

Göğüs İncelemelerinde Farklı Tüp Voltajının Tüm Vücut Dozu ve Görüntü Kalitesine Etkisinin Termoluminesans Dozimetrelerle Değerlendirilmesi

Duygu YAVUZ*¹, Eren ŞAHİNER¹, Engin AŞLAR¹, Niyazi MERİÇ¹

¹Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, 06100, Ankara, Türkiye

(Alınış / Received: 20.01.2021, Kabul / Accepted: 07.11.2021, Online Yayınlanma / Published Online: 25.12.2021)

Anahtar Kelimeler

Termoluminesans (TL),
Termoluminesans dozimetre
(TLD),
Dijital Radyografi,
Görüntü kalitesi,
Rando fantom

Özet: Tanısal radyolojide görüntü kalitesi önemli bir rol oynamaktadır. Dijital görüntülemenin, görüntüleri sayısal olarak elde etme, işleme ve saklama gibi avantajları vardır. Dijital dedektörlerin geniş dinamik aralığa sahip olması, daha iyi kalitede görüntülerin elde edilmesine olanak sağlar. Ancak hasta dozunda artışa sebep olabilmektedir. Bu nedenle görüntü kalitesi optimizasyonunun, doz ölçümleri ile beraber yürütülmesi gerekmektedir. ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre ışınlama, gerekli tanısal bilgileri elde etmek için ayarlanmalıdır ve hastaya verilen radyasyon dozu mümkün olduğunca en az seviyede tutulmalıdır. Bu durum, görüntü kalitesi ve hasta dozu arasında optimizasyon olması gerekliliğini ortaya koymaktadır. Bu çalışmada, dijital radyografide yaygın olarak yapılan göğüs incelemelerinde görüntü kalitesi (Image Quality, IQ) ile hasta dozu arasındaki ilişki araştırılmıştır. Buna bağlı olarak, farklı demet kaliteleri için sabit dedektör dozunda tüm vücut etkin dozu (Effective Dose, ED) ve cilt dozu (Entrance Skin Dose, ESD) hesaplanmıştır. Aynı zamanda farklı tüp voltajlarının ve farklı dedektör dozlarının klinik görüntü kalitesi üzerine etkisi, % kontrast hesabı ve görünürlük indeksi (Visible Index, VI) ile düşük kontrast analizi yapılarak incelenmiştir. Bununla birlikte, termoluminesans (TLD-100, TLD-100H) dozimetrelerinin bu tür çalışmalarda kullanılabilirliği araştırılmıştır. Deneysel ve sayısal olarak elde edilen ölçüm sonuçlarına göre, en düşük tüp voltajı (70 kVp) ile en yüksek tüp voltajı (120 kVp) arasındaki kontrast farkı %67,48 ile %57,29 aralığında değişmektedir. Azalan tüp voltajı ile fotoelektrik etki daha baskın hale gelir ve saçılan foton miktarı azalır. Saçılan fotonların azalması sayesinde görüntü kontrastında iyileşme gözlenmiştir. Artan tüp voltajı ile görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerinin azaldığı görülmüştür ve bu sonuç, azalan tüp voltajlarında görüntü kalitesinin iyileştiği anlamı taşımaktadır. Çalışmanın diğer temel veri kaynağı olan lüminesans dozimetrelerde, TLD-100 ile gerçekleştirilen ölçümlerde, cilt giriş ve cilt çıkış değerleri arasındaki oran 1,24 olarak bulunmuştur. İki değer kıyaslandığında anlamlı bir fark olmadığı gözlenmiştir. TLD-100H'dan elde edilen cilt giriş değeri ile cilt çıkış değeri arasındaki oran ise yaklaşık olarak 17 kattır. Bu sonuç, TLD-100H'ın TLD-100'e göre daha yüksek hassasiyetinin olduğunu doğrulamaktadır. Düşük dozun söz konusu olduğu durumlarda ve diagnostik enerji çalışma aralığında TLD-100H dozimetrelerin daha kullanışlı olduğu gösterilmiştir.

Evaluation Of Different Tube Voltage Effect On Effective Dose and Image Quality For Chest Examinations With Thermoluminescence Dosimeters

Keywords

Thermoluminescence (TL),
Thermoluminescence
dosimeter (TLD),
Digital Radiography,
Image Quality,
Rando phantom

Abstract: Image quality plays a significant role in diagnostic radiology. Digital imaging has advantages such as obtaining images digitally, processing and storing. The wide dynamic range of digital detectors provides a opportunity to better quality images to be obtained, however, it may cause an increase in patient dose. Therefore, image quality optimization must be performed in conjunction with dose measurements. According to the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle, irradiation should be adjusted to obtain required diagnostic informations, and the radiation dose to the patient should be kept as low as possible. This situation reveals the requirement of optimization between image quality and. patient dose. In this study, the relationship between image quality and patient dose was investigated in chest examinations, which are performed commonly on digital

radiography. Accordingly, whole body effective dose (ED) and entrance skin dose (ESD) was calculated for different beam qualities. At the same time, the effect of different tube voltages and different detector doses on clinical image quality was examined by performing “% contrast calculation” and low contrast analysis with VI (Visible Index). In the meantime, the usability of thermoluminescent dosimeters (TLD-100, TLD-100H) in such studies has been investigated. According to the experimental and numerical measurement results, the contrast difference between the lowest tube voltage (70 kVp) and the highest tube voltage (120 kVp) varies from 67,48 % to 57,29 %. With decreasing tube voltage, the photoelectric effect becomes more dominant and the amount of photons scattered decreases. An improvement in image contrast has been observed by virtue of the fact that scattered photons reduce. It has been observed that the VI value decreases with increasing tube voltage, and this result means that the image quality improves with decreasing tube voltages. In the measurements performed with TLD-100 luminescence dosimeter, which is the other data source of the study, the ratio between skin entrance and skin out values was found to be 1,24. No significant difference was observed when two values were compared. The ratio between entrance ve out, which is obtained from TLD-100H, is approximately 17 times. This result confirmed that a meaningful result can be obtained with TLD-100H dosimeter and its usage in low dose areas and diagnostic energy range due to their high sensitivity.

1. Giriş

Radyoaktivitenin keşfinden hemen kısa bir süreden beri, iyonlaştırıcı radyasyon, hastalıkların tanı ve tedavisi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu kapsamda farklı enerjilerde X-ışınları demetlerinin kullanımı oldukça yaygındır. X-ışınları, vücut içerisinde doku ve organlar ile etkileşerek, farklı diferansiyel azalıma neden olur ve bu azalım farkı, X-ışını görüntüleme sistemleri ile anatomik bilgi taşıyan anlamlı bir görüntüye dönüştürülür.

X-ışını içeren tüm radyolojik incelemeler, hastaya radyasyon dozu vermektedir. Radyasyon dozuna maruz kalmanın, belirli bir eşik değeri üzerinde ise deterministik etki olasılığını artırdığı bilinmektedir. Bu sebeple hasta dozu mümkün olduğunca en az seviyede tutulmalıdır. Diğer taraftan, çok düşük ışınlama seviyeleri, görüntü kalitesini önemli derecede azaltmaktadır. Film-ekran sistemlerinde, çok yüksek doz seviyelerinde, görüntü doyuma ulaşarak bozulmaya uğramaktadır. Bu filmlerin bir özelliğidir. Dijital görüntüleme, görüntülerin sayısal olarak elde edilmesi, işlenmesi ve arşivlenmesi açısından avantaja sahiptir fakat bu sistemlerde dozun artması, klinik görüntü kalitesinde iyileşme sağlarken, diğer taraftan hastanın gereğinden fazla radyasyon dozu almasına sebep olabilmektedir [1]. Bu nedenle görüntü kalitesi ve hasta dozu arasında optimizasyon sağlanmalıdır. Dozu azaltmaya yönelik tüm girişimlerde, görüntü kalitesi kritik olduğundan, doz azalımı, tanısal sonucu tehlikeye sokmamalıdır. Sonuç olarak bir radyografik işleyişi optimize ederken görüntü kalitesini takip etmek hayati önem taşımaktadır [2].

Dünyada en sık yapılan tanısal incelemelerin başında göğüs radyografisi gelmektedir. Göğüs bölgesi, farklı anatomik yapılara (kemik, yumuşak doku, hava) sahip olması nedeniyle, teknik olarak en zor incelemelerden

biridir. Günümüzde çoğu klinikte göğüs incelemeleri yüksek kilovoltaj tekniği kullanılarak yapılmaktadır. Ancak yapılan çalışmalar incelendiğinde, göğüs incelemeleri için optimum tüp voltajı değerinin daha düşük aralıklarda olması gerektiği vurgulanmıştır [3-5]. Bu bulgular, hastaya verilen radyasyon dozunun sabit bir görüntü kalitesi seviyesinde azaltılması için kullanılabilir [6]. Buna bağlı olarak, bu çalışmanın amacı, farklı demet kaliteleri ile klinik görüntü kalitesinin değişimini araştırmaktır. Ek olarak çalışmada, görüntü kalitesinin doza bağlı değişimi de incelenmiştir. Farklı dedektör dozlarında görüntüler alınarak, etkin dozdaki değişime karşılık, klinik görüntü kalitesinin ne kadarlık bir iyileşme gösterdiği kontrast detay analizi yapılarak araştırılmıştır.

Tanısal radyolojide uygun dozimetre kullanımı çok önemlidir. Uygun dozimetreler kullanılarak yapılan doz değerlendirmesi, radyasyondan korunma optimizasyonunda ve tanısal radyolojide özellikle önemlidir. Lüminesans dozimetreler gerek hastaya verilen radyasyon dozunun belirlenmesinde, gerek çalışan personelin maruz kaldığı radyasyon miktarının rutin olarak ölçülmesinde büyük önem taşımaktadır. TLD-100 (LiF:Mg,Ti) ve TLD-100H (LiF:Mg,CuP), küçük boyutlu ve yüksek hassasiyetli dozimetrelerdir. Doku eşdeğeri olmaları ve görüntüyü etkilememeleri sayesinde hasta ya da fantom üzerine rahatlıkla yerleştirilebilmektedirler.

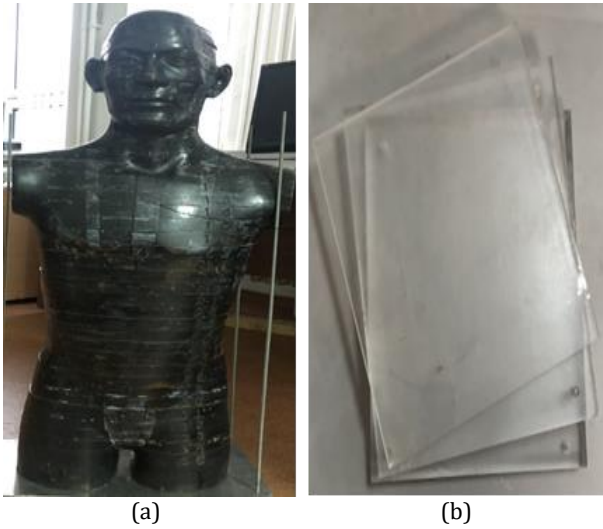
Diagnostik enerji aralığında TLD-100 ile yapılan çalışmalara sıklıkla rastlanırken, TLD-100H ile yapılan çalışmalar oldukça kısıtlıdır. Bu çalışmanın önemli bir diğer amacı ise, kullanılan Termoluminesans dozimetrelerin (TLD-100 ve TLD-100H) düşük doz aralıklarında kullanılabilirliğinin ayrı ayrı incelenmesidir. Bu amaçla, her iki dozimetre uygun okuma parametrelerine göre kalibre edilerek fantom üzerine yerleştirilmiş ve farklı demet kaliteleri için sabit dedektör dozunda tüm vücut etkin dozu

(Effective Dose, ED) ve cilt dozu (Entrance Skin Dose, ESD) hesaplanmıştır. Yapılan çalışmalar TLD-100H dozimetrelerinin, TLD-100'e göre düşük doz aralıklarında yüksek hassasiyetlerinden dolayı daha etkili olduğunu vurgulamıştır [7, 8].

2. Materyal ve Metot

2.1. Fantomlar

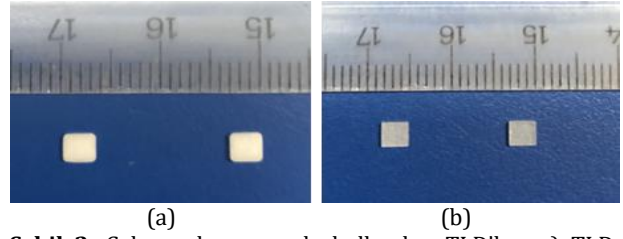
İnsan eşdeğeri fantomlar, detaylı doz dağılımları elde etmek için yaygın şekilde kullanılmaktadır. Doku eşdeğeri olmaları, kullanım kolaylığı ve dozimetrik özelliklerinin iyi olması bu tür fantomların tercih edilebilirliğini gösterir [9]. Bu çalışmada doz ölçümleri için RANDO fantom ve görüntü kalitesi değerlendirmeleri ile kontrast detay analizi için Polimetil metakrilat (PMMA) fantom kullanılmıştır (Şekil 1). Yetişkin göğüs fantomunun PMMA eşdeğeri Bacher vd. (2005), Honey vd. (2005)'in çalışmalarında 10 cm kabul edilmiştir [10,11]. Yalçın ve Olğar (2018), Bor vd. (2019) çalışmalarında SpekCalc.'den hesaplandığında yaklaşık olarak 15 cm'ye karşılık gelmektedir [12, 13]. Bu nedenle çalışma kapsamında göğüs incelemeleri için, PMMA kalınlığı 15 cm olarak kabul edilmiştir.



Şekil 1. Kullanılan fantomlar; a) Alderson RANDO Fantom, b) PMMA Fantom

2.2. Termolüminesans dozimetreler

Bu çalışma kapsamında iki tür termolüminesans dozimetre (TLD-100H ve TLD-100) kullanılmıştır. Her iki dozimetre de aynı boyutlarda olup (3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm) 55 adet LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) (Şekil 2a) ve 73 adet LiF:Mg,Ti (TLD-100) (Şekil 2b) kullanılmıştır. Dozimetreler Tablo 1'de yer alan okuma parametrelerine göre okunmuştur. Çalışmada Harshaw marka TLD okuyucu sistemi ve bu sisteme bağlı WinREMS yazılım programı, ayrıca TLD'lerin sıfırlanarak tekrar kullanıma hazır hale gelmesi için PTW Marka Tldo Model TLD Fırını kullanılmıştır [14].



Şekil 2. Çalışma kapsamında kullanılan TLD'ler; a) TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P), b) TLD-100 (LiF:Mg,Ti)

Tablo 1. Dozimetrelerle ait okuma prosedürü. (TLD-100 için McKeever vd. (1995) çalışmasında önerildiği şekilde kullanılmıştır [15]. Ayrıca TLD-100H için ön ısıtma değeri Lucas vd. (2014) çalışmasında önerildiği gibi uygulanmıştır [16].

Okuma Prosedürü	Kullanılan Dozimetreler	
	TLD-100H	TLD-100
Tavlama	240°C'de 10 dakika (fırında)	400°C'de 1 saat + 100°C'de 2 saat (fırında)
Ön ısıtma	135°C'de 10 saniye (cihazda)	100°C'de 10 dakika (fırında)
Okuma	Maks. Sıcaklık= 240°C Isıtma Hızı $\beta=10^\circ\text{C}/\text{s}$ Zaman=13s	Maks. Sıcaklık=300°C Isıtma Hızı $\beta=10^\circ\text{C}/\text{s}$ Zaman=26s

2.3. Görüntüleme sistemi

Tanı amacıyla kullanılan x-ışını cihazlarının kalibrasyonu ve kalite testleri son derece önemlidir. Kalite kontrol testleri, görüntüleme sistemlerinin performanslarındaki varyasyonları en aza indirerek, standartlara uygun kalitede görüntü elde etmeye olanak sağlar. Kullanılan cihazların kalite testlerinin, uygun prosedürlere göre düzenli olarak yapılması, cihazların yanlış sonuçlar vermesini engellemektedir. Aynı zamanda çalışanların ve hastaların gereğinden fazla doz almalarının da önüne geçilmektedir. Çalışmada, GE Silhouette VR Jeneratör Carestream DRX-1C marka indirekt dijital radyografi kullanılmıştır ve deneysel ölçümler öncesinde, kullanılan x-ışını cihazının kalite kontrol testleri yapılmıştır. Çalışmada kullanılan görüntüleme sisteminin özellikleri aşağıda Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2. Çalışma kapsamında kullanılan konvansiyonel x-ışını görüntüleme sisteminin özellikleri

Jeneratör	GE Silhouette VR
Dedektör Marka	Carestream DRX-1C
Dedektör Tipi	Flat-Panel Dedektör
Dönüştürme Fosforu	Pixelated CsI
Piksel Boyutu(mm)	0,139
X-ışın Tüpü	Varian RAD-12
Grid Tipi	Sabit
Grid Oranı	10:1
Odak-Nokta Boyutu(mm)	0,6/1,2
Matris Boyutu	3072x2560
Doğal Filtrasyon	>2,5mm Al /80kVp
kVp/mA	40-150kV-en fazla 630mA

2.4. Termoluminesans dozimetrelerin kalibrasyon işlemi

TLD'ler x-ışın tüpünün odak noktasından 108 cm uzaklığa yerleştirilerek 80 kVp, 50 mAs ışınlama parametrelerinde, 20 mGy doz alacak şekilde ışınlanmıştır. Dozimetrelerin birbirlerinden sapmalarını en aza indirmek ve en yakın şiddetteki dozimetreleri seçmek için benzer işlemler 3 kez tekrarlanmıştır. İlk olarak TLD'lerin lüminesans şiddetlerinin (okuma değerlerinin) aynı olması için her bir TLD'ye özgü düzeltme faktörleri element correction coefficient (ECC) bulunmuştur. Son olarak TLD'lerden elde edilen sayım değerinden, soğurulan radyasyon miktarına geçiş için kullanılan reader calibration factor (RCF) değerleri bulunarak kalibrasyon işlemi tamamlanmıştır.

2.5 Dozimetrik ölçüm yöntemleri

2.5.1 Giriş dozu (ESD) ölçümlerinden etkin dozun hesaplanması

Radyografik ışınlamalarda, cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose, ESD) hastanın aldığı dozu belirlemede önemli bir faktördür. Tanısal radyoloji işlemlerinde radyografi başına hasta dozları en iyi şekilde ESD ile tanımlanır. ESD, hasta üzerine yönelen x-ışını demetinin merkezindeki cilt giriş dozunu temsil eder. İyonize radyasyon ile ışınlanan bölgedeki doku ve organlar ile doğrudan etkileşen ve saçılan ışın demetlerinin toplamıdır [17]. Hastanın cildinde ölçülen doz miktarı, daha derindeki dokulardan bir geri saçılım kesri içerecektir. Giriş dozuna bu etki, fantom ya da hasta olmadığında basit hava okumalarının içerisinde dahildir. RANDO fantom üzerinde göğüs bölgesine karşılık gelecek şekilde cilt üzerine yerleştirilen TLD'lerden okunan doz değerleri direkt olarak ESD'yi vermektedir. Bu nedenle herhangi bir geri saçılım faktörü uygulanmaz. Çalışmada, etkin doza geçiş için cilt giriş dozu (ESD) yöntemi kullanılmıştır. ESD değerlerinden, etkin doz (ED) değerlerine geçmek için dönüşüm katsayıları kullanılır. Göğüs bölgesi için kullanılan dönüşüm katsayıları Tablo 4'te ESD-ED dönüşüm faktörleri başlığı altında verilmiştir [18].

2.5.2 Göğüs bölgesi için organ dozlarının hesaplanması

Göğüs bölgesi için belirlenen kritik organlar akciğer, mide ve karaciğerdir. Göğüs bölgesi 10. Kesit ile 24. Kesit arasında yer almaktadır. RANDO fantom üzerinde her bir organ için belirtilen kesitlerdeki deliklere daha önceden yan yana üç adet TLD gelecek şekilde paketlenip numaralandırılan TLD'ler yerleştirilmiştir. Her TLD okumasından ayrı ayrı doz değerleri elde edilerek organın aldığı toplam doz eşitlik 2.1'de verildiği gibi hesaplanmıştır.

$$D = \sum F_i \times D_i \quad (2.1)$$

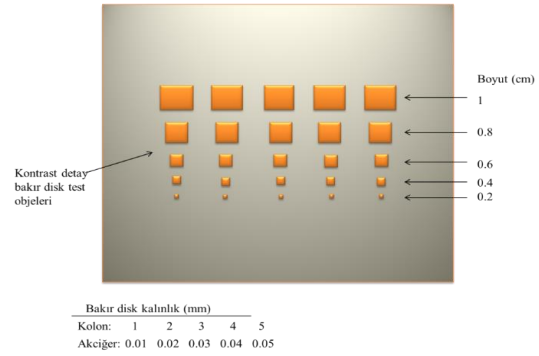
D=Organın aldığı toplam doz

F_i=İlgilenilen kesit için kütle ağırlık faktörü

D_i=Her bir kesit için o kesitte bulunan tüm TLD'lerden elde edilen doz değerlerinin ortalaması

2.6 Görüntü kalitesi ölçüm yöntemleri

Görüntü kalitesinin sayısal olarak değerlendirilmesinde göğüs bölgesine karşılık gelen 15 cm kalınlığındaki PMMA fantom kullanılmıştır. Fantom üzerine farklı boyutlarda ve farklı kalınlıklarda bakır levhalar yapıştırılmıştır (Şekil 3). Dedekte edilebilen en küçük ayrıntıya göre bir görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değeri hesaplanmış ve düşük kontrast analizi yapılmıştır [11, 19].



Şekil 3. Görüntü kalitesi değerlendirmesi için hazırlanan PMMA fantomu [20]

Görüntü kalitesi değerlendirmesinin ilk aşamasında, klinik şartlarda farklı demet kalitelerinde RANDO fantom üzerinde akciğer görüntüleri alınarak yüzde kontrast (%C) değerleri (2) eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır.

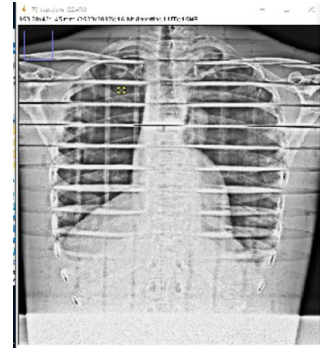
$$\%C = \frac{m_{(y,d)} - m_{(k)}}{m_{(y,d)}} \times 100 \quad (2)$$

Burada,

C= kontrast,

m_(y,d)= yumuşak dokudaki ortalama pixel değeri,

m_(k)= kemikteki ortalama pixel değeridir.



Şekil 4. Kontrast hesabı için alınan akciğer görüntüsü (görüntü 70 kVp, 10 mAs kullanılarak çekilmiştir)

Çalışmada yine görüntü kalitesinin bir göstergesi olarak farklı dedektör dozlarında ve farklı demet kalitelerinde görünürlük indeksi (Visible Index, VI), (3) nolu eşitlik kullanılarak hesaplanmıştır.

Görünürlük indeksi (Visible Index, VI), beş farklı detay (bakır) grubunun sayısı (N), referans görüntü ve ilgilenilen görüntüdeki görünür en küçük detay boyutunun eşik kalınlığının ortalamaları alınarak hesaplanmıştır [11, 19]. Görüntü kalitesi değerlendirilmesinin doğru şekilde yapılabilmesi ve hata payını en aza indirebilmek için ışınlama aynı parametrelerde ve aynı koşullarda artarda 4 kez tekrarlanmıştır.

$$VI = \frac{1}{N} \sum_{A=1}^N \frac{\text{Kalınlık (A)}_{\text{image}}}{\text{Kalınlık (A)}_{\text{referans}}} \quad (3)$$

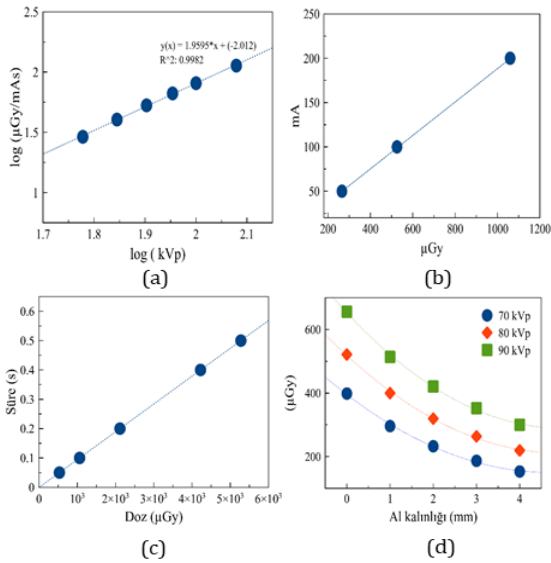
Referans görüntü verisi olarak klinik şartlarda kullanılan 120 kVp ve 2,5 µGy dedektör dozu seçilmiştir ve her bir kVp değerinde (70 kVp, 80 kVp, 90 kVp ve 100 kVp) fantom görüntüleri alınarak görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerinin sabit dedektör dozunda farklı tüp voltajlarında değişimi incelenmiştir.



Şekil 5. Görünürlük indeksi (Visible Index, VI) hesabı için PMMA fantom üzerinde elde edilen görüntüler

2.7. X-ışını sistemi kalite kontrol testleri

Deneysel ölçümlere başlamadan önce kullanılan x-ışını cihazının tüp çıkışı kalite kontrol testleri yapılmıştır (Şekil 6). Elde edilen sonuçlar uluslararası raporlarda belirtilen kabul sınırları ile uyumludur [1, 17, 21].

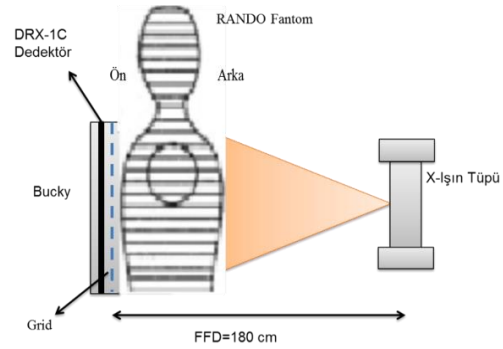


Şekil 6. Kalite kontrol kapsamında yapılan tüp çıkışı testleri; a) Tüp çıkışının tüp voltajı (kVp) ile değişimi, b) Tüp çıkışının tüp akımı (mA) ile değişimi, c) Tüp çıkışının ışınlama süresi ile değişimi, d) Al kalınlığı – ışınlama grafiği

2.8 Cilt giriş ve cilt çıkış şiddet değerlerinin bulunması

Cilt giriş ve çıkış ölçümü için, odak dedektör mesafesi (Focus-Dedector Distance, FDD) 180 cm olacak şekilde RANDO fantom bucky önüne yerleştirilmiştir (Şekil 7). 3 adet TLD-100H, birbirine değmeyecek şekilde paketlenmiştir. RANDO fantomun cilt girişine ve cilt çıkışına, merkeze gelecek şekilde yerleştirilerek 80 kVp, 8 mAs olacak şekilde ışınlanmıştır.

İkinci aşamada ölçüm, aynı ışınlama koşullarında ve aynı ışınlama parametrelerinde TLD-100 dozimetreleri ile gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 3'de verilmiştir.



Şekil 7. Çalışmada kullanılan ölçüm geometrisi

3. Bulgular ve Tartışma

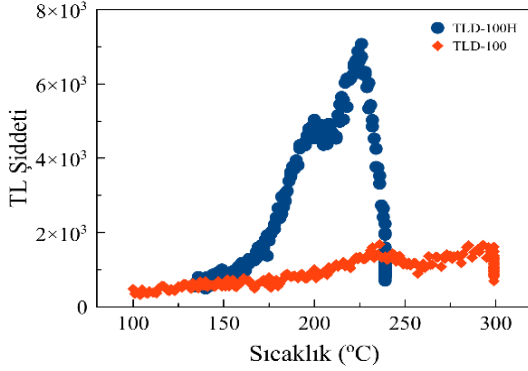
Çalışmanın ilk aşamasında, RANDO fantom üzerinde cilt girişine ve cilt çıkışına konumlandırılan TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerinden ölçümler alınmıştır. Elde edilen sonuçlar tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3. TLD-100H ve TLD-100 dozimetreleri ile yapılan cilt giriş/cilt çıkış ölçümü

TLD Yerleştirilen Bölge	Lif:Mg,Cu,P TLD-100H (nC)	Lif:Mg,Ti TLD-100 (nC)
Cilt Giriş	45,34±0,68	14,7±5,51
Cilt Çıkış	2,67±0,35	11,8±3,77

Her iki dozimetre de diagnostik enerji aralığında, aynı parametrelerde ışınlanmasına rağmen, TLD-100 ile gerçekleştirilen ölçümlerde, cildin girişinde ve çıkışında ölçülen değerler arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmektedir. Cilt giriş ve cilt çıkış değerleri neredeyse aynıdır. Ancak TLD-100H dozimetreleri ile aynı işlemler tekrarlandığında, cilt giriş ve cilt çıkış arasında hata sınırları içerisinde anlamlı bir fark görülmüştür. Bu sonuç, iki dozimetre arasındaki hassasiyet farkını ortaya koymaktadır. İnsan vücudu farklı anatomik yapılara sahiptir. Vücut içerisinde doku ve organlar ile etkileşen x-ışınları, farklı diferansiyel azalıma sahiptir. Dolayısıyla radyasyon vücut içerisine nüfuz ettikten sonra, farklı doku ve organlar ile etkileşerek azalıma uğrar ve soğurulur. Bu nedenle cilt giriş dozu ile cilt çıkış dozu arasında fark olması beklenir. Şekil 8'de yer alan ışınma eğrileri incelendiğinde, TLD-100 ile yalnızca background

seviyelerinde (doz ile pik oluşmamış) bir ışımaya eğrisi elde edilmiştir. Ancak TLD-100H ile background seviyesinden farklı olarak, dozla ilişkili bir ışımaya eğrisi elde edilmiş ve doz değerlendirmesi yapılabilmektedir. Bu sonuç, TLD-100H dozimetrelerinin, TLD-100 dozimetrelerine göre diagnostik enerji aralığında ve düşük doz alanlarında, yüksek hassasiyetle cevap verdiğini ortaya koymuştur. Bu nedenle çalışmanın diğer kısımlarında TLD-100H dozimetreleri ile devam edilmiştir.



Şekil 8. TLD-100H ve TLD-100 dozimetrelerine ait cilt giriş ve cilt çıkış ölçümlerinden elde edilen ışımaya eğrileri (dozimetreler 120 kVp tüp gerilimi, 2 mAs tüp akımında ışınlanmıştır)

Sina vd. (2014) çalışmalarında, cilt giriş dozunun elde edilmesinde TLD-100H dozimetresinin kullanılabilirliğini doğrulamışlardır. TLD-100H ile elde edilen sonuçlar TLD-100 ile kıyaslanmıştır. Çalışmada, tüm TLD'ler standart prosedürlere (TLD-100H için 240°C'de 10 dakika, TLD-100 için 400°C'de 1 saat ardından 100°C'de 2 saat) göre tavlansmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, TLD-100H dozimetrelerinin TLD-100'e göre daha hassas olduğu (sinyal(nC)/doz) ve düşük doz aralıklarında daha etkili oldukları vurgulanmıştır. Düşük doz alanlarında yüksek doz hassasiyetinden dolayı TLD-100H dozimetreleri önerilmektedir [8].

Dong vd. (2002) yaptıkları çalışmada tanısal radyoloji aralığında TLD-100H ve MOSFET'in dozimetrik özelliklerini incelemişlerdir. TLD-100H dozimetreleri ışınlama öncesinde, tanısal radyoloji aralığında kalibre edilmiştir. Geleneksel tanı prosedürlerinde ortalama ESD 20 mGy'in altında olduğu için her iki dozimetre 20mGy ile ışınlanmıştır. Bizim çalışmamızda da kalibrasyon işlemi için kullanılan TLD'ler 20 mGy doz alacak şekilde ışınlanmıştır. ESD değerlerine ulaşmak için, bizim çalışmamızdan farklı olarak her iki dozimetre geri saçılım ortamını simule eden katı su fantomuna yerleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, kalibrasyon faktörlerinin TLD-100H dozimetrelerine uygulanmasının, özellikle düşük doz alanlarında çok önemli olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da kalibrasyon faktörleri elde edilen sonuçlara uygulanmıştır. Bu şekilde TLD hassasiyetinde oluşabilecek varyasyonların önüne geçilmiştir. Çalışmada, TLD-100H dozimetrelerinin 40-125 kVp aralığında yüksek hassasiyet ve düşük

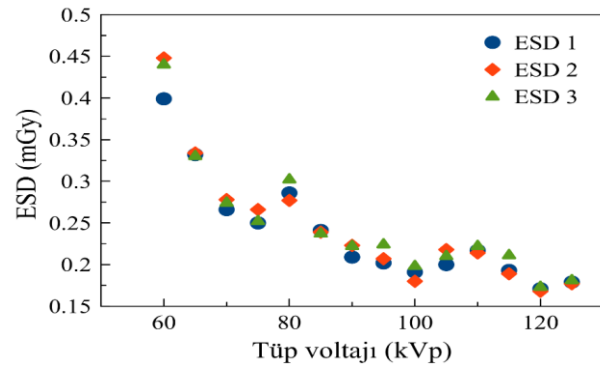
enerji bağımlılığı gibi avantajlara sahip olduğu vurgulanmıştır. Düşük doz alanlarında doğrusal yanıt vermeleri TLD'lerin kafatası, göğüs gibi tanısal işlemlerde kullanılmasını uygun hale getirmiştir [22].

Fernandez vd. (2016) yaptıkları çalışmada, CaSO₄:Dy ve TLD-100H disklerinin düşük doz aralığında termoluminesans özelliklerini incelemişlerdir. Hassasiyetin, kullanılan ışınlama parametrelerine göre ciddi derecede değişkenlik göstereceği düşünüldüğünden, elde edilen hassasiyet değerleriyle ilgili sonuçlar literatürle kıyaslanmamıştır. Sonuç olarak, TLD-100H ve CaSO₄:Dy'nin tanısal radyolojide kullanılan düşük doz aralığında, ölçümler için uygun olduğu düşünülmüştür ve iyonize radyasyonun kullanıldığı sağlık alanlarında kullanılmasını önerilmiştir [7].

3.1. Dozimetrik ölçüm sonuçları

3.1.1. Cilt giriş dozu (ESD) sonuçları

Ölçümler, sonuçların tekrarlanabilirliğini ve güvenilirliğini ölçmek için, TLD-100H dozimetreleri kullanılarak, aynı parametrelerde ve koşullarda 3 kez tekrarlanmıştır. TLD'ler, her 3 ölçümde de birbirine çok yakın değerlerde sonuç vermiştir. Bu, TLD'lerin ölçüm hassasiyetinin yüksek olduğu anlamı taşımaktadır. Şekil 9'a göre, artan tüp voltajı ile x-ışın demetinin giriciliği arttığından, cilt girişinde soğurulan düşük enerjili foton sayısı azalmaktadır. Bu nedenle 120 kVp de en düşük cilt giriş dozu elde edilmiştir.



Şekil 9. Cilt giriş dozlarının tüp voltajı (kVp) ile değişimi

3.1.2. ESD ölçümlerinden elde edilen etkin doz sonuçları

Çalışmada kullanılan kVp aralığı (70 kVp-120 kVp) için etkin doz değerleri 0,027 mSv ile 0,028 mSv arasında değişim göstermiştir. Ölçümler klinik koşullar esas alınarak gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle 2,5 µGy sabit dedektör dozunda ölçümler alınmıştır. Tüp voltajı artarken, mAs değerleri azaltılmıştır. Böylece kVp ile mAs'ın birbirini dengelemesi sağlanmıştır. Etkin doz, bütün kVp değerlerinde mümkün olduğunca aynı tutulmaya çalışılmıştır. mAs

Tablo 4. ESD yöntemi ile elde edilen etkin dozun tüp voltajı ile değişimi

Tüp Voltajı (kVp)	Tüp Akımı (mA)x Işınlama Süresi (s)mAs	Giriş Dozu ESD (mGy)	*ESD-ED Dönüşüm Faktörleri [12]	Etkin Doz ED (mSv)	Eff.Dose Programı (ED) (mSv)	%Sapma
70	10,0	0,273±0,006	0,100	0,027	0,030	%10
80	8,0	0,288±0,012	0,115	0,033	0,040	%17
90	5,0	0,218±0,008	0,128	0,028	0,030	%7
100	3,2	0,190±0,009	0,142	0,027	0,030	%10
120	2,0	0,171±0,003	0,163	0,028	0,030	%7

değerleri, cihazın izin verdiği belirli mAs aralıklarında ayarlanabildiğinden, tüm kVp'lerde birebir aynı etkin doz elde edilememiştir. Sabit dedektör dozunda, etkin doz değerlerinde gözle görülen bir fark olmamalıdır. Dedektör dozu, her bir kVp değerinde sabit tutulduğundan (2,5 µGy) ve mAs değerleri etkin doz aynı kalacak şekilde seçildiğinden, etkin doz değerlerinin birbirine olabildiğince yakın çıkması beklenir. Tablo 4'te elde edilen bulgular bunu desteklemektedir.

Tinberg ve Sjöström (2003) farklı görüntü plakaları kullanarak göğüs ve pelvis incelemeleri için etkin doz başına düşen en iyi klinik görüntü kalitesini veren optimum tüp voltajını araştırmışlardır. Çalışmada 7 mm Al filtre kullanılmıştır. Etkin doz, ilgili dönüşüm faktörleri ile DAP (Dose Area Product)'dan hesaplanmıştır. Bu çalışmada etkin doz, ilgili dönüşüm faktörleri kullanılarak ESD yöntemi ile hesaplanmıştır. En düşük tüp voltajında (70 kVp, 32 mAs) elde edilen etkin doz (ED) değeri ile en yüksek tüp voltajında (125 kVp, 6,3 mAs) elde edilen etkin doz değeri 18,9 µSv ile 20,6 µSv aralığında değişim göstermiştir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi seçilen mAs değeri aralıklarına göre ED değeri ufak farklılıklar göstermiştir. Aynı zamanda yapılan çalışmada elde edilen ED değeri tüm kVp'lerde ortalama 19,4 µSv bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ED değerleri ortalama 28,6 µSv 'dir. Aradaki bu farkın sebebi, yapılan çalışmada 7 mm Al ek filtre kullanılmasından ve dedektör dozlarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada her iki bölge için de azalan kVp ile sabit bir etkin doz seviyesinde görüntü kalitesinin arttığı bulunmuştur [4].

3.1.3. Organ dozu aracılığı ile etkin dozun hesaplanması

Eşdeğer doz, her bir organ dozunun radyasyon ağırlık faktörü ile çarpılması ile hesaplanmıştır [23]. Farklı tüp voltajlarında elde edilen eşdeğer doz değerleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

Akciğer için yapılan doz hesapları en düşük (70 kVp) ve en yüksek (120 kVp) tüp voltajlarında 0,0126 mSv ile 0,0089 mSv aralığında değişim göstermiştir. Organ dozlarının akciğer bölgesinde birbirinden farklılık göstermesi beklenen bir sonuçtur. Çünkü akciğerler havadan oluşmaktadır. Artan kVp ile demet giriciliği artmaktadır. Dolayısıyla bu, soğurulan dozun azalmasına sebep olmaktadır. Karaciğer bölgesinde

elde edilen eşdeğer doz değerleri en düşük tüp voltajında (70 kVp) 0,0028 mSv ve en yüksek tüp voltajında (120 kVp) 0,0022 mSv olarak bulunmuştur. Mide bölgesinde elde edilen eşdeğer doz değerleri ise en düşük ve en yüksek tüp voltajlarında 0,0049 mSv ile 0,0048 mSv arasında değişim göstermiştir. Karaciğer ve mide bölgelerinde belirgin bir artış azalış yoktur. Bunun sebebi olarak akciğere göre daha yoğun olmaları düşünülmektedir.

Tablo 5. Hesaplanan eşdeğer doz değerleri

Tüp Voltajı (kVp)	Eşdeğer Doz (mSv)		
	Akciğer	Karaciğer	Mide
70	0,0126	0,0028	0,0049
80	0,0126	0,0025	0,0046
90	0,0098	0,0016	0,0056
100	0,0091	0,0024	0,0042
120	0,0089	0,0022	0,0048

Tablo 6'daki sonuçlara göre, organ dozlarından elde edilen etkin doz değerleri, ESD yöntemiyle elde edilen etkin doz değerlerine göre daha düşük çıkmıştır. Bunun sebebi çalışmada, göğüs bölgesinde 3 kritik organın hesaba katılmış olmasıdır.

Tablo 6. Organ dozlarından hesaplanan etkin doz (ED) değerleri

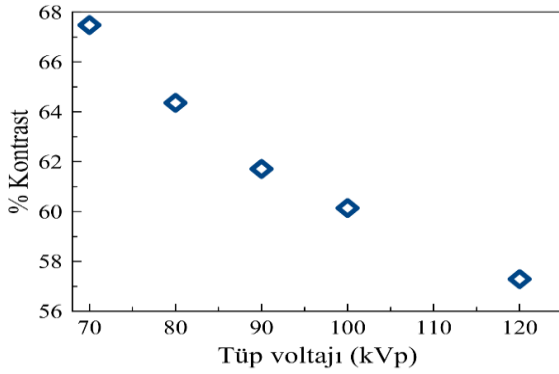
Tüp Voltajı (kVp)	ED (mSv)
70	0,0200
80	0,0197
90	0,0170
100	0,0157
120	0,0159

3.2. Görüntü kalitesi ölçüm sonuçları

Akciğer incelemelerinde yüksek kVp tekniği kullanılmaktadır. Göğüs bölgesi hareketli organlardan oluştuğundan, yüksek kVp kullanımı ile ışınlama süresi azaltılabilmektedir. Böylece hareket nedeniyle oluşabilecek görüntü kusurları engellenmiş olmaktadır. 120-140 kVp mertebesindeki tüp voltajlarında, kaburgaların kontrastı azalmaktadır. Bu akciğer alanı altında kalan yumuşak doku yapılarının değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır [1]. Ancak geniş dinamik aralık sunan dijital dedektörlerde düşük tüp voltajlarında iyi kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Dünyada, akciğer incelemelerinin düşük demet kalitelerinde yapılabileceğine dair çalışmalar mevcuttur [3, 4, 19].

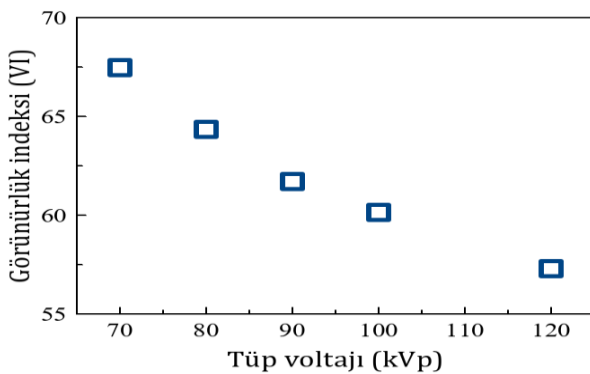
Şekil 10'a göre, artan tüp voltajı ile görüntü kontrastı düşmüştür. Bu sonuç, dijital radyografide, genel

görüntü kalitesinin ve anatomik yapıların değerlendirilmesinde, düşük tüp voltajı tekniğinin kullanımının, daha üstün bir kontrast sağladığını göstermektedir. Buna bağlı olarak düşük tüp voltajı ile görüntü kalitesinin arttığı görülmüştür. Düşük kVp kullanımı, dokularda saçılımın azalmasına ve soğurulmanın artmasına neden olur. Bu durum klinik görüntü kalitesinin iyileşmesine olanak sağlamıştır. Moore ve arkadaşları (2013) klinik göğüs incelemelerinde görüntü kalitesini 50 ile 120 kVp aralığında değerlendirmişlerdir. mAs değerleri yaklaşık olarak 0,011 mSv etkin doz üretecek şekilde ayarlanmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar, bizim sonuçlarımıza paraleldir. Düşük tüp voltajlarının eşleştirilmiş etkin doz için üstün görüntü kalitesi sağladığı vurgulanmıştır [3].



Şekil 10. Kontrastın farklı tüp voltajları ile değişimi

Şekil 11'den elde edilen sonuca göre, görünen en küçük detay boyutuna göre yapılan hesaplamalarda, demet kalitesi arttıkça daha az boyutun seçilebildiği gözlemlenmiştir. Görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değeri, artan tüp voltajı ile azalmıştır. Bu, azalan tüp voltajlarında görüntü kalitesinin iyileştiği anlamı taşımaktadır.



Şekil 11. Görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerlerinin sabit 2,5 µGy dedektör dozunda tüp voltajı ile değişim

Tablo 7'ye göre, artan etkin doz ile görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerinde artış olduğu görülmüştür. Pascoal ve arkadaşlarının (2005) çalışmalarında, geometrik göğüs fantomu kullanılmıştır. Referans görüntü verisi olarak tüm görüntüleme sistemlerinde 125 kVp ve 4 µGy dedektör dozu belirlenmiştir. 2 ve 8 µGy dedektör

dozlarında görüntü kalitesi değişimi incelenmiştir. Bütün sistemlerde, tüm dedektör dozlarında ve ESD ölçümlerinden elde edilen ED değerleri için bir VI görünürlük indeksi hesaplanmıştır. Sonuçlar, tüm sistemlerde ED ile görünürlük indeksinde sürekli bir artış olduğunu vurgulamıştır [19]. Elde edilen sonuçlar, bu çalışmayla uyumludur.

Tablo 7. Görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerlerinin dedektör dozu ile değişimi

Tüp Voltajı (kVp)	VI _(5µGy)	VI _(10µGy)	VI _(15µGy)
70	0,066	0,067	0,068
80	0,063	0,065	0,067
90	0,060	0,061	0,063
100	0,053	0,056	0,058
120	0,050	0,056	0,060

4. Sonuç

Çalışmada, tanısal radyolojide yaygın olarak yapılan göğüs incelemelerinde, farklı demet kalitelerinin görüntü kalitesi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Aynı zamanda göğüs incelemeleri esnasında hastanın aldığı cilt dozu, etkin doz ve göğüs bölgesi için kritik organ dozları hesaplanmıştır.

Tanısal radyoloji, radyoterapi, nükleer tıp gibi medikal sahalarda, hastaların ve personelin maruz kaldığı radyasyon miktarını ölçmede yaygın olarak kullanılan TLD-100 dozimetrelerine ek olarak TLD-100H dozimetreleri kullanılmış ve her iki dozimetreden elde edilen deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Bu amaçla, uygun okuma prosedürüne göre kalibre edilen TLD'ler rando fantom üzerine yerleştirilerek ESD yöntemi ile cilt giriş ve cilt çıkış dozu hesaplanmıştır. TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerinden elde edilen sonuçlar kıyaslandığında, diagnostik enerji aralığında TLD-100H dozimetrelerinin hassasiyetinin yüksek olduğunu ve düşük doz aralığında daha etkin olduklarını ortaya koymuştur. Literatürde, dijital görüntüleme, TLD-100H ile yapılmış çalışmalar mevcuttur fakat sınırlıdır. Bu çalışma, TLD-100H dozimetrelerinin düşük doz seviyelerinin bulunduğu alanlarda kullanımının yaygınlaştırılmasına katkı sağlamıştır.

Diğer çalışmaların çıktılarına paralel olarak bu çalışmada da, etkin doz korunurken azalan tüp voltajı ile görüntü kontrastının arttığı görülmüştür. Aynı zamanda referans görüntü verilerine (120 kVp, 2,5 µGy dedektör dozu) göre hesaplanan görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değeri, azalan tüp voltajı ile sürekli bir artış göstermiştir. Bu sonuç, göğüs incelemeleri için azalan tüp voltajının görüntü kalitesini iyileştirdiği anlamı taşımaktadır. Ayrıca bu çalışmada, diğer çalışmalardan farklı olarak görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerinin farklı dedektör dozları ile değişimi de incelenmiştir. Dedektör dozu arttıkça etkin dozun arttığı ve buna

bağlı olarak görünürlük indeksi (Visible Index, VI) değerinin arttığı gözlemlenmiştir.

Bu çalışmanın ileri uygulamaları olarak farklı demet kaliteleri, farklı filtreler, değişen dedektör dozları, TLD-100H'ların farklı diagnostik enerjilere göre davranışları araştırılabilir. Ayrıca mamografi, floroskopi gibi farklı çalışmalarda test edilebilir. Bulgular tartışılan literatürle dozimetrik ölçüm sonuçları yönünden uyum göstermektedir ve Termoluminesans dozimetrelerin bu tür çalışmalarda doz ölçmek için kullanımının önemi vurgulanmaktadır.

Teşekkür

Çalışmanın görüntüleme kısmında kullanılan deneysel sistemlerin kurulmasındaki desteklerinden dolayı Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Öğretim Görevlisi Dr. Asena Yalçın'a teşekkür ederiz. Bu çalışma birinci sıradaki yazarın yüksek lisans tezi kapsamında üretilmiştir

Etik Beyanı

Bu çalışmada, "Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi" kapsamında uyulması gerekli tüm kurallara uyulduğunu, bahsi geçen yönergenin "Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiğine Aykırı Eylemler" başlığı altında belirtilen eylemlerden hiçbirinin gerçekleştirilmediğini taahhüt ederiz.

Kaynakça

- [1] IPEM, 2003. Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray system used in medicine, Part 3, Computed tomography scanners, 2nd edition. Institution of Physics and Engineering in Medicine, New York, Report No:32.
- [2] Bacher, K. 2006. Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital radiology. Doctoral thesis. Ghent University, p.140, Belgium.
- [3] Moore, C.S., Wood, T.J., Beavis, A.W., Saunderson, J.R. 2013. Correlation of the clinical and physical image quality in chest radiography for average adults with a computed radiography imaging system. British Journal of Radiology, 86, 0077.
- [4] Tinberg, A., Sjöström, D. 2003. Search for optimal tube voltage for image plate radiography. Conference Paper in Proceedings of SPIE- The International Society for Optical Engineering.
- [5] Uffmann, M., Neitzel, U., Prokop, M., Kabalan, N., Weber, M., Herold, C.J. 2005. Flat-panel-detector chest radiography: effect of tube voltage on image quality. Radiology, 235;642-650.
- [6] Yavuz, D. 2020. Dijital radyografideki göğüs incelemelerinde farklı Tüp voltajının tüm vücut dozu ve görüntü kalitesine etkisinin araştırılması.

Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü. Ankara.

- [7] Fernandez, S., Garcia-Salcedo, R., Mendoza, J.G., Sanchez-Guzman, D., Rodriguez, G.R., Gaona, E., Montalvo, T.R. 2016. Thermoluminescent characteristics of LiF:Mg,Cu,P and CaSO₄:Dy for low dose measurement. Applied Radiation and Isotopes, 111, 50-55.
- [8] Sina, S., Zeinali, B., Karimipourfard, R.M., Lotfalizadeh, F., Sadeghi, M., Zamani, E., Zehtabian, M., Faghihi, R. 2014. Comparison of the response of TLD-100 and TLD-100H dosimeters in diagnostic radiology. World Academy of Science Engineering and Technology Biomedical and Biological Engineering, Vol: 1, No:9.
- [9] ICRP, 1975. International commission on radiological protection. Report the task group on Reference man. Oxford: Pergamon Press. Publication No:23.
- [10] Bacher K, Smeets P, Vereecken L, Hauwere AD, Duyck P, De Man R, Verstraete K, Thierens H. 2005. Image quality and radiation dose on digital chest imaging: Comparison of amorphous silicon and amorphous selenium flat-panel system. American Journal of Roentgenology, 187, 630-637.
- [11] Honey, I.D., MacKenzie, A., Evans, D.S. 2005. Investigation of optimum energies for chest imaging using film-screen and computed radiography. The British Journal of Radiology, 78, 422-427.
- [12] Yalçın, A., Olğar, T. 2018. Characterizing the digital radiography system in terms of effective detective quantum efficiency and CDRAD measurement. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 896, 113-121.
- [13] Bor, D., Guven, A., Yusuf, A.R., Birgul, O. Yuksel, S., Yalçın, A., Marshall, N., Olgar, T. 2019. A modified formulation of eDQE for digital radiographic imaging. Radiation Physics and Chemistry, 156, 6-14.
- [14] Modal 3500 Manuel TLD Reader with WinREMS™. 2005. Operator's Manuel. Publication No: 3500-W-0-0805-005.
- [15] McKeever, S.W.S., Moscovitch, M., Townsend, P.D. 1995. Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses. Nuclear Technology Publishing. England.
- [16] Lucas, P.A., Aubineau-Laniece, I., Lourenco, V., Vermesse, D., Cutarella, D. 2014. Using LiF:Mg,Cu,P TLDs to estimate the absorbed dose to water in liquid water around an ¹⁹²Ir brachytherapy source. Medical Physics American

- Association of Physicist in Medicine, 41, pp.011711.
- [17] European Commission Radiation Protection 1997. Criteria for Acceptability of Radiological (Including Radiotherapy) and Nuclear Medicine Installations, European Commission Radiation Protection, Luxembourg. No:91.
- [18] Lima, F.R.A., Kramer,R., Vieira, J.W.,Khoury, H.J. 2004. Effective dose conversion coefficients for X-ray radiographs of the chest and the abdomen. International Joint Meeting Cabcun 2004 LAS/ ANS-SNM-SMSR Annual Meeting and XXII SMSR Annual Meeting, July 11-14, Mexico.
- [19] Pascoal, A., Lawinski, C.P., Mackenzie, A., Tabakov, S., Lewis, C.A. 2005. Chest radiography: A comparison of image quality and effective dose using for digital system. Radiation Protection Dosimetry. 114, 273-277.
- [20] Mah, E., Samai, E., Peck, D.J. 2001. Evaluation of a quality control phantom for digital chest radiography. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2(2), 90-101.
- [21] AAPM, 2002. Quality control in diagnostic radiology, American association of physicists in medicine. United States of America, Report No.74.
- [22] Dong, S.L., Chu, T.C., Lan, G.y., Wu, T.H., Lin, Y.C., Lee, J.S. 2002. Characterization of high -sensitiviy metal oxide semiconductor field effect transistor dosimeters system and LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters for use in diagnostic radiology. Applied Radiation and Isotopes, 57, 883-891.
- [23] ICRP, 2007. International Commission on Radiological Protection. Publication 103. The Recommendations of international Commission on Radiological Protection.