



İşınlama İndeksi Değerleri Tutarlı mı? Bir Üretici Araştırması

Are The Exposure Index Values Consistent? A Manufacturer Investigation

Ayşegül Yurt ^{1,2*}, Recep Kandemir ¹, İsmail Özsoykal ¹

¹ Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, İzmir, TÜRKİYE

² Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, İzmir, TÜRKİYE

Sorumlu Yazar / Corresponding Author *: aysegul.yurt@deu.edu.tr

Öz

Ekran film radyografisinde işınlama parametrelerinin çok düşük ya da yüksek seçilmesi ve buna bağlı olarak filmde kararırma derecelerinin düşük ya da yüksek olması film atık/tekrar oranlarının artmasına neden olmaktadır. Dijital röntgen cihazlarında ise dinamik aralığın geniş olması nedeniyle bu risklerin ortadan kalktığı düşünülse bile çok düşük veya yüksek işınlamalar görüntü kalitesi ve hasta dozlarını etkilemektedir. Üretici firmalar bir dijital radyografi yöntemi olan bilgisayarlı radyografi cihazlarında aşırı doza karşın bir güvenlik önlemi olarak işınlama indeksi (EI) değeri sunmaktadırlar ve bu bir hasta doz göstergesi olmayıp radyografi elde ediminde işınlamanın bir ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Dijital röntgen cihazlarında radyasyon doz değerlendirmelerini yapabilmek amacıyla işınlama indeksi değeri kontrol etmek hastaya verilen dozları takip etmek için önem taşımaktadır. Bu nedenle, bu çalışmada Agfa CR sistemlerinde işınlama indeksi değeri olarak tanımlanan IgM'nin tutarlılığının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, farklı model 16 Agfa CR cihazının doz çıkışları ile ilgili kalite kontrol testleri yapılarak cihazın verdiği ve hesaplanan IgM değerleri belirlenmiş ve karşılaştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda cihazların tüp çıkış değerleri ve IgM değerleri kabul sınırlarında bulunmuş olup, cihazlar arasındaki verilerdeki dalgalanmaların cihazın yaşı ya da x ışını tüpü ömrü ile ilişkili olduğu düşünülmüştür. Agfa CR cihazlarının IgM verilerinin doğru ve güvenle kullanılabilmesi, hasta doz takibi ve hasta dozlarının tahmininde önemli bir rol oynamaktadır.

Anahtar Kelimeler: İşınlama İndeksi, Bilgisayarlı Radyografi (CR), IgM, Hasta Doz Takibi, Kalite Kontrol

Abstract

In screen/film radiography, if the exposure parameters are low or high, the resulting radiographs may be underexposed or overexposed, leading to increased film repeats and waste. In digital X-ray devices, even if these risks are thought to be eliminated due to the wide dynamic range, very low or high irradiances affect image quality and patient doses. Manufacturers offer an exposure index (EI) value as a safety measure against overdose in computed radiography devices, which is a digital radiography method, and this is defined as a measure of irradiation in radiography acquisition, not a patient dose indicator. In order to make radiation dose assessments in digital x-ray devices, it is essential to check the exposure index value to monitor the doses given to the patient. Therefore, this study aimed to evaluate the consistency of IgM defined as the exposure index value in Agfa CR systems. For this purpose, quality control tests were performed on the dose outputs of 16 different model Agfa CR devices, and the IgM values read and calculated on the device were determined and compared. As a result of this study, the tube output and IgM values of the CR systems were found to be within the acceptance limits, and the fluctuations in the data between the devices were thought to be related to the age of the device or life of the x-ray tube. The accurate and reliable use of IgM data from Agfa CR systems plays an important role in monitoring and predicting patient doses.

Keywords: Exposure Index, Computed Radiography (CR), IgM, Patient Dose Monitoring, Quality Control

EXTENDED ABSTRACT

Introduction

Medical exposures are the largest source of man-made radiation. Radiography, the most common application in this field, is considered a low-dose radiation application. However, studies have shown that the increasing number of radiographic exposures may pose risks to human health [1]. In clinical practice, for a pathology to be visible on a radiograph, the image quality must be optimized while ensuring that the dose remains as low as reasonably achievable (ALARA) [2 - 4].

In screen/film radiography, if the exposure parameters are set too low or high, the resulting radiographs may be underexposed or overexposed, leading to increased film repeats and waste [5, 6]. Computed Radiography (CR) and Digital Radiography (DR) technologies have advantages over screen-film radiography systems, such as a wider dynamic range and the ability to

enhance digital images [2 - 4]. Additionally, digital radiography allows flexibility in data storage and archiving.

Due to the increased patient doses in digital radiography, manufacturers have introduced the Exposure Index (EI) as a measure to estimate the associated radiation risks. The EI value is an indicator of the air kerma at the detector/image receptor. International authorities recommend using the EI value as a tool for monitoring patient doses in radiographic procedures, while evaluating image quality as well [4]. Therefore, the accuracy and reliability of EI values in digital radiography devices are of great importance. This study focuses on conducting quality control tests on X-ray tube output in Agfa CR systems and analyzing the read and calculated values of the IgM parameter, which corresponds to the exposure index in these systems.

Materials and Methods

In this quality control study, tube output tests were performed on a total of 16 CR systems in İzmir, 9 of which were located in radiology departments and 5 in emergency services. Additionally, lgM values corresponding to the EI values were determined. The study was conducted following the recommendations of international authorities such as IPEM [7] and AAPM [8], as well as the Agfa-Gevaert device user manual. The quality control steps associated with the lgM parameter were established for tests such as the variation of exposure with mAs, repeatability and linearity of tube output, exposure time measurement, kVp test, and the variation of tube output with kVp [9, 10].

An experimental setup was prepared according to international guidelines, and for lgM measurements, the X-ray device was adjusted so that the ion chamber received an approximate dose of 10 µGy. The cassettes were then exposed to radiation [7, 11]. After exposure, the cassettes in the Agfa CR systems were scanned using a laser scanner, and the lgM values were read from the device. The differences between the measured and calculated lgM values were then analyzed.

Results and Discussion

Quality control tests related to X-ray tube output, including kVp accuracy, exposure time accuracy, and repeatability, were conducted on four different Agfa CR device models. The results indicated that these parameters met the acceptance criteria. Additionally, in repeatability and linearity tests of tube output for different mA and exposure time combinations that produce the same mAs value, all measurements were within the acceptable limits.

The calculated lgM values for different Agfa CR models were also found to be within the acceptance range. However, fluctuations between the read and calculated lgM values were observed. These variations were attributed to factors such as device age and X-ray tube lifespan. Studies on exposure index and patient doses have shown a linear relationship between the entrance surface dose (ESD, mGy) or dose-area product (DAP, mGy·m²) and the exposure index values [12]. In optimization studies involving patient dose and image quality, ensuring the accuracy of lgM values is crucial [13]. Given these findings, the fact that the lgM values are within the acceptance limits means that this parameter can be reliably used for estimating entrance surface dose, tracking patient doses, and evaluating the dose-image quality relationship.

Conclusion

Routine quality control testing of CR and DR systems, especially in assessing X-ray tube output and corresponding exposure index values, is essential for ensuring the reliability of digital radiography data. Accurate exposure index values are critical for confidently determining, monitoring, and establishing Diagnostic Reference Levels (DRLs). To develop regional, national, or international DRLs for various radiographic techniques, it is crucial to verify that exposure index values, as well as their corresponding entrance surface dose (ESD) or dose-area product (DAP) measurements, are accurately defined and consistently reliable. Therefore, continuous monitoring and validation of dose index values in Agfa CR systems and all digital radiography devices are necessary to maintain diagnostic quality and patient safety.

1. Giriş

Tıbbi Işınlamalar insan yapımı radyasyonun kullanımının en büyük kaynağıdır. Yapılan pek çok çalışma, düşük doz uygulamaları içeren radyografilerin artan sayısı ile insan sağlığında risk meydana getirme açısından güçlü bir bağ olduğunu ortaya koymaktadır [1]. Bu nedenle, klinik pratikte, bir patolojinin klinik yapısının görülebilir olmasını sağlamak için radyografik görüntülerin optimize edilmesi ve radyografi elde edilirken ışınlama parametrelerinin ALARA (As Low As Reasonable Achievable) prensibine göre seçilmesi gerekmektedir [2 - 4].

Ekran /film radyografisinde, ışınlama parametrelerinin doğru seçimi ile radyografik kalite arasındaki ilişki net olarak görülür. Şayet ışınlama parametreleri; çok düşük ya da yüksek seçilirse filmdeki kararlılık derecelerinin düşük ya da çok fazla olması film atık / tekrarlarının artmasına neden olmaktadır [5, 6]. İlk kez 1980'li yıllarının başında tanımlanan Bilgisayarlı Radyografi (CR) ve Dijital Radyografi (DR) teknolojileri, ekran film sistemli radyografi yöntemine göre 100 kat daha geniş bir dinamik aralığa sahip olması nedeniyle bu sorunun üstesinden gelir. Bilgisayarlı Radyografi yöntemi, konvansiyonel röntgen kasetlerinde kullanılan ekran/film çifti yerine fosfor plakasını kullanan ve ışınlama sonrasında fosfor plakasının bulunduğu kasetteki bilgilerin lazer okuyucu ile dijitalleştirildiği ilk teknoloji olarak düşünülebilir [14]. Daha sonra flat panel dedektör sistemlerinin gelişmesiyle birlikte Dijital Radyografi sistemleri de radyografi uygulamalarındaki yerini almış ve her geçen gün artan bir kullanıma sahip olmuştur. Görüntü işleme, kabul edilebilir geniş bir gri aralığa sahip olma ve görüntüyü düzenleme gibi üstünlüklere sahiptir [3]. Bununla birlikte, dijital görüntüler kolay erişilebilirlik, görüntünün üzerinde sayısal işlemlerin

yapılabilmesi nedeniyle esneklik ve arşivleme gibi bazı kolaylıklar da sağlamaktadır.

Gürültüsüz görüntüler oluşturma tercihi ve düşük veya çok fazla ışınlama nedeniyle elde edilen görüntülere geri bildirim eksikliğini de içeren kabul edilebilir düşük hasta dozunda optimum görüntü kalitesini korumak, radyologlar ve tıbbi görüntüleme teknikleri için önemli zorluklar içermektedir[3]. The International Electrotechnical Commission (IEC) ve American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ışınlama değerlerinin standardizasyonu üzerine çalışmaya başladılar. Her iki kuruluşun çabası sonucu fizikçiler, üretici firmalar, tıbbi görüntüleme ve Teknoloji İttifakı gruplarının iş birliği ile 2008'de IEC standart 62494-1[14] ve 2009'da da AAPM Task Grup 116 raporu [11] yayımlandı. Yasal bir zorunluluk olmasa da üretici firmalar tüm bu standartları kendi cihazlarında kullandılar ve radyografilerde hastaya ne kadar radyasyon verildiğini gösteren EI değerini de tanımladılar. Bu değer dedektörde radyasyon dozunun bir ölçüsüdür, farklı firmalar Exposure Index (EI) değerlerini tanımladılar. Bu değer, dedektördeki radyasyon dozunun bir ölçüsüdür. Farklı firmalar EI değerlerinin farklı metodlarla tanımlanmış olup optimum görüntülerin sağlandığı EI değer aralığı kullanıcılara bir yazılım aracılığıyla bildirilir. EI değerlerinin belirlenmesi; i) hasta dozu ve görüntü kalitesi açısından klinik olarak değerlendirilmesini ii) dijital röntgen cihaz kalite kontrol programının bir basamağının gerçekleştirilmesini sağlar.

Bununla birlikte, klinik bir ortamda hasta boyutu, artefaktlar, kaynak ile görüntü algılayıcı sistem arasındaki mesafe, kolimasyon, merkezleme ve görüntüleme kaset boyutu gibi çok çeşitli faktörler EI değerini etkileyebilir. Her hastanın çekimi sonrasında cihazın verdiği EI değeri, tıbbi görüntüleme tekniklerine ve radyologlara yaklaşık ışınlama seviyeleri

hakkında bilgi sağlar [3, 4]. Bununla birlikte Medikal Fizikçiler için de dijital röntgen cihazlarında gerçekleştirilen kalite kontrol çalışmalarının bir basamağını oluşturur [4].

EI, görüntüleme reseptöründe ilgili görüntü alanındaki radyasyonun bir ölçümüdür. EI, radyografi tipi, görüntü işleme ve kullanılan ışınlama için dijital radyografi iş istasyonunda seçilen ilgili bölgenin (Region of Interest, ROI) bir fonksiyonudur. Görüntü analiz ve hesaplama teknikleri üretici firmaya göre değişir ve Agfa CR cihazları için bu değer IgM olarak ifade edilir [1, 12, 15]. EI, belirli ışın koşullarına göre kalibre edilir ve reseptör ışınlaması ile lineer/doğrusal/ doğru orantılı bir ilişkili vardır; mAs değerinin iki katına çıkarılmasıyla radyasyon dozu da iki katına çıkar, ancak EI için aynı durum geçerli değildir. Dolayısıyla EI, görüntüleme işleminden kaynaklı bir hasta doz göstergesi değil, farklı radyografik çekimlerdeki ışınlama miktarının bir ölçüsüdür [16]. EI ışın spektrumuna bağlıdır. Böylece, farklı kVp ayarları veya radyografik çekim tipleri kullanılarak iki çekimi karşılaştırılması durumunda dikkatli olunmalıdır.

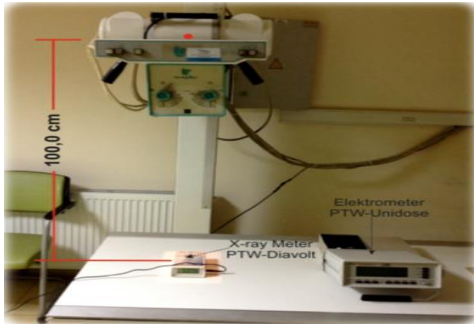
Bu çalışma, AGFA CR sistemlerindeki EI değeri olan IgM'nin tutarlılığını değerlendirmeyi amaçlamıştır. Bu amaçla, AGFA CR sistemlerinin doz çıkışları ile ilgili kalite kontrol testleri yapılarak ölçülen ve hesaplanan IgM (Exposure Index) değerlerini belirlenmiş ve karşılaştırılmıştır.

2. Materyal ve Metod

Bu çalışmada İzmir ilindeki toplamda 9 hastanede, 9'u radyoloji departmanı, 5'i acil servis olmak üzere 4 farklı Agfa CR modeline ait toplam 16 CR sisteminde tüp çıkışı testleriyle birlikte EI değerlerinin karşılığı olan IgM değerleri tespit edildi. Çalışmada, IPEM Report 32 [7], AAPM gibi uluslararası otoritelerin tavsiyeleri [11] ve Agfa-Geavaert cihaz kullanım kılavuzu [17] baz alınarak deney düzeneği kuruldu. X-ışını spektrumuna bağlı bir parametre olan EI'nın Agfa CR cihazlarındaki doğruluğu belirlemek için kalite kontrol basamakları; a) Işınlamanın tekrarlanabilirliği ve doğrusallığı kontrolü, b) ışınlama zamanı kontrolü, c) kVp testi ve tüp çıkışının kVp ile değişimi ve d) ışınlama indeksi kontrolü IgM_{ort} olarak belirlendi.

2.1. AGFA CR Cihazlarında X Işını Tüp Çıkışı Parametreleri için Kalite Kontrol Çalışmaları

Agfa CR cihazlarında tüp çıkışı değerlerinin doğruluğunu belirlemek için i) ışınlamanın tekrarlanabilirliği ve doğrusallığı ii) ışınlama zamanının ölçümü testi ve iii) Tüp çıkışı ve tüp çıkışının kVp ile değişimi testleri gerçekleştirildi.



Şekil 1: X ışını oluşturmak için kullanılan parametreleri değerlendirmek için hazırlanan deney düzeneği.

Figure 1: Experimental set-up prepared to evaluate the parameters used to generate X-ray.

Bu kalite kontrol çalışmalarını yaparken kVp ve ışınlama süresi belirlenirken PTW Diavolt X-ray meter, tüp çıkışı dozları belirlenirken PTW-Unidose Elektrometre ve iyon odası (75 cm³

SFD Diagnostic Chamber, type 34060) kullanıldı (Şekil 1). Işınlamanın tekrarlanabilirliği ve doğrusallığı testlerinde kaynak-kaset mesafesi (SID) 100cm, tüp voltajı 75 kVp ve tüp akımı ışınlama süresi çarpımı 20 mAs'a ayarlanıp tüp çıkışları ölçüldü. Bu parametrelerle ölçülen tüp çıkışlarından T ışınlamanın tekrarlanabilirliği (Eşitlik 1), L ışınlamanın doğrusallığı (Eşitlik 2) hesaplandı.

$$\%T = ((\mu Gy_{maks} - \mu Gy_{min}) / ((\mu Gy_{maks} + \mu Gy_{min}))) \times 100 \quad (1)$$

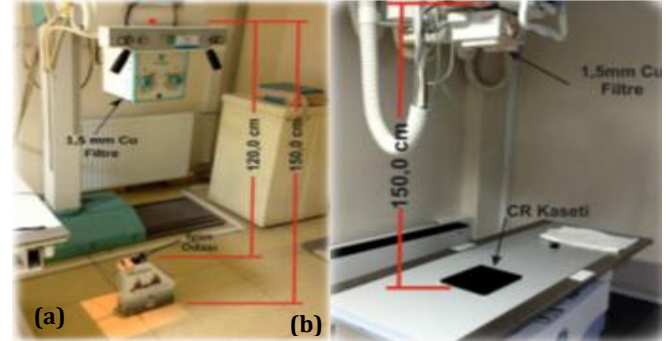
$$\%L = \frac{(\frac{\mu Gy}{mAs})_{maks} - (\frac{\mu Gy}{mAs})_{min}}{(\frac{\mu Gy}{mAs})_{ort}} \times \frac{100}{2} \quad (2)$$

Işınlama zamanının ölçümünde yine aynı deney düzeneğinde FFM (Film-Foküs Mesafesi) 100cm, 75 kVp ve 200 mAs'de ışınlama zamanının 50ms, 100ms, 200ms, ve 400ms deki değerleri ölçüldü. Bu değerlerin tekrarlanabilirlikleri hesaplandı.

Tüp çıkışının kVp ile değişiminde ise FFM 100 cm, tüp akımı 200 mA ve ışınlama süresi 100ms'de sabit tutularak kVp'nin 50, 60, 70, 80, 90, 100 değerlerindeki değişimlere bakıldı. Ölçülen doz değerlerinden ortalama doz değeri μGy olarak belirlenirken kVp değerleri logaritmik olarak tanımlandı. Bu sonuçlara göre kalite kontrolü yapılan cihazın referans değerlerde çalışıp çalışmadığı kontrol edildi ve sonraki basamak olan EI değerini belirlemek için yeni deney düzeneği oluşturuldu.

2.2. AGFA CR cihazlarında Işınlama İndeksinin(EI) Deneysel Kontrolü

Farklı Model AGFA CR cihazlarında EI değerini belirlemek için gerekli ölçümler Şekil 2'deki gibi bir deney düzeneğiyle gerçekleştirildi.



Şekil 2: (a) AGFA CR cihazları için IgM (Exposure Index) ölçüm deney düzeneği (b) 10µGy'lik doz ile CR kaseti ışınlaması.

Figure 2: (a) IgM (Exposure Index) measurement experimental setup for AGFA CR devices (b) CR cassette irradiation with a dose of 10µGy.

IgM'nin belirlenmesi için ilk olarak Şekil 2(a)'daki deney seti oluşturuldu. Buna göre, FFM 120 cm'a ayarlanmış, tüp çıkışına 1.5 mm Cu filtre konulmuş 75 kVp tüp voltajında 10 µGy'lik doz değerlerini veren mA ve ışınlama süresi belirlenmiştir [8]. Daha sonra 10 µGy'lik dozu veren değerlerle 24×30 cm ebatlarında 3 farklı CR kaseti ışınlanmıştır (Şekil 2 (b)).

10 µGy'lik doz ile ışınlanan kasetler bir CR sistem okuyucuda "system diagnosis" modunda; gecikme=0, Hassasiyet=200, Ex.Type=system diagnosis ve processing= Flat field, linear sensitometry özelliklerinde okutuldu. Agfa CR sistemlerinde ışınlanan kasetlerinin spesifik IgM değerleri bulundu.

2.3. AGFA CR Sisteminin Işınlama İndeksi (IgM) Teorik Hesaplanması

Agfa CR sistemleri, her çekilen görüntü için ışınlama geri bildirimi sağlamak amacıyla IgM adlı bir ışınlama doz indeksi kullanır. IgM değeri, ilgi alanı içinde hesaplanan medyan ışınlama

seviyesinin beklenen değerden sapmasını, logaritmik olarak ifade eder. Konvansiyonel radyografide olduğu gibi, kullanıcı görüntü elde etme işlemi sırasında bu beklenen ışınlama değerini, hız sınıfını (speed class) kullanıcı arayüzünden seçerek belirler. Bu çekilecek bölgeye yani ışınlama parametrelerine göre değişebilir. Örneğin, ISO 9236-1 standardına göre, 400 hızında bir ekran/film sistemi, belirlenmiş ışınlama koşulları altında önceden tanımlanmış hedef yoğunluğuna ulaşmak için ortalama 2,5 µGy dedektörde radyasyon dozunu gerektirir. 400 hız sınıfı, CR sisteminin, çok daha geniş (~500:1 veya ~2,7logE) bir çalışma aralığının merkezinde ortalama 2,5 µGy radyasyon dozunu sağlayacak şekilde ayarlandığını gösterir. IgM, hesaplanan dedektör dozu ve hız sınıfı arasındaki ilişki şu şekilde ifade edilebilir[7];

$$IgM = 1.9607 + \log\left(\frac{Okunan\ Doz\ (\mu Gy)}{2,5\ (\mu Gy)}\right) + \log\left(\frac{Hız}{400}\right) \quad (3)$$

Bu eşitlikten görüldüğü üzere 400 hız sınıfı ile çekilen bir görüntü için hesaplanan (medyan) radyasyon dozu 2,5 µGy olduğundan IgM değeri 1,9607 olan temel veya referans değerine sahip olur. Bu durumda sistemin belirlediği referans doza tam uyum sağladığı kabul edilir. IgM 1,9607'den büyük olursa aşırı ışınlama, daha düşük olursa da daha düşük ise yetersiz ışınlama söz konusudur [18]. Agfa CR cihazında okunan IgM değeri ile ölçülen doza karşılık hesaplanan IgM değerleri arasındaki farklılıklar hesaplandı.

3. Bulgular ve Tartışma

16 farklı Agfa-CR cihazında ilk önce tüpün x ışını spektrumunu etkileyen kVp, mA, ışınlama süresi ve tüp çıkışıyla ilgili kalite kontrol testleri yapıldı. Böylelikle EI değerini etkileyen x ışını spektrumu ile ilgili CR cihazının uygun koşullarda çalıştığından emin olundu. CR cihazlarında yapılan testler IPEM 32, AAPM Report 93 ve AAPM Report 150'e göre yapılmış olup kabul kriterlerinde gene bu uluslararası referanslar kullanılmıştır [7, 10, 18, 21].

1. Tüp kVp Testi için FFM 100cm, tüp akımı (mA) 200mA ve ışınlama zamanı 100ms seçildi ve 50'den başlayarak 100 kVp'ye kadar yapılan ölçümler kVp metrede okundu. Tüm cihazların, IPEM Report 32 Part-1 raporunda verilen kabul kriterlerini sağladığı görüldü. Tüp çıkışının kVp ile değişiminde de FFM 100cm, tüp akımı 200 mA ve ışınlama süresi 100 ms olmak üzere artan kVp değerleri (50-100kVp) ile tüp çıkışı dozlar değerlendirildi. Bir CR cihazı dışında diğer tüm cihazların kVp ile tüp çıkışı değerleri kabul sınırları içinde değerlendirildi.

Tablo 1: Tüp çıkışı kVp test sonuçları.

Table 1: X-ray tube output test results.

	Veri Aralığı	SD	Ort	Sonuçlar	Değerlendirme
12 CR cihazı % DMaks	1,42 - 3,93	0,94	2,46	<%5	Çok iyi
2 CR cihazı % DMaks	5,78 - 5,85	0,05	5,81	%5 - %10	İyi

Kabul Sınırları : IPEM Report 32 Part-1 raporuna göre eğim değeri için;

İyi	Normal	Kabul edilemez
2,0<n<2,2	1,7<n<2,0	n<1,7
	2,2<n<2,5	n>2,5

2. Işınlama süresinin ölçümünde de FFM 100cm'de 75 kVp ve 200 mA değerleri sabit tutularak ışınlama süresi 50 ms, 100ms, 200ms ve 400ms değerlerine ayarlanarak ölçümler yapıldı ve x ışını ölçüm cihazında (PTW Diavolt, The Dosimetry Company, Germany), okunan değerlerle tekrarlanabilirlik ve doğrusalılık değerleri hesaplanıp AAPM report 74'e göre kabul kriterlerini karşıladığı görüldü[20].

CR cihazında ayarlanan t süresine (t_{ayar}) karşılık ardışık alınan 3 ölçümle t₁, t₂ ve t₃ verileri elde edildi. Burada tekrarlanabilirlik için t₁/t_{ort}, t₂/t_{ort}, t₃/t_{ort} ve doğrusalılık için t = (t_{ort}-t_{ayar})/t_{ayar} formülleri ile kullanılarak hesaplandı.

Tablo 2: Agfa CR cihazlarının ışınlama zamanının doğruluğu ve tekrarlanabilirliği.

Table 2: Accuracy and repeatability of exposure time of Agfa CR systems.

	Veri Aralığı	Ort	SD	Sonuçlar	Değerlendirme
Maks % Tekrarlama	1,00 - 1,21	1,0010	0,0007	0,95 - 1,05	İyi
Maks % Doğruluk	0,10 - 5,00	0,8548	1,2095	<%5	İyi

Kabul kriterleri: AAPM Report 74'e göre ışınlama zamanının tekrarlanabilirliği 0,95 - 1,05 aralığında olmalıdır. Ve maksimum doğruluk; 10 ms'den büyük ışınlama için ölçülen ışınlama süresi, ayarlanan ışınlama süresi ±%5 sınırları içerisinde olmalıdır.

3. Son olarak, ışınlamanın tekrarlanabilirliği ve doğrusalılığı testi yapıldı. FFM 100 cm, tüp voltajı 75 kVp ve mAs (tüp akımı × zaman) değeri 20 mAs seçildi. 20mAs değerini veren farklı mA ve ışınlama zamanlarında (50mA × 400ms=20mAs, 100mA × 200ms=20mAs, 200mA × 100ms=20mAs ve 400mA × 50ms=20mAs) tüp çıkış değerleri okundu. Okunan doz değerleri Eşitlik 1 ve 2 kullanılarak ışınlamanın tekrarlanabilirliği ve doğrusalılığı belirlendi.

Tablo 3: Agfa CR cihazlarında tüp çıkışının tekrarlanabilirliği ve doğrusalılığı.

Table 3: Accuracy and repeatability of x ray tube output of Agfa CR systems.

	%T	*Ort _{%T}	SD _{%T}	Sonuçlar	Değerlendirme
14 Merkez	0,04 - 0,40	0,1853	0,16	<%20	İyi
	%L	**Ort _{%L}	SD _{%L}	Sonuçlar	Değerlendirme
11 Merkez	0,70 - 9,50	2,12	2,41	<%10	İyi
3 Merkez	10,90 - 17,95	13,93	3,62	>%10	Kötü

Kabul Kriterleri: *EC Radiation Protection 91 raporuna göre tüp çıkışının tekrarlanabilirliği (T), ardışık ışınlamaların ortalamasından sapması ± %20 sınırları içerisinde olması gerekir.

**Report 32 Part-1 raporuna göre ışınlamanın doğrusalılığı (L) ± %10 sınırları içerisinde olmalıdır.

Tekrarlanabilirlik için ortalama %T değeri 0.1853 bulunurken doğrusalılık için % L değeri 11 merkezdeki CR cihazları için 2,12 olarak bulunmuştur. Ancak 3 merkezde ortalama %L değeri 13,93 olarak elde edildi. EC Radiation Protection 91 raporu ve IPEM Report 32 referanslarına göre tekrarlanabilir açısından

kabul kriterleri içinde iken doğrusalılık sonuçlarının bir CR cihazında kabul sınırları içinde olmadığı görülmüştür.

- Agfa CR cihazlarında Işınlama Doz İndeksi IgM değerini belirlemek için yapılan kalite kontrol çalışmalarında yaklaşık 10 µGy'lik dozu elde ederken cihazda okunan doz değerleri ve mAs ve ışınlama zamanları farklılık göstermekte olup buna göre IgM hesaplandı. Bu hesaplanan IgM değerleri ile CR kasetinin 400 hızda lazer tarayıcı ile okutulduğunda cihazın verdiği değer karşılaştırıldı[8, 11]. Bunun yanı sıra 3 farklı kasetle okunan IgM değerleri ile hesaplanan doz ile ölçülen hava kerma (referans doz) değerlerine ait %fark hesaplaması aşağıdaki formülle tanımlandı [7];

$$\% \text{ Fark} = (E_{\text{ort}} - D_{\text{ref}}) / (E_{\text{ort}}) \times 100 \quad (4)$$

Tablo 4: Agfa CR cihazlarında okunan ve hesaplanan IgM değerleri.

Table 4: Read and calculated IgM values in Agfa CR systems.

Model Adı	Okunan IgM	Hesaplanan IgM	% Fark
Agfa 85X	1,74-2,06	2,18-2,24	8,04-20,55
Agfa 75.0	1,59-1,80	2,19-2,20	18,18-27,40
Agfa 35X	1,87-2,09	2,18-2,24	4,13- 14,22
Agfa 30X	1,96	2,17	9,68

Kabul Kriterleri: IgM1 mR 2.2 < ±0.045, tek kaset, IgM1 mR 2.2 < ±0.023, tüm ekranların ortalaması (19) ya da ortalama doz ile referans doz arasındaki fark %20'den fazla olmamalıdır (7, 21) .

Bu sonuçlar göz önüne alındığında Agfa CR cihazı modelleri arasında ve aynı modelde birbirlerine göre IgM'ler arasında ufak dalgalanmalar olduğu belirlenmesine rağmen 2.05-2.35 arasındaki bu değerlerin kabul sınırları içinde olduğu görülmüştür (19, 22, 23) . IgM değerlerinin yanı sıra % fark sonuçlarına bakıldığında, Agfa 85X modelinde bazı değerler sınırda bulunurken Agfa 75 modelinde bir cihazın tolerans değerini aştığı görüldü.

Üretici firmalar bilgisayarlı radyografide aşırı radyasyon ışınlamalarına karşı bir güvenlik olarak ışınlama indeksi değeri sunmaktadır. Böylelikle bir radyografik görüntü elde edildikten sonra elde edilen ışınlama doz indeksi değeri dedektörde ölçülen ışınlama miktarını tanımlarken radyologlar ve teknikerler için hastaya verilen dozu takip etme olanağı sunmaktadır. EI, farklı uygulamalarda hasta doz takibini yapabilme ya da cihazlarda doz karşılaştırmalarında güvenle kullanılabilir mi sorusunun cevabını bulmada büyük önem taşımaktadır. Yaptığımız çalışmada sadece Agfa CR sistemlerinde ışınlama doz indeksinin karşılığı olan IgM'deki değişimleri deneysel ve hesaplama yöntemleri ile karşılaştırarak inceledi ve farklı model Agfa CR cihazlarında okunan değerler ile hesaplanan değerlerinin referans değerlere uyumlu olduğunu görüldü. Tablo 4'de Agfa marka aynı model cihazlarda ışınlama indeksi değerlerindeki küçük dalgalanmaların nedeninin cihazın yaşı ve x ışını tüpü ömrünün etkili olabileceği şeklinde yorumlandı. Hasta dozları ve görüntü kalitesi arasındaki optimizasyon çalışmalarında IgM değerlerinin doğruluğundan emin olunması gerekmektedir. Bununla birlikte CR cihazının ışınlama indeksi değerleri kabul sınırları içinde olduğundan emin olunması gerekmektedir ki, IgM değeri ve/veya cilt giriş dozu değeri kullanılarak hasta dozlarının hesaplanması bu değerler güvenle kullanılabilir[12]. Silva ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada ışınlama indeksinin cilt giriş dozuyla doğrusal olarak değiştiğini, ancak bu değerlerin ışınlama

kalitesine bağlı olduğunu ifade edilmektedir. Yeterli bir kalibrasyon sağlanması durumunda, ışınlama indeksi (IgM) değerlerinin, CR sistemlerinde hastanın absorbe ettiği dozu değerlendirmede kullanılabileceği vurgulanmaktadır [12]. Peters ve Brenan yaptıkları çalışmada, her akciğer grafisi çekimden sonra elde edilen ışınlama indeksinin referans bir değeri olmadığını belirtmişler ve kendi optimum ışınlama indekslerini oluşturmaları gerektiğini belirtmişlerdir[21]. Butler ve ark. DR ve CR sistemlerinde klinik uygulamalarda tutarlılığını inceledikleri ışınlama indeksinde değişiklikler tespit etmişlerdir. CR sistemlerinde görülen dalgalanmaların büyük olasılıkla görüntü işleme gecikmesinden, görüntüleme plağının değiştirilmesinden ve kalibrasyon faktörlerinden kaynaklandığı şeklinde yorumlanmıştır [1]. Bizim çalışmamızda da farklı model Agfa CR cihazlarına ait IgM değerlerindeki küçük dalgalanmaların bu çalışma sonuçlarıyla paralellik gösterdiğini söylenebilir.

CR cihazlarındaki doz indeksi IgM değeri referans değerler arasında ise hastaya verilen dozun takibinde güvenle kullanılan bir bilgi edinilmiş olur. Işınlama parametrelerine bağlı olarak EI ve cilt giriş dozu arasında lineer bir ilişki olduğu bilinmektedir. Bu, doz-alan çarpımı (DAP (mGy.m²)) değerinden hesaplanan cilt giriş dozu (ESD (mGy)) ile birlikte, DICOM radyografik görüntüdeki bilgilerden hastada absorbe edilen dozunu tahmin etmede kullanılabilecektir [11].

4. Sonuçlar

CR ve DR cihazlarının kalite kontrol çalışmalarının düzenli yapılması ve özellikle x ışını tüp çıkışı ve buna bağlı ışınlama indeksi değerlerinin belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Böylelikle dijital radyografi cihazlarının verdiği veriler güvenle kullanılabilir. Bu nedenle, hasta dozunu belirleme, takip etme ve Tanısal Referans Doz Düzeylerinin (Diagnostik Referans Levels, DRLs) oluşturulmasında ışınlama indeksi değerlerinin doğruluğundan emin olunması gereklidir. Bölgesel, ulusal veya uluslararası tanısal referans değerleri belirlemede her bir grafi yöntemi için doğru tanımlanmış ışınlama indeksi ya da bu değere karşılık gelen cilt giriş dozu (ESD) veya DAP (mGy.m²) değerlerini güvenle kullanılabilmek için Agfa CR cihazları ve/veya dijital tüm röntgen cihazlarında doz indeksi değerlerinin kontrol edilmesi ve belirlenmesi gerekmektedir.

Etik kurul onayı ve çıkar çatışması beyanı

Bu makale etik kurul onayı gerektirmez ve herhangi bir kişi veya kurumla çıkar çatışması yoktur.

Ethics committee approval and conflict of interest statement

This article does not require ethics committee approval and there is no conflict of interest with any person or institution.

Yazarların Katkısı Beyanı

Yurt, A. ve Kandemir, R. Çalışmanın fikrinin oluşturulmasına, deney tasarımı ve veri toplamasını gerçekleştirdi. Tüm yazarlar makalenin analizlerin gerçekleştirilmesi, literatür taraması, görselleştirme, yazımı ve düzeltilmesi çalışmalarına katkı sağlamışlardır.

Teşekkür

Yazarlar, Atatürk Eğitim Araştırma Hastanesi, Behçet Uz, Seyfi Demirsoy ve Eşrefpaşa hastanesi Radyoloji Bölümü yöneticilerine, başteknikerine ve tıbbi görüntüleme teknikerlerine çalışmalarımızdaki destekleri için teşekkür eder.

Kaynaklar

- Butler ML, Rainford L, Last J, Brennan PC. Are exposure index values consistent in clinical practice? A multi-manufacturer investigation. Radiation Protection Dosimetry 2010;139(1-3):371-4. doi:10.1093/rpd/ncq094.

- [2] Willis CE. Computed radiography: A higher dose? *Pediatric Radiology* 2002;32(10):745–50. doi:10.1007/s00247-002-0804-6.
- [3] Don S, Whiting BR, Rutz LJ, Apgar BK. New exposure indicators for digital radiography simplified for radiologists and technologists. *American Journal of Roentgenology* 2012;199(6):1337–41. doi:10.2213/AJR.12.8678.
- [4] Andriole KP, Ruckdeschel T, Flynn M, Hangiandreou N, Jones A, Krupinski E, et al. ACR-AAPM-SIIM practice guideline for digital radiography. *Journals of Digital Imaging* 2013;26(1):26–37. doi:10.1007/s10278-012-9523-1.
- [5] Foos DH, Sehnert WJ, Reiner B, Siegel EL, Segal A, Waldman DL. Digital radiography reject analysis: Data collection methodology, results, and recommendations from an in-depth investigation at two hospitals. *Journal of Digital Imaging* 2009;22(1):89–98. doi:10.1007/s10278-008-9112-5.
- [6] Yurt A, Tintas M, Yüksel R. Reject analysis in digital radiography a prospective study. *International Journal of Anatomy, Radiology and Surgery* 2018;7(4):R027–R039. doi:10.7860/IJARS/2018/37410:2436.
- [7] Mackenzi A, Doyle P, Honey I, Marshall N, O'Neill J, Smail M. Measurement of the performance characteristics of diagnostic X ray Systems: Digital imaging systems. IPEM Report 32, Part VII. IPEM-IOP Series in Physics and Engineering in Medicine and Biology; 2010.
- [8] Shepard SJ, Wang J, Flynn M, Gingold E, Goldman L, Krugh K, et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary). *Medical Physics* 2009;36:2898–14. doi:10.1118/1.3266686.
- [9] European Commission. Radiation Protection N° 162 Criteria for acceptability of medical radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy. Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2012. doi:10.2768/2256.
- [10] Shaw D, Fazakerley J, Honey I, Saunders D. IPEM Report 32, Part I, Ed. 3: measurement of performance characteristics of diagnostic radiology X-ray tubes and generators. Institute of Physics Publishing; 2022. doi:10.1088/978-0-7503-3219-4.
- [11] Erenstein HG, Browne D, Curtin S, Dwyer R, Higgins R, Hommel S, et al. The validity and reliability of the exposure index as a metric for estimating the radiation dose to the patient. *Radiography* 2020;26:S94–S99. doi:10.1016/j.radi.2020.03.012.
- [12] Silva TR, Yoshimura EM. Patient dose, gray level and exposure index with a computed radiography system. *Radiation Physics and Chemistry* 2014;95:271–3. doi:10.1016/j.radphyschem.2012.12.043.
- [13] Seibert JA. Performance Testing of Digital Radiographic Systems: Part I. In: Goldman LW, Yester MV, editors. Specifications, performance evaluations, and quality assurance of radiographical fluoroscopic systems in the digital era, Medical Physics Monograph No.30. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 2004, p. 239–70.
- [14] IEC 62494-1:2008. Medical electrical equipment - exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: definitions and requirements for general radiography. International Electrotechnical Commission Standard; 2008.
- [15] Samei E, Seibert JA, Willis CE, Flynn MJ, Mah E, Junck KL. Performance evaluation of computed radiography systems. *Medical Physics* 2001;28(3):361–71. doi:10.1118/1.1350586.
- [16] Mothiram U, Brennan PC, Lewis SJ, Moran B, Robinson J. Digital radiography exposure indices: A review. *Journal of Medical Radiation Sciences* 2014;61(2):112–8. doi:10.1002/jmrs.49.
- [17] Gibbs J. Agfa HealthCare provides technology and tools for patient X-ray dose reduction optimizing patient dose 2. AGFA Healthcare; 2012.
- [18] Gauntt DM, Ranger NT, Willis CE, Al-Senan R, Bercha I, Dave JK, et al. The report of AAPM task group 150 acceptance testing and quality control of digital radiographic imaging systems. *American Association of Physicist in Medicine*; 2024.
- [19] Seibert JA, Bogucki TM, Ciona T, Huda W, Karellas A, Mercier JR, et al. AAPM RPT 93, acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems. *American Association of Physicist in Medicine*; 2006. doi:10.37206/94.
- [20] Shepard SJ, Pal Lin PJ, Boone JM, Cody DD, Fisher JR, Frey GD, et al. AAPM report no.74, quality control in diagnostic radiology. Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics; 2002.
- [21] KCARE. Protocol for the QA of computed radiography systems, commissioning and annual QA tests, KCARE CR QA Protocol Draft 4.0.
- [22] Peters SE, Brennan PC. Digital radiography: Are the manufacturers' settings too high? Optimisation of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index. *European Radiology* 2002;12(9):2381–7. doi:10.1007/s00330-001-1230-0.
- [23] Muhogora W, Padovani R, Bonutti F, Msaki P, Kazema R. Performance evaluation of three computed radiography systems using methods recommended in American Association of Physicist in Medicine Report 93. *Journal of Medical Physics* 2011;36(3):138–46. doi:10.4103/0971-6203.83478.