



**QUALITY CONTROL IN THE PORTABLE X-RAY APPLIANCES
USED BY RADIO DIAGNOSTIC: The Importance of Periodic
Measurement of the Light-Beam Field Test**

Assist. Prof. Süreyya NUR

Mustafa Kemal University, Hatay Vocational School of Health Services, Technical
Programme of Medical Imaging, HATAY,
sureyyanur@mku.edu.tr

Teacher Aslı TOY

Battalgazi Şehit Oğuzhan Günaydın Public Education Center, MALATYA,
aslitoy@gmail.com

Abstract

Various imaging devices are used for diagnostic and diagnostic purposes in radiology units of hospitals. Most of these devices are stationary in a room while others can be moved in a portable manner. The most common of these is the portable device that enables the in-patient imaging of the patients.

This study was conducted to increase the awareness of light-beam field alignment, which changes very quickly depending on the frequency of use of portable x-ray devices, by controlling it with periodic maintenance of 2-3 months. The study was conducted using 5 portable devices and 1 fixed x-ray device. In the first stage, images were taken in the standard field and focus-object distance by adhering to the quality controls of the radiation generating devices. Measurements were made in the images where incompatibility was determined and the amount of shift was calculated. At the end of 3 separate 3-month measurements, the shift of the center of the field was ignored in the first measurements made with portable devices, and the shift quantities were found to be less than 2% of focus-object distance. At later measurements, more than 2% shifts were obtained in the areas of the most frequently used devices. With reference to the data obtained as a result of these measurements, the necessary interventions are expected to be made in the device.

Key Words: *Portable x-ray device, test of light-beam field, x-ray beam mirror assembly, collimator shift*



RADYODİAGNOSTİKTE KULLANILAN PORTABLE X-IŞINI CİHAZLARINDA KALİTE KONTROL: Işık-Işın Alan Testinin Periyodik Ölçümünün Önemi

Özet

Hastanelerin radyoloji ünitelerinde tanı ve teşhis amacıyla çeşitli görüntüleme cihazları kullanılmaktadır. Bu cihazların çoğu bir oda içerisinde sabit iken bir kısmı da portatif olarak hareket ettirebilmektedir. Bunlardan en sık kullanılanı, yatan hastaların anlık görüntüleme işlemlerini sağlayan portable cihazdır.

Bu çalışma, portable x-ışını cihazlarının kullanım sıklığına bağlı olarak çok çabuk değişebilen ışık-ışın alan uyumunun, 2-3 aylık periyodik bakımlarla kontrol edilmesi üzerine farkındalığın artırılması amacıyla yapılmıştır. Çalışma, 5 adet portable cihazı ve 1 adet sabit x-ışın cihazı kullanılarak yapılmıştır. İlk aşamada radyasyon üreten cihazların kalite kontrollerine bağlı kalınarak, standart alan ve odak-obje mesafesinde görüntüler elde edilmiştir. Uyumsuzluk tespit edilen görüntülerde, ölçümler yapılarak ışık ve ışın alanları arasındaki kayma miktarları hesaplanmıştır. 3 aylık periyotlarla yapılan 3 ayrı ölçüm sonunda, portable cihazları ile yapılan ilk ölçümlerde alan merkezinin kayıklığı göz ardı edilerek, kayma miktarlarının odak-obje mesafesinin %2'sinden küçük olduğu görülmüştür. Daha sonraki ölçümlerde, en sık kullanılan cihazların alanlarında %2'den fazla kayma miktarları elde edilmiştir. Bu ölçümler sonucunda elde edilen veriler referans alınarak, cihaza gerekli müdahalelerin yapılması beklenmektedir.

Anahtar Kelimeler: *Portable x-ışın cihazı, ışık-ışın alan testi, x-ışını ayna düzeneği, kolimatör kayıklığı*

1. GİRİŞ

Hastanelerin radyoloji ünitelerinde tanı ve teşhis amacıyla görüntüleme cihazları kullanılmaktadır. Bu cihazların çoğunda, x-ışını kullanılarak görüntüleme yapılmaktadır. X-ışını, şehir şebekesinden alınan alternatif akımdan elde edilmektedir. Bu akım, transformatörlerle yükseltip regülatör ile düzenlenerek, doğru akıma çevrilmektedir. DC akım, havası boşaltılmış bir cam tüp içerisindeki bir flaman (katot) ile karşısına konmuş anot arasına uygulandığında, hızla anoda çarpan elektronların kinetik enerjilerinin büyük bir bölümü (%99'u) ısıya, çok az bir bölümü (%1'i) de x-ışını enerjisine dönüşür [Bor, 2016].

Katottan anota gelen elektron enerjisi, hedef atomların iç yörüngelerindeki elektronun enerjisinden (genelde K yörüngesinden) küçük ise; elektronlar ile hedef atomların çekirdeği arasında etkileşme gerçekleşir. Bu etkileşme sonucunda, çekirdeğin kütle-çekimi etkisinin altına giren elektron, ivmeli hareket etmeye başlar ve hız kaybına uğrar. Elektron, bu hız kaybı kadar bir enerji salacaktır. Bu enerjiye Bremsstrahlung radyasyonu denir [Bor, 2016].

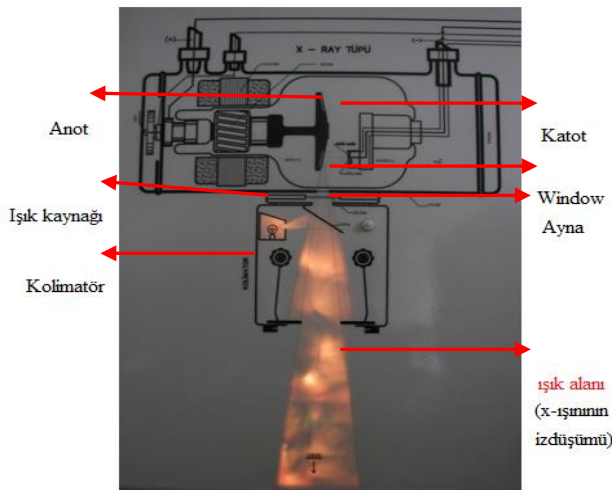
Katottan anota gelen elektron enerjisi, hedef atomların iç yörüngelerindeki elektronun enerjisine eşit veya bu enerjiden büyük ise; elektronlar ile yörünge atomları arasında etkileşme gerçekleşir. Anota çarpan hızlandırılmış elektronlar, hedef atomların iç yörüngelerinden (K yörüngesi) elektron sökerler ve geride bir boşluk kalır. Daha sonra üst yörüngelerden birinden (genellikle L yörüngesinden) bir elektron K yörüngesindeki bu boşluğu doldurur ve bu esnada iki yörünge arasındaki enerji farkı kadar x-ışını oluşur. Bu x-ışını, enerjisi hedef elemente özgü olduğu için Karakteristik x-ışını olarak adlandırılır. Elde edilen bu x-ışınlarının %15'i karakteristik, %85'i



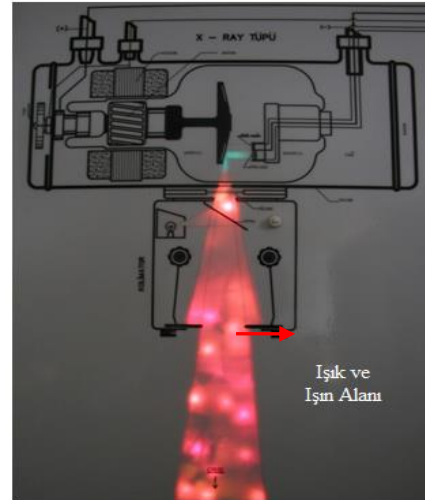
Bremmsstrahlung (frenleme) ışınıdır ve görüntüleme karakteristik x-ışını ile görüntüleme yapılmaktadır [Bor, 2016].

Anottan elde edilen x-ışınları, hastaya ulaşmadan önce, sırasıyla; anot (hedef maddesi), katot (flaman), cam kılıf, yağ, bakalit pencere, ayna düzeneği ve kolimatör gibi mekanik parametrelerden geçmektedir (Şekil 1). Genellikle, cam kılıf, yağ ve bakalit pencere, firmalar tarafından, cihazın kafa'sının (gantry) iç kısmına sabitlenerek üretilmektedir. Kolimatörler ise cihazın daha uç kısmına sabitlenmektedir. Hastada görüntülenmek istenen bölge, bu kolimatörler aracılığıyla sağlanmaktadır. Ancak kolimatör tek başına, çekilecek bölgenin görüntülenmesini sağlamaya yetmemektedir. Gantry'de bulunan lamba ve ayna düzeneği, açılan alanın, hastanın üzerinde görülmesini sağlamaktadır. Bu sayede, kolimatör açıklığı, ışık kaynağı-ayna düzeneği sayesinde doğru izdüşüm ile hastanın yüzeyinde görülebilmektedir. Ancak ışık kaynağını, hasta yüzeyine yansıtan ayna düzeneği, 45°'lik bir açıyla duracak şekilde birkaç vidayla sabitlenmektedir. Dolayısıyla bu düzeneğin sabit x-ışını cihazları için bozulması güç gibi görünse de, portable cihazları için bu durum kaçınılmazdır. Özellikle portable cihazlarının radyoloji ünitesinden, hastanenin diğer ünitelerine (örneğin prematüre yoğun bakım ünitelerine) götürülmesi esnasında, görülmez kazalarla karşılaşılabilir. Böyle bir durumda, cihaza yapılması gereken ilk müdahale, cihazın ışık alanının kayıp kaymadığını test etmek olmalıdır (Şekil 2).

Bu çalışmada amaç, mevcut kullanılmakta olan (kazaya uğramış veya uğramamış) portable cihazlarının, ışık-ışın alan testlerini yapmak ve bu test sonuçlarının kabul sınırları içerisinde olup olmadığını tespit etmektir.



Şekil 1. X-ışın tüpü ve ışık kaynağı-ayna düzlemi sistemi.



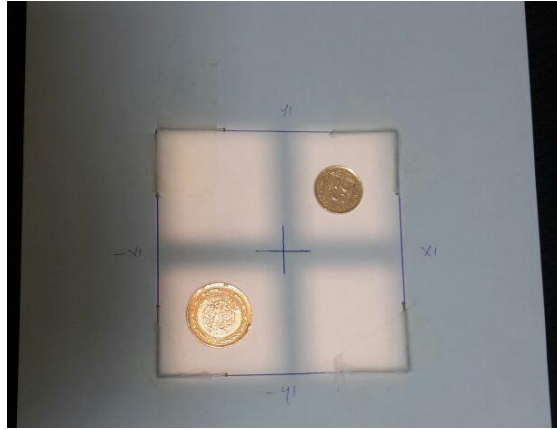
Şekil 2. X-ışın tüpü ve ışık-ışın alanı

2. YÖNTEM VE GEREÇLER

Bu çalışmada, İnönü Üniversitesi'ne bağlı Turgut Özal Tıp Merkezi Radyoloji Anabilim Dalı'nda kullanılmakta olan 5 adet farklı portable cihazı ve 1 adet sabit röntgen cihazı kullanılmıştır. Bu sabit cihazın kullanılmasının sebebi, odaya sabitlenen cihazlardaki kayıklığın minimal olduğunu göstermek içindir.

Radyasyon üreten cihazların genel kalite kontrollerine bağlı kalmak kaydıyla [“American Association of Physicists in Medicine Report”, 1991, s.50, Erdamar, 2001], çalışma, standart 10x10 cm²'lik alan, 100 cm'lik odak-obje (kağıt) mesafesinde (OOM olarak adlandırılmıştır), 45KVp ve 1 mAs ışınlama koşullarında yapılmıştır. Bütün cihazlarda aynı standart alanın kullanılabilmesi için, düz bir kağıda milimetrik hassasiyet ile 10x10 cm²'lik bir alan ve orta nokta çizilmiştir. Bu alanın, filmde veya ekranda görülebilmesi için, alanın köşelerine yerleştirilmek üzere, 8 adet toplu iğne kullanılmıştır. Bu toplu iğnelerin ucu, köşelerde olacak şekilde bir bant ile sabitlenmiştir.

Hazırlanan bu alanın merkezi, x-ışık kaynağının alan merkezi çakışacak şekilde, dedektörün (veya kasetin) üzerine sabitlenmiştir. Işık alanındaki kaymaların aksenel olarak tespit edilebilmesi için, iki yöne farklı boyutlarda madeni para yerleştirilmiştir (Şekil 3).

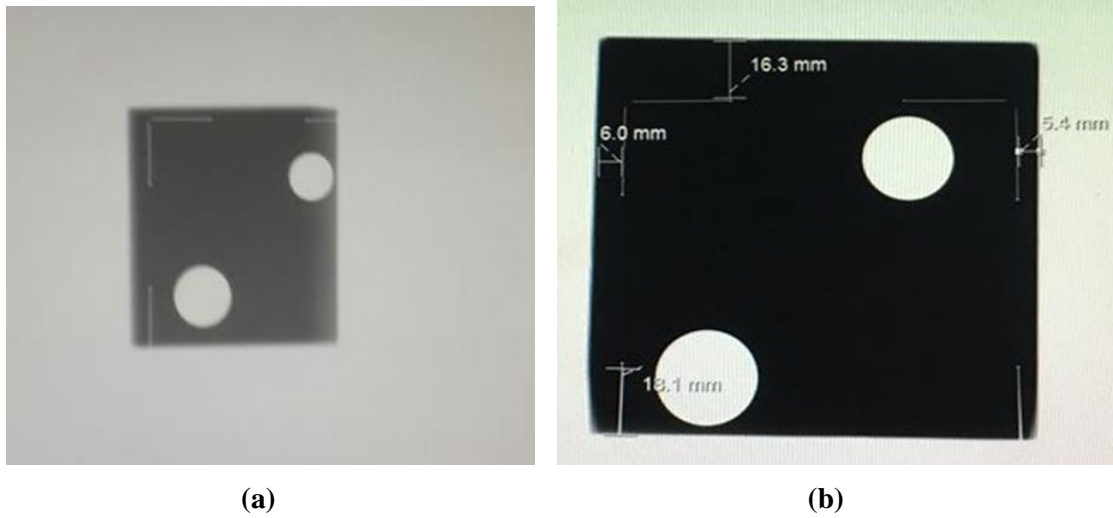


Şekil 3. Işınlama öncesi hazırlık

3. BULGULAR

40KVp, 1 mAs'lık en düşük ışınlama faktörleri kullanılarak, görüntü elde edilmiştir (Şekil 4a). 6 cihaz için bu işlemler tekrar edilmiştir. İşlem sonunda elde edilen görüntüler üzerinden (Şekil 4b) cetvel yardımı ile, ışık ve ışın arasındaki kayma miktarları elde edilmiştir (Tablo 1). Ve ölçümler 3 ay arayla 2 kez tekrar edilmiştir (Tablo 2, Tablo 3).

Bu tip ölçümler için kabul sınırı, OOM %2'sinden büyük olmamalıdır. Bu nedenle, kullanılan mesafenin %2'sinin altında olup olmadığı tespit edilmesi için, her ölçümde kayma miktarları hesaplanmıştır.



Şekil 4.a) 0.7U161CS-36 model portable x-ışını cihazı ile ışınlama sonrası elde edilen görüntü, **b)** Digital görüntü üzerinden kayma miktarlarının ölçümü

Tablo 1. 5 adet farklı portable ve 1 adet sabit x-ışını cihazlarının ışık-ışın alanı testi sonucunda elde edilen x-y yönlerinde ve toplam kayma miktarları (03.11.2016)

Portable cihazı modeli	+x1 yönünde kayma	-x1 yönünde kayma	+y1 yönünde kayma	-y1 yönünde kayma	kayma miktarları	
					$\sum x$	$\sum y$
Acil Portable 1	-	10,4 mm	5,9 mm	-	1,04 cm	0,59 cm
Pediatric	-	15,8 mm	-	3,4 mm	1,58 cm	0,34 cm
Yeni Doğan	-	8 mm	-	4,9 mm	0,8 cm	0,49 cm
Karaciğer	8,4 mm	-	10,5 mm	-	0,84 cm	1,05 cm
Çocuk Yoğun Bakım	6,9 mm	-	-	10,1 mm	0,69 cm	1,01 cm
Samsung Sabit Röntgen	-	-	4,1 mm	2,7 mm	0	0,68 cm

Tablo 2. 5 adet farklı portable ve 1 adet sabit x-ışını cihazlarının ışık-ışın alanı testi sonucunda elde edilen x-y yönlerinde ve toplam kayma miktarları (03.02.2017)

Portable cihazı modeli	+x1 yönünde kayma	-x1 yönünde kayma	+y1 yönünde kayma	-y1 yönünde kayma	kayma miktarları	
					Σx	Σy
Acil Portable 1	3,4 mm	10,5 mm	6,0 mm	-	1,39 cm	0,6 cm
Pediatri	2,1 mm	16,0 mm	16,3 mm	9,4 mm	1,81 cm	2,47 cm
Yeni Doğan	-	10,2 mm	-	5,3 mm	1,02 cm	0,53 cm
Karaciğer	8,5 mm	1,1 mm	11,6 mm	5,2 mm	0,96 cm	1,68 cm
Çocuk Yoğun Bakım	12,3 mm	1,3 mm	10,8 mm	10,9 mm	1,33 cm	2,17 cm
Samsung Sabit Röntgen	-	-	4,2 mm	2,8 mm	0	0,7 cm

Tablo 3. 5 adet farklı portable ve 1 adet sabit x-ışını cihazlarının ışık-ışın alanı testi sonucunda elde edilen x-y yönlerinde ve toplam kayma miktarları (05.05.2017)

Portable cihazı modeli	+x1 yönünde kayma	-x1 yönünde kayma	+y1 yönünde kayma	-y1 yönünde kayma	kayma miktarları	
					Σx	Σy
Acil Portable 1	7,2 mm	10,8 mm	6,4 mm	-	1,8 cm	0,64 cm
Pediatri	5,4 mm	16,5 mm	16,7 mm	10,6 mm	2,19 cm	2,71 cm
Yeni Doğan	3,6 mm	12,2 mm	3,6 mm	5,4 mm	1,02 cm	0,53 cm
Karaciğer	9,2 mm	2,9 mm	14 mm	17,6 mm	1,21 cm	3,17 cm
Çocuk Yoğun Bakım	23,7 mm	3,6 mm	12,4 mm	13,7 mm	2,73 cm	2,61 cm
Samsung Sabit Röntgen	2 mm	2 mm	4,3 mm	2,9 mm	0,4 cm	0,72 cm

4. SONUÇ ve TARTIŞMA

Radyolojide x-ışınları ile görüntülemenin amacı, hastaya doğru pozisyon, uygun alan ve ışınlama faktörleri ve de kalite-kontrol testleri yapılmış düzenli çalışan bir cihazla, hastaya doğru tanıyı koymaya yardımcı olacak görüntülemeyi sağlamaktır.

Radyasyonun temel kurallarına göre, x-ışınlarının sadece görüntülenmek istenen bölgeye yönlendirilmesi hasta açısından çok önemlidir. İyi bir kolimasyon ile hastanın gereksiz ışıktan korunması sağlanır. Ayrıca, saçılan ışın miktarı da azaldığı için görüntüdeki kontrast da artar. Merkezi ışının görüntü düzlemine dik olmaması, görüntü kalitesini bozan önemli noktalardan biridir [Erdamar, 2001, Gray vd., 1983].



Günümüzde gelişen teknoloji, cihazın kullanımını kolaylaştırmakta ve hastanın alacağı doz (özellikle mAs) değerini düşürmektedir. Cihaz, kullanıcı hatasına yer vermeden çalışacak şekilde ayarlanabilmektedir. Kullanıcıya düşen görev ve sorumluluklar azalmış gibi görünse de, bir teknikerin iş-yükü değişmemektedir. Özellikle portable cihazlarının, hastanelerin bir ünitesinden diğer ünitelerine hassas bir şekilde götürülmesi ve geri getirilmesi ayrı bir iş-gücü gerektirirken, kişisel kullanıma bağlı veya bağımsız kazaların önüne geçmek mümkün değildir. Ancak bu kazaların doğuracağı bazı hataların önüne geçmek mümkündür. Cihazın herhangi bir şekilde hasar görmesi durumunda, bu cihazların tekrar kullanıma geçilmesinden önce mutlaka ışık-ışın alanı testi yapılmalıdır. Aksi takdirde, cihazın ayna düzeneğinin kayması sonucu, ışınlanmak istenen alan eksik veya kolimatör kayıklığı olarak tabir edilen durum ortaya çıkacaktır. Bu durumun, prematüre yoğun bakım ünitesinde ortaya çıktığı düşünülecek olursa, eksik çekilmiş görüntüler, tekrarlı filmlere yol açacak ve yeni doğmuş bebekler, istenmeyen dozlara maruz bırakılacaktır.

Bu çalışmada yapılan ölçümlere göre, Tablo 1'deki kayma miktarları, OOM'nin %2'sinden küçük olduğu görülmüştür. 3 ay sonra yapılan 2.ölçümde en sık kullanılan 2 cihazda kayma miktarları, alan merkezinin kayıklığı göz ardı edilerek, kayma miktarlarının OOM'nin %2'sinden büyük olduğu görülmüştür. 3 ay sonra yapılan 3.ölçümde en sık kullanılan 2 cihazda kayma miktarlarının arttığı ve bu durumun servis mühendisine rapor edilerek, cihaza gerekli müdahalelerin yapılması beklenmektedir.

Radyasyon Güvenliği ve Yönetmeliği'nin QA [5] testlerine göre, bu tür ölçümlerin, rutin olarak yıllık ve tüp değişiminde yapılması tavsiye edilse de, Erdamar (2001)'in da çalışmasında belirttiği gibi, portable cihazları için en az 2-3 ay içinde tekrar edilerek kıyaslanması, cihazın verimi açısından önemlidir. Dolayısıyla, *doğru tanı, doğru ve güvenilir görüntüleme ile sağlanabilir.*

Problem ve Güçlükler :

1. Bazı kolimatörlerin ışık alanlarının kenarları, bulanık bir şekilde görülür. Bu durumda ışık alanının tam olarak ayarlanabilmesi için çalışılan odanın ışıkları kapatılmalıdır.

2. Cihazların çoğunda, ışınlanmak istenen kolimatör alanı, asimetrik açılmaktadır. Bu durumdan ötürü alan merkezi kayıklığı sorunu yaşanmıştır. Bu kayıklığın önüne geçilemediği için sadece ışınlanacak olan 10x10 cm²'lik alanlar ayarlanarak ışınlamalar yapılmış ve bu konu değerlendirme dışı bırakılmıştır.

KAYNAKÇA

- Bor D. (2016). *Radyasyon : Sağlık riskleri ve tanısal incelemelerde korunma*. Ankara: Dünya Tıp.
- Anonymous. (1991). *Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures (Report No:31)*. New York: AAPM.
- Erdamar A. (2001). *Konvansiyonel ışın sistemlerinde kalite kontrol uygulamalarının standardizasyonu*. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Gary J.E., Winkler N.T., Stears J., Frank E.D. (1983). *Quality control in diagnostic imaging*. An Aspen Publication.
- <http://www.taek.gov.tr/belgeler-formlar/mevzuat/yonetmelikler/radyasyon-guvenligi/radyasyon-guvenligi-yonetmeli/> (Eğitim Bilimleri: 23/09/2017)

