

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FİZİK ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ENDİREKT DÜZ PANEL DİJİTAL RÖNTGEN  
SİSTEMLERİNDE KALİTE KONTROL VE PERFORMANS  
TESTLERİ**

**MELİKE EVCİN**

**KOCAELİ 2020**

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FİZİK**  
**ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ENDİREKT DÜZ PANEL DİJİTAL RÖNTGEN**  
**SİSTEMLERİNDE KALİTE KONTROL VE PERFORMANS**  
**TESTLERİ**

**MELİKE EVCİN**

**Prof.Dr. Nalan ÖZKAN**  
**Danışman, Kocaeli Üniversitesi** .....

**Prof.Dr. Hayriye SUNDU PAMUK**  
**Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi** .....

**Doç.Dr. Nilgün DEMİR**  
**Jüri Üyesi, Uludağ Üniversitesi** .....

**Tezin Savunulduğu Tarih: 27.07.2020**

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Ülkemizdeki radyoloji ünitelerinde bulunan görüntüleme cihazlarına periyodik olarak yapılan testlerin ulusal ve uluslararası standartlara uygunluğu konusunda net bir bilgi bulunmamaktadır. Bu tezde, CsI tabanlı endirekt düz-panel dedektörlü dijital röntgen cihazlarına, rutin olarak uygulanması için prosedür oluşturulması amaçlanmıştır. Oluşturulan prosedürde doz ve görüntü testleri olarak toplamda 12 test bulunmaktadır. Bu çalışmanın yapılan benzer çalışmalara yardımcı olması ve ülkemizin bu alandaki eksikliğini giderilmesi hedeflenmiştir.

İlk olarak bu çalışmadaki fırsatları bulmamı sağlayan, her konuda, bilgisini ve çalışmaya yön veren önerilerini esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Nalan ÖZKAN GÜRAY' a teşekkür ederim. Benimle her konuda bilgisini paylaşan değerli hocam Prof. Dr. Taygun GÜRAY' a teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmada kullanılan sistemleri ve test cihazlarını bana temin eden, aynı zamanda bilgisiyle tezime ilham veren ve desteği ile beni cesaretlendiren yüksek fizik mühendisi Melike KAYA KARAASLAN' a müteşekkirim.

Eğitim hayatım boyunca her zaman beni destekleyen ve bugünlere getiren aileme çok minnettarım. Her zaman yanımda olan, desteği ile motive eden dostum Didem AVCI' ya, yüksek lisans eğitimimi desteğiyle kolaylaştıran yol arkadaşım Tuğçe GEDİK' e teşekkür ederim. Son olarak bu çalışmaya doğrudan ya da dolaylı katkı sağlayan, beni destekleyen herkese teşekkür ederim.

Temmuz-2020

Melike EVCİN

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLolar DİZİNİ .....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	ix
ÖZET.....	xi
ABSTRACT .....	xii
GİRİŞ .....	1
1. KURAMSAL TEMELLER .....	3
1.1. X-Işınlarının Kısa Geçmişi ve Tıbbi X-Işınları.....	3
1.2. Radyografi Sistemleri.....	5
1.2.1. X-ışını üretimi .....	5
1.2.1.1. Bremsstrahlung süreci .....	6
1.2.1.2. Karakteristik X-ışını üretimi .....	7
1.2.2. Radyografi sistemi bileşenleri .....	8
1.2.2.1. X-ışın jeneratörü.....	8
1.2.2.2. X-ışın tüpü.....	8
1.2.2.3. Grid.....	12
1.2.2.4. Kontrol paneli /konsolu .....	13
1.2.2.5. Otomatik ışınlama kontrol sistemi (AEC).....	13
1.2.2.6. Görüntü alıcıları .....	15
1.3. Dijital Radyografi (DR).....	15
1.3.1. Bilgisayarlı radyografi sistemleri (CR) .....	16
1.3.2. Düz panel dedektörlü dijital radyografi .....	18
1.3.2.1. Direkt düz panel dedektörlü dijital radyografi .....	19
1.3.2.2. Endirekt düz panel dedektörlü dijital radyografi.....	20
1.3.3. Dijital radyografilerde görüntü kalite faktörleri .....	22
2. ENDİREKT DÜZ-PANEL SİSTEMLER İÇİN KALİTE KONTROL VE PERFORMANS TESTLERİ.....	25
2.1. Kalite Kontrol Testleri Yapılan Sistemler.....	25
2.2. Çalışmada Kullanılan Test Cihazları ve Objeleri.....	25
2.3. Endirekt Düz-Panel Sistemler İçin Kalite Kontrol ve Performans Testleri .....	28
2.3.1. Doz testleri.....	29
2.3.1.1. Tüp çıkışı testleri .....	29
2.3.1.2. X-ışını tüp gerilimi .....	30
2.3.1.3. Sızıntı radyasyon testi .....	31
2.3.1.4. Işınlama zamanı doğruluğu testi.....	31
2.3.1.5. Toplam süzme- yarı değer kalınlık testi (HVL) .....	32
2.3.1.6. Otomatik ışınlama kontrolü .....	33
2.3.2. Görüntü testleri .....	33

2.3.2.1. Uzaysal çözünürlük testi .....	34
2.3.2.2. Işık alan göstergesinin gösterme doğruluğu .....	36
2.3.2.3. Kontrast-detay testi.....	36
2.3.2.4. Grid artefaktı ve hareketli grid .....	38
2.3.2.5. Odak nokta boyutu testi.....	38
3. ARAŞTIRMA SONUÇLARI .....	40
3.1. Tüp Çıkışı Testleri.....	40
3.1.1. Tüp çıkış değeri .....	40
3.1.2. Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği .....	40
3.1.3. Tüp çıkışının sürekliliği.....	42
3.2. X-ışını Tüp Gerilimi .....	44
3.2.1. X-ışını tüp gerilimi (kVp) .....	44
3.2.2. kVp'nin mAs ile değişimi ve tekrarlanabilirliği.....	46
3.3. Sızıntı Radyasyon Testi.....	49
3.4. Işınlama Zamanı Doğruluğu Testi.....	49
3.5. Toplam Süzme-Yarı Değer Kalınlık Testi (HVL) .....	51
3.6. Otomatik Işınlama Kontrolü.....	52
3.6.1. Otomatik ışınlama kontrolü (AEC).....	52
3.6.2. Otomatik ışınlama kontrolü tekrarlanabilirliği.....	54
3.7. Uzaysal Çözünürlük Testleri (IBA Primus L Test Fantomu).....	55
3.7.1. Çizgi çifti testi .....	55
3.7.2. Dinamik aralık testi .....	55
3.7.3. Düşük kontrast detay testi .....	56
3.8. Işın Alanı Göstergesini Gösterme Doğruluğu .....	56
3.9. Kontrast-Detay Testi .....	57
3.10. Grid Artefaktı ve Hareketli Grid .....	63
3.11. Odak Nokta Boyutu Testi.....	63
4. TARTIŞMA .....	64
KAYNAKLAR .....	69
EKLER .....	72
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER .....	97
ÖZGEÇMİŞ .....	98

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Radyasyon çeşitleri .....	4
Şekil 1.2.	Elektromanyetik spektrum .....	4
Şekil 1.3.	Basitleştirilmiş olarak X-ışını üretmenin temel süreci .....	6
Şekil 1.4.	Tungsten hedefi için emisyon spektrumu .....	7
Şekil 1.5.	Basitleştirilmiş iki filaman bulunan bir katot düzeneği .....	9
Şekil 1.6.	Sabit bir anodu olan bir X-ışını tüpü .....	10
Şekil 1.7.	Dönen anotlu bir X-ışını tüpü .....	10
Şekil 1.8.	Hedef açısı ile etkili odak noktası boyutu arasındaki ilişki .....	11
Şekil 1.9.	Topuk etkisinin neden olduğu X-ışını alanı boyunca X- ışını yoğunluk dağılımındaki değişim .....	11
Şekil 1.10.	Filtre ve kolimatör basit çizimi .....	12
Şekil 1.11.	Basitleştirilmiş grid düzeneği .....	13
Şekil 1.12.	Kontrol paneli .....	13
Şekil 1.13.	AEC görüntüsü .....	14
Şekil 1.14.	AEC'lerin görüntü alıcısı üzerindeki konumları .....	14
Şekil 1.15.	Film-ekran ve dijital radyografi sistemlerinin dinamik aralıkları .....	16
Şekil 1.16.	Fosfor depolama plaka .....	16
Şekil 1.17.	Fosfor depolama plaka iç yapısı .....	17
Şekil 1.18.	CR'de görüntü oluşumu .....	17
Şekil 1.19.	Dijital dedektörlü sistemlerde görüntü oluşumu .....	18
Şekil 1.20.	Düz panel dedektörlü sistem çeşitleri .....	19
Şekil 1.21.	Direkt düz panel dedektörlü DR sistemlerinin iç yapısı .....	20
Şekil 1.22.	GOS ve CsI' dan yapılmış endirekt düz panel dedektörlü sistemin iç yapısı .....	21
Şekil 1.23.	Yük çifti cihazı .....	21
Şekil 1.24.	Kalite faktörleri ve ölçüm yöntemleri ilişkisi .....	23
Şekil 2.1.	CDRAD 2.0 Fantomu .....	26
Şekil 2.2.	Kontrast-detay diyagramı .....	26
Şekil 2.3.	Kontrast detay eğrisi .....	27
Şekil 2.4.	IBA Primus-L Test Fantomu bölgeleri .....	28
Şekil 2.5.	Kalite kontrol testleri genel şeması .....	29
Şekil 2.6.	Sızıntı radyasyon testi düzeneği .....	31
Şekil 2.7.	IBA Primus- L test fantomu kullanılan bölümleri .....	34
Şekil 2.8.	Satır çifti değerleri .....	35
Şekil 2.9.	Uzaysal frekansın çizgi çifti ifadesi .....	35
Şekil 2.10.	Radia Version 1.7 Therapy programı ekran görüntüsü .....	36
Şekil 2.11.	CDRAD 2.0 Fantomu konumlandırılması .....	37
Şekil 2.12.	CDRAD Analiz programı ekran görüntüsü .....	38
Şekil 2.13.	Odak nokta boyutu test aparatı ve üzerinde bulunan 13 grup .....	39
Şekil 3.1.	A sistemi kontrast-detay eğrisi .....	59
Şekil 3.2.	B sistemi kontrast-detay eğrisi .....	60
Şekil 3.3.	C sistemi kontrast-detay eğrisi .....	60

Şekil 3.4.	D sistemi kontrast-detay eğrisi.....	61
Şekil 3.5.	E sistemi kontrast-detay eğrisi .....	61
Şekil 3.6.	F sistemi kontrast-detay eğrisi .....	62
Şekil 3.7.	G sistemi kontrast-detay eğrisi.....	62
Şekil A.1.	A sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	73
Şekil A.2.	B sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	73
Şekil A.3.	C sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	74
Şekil A.4.	D sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	74
Şekil A.5.	E sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	75
Şekil A.6.	F sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	75
Şekil A.7.	G sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü .....	76
Şekil B.1.	A sistemi grid testi görüntüsü .....	77
Şekil B.2.	B sistemi grid testi görüntüsü.....	77
Şekil B.3.	C sistemi grid testi görüntüsü.....	78
Şekil B.4.	D sistemi grid testi görüntüsü .....	78
Şekil B.5.	E sistemi grid testi görüntüsü .....	79
Şekil B.6.	F sistemi grid testi görüntüsü .....	79
Şekil B.7.	G sistemi grid testi görüntüsü .....	80
Şekil C.1.	B sistemi büyük odak için elde .....	81
Şekil C.2.	G sistemi küçük odak için elde .....	81
Şekil D.1.	A sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü.....	82
Şekil D.2.	B sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü.....	82
Şekil D.3.	C sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü.....	83
Şekil D.4.	D sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü.....	83
Şekil D.5.	E sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü.....	84
Şekil D.6.	F sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü .....	84
Şekil D.7.	G sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü.....	85
Şekil E.1.	A sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	86
Şekil E.2.	A sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	86
Şekil E.3.	A sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	87
Şekil E.4.	B sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	87
Şekil E.5.	B sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	88
Şekil E.6.	B sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	88
Şekil E.7.	C sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	89
Şekil E.8.	C sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	89
Şekil E.9.	C sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	90
Şekil E.10.	D sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	90
Şekil E.11.	D sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	91

Şekil E.12. D sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	91
Şekil E.13. E sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	92
Şekil E.14. E sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	92
Şekil E.15. E sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	93
Şekil E.16. F sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	93
Şekil E.17. F sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	94
Şekil E.18. F sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	94
Şekil E.19. G sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü .....	95
Şekil E.20. G sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü .....	95
Şekil E.21. G sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü .....	96

## TABLolar DİZİNİ

Tablo 1.1. Tungsten ve molibden hedef malzeme için karakteristik X-ışını enerjileri .....	8
Tablo 2.1. Kalite kontrol testleri yapılan sistemler .....	25
Tablo 2.2. X-ray cihazlarında önerilen minimum izin verilebilir ilk yarı değer kalınlık değerleri.....	33
Tablo 2.3. Odak nokta boyutu referans değerleri.....	39
Tablo 3.1. Tüm sistemlerin tüp çıkış değeri testi sonuçları .....	40
Tablo 3.2. A sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları.....	42
Tablo 3.3. B sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları .....	41
Tablo 3.4. C sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları .....	41
Tablo 3.5. D sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları.....	41
Tablo 3.6. E sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları .....	42
Tablo 3.7. F sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları.....	42
Tablo 3.8. G sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları.....	42
Tablo 3.9. A sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları.....	42
Tablo 3.10. B sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları.....	43
Tablo 3.11. C sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları.....	43
Tablo 3.12. D sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları.....	43
Tablo 3.13. E sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları .....	44
Tablo 3.14. F sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları .....	44
Tablo 3.15. G sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları.....	44
Tablo 3.16. A sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları.....	45
Tablo 3.17. B sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları .....	45
Tablo 3.18. C sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları .....	45
Tablo 3.19. D sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları.....	45
Tablo 3.20. E sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları .....	46
Tablo 3.21. F sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları .....	46
Tablo 3.22. G sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları.....	46
Tablo 3.23. A sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları .....	46
Tablo 3.24. B sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları .....	47
Tablo 3.25. C sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları .....	47
Tablo 3.26. D sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları .....	47
Tablo 3.27. E sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları .....	47
Tablo 3.28. F sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları.....	48
Tablo 3.29. G sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları .....	48
Tablo 3.30. Tüm sistemlerde, ayarlanan 80 kVp ve 10 mAs değeri için tekrarlanabilirlik testi sonuçları.....	48
Tablo 3.31. Tüm sistemler için sızıntı radyasyon testi sonuçları.....	49
Tablo 3.32. A sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları .....	49
Tablo 3.33. B sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları .....	49
Tablo 3.34. C sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları .....	50
Tablo 3.35. D sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları .....	50
Tablo 3.36. E sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları.....	50

Tablo 3.37. F sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları.....	50
Tablo 3.38. G sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları .....	51
Tablo 3.39. A sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları.....	51
Tablo 3.40. B sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları.....	51
Tablo 3.41. C sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları.....	51
Tablo 3.42. D sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları.....	51
Tablo 3.43. E sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları .....	52
Tablo 3.44. F sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları .....	52
Tablo 3.45. G sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları.....	52
Tablo 3.46. A sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları .....	53
Tablo 3.47. B sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları.....	53
Tablo 3.48. C sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları.....	53
Tablo 3.49. D sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları .....	53
Tablo 3.50. E sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları.....	53
Tablo 3.51. F sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları .....	54
Tablo 3.52. G sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları .....	54
Tablo 3.53. Tüm sistemler için otomatik ışınlama kontrolü tekrarlanabilirliği testi sonuçları.....	54
Tablo 3.54. Tüm sistemler için çizgi çifti testi sonuçları.....	55
Tablo 3.55. Tüm sistemler için dinamik aralık testi sonuçları.....	55
Tablo 3.56. Tüm sistemler için düşük kontrast detay testi sonuçları .....	56
Tablo 3.57. Tüm sistemler için ışık alanı göstergesini gösterme doğruluğu testi x doğrultusu sonuçları .....	56
Tablo 3.58. Tüm sistemler için ışık alanı göstergesini gösterme doğruluğu testi y doğrultusu sonuçları .....	56
Tablo 3.59. Tüm sistemler için diklik testi sonuçları.....	57
Tablo 3.60. A sistemi için kontrast-detay testi sonuçları.....	58
Tablo 3.61. B sistemi için kontrast-detay testi sonuçları .....	58
Tablo 3.62. C sistemi için kontrast-detay testi sonuçları .....	58
Tablo 3.63. D sistemi için kontrast-detay testi sonuçları .....	58
Tablo 3.64. E sistemi için kontrast-detay testi sonuçları .....	58
Tablo 3.65. F sistemi için kontrast-detay testi sonuçları.....	59
Tablo 3.66. G sistemi için kontrast-detay testi sonuçları.....	59
Tablo 3.67. Tüm sistemler için grid artefaktı ve hareketli grid testi sonuçları .....	63
Tablo 3.68. Tüm sistemler için odak nokta boyutu testi sonuçları .....	63

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	: Derece
a-Se	: Amorf Selenyum
a-Si	: Amorf Silikon
BaFX	: Baryum-florohalid
cm	: Santimetre
CsI	: Sezyum İyodür
Eu <sup>+2</sup>	: Evropiyum
e <sup>-</sup>	: Elektron
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S-GOS	: Gadolinyum Oksisülfit
keV	:Kilo Elektron Volt
kVp	: Kilovoltaj Pik
kV	: Kilovoltaj
lp/mm	: Line Pair/Milimetre
mA	: Miliamper
mAs	: Miliamper Saniye
mGy	: Miligray
mm	: Milimetre
mm Al	: Milimetre Alüminyum
msn	: Milisaniye
nm	: Nanometre
sn	: Saniye
p	: Proton
V	: Voltaj
Z	: Atom Numarası
µGy	: Mikrogray

## Kısaltmalar

AAPM	: The American Association of Physicsts in Medicine (Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği)
ADC	: Analog to Digital Converter ( Analog Sinyal Dönüştürücü)
AEC	: Automatic Exposure Control (Otomatik Işınlama Kontrolü)
ALARA	: As Low as Reasonably Achievable (Minimum Doz)
CCD	: Charge Coupled Devices (Yük Çifti Cihazı)
CR	: Computed Radiography (Bilgisayarlı Radyografi)
DAC	: Digital to Analog Converter (Dijital Analog Dönüştürücü)
DDI	: Detector Dose Indicator (Dedektör Doz Göstergesi)
DICOM	: Digital İmaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
DQE	: Detected Quantum Efficiency (Dedektif Kuantum Verimi)
DR	: Digital Radiography (Dijital Radyografi)
EC	: European Commission (Avrupa Komisyonu)

FPD	: Flat Panel Detector (Düz Panel Dedektör)
HVL	: Half Value Layer (Yarı Değer Kalınlığı)
IQF	: Image Quality Figure (Görüntü Kalite Faktörü)
IQF <sub>inv</sub>	: Image Quality Figure Inverse (Ters Görüntü Kalite Faktörü)
Lumbar Spine	: Omurga
MTF	: Modulation Transfer Function (Modülasyon Transfer Fonksiyon)
NPS	: The Noise Power Spectrum (Gürültü Güç Spektrumu)
PMMA	: Polimetilmetakrilat (Pleksiglas)
PSP	: Phosphor Storage Plates (Fosfor Depolama Plakası)
SID	: Source Image Distance (Film Foküs Mesafesi)
SNR	: Signal to Noise Ratio (Sinyal-Gürültü Oranı)
TFT	: Thin Film Transistor (İnce Film Transistör)
WS	: Wiener Spectrum (Wiener Spektrumu)



## ENDİREKT DÜZ PANEL DİJİTAL RÖNTGEN SİSTEMLERİNDE KALİTE KONTROL VE PERFORMANS TESTLERİ

### ÖZET

Ülkemizdeki sağlık kuruluşlarında görüntüleme sistemlerinin kalite kontrol ve performans testleri periyodik olarak gerçekleştirilmekte ancak yapılan testlerin ulusal ve uluslararası standartlara uygunluğu konusunda net bir bilgi bulunmamaktadır.

Bu çalışmada, radyoloji ünitelerinde yaygın olarak kullanılmaya başlamış olan sezyum iyodür (CsI) tabanlı endirekt düz panel dijital röntgen cihazlarında rutin olarak gerçekleştirilmesi önerilen kalite kontrol testleri ve bu testlerin nasıl yapılacağına yönelik standart bir prosedür oluşturulması amaçlanmıştır. Bu bağlamda, minimum radyasyon dozunda maksimum görüntü kalitesi elde eden ALARA prensibi temel amaç edinilmiştir.

Çalışmanın amacına yönelik, testlerin nasıl ve hangi standartlara göre yapılacağına uygun prosedür oluşturulduktan sonra testler, yedi farklı sisteme uygulanmıştır. kVp doğruluğu ve tekrarlanabilirliği, yarı-değer kalınlığı (HVL), ışınlama süresi doğruluğu, tüp çıkışı, kolimasyon testi, odak noktası testi, uzaysal çözünürlük, dinamik aralık, düşük kontrast detayı, sızıntı radyasyonu, otomatik ışınlama kontrolü (AEC), grid artefaktı olarak on iki kalite testi sonuçları kaydedilmiştir. Kaydedilen sonuçlar, tablo halinde sunularak, belirlenen referans değerler ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan sonuçlar ile sistem performansları değerlendirilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** ALARA Prensibi, Endirekt Düz Panel Sistemleri, Kalite Kontrol Testleri, Radyografi Sistemleri, X-ışını Üretimi.

## **QUALITY CONTROL AND PERFORMANCE TESTS IN INDIRECT FLAT PANEL DIGITAL X-RAY SYSTEMS**

### **ABSTRACT**

Quality control and performance tests of imaging systems are carried out periodically in health institutions in our country, but there is no clear information about the compliance of the tests with international standards.

In this study, it was aimed to establish a standard procedure for routinely performed quality control tests on cesium iodide (CsI) based indirect flat panel digital x-ray devices, which have started to be widely used in radiology units. In this context, the main purpose of the ALARA principle is obtained, which achieves maximum image quality at minimum radiation dose.

According to the purpose of the study, after the procedure appropriate to how and with which standards the tests will be performed, it was applied to seven different systems. kVp accuracy and repeatability, half-value layer (HVL), irradiation time accuracy, tube output, test of collimation, test of focal spot, spatial resolution, dynamic range, low contrast detail, leakage radiation, automatic exposure control (AEC), as artefact of grid twelve quality test results were recorded. The recorded results are presented in a table and compared with the reference values determined. System performances were evaluated with the results compared.

**Keywords:** ALARA Principle, Indirect Flat Panel Systems, Quality Control Tests, Radiography Systems, X-ray Production.

## GİRİŞ

X-ışınlarının bulunması ile radyolojinin temeli atılmıştır. Bu alanda yapılan çalışmalar ve teknolojinin ilerlemesiyle tanı radyolojisinde konvansiyonel radyografiye alternatif olarak dijital radyografi cihazları geliştirilmiştir. Hem konvansiyonel hem de dijital radyografinin teknik özellikleri açısından kendi içlerinde avantaja sahip olsalar da dijital radyografi zaman içerisinde büyük bir ilerleme kaydetmiştir. Bu avantajların yanında teknolojinin karmaşıklığı ve hassasiyeti, kalite kontrol ve performans değerlendirmesinin cihazlar üzerindeki önemini artırmış ve yeni zorlukları beraberinde getirmiştir. Tanısal radyografide kullanılan bir kalite kontrol prosedürü daha karmaşık hale gelen dijital radyografinin düzenlenmesine katkı sağlamıştır. Radyografinin kalite kontrolü için birçok uluslararası öneri ve protokoller (AAPM, EC Report, vb.) mevcuttur. Protokoller yapılacak çeşitli testler için referans değerlerini belirler. Hastanelerde bulunan ekipman özelliklerine göre, bu protokoller rehber alınarak etkili bir kalite kontrol prosedürü oluşturulabilir. Kalite kontrol prosedüründeki amaç, görüntü kalitesinde tanısal olarak anlamlı bir bozulmaya veya maruz kalınan radyasyonda önemli bir artışa sebep olacak değişiklikleri tespit etmek ve testleri periyodik olarak cihaza uygulamaktır. Bunları temel alarak oluşturulan prosedür ile cihazların geçmiş performanslarına bakılarak verim değerlendirmesi yapılabilir.

Prosedürde belirlenen kalite kontrol testleri periyodik olarak basit kalite kontrol aletleri ve fantomları ile yapılabilir. Test sonuçları analiz için kaydedilmelidir. Toplanan veriler cihazın kendi performans değerlendirmesinin yanında herhangi bir hastanedeki cihazın ihtiyaçlarını da karşılamaya yardımcı olabilir. Akademik ortamlarda çalışma yapanlara katkı sağlayabilir. Kalite kontrolün en önemli parçası ise gereksiz yüksek dozdan kaçarak daha iyi görüntüye ulaşmaktır.

Ülkemize baktığımızda belirli hazırlanmış kalite kontrol prosedürleri bulunmamaktadır. Bu çalışmadaki amaç, ülkemizdeki bu eksikliği azaltarak dijital sistemler için ulusal bir kalite kontrol prosedürü oluşturmaktır.

Oluşturulan prosedürün herhangi bir cihaza uygulanabilir oluşu ÷lkemizdeki çalışmaların birbirleriyle karşılaştırılmasına da olanak sağlayabilir. Cihaza yapılan testler belirlenirken, cihazın özelliklerine göre hangi parametrelerin gerekli olduğu ve kabul edilebilir görüntü kalitesi elde etmek için hangi minimum performans kriterlerini karşılaması gerektiği önceliğimiz olmalıdır. Çalışmada belirlenen testler 7 farklı sisteme uygulanarak sonuçları değerlendirilmiştir.



## 1. KURAMSAL TEMELLER

### 1.1. X-Işınlarnn Knsa GeçmiŖi ve Tıbbi X-Işınlarnı

Würzburg Üniversitesinde rektör olarak görev yapmakta olan Wilhelm Conrad Röntgen, Crookes tüpü üzerinde yaptığı çalışmalar sırasında floresan bir maddenin parlamasıyla X-ışınlarını tespit etmiştir. Eşinin elindeki kemiklerin ve yüzüğün fotoğrafını elde ettikten sonra Würzburg Fiziksel-Tıp Derneğiyle, vücuda nüfuz ederek kemiklerin fotoğrafını sağlayan yeni ışınları keşfettiğini duyurmuştur. Bu çalışmayla Röntgen, 1901'de Nobel Fizik Ödülüne layık görülmüştür. X-ışınları keşfiyle birlikte, yabancı cisimlerin varlığının tespit edilmesini sağlamak üzere tıp alanında kullanım çalışmaları başlamıştır [1-3].

#### Tıbbi X-ışınları

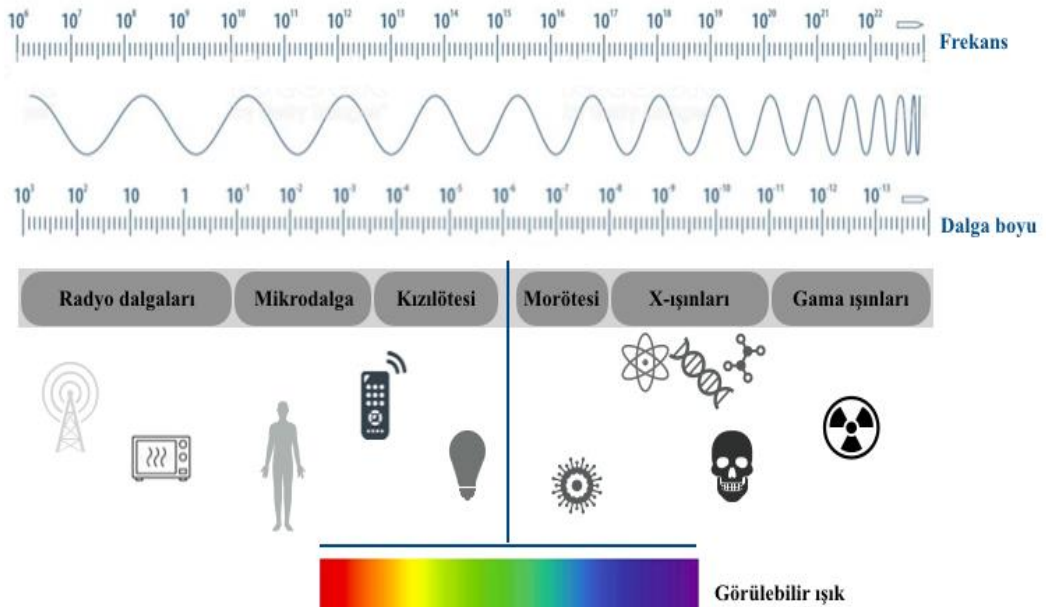
Sağlık alanında kullanılan X-ışını cihazlarını anlayabilmemiz, X-ışınlarının doğasını kavramamızdan ve atomun yapısını anlamamızdan geçer. Atom, çekirdeğindeki proton ve nötron, çevresindeki yörüngelerinde dönen elektronlardan oluşur. Pozitif yüklü proton ile negatif yüklü elektronların elektriksel çekimleri onları yörüngede tutarken, elektronların yörüngelerindeki hareketini sağlayan çekirdekle olan bağlanma enerjileridir [4]. Uyarılma olarak tanımlanan, dışarıdan alınan bir enerjiyle, bu enerjinin bağlanma enerjisinden büyük ya da küçük olma durumuna göre elektron, dışarı atılır. Bu şekilde iyonizasyon olayı gerçekleşir. Burada boş kalan elektronun yeri daha üst seviye elektronla doldurulurken ortaya çıkan enerji fazlalığı da X-ışını olarak adlandırılır. Buradaki elektron salınımı radyasyon olarak adlandırılır. Çekirdekte ve yörüngede olmak üzere iki çeşittir. Şekil 1.1'de radyasyon çeşitleri verilmiştir. Alfa, beta, nötron parçacık radyasyonu denilen çekirdek parçalanmasından kaynaklı radyasyonlardır. Gama, X-ışınları, mor ötesi, görünür ışık, kızılötesi, mikro dalgalar ve radyo dalgaları elektromanyetik radyasyon olarak adlandırılan atom yörüngesi kaynaklı radyasyonlardır. Parçacık radyasyonları, yarılanma ömürleri sürecinde radyasyon yayar. Bu süreç bittiğinde stabil kalır ya da maddeye dönüşerek radyasyon yaymaya devam eder. Elektromanyetik radyasyon ise oluşma anında yaydıkları ışın,

enerjileri bittiğinde yok olur. Sağlık alanında kullanılan X-ışınları, oluşum şekillerine göre radyasyon yayar ve karşılaştıkları madde atomları tarafından ya soğurulur ya da saçılmaya uğrar. Bu elektromanyetik radyasyonlar yarılanma süreleri zarfında vücutta kalır, bittiğinde radyasyon yaymaz [5].

Radyasyon	İyonize Radyasyon
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alfa</li> <li>• Beta</li> <li>• Nötron</li> <li>• X-ışınları</li> <li>• Gama Işınları</li> </ul>
	İyonize Olmayan Radyasyon
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mor Ötesi Işıklar</li> <li>• Görünür Işık</li> <li>• Kızılötesi Işıklar</li> <li>• Mikro Dalgalar</li> <li>• Radyo Dalgaları</li> </ul>

Şekil 1.1. Radyasyon çeşitleri [5]

Şekil 1.2’de elektromanyetik spektrum verilmiştir. Elektromanyetik radyasyon olan X-ışınları, ışık spektrumunda 0,125-125 keV enerji aralığında yer alır. Dalga boyu 10-0,01 nm arasındadır. Soğurma, saçılma özelliklerinin yanında yüksek enerjili olduklarından yüksek giricilik özelliklerine sahiptir [6].



Şekil 1.2. Elektromanyetik spektrum [5]

Sağlık alanında kullanılan X-ışını cihazları, teşhis amacıyla vücudun kemik ve doku gibi iç yapılarını görselleştirmek için kullanılır. Bu gerçekleştirilirken, hasta X-ışını tüpü ile radyografik film ya da görüntü algılayıcıları arasına yerleştirilir ve daha sonra X-ışınları görüntülenecek kısımdan geçerek film ya da dedektör üzerine düşürülür. Böylece görselleştirilmiş olur. Oluşturulan görüntü siyahtan beyaza kadar gri tonlarda oluşur. Vücudu oluşturan dokuların ve yapıların atomik ağırlıkları, kalınlıkları ve yoğunlukları farklı olduğundan, X-ışınlarının bu dokulardan geçişi de farklı olacaktır. X-ışını dokulardan kolay geçtiğinde görüntü siyah, dokudan zor geçtiğinde doku tarafından emildiğinden görüntü beyaz tonlarda üretilir [6].

Teknolojinin gelişmesiyle daha sonraki yıllarda iyonize radyasyonun kullanıldığı birçok teşhis ve tedavi yöntemi geliştirilmiştir. Radyografi, mamografi, bilgisayarlı tomografi, dijital radyografi ve floroskopi bunların en bilinenlerindedir. Tedavi amaçlı kullanılan radyasyon, görüntüleme için kullanılanlardan farklı olarak kanserli hücreleri yok etmek için kullanılır.

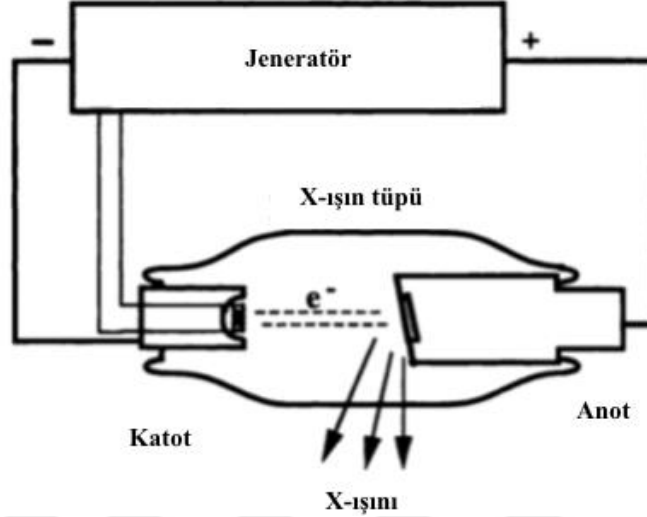
## **1.2. Radyografi Sistemleri**

### **1.2.1. X-ışını üretimi**

Hızlanan elektronlar madde ile etkileştiğinde X-ışınları üretilir. Bir X-ışını tüpünde hızlanan elektronlar hedef malzeme ile etkileşime girer ve elektronların enerjisinin bir kısmı elektromanyetik radyasyon veya X-ışınına dönüşür. Buradaki elektronların kinetik enerjisinin büyük çoğunluğu ısıya dönüşmektedir.

Şekil 1.3' de gösterilen basitleştirilmiş X-ışını tüpü elektrik devresi, bir X-ışını tüpü ile ışın üretmeyi temel olarak göstermektedir. Bir X-ışını jeneratörü, X-ışını tüpünde bulunan katot ve anot arasına bir potansiyel fark (20-150 kV) sağlar. Jeneratör tarafından da sağlanan, ayrı düşük voltaj devresi, tüpün katodunda bulunan bir tel filamanı içinden akım üretir. Bu filamandaki akım, ısınmaya ve termoiyonik emisyon adı verilen bir süreç olan elektron yayılmasına sebep olur. Yayılan elektronlar, katottan anoda hızlandırılır. Burada katottaki tel filaman elektron akışına filaman akımı denirken, katottan anoda elektron akışı tüp akımı olarak adlandırılır. Anot hedefine gelen elektronlar iki şekilde X-ışınlarına dönüşür. Bunlar Bremsstrahlung ve Karakteristik X-ışını üretimidir. Bu üretilen X-ışınları, tüpten tüm yönlerde çıkar.

Ancak kurşun muhafaza ve kolimatörler tarafından istenen ışın boyutunda sınırlandırılarak görüntüyü oluşturmak için hasta ve dedektörle etkileşime girer [7].

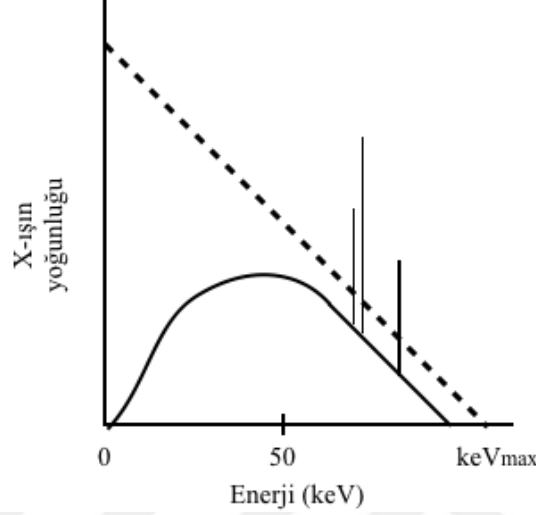


Şekil 1.3. Basitleştirilmiş olarak X-ışını üretmenin temel süreci [7]

#### 1.2.1.1. Bremsstrahlung süreci

X-ışını tüpünde, X-ışını oluşturma işlemi, hızlandırılmış elektronlardan gelen kinetik enerjinin %99'nun ısıya dönüşümü nedeniyle çok verimsizdir. Bu ısı, X-ışını tüpü tasarımını ve performansını sınırlayan bir nedendir. Üretilen X-ışınlarının çoğu (%1'lik kısmın) Bremsstrahlung (frenleme) radyasyonudur. Bremsstrahlung X-ışınları, hızlanan elektronun hedef materyalin atom çekirdeğine yaklaşmasıyla üretilir. Çekirdeğin pozitif yükü, gelen negatif yüklü elektronun yolunu değiştirerek bir X-ışını şeklinde enerji salınımına neden olur. Bu X-ışını enerjisi, elektronun çekirdeğe yakınlığına göre belirlenir. Elektronlar, hedef çekirdeğe doğru hızlandıkça, çeşitli mesafelerden geçerek X-ışını enerji spektrumu üretilir. Hedef çekirdek arasındaki boşluk, çekirdek çapına kıyasla daha büyük olduğundan, düşük enerjili X-ışınlarının üretilmesi, yalnızca elektronların çekirdeğe yaklaştıklarında üretilen yüksek enerjili X-ışınlarından daha olasıdır. X-ışını enerjisinin maksimum olması, elektronun direk çekirdeğe çarpmasında ve tüm enerjisini X-ışını şeklinde salmasıyla olur. Şekil 1.4'de Bremsstrahlung enerji spektrumu gösterilmektedir. Burada kesikli çizgi, filtrelenmemiş Bremsstrahlung, düz çizgi ise X-ışını tüpünden ve muhafazadan çıktıktan sonraki ışınların toplam spektrumunu temsil etmektedir. Düz çizgi üzerindeki

pikler, Karakteristik X-ışınlarıdır. Bremsstrahlung X-ışınlarının maksimum üretimi için yüksek atom numarasına sahip hedef metal kullanılmalıdır. Hem yüksek atom numarası ( $Z=74$ ) hem de yüksek erime noktası nedeniyle tungsten yaygın olarak seçilen hedef bir malzemedir [7].



Şekil 1.4. Tungsten hedefi için emisyon spektrumu [7]

### 1.2.1.2. Karakteristik X-ışını üretimi

Hızlandırılmış elektronların enerjisi yeterli büyüklükteyse, hedef materyalin iç kabuğundaki orbital elektronu ile etkileşmesi sonucunda karakteristik X-ışını üretilir. Hedef materyalin orbital elektronu bir enerjiyle çekirdeğe bağlıdır. Buraya gönderilen hızlandırılmış elektron, bu bağlanma enerjisini aşarsa etkileştiği iç kabuk elektronu dışarı fırlatır. Bunun yerine bir dış kabuktan elektronla boşluk doldurulurken, bağlanma enerjisi farkına eşit X-ışını yayar. Şekil 1.4'de karakteristik X-ışınları da gösterilmektedir.

Genel bir radyografik X-ışını tüpü; %20 Karakteristik, %80 Bremsstrahlung olmak üzere toplam X-ışını yoğunluğunu oluşturur. Tungsten (genel radyografilerde) ve molibden (mamografilerde) hedef malzeme için karakteristik X-ışını enerjilerini gösteren Tablo 1.1. aşağıda verilmiştir [7]. Karakteristik X-ışınlarının üretilmesi için, hızlandırılmış elektronların enerjisi, hedef materyalin K-kabuğu bağlanma enerjisini aşmalıdır. Bu enerji, tungsten için 69,4 keV, molibden için 20 keV'dir.

Tablo 1.1.Tungsten ve molibden hedef malzeme için karakteristik X-ışını enerjileri [7]

Karakteristik X-ışını Enerjileri		
Hedef Materyal	Orbital Geçişi	X-ışını Enerjisi
Tungsten	L-K	59,3
	L-K	60,0
	M-K	67,2
Molibden	L-K	17,4
	L-K	17,5
	M-K	19,6

## 1.2.2. Radyografi sistemi bileşenleri

### 1.2.2.1. X-ışın jeneratörü

Jeneratörün görevi, X-ışını için gerekli gücü sağlamaktır. Işınlama sırasında tüp akımını üretmek için tüpe sabit bir yüksek voltaj sağlar. Elde edilecek X-ışınlarının maksimum enerjisi, jeneratör tarafından sağlanan yüksek voltaj (20-150 kV), kullanıcı tarafından seçilir. Bu pik voltaj değerine kilovoltaj pik (kVp) denir. Ayrıca jeneratör filaman akımı üretmek için sabit bir düşük voltaj (yaklaşık 10V) sağlar. Yani kullanıcı, filaman tarafından yayılan elektron sayısı ve anoda ulaşacak elektron sayısını belirleyen filaman akımını (1-1000 mA) seçer. Filaman akımında oluşacak %1'lik bir değişim, tüp akımında %10'dan fazla değişikliğe neden olduğundan çok hassas bir konumdadır. Kullanıcı aynı zamanda, X-ışını üretmek için tüpe gereken voltajın uygulandığı süreyi yani ışınlanma süresini de seçebilir. Genel radyografik uygulamalar için maruz kalma 25 milisaniyeden 2 saniyeye kadar değişebilir [7].

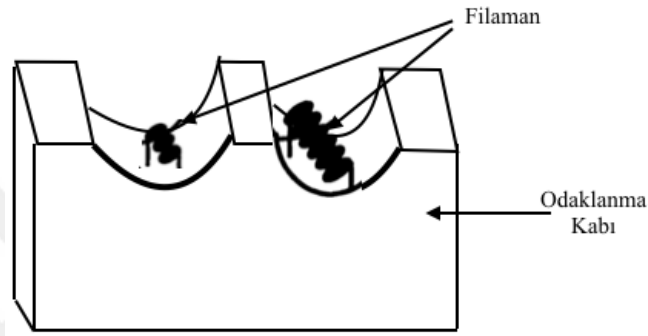
### 1.2.2.2. X-ışın tüpü

Katot

Katot, X-ışını tüpünde elektron kaynağıdır. Jeneratörün sağladığı düşük voltaj devresi, tüp filamanı içinde akım meydana getirir. Filaman, odaklanma kabı içinde tungstenden yapılmış bir sarmal telden oluşur. Katot ve anot arasındaki yüksek voltaj bir elektrik alan oluşturur. Bu elektrik alan ve filamanın şekli, odak noktası adı verilen elektronların yörüngelerini ve hedef üzerindeki etki alanı belirleyen bir elektrostatik mercekle oluşturur. Bir radyografide ince ayrıntılar için mümkün oldukça küçük bir odak noktası gerekir. Ancak odak noktası küçüldükçe, hedef üzerindeki ısı yükü

nispeten daha büyük olur. Bu nedenle, izin verilen kVp düşürülmelidir. Yani tüpün sağlayacağı maksimum X-ışını da azaltılmış olur. Filaman boyut tasarımı, minimum ışınlama süresinde yeterli X-ışını yoğunluğu ihtiyacını belirleyerek yapılır.

Genel olarak bir katot düzeneğinde iki filaman vardır. Şekil 1.5’de gösterilen küçük filaman; hareketten kaynaklı bulanıklıktan endişe edilmiyorsa ve çözme yeteneğinin önemli olduğu yerlerde, büyük filaman; kısa ışınlama süresinde yüksek kVp gerektiren görüntüleme uygulamalarında tercih edilir [7].

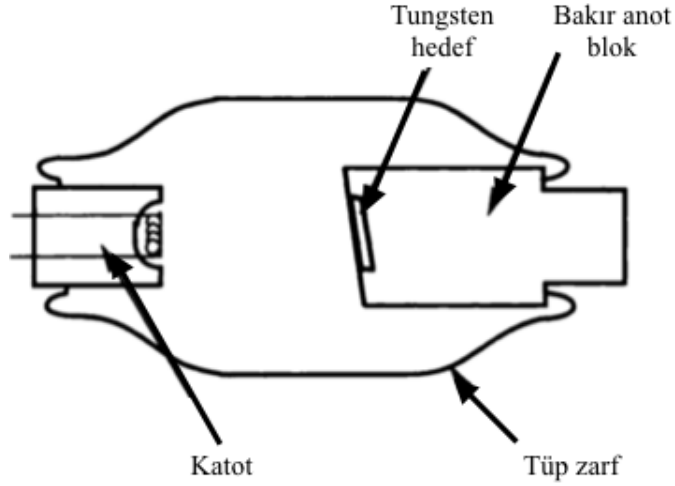


Şekil 1.5. Basitleştirilmiş iki filaman bulunan bir katot düzeneği [7]

#### Anot

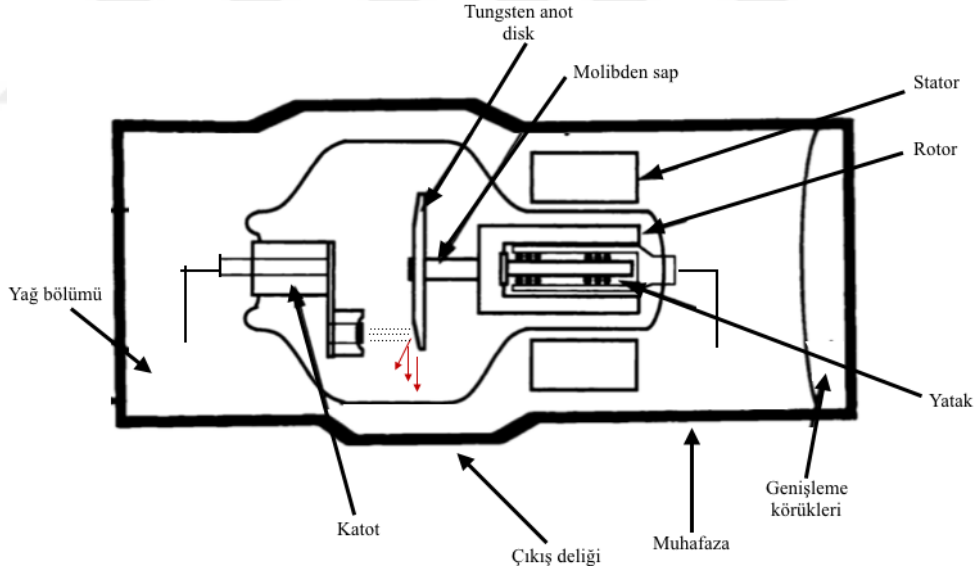
Sabit ve döner olmak üzere iki çeşit anot tipi yaygın olarak kullanılır. Sabit anot, düşük ısı kapasitesi nedeniyle X-ışını yoğunluğunu sınırlandırmıştır. Döner anot tasarımı gelişimiyle, X-ışını yoğunluğunda önemli bir artış mümkün hale gelmiştir. Aynı zamanda döner anotla, elektronların odak noktasında oluşan anlık ısı yükünü de daha geniş bir alana yayabilmiştir.

Anot tasarımında, Bremsstrahlung ışınlarını maksimum sayıda üretmesi için yüksek atom numarasına sahip bir materyal hedef kullanılmalıdır. Aynı zamanda ısı yükünü de tolere etmelidir. Bu özelliklerin uygunluğu nedeniyle tungsten seçilir. Şekil 1.6 ve Şekil 1.7’de sabit ve döner anot tasarımları verilmiştir. Anot tasarımında, hedef dikey anot-katot ekseninde Şekil 1.8’de gösterildiği gibi küçük bir açı ile eğilir. Böylece ışınların düşeceği etkili alan boyutu oluşturulur. Tüp tasarımlarında odak noktası boyutu ve alan boyutu ile hedef açısı da değişir. Daha büyük hedef açısı, daha büyük alan boyutuna izin verirken daha büyük etkin odak noktası boyutu üretir.



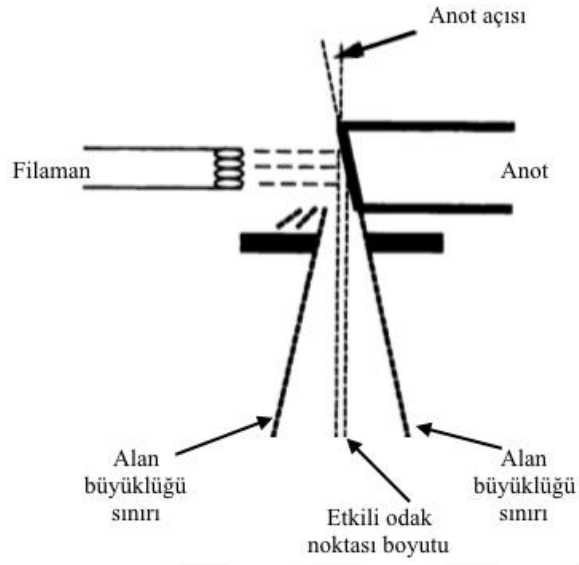
Şekil 1.6. Sabit bir anodu olan bir X-ışını tüpü [7]

Küçük bir anot açısıyla elektronlar hedef üzerine büyük bir gerçek alana çarpabilirken, odak noktasının detektörden bakıldığında iz düşümü nispeten küçük görünür. Şekil 1.8’de gösterildiği gibi bu projeksiyon efekti, odaklanma prensibinin bir sonucudur. İdeal olarak, X-ışını yoğunluğunun dağılımı X-ışını alanı boyunca eşit olacaktır.

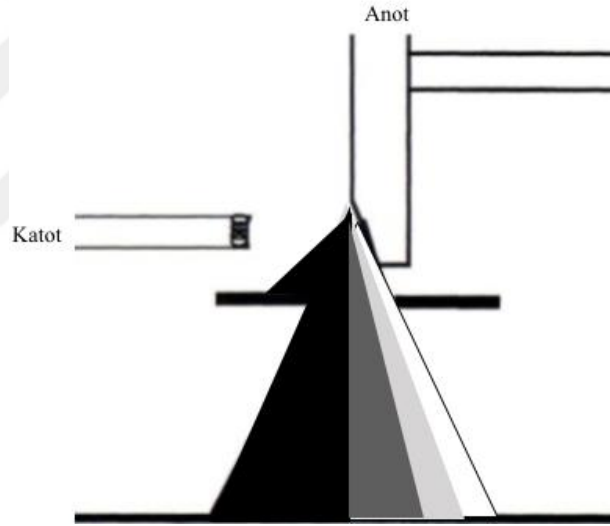


Şekil 1.7. Dönen anotlu bir X-ışını tüpü [7]

Aynı zamanda X-ışını yoğunluğu, anot hedef malzemeden kaynaklı emilmeyle topuk etkisine (heel effect) neden olur. Şekil 1.9’da topuk etkisinin neden olduğu X-ışını yoğunluk dağılımındaki değişim gösterilmiştir. Bu emilim, X-ışınlarının çoğunun hedef içinde sınırlı bir derinlikte üretilmesinden kaynaklıdır.



Şekil 1.8. Hedef açısı ile etkili odak noktası boyutu arasındaki ilişki [7]



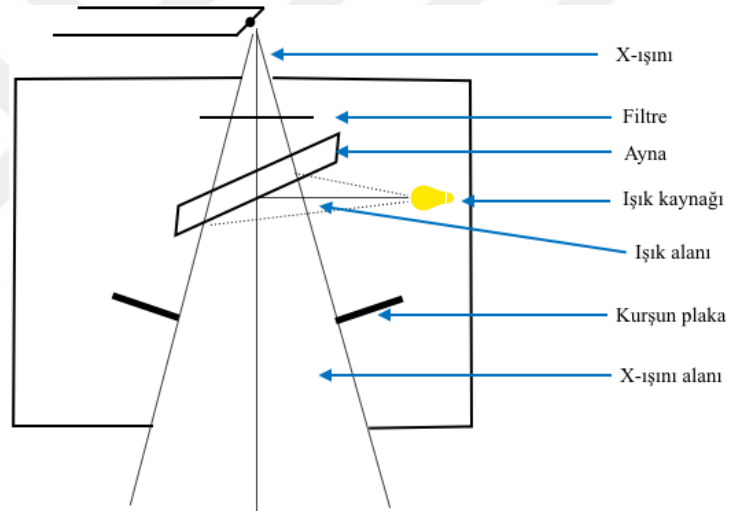
Şekil 1.9. Topuk etkisinin neden olduğu X-ışını alanı boyunca X-ışını yoğunluk dağılımındaki değişim [7]

### X-ışını Zarfı

Zarf, X-ışınını koruyan bir bileşendir. Tüp elemanları dışarı gaz yayıyorsa bu gaz molekülleri katot-anot arasındaki elektron akışını engeller. Bu da filamanın oksitlenmesine neden olur. Bu durum tüpün çalışmasında etkilidir. Tüp zarfında X-ışınlarının çıkış penceresi vardır. Burası ince cam bir bölgedir. Bu bölge tamamen farklı bir malzemeden de olabilir [7].

## Tüp Muhafazası (haube)

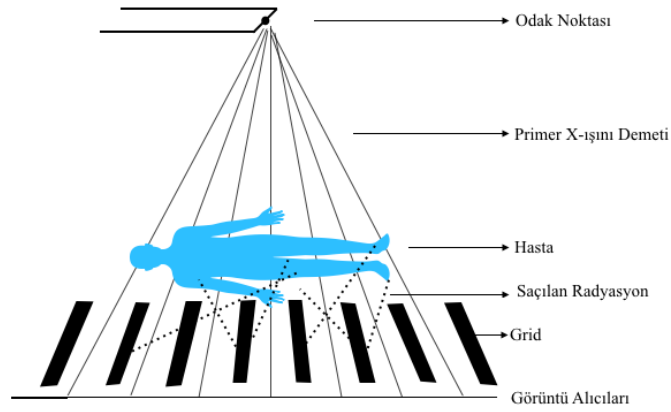
Şekil 1.7’de gösterilen bu yapı, hastayı ve personeli primer (birincil) ışın dışındaki radyasyondan korumasına ek olarak yapısal destek ve elektrik yalıtımını sağlar. Kabul edilebilir sızıntı radyasyon miktarını sınırlar. İçinde, dönen anottan kaynaklı ısıyı azaltmak için tüp zarfını çevreleyen yağ ile kaplıdır. Tüp muhafazasının çıkış yeri, tüpten çıkan primer X-ışını demetini kısıtlamaya yarar. Bu tüp çıkışında doğal filtrasyon bulunur. Ama düşük enerjili X-ışınlarından kurtulmak için ilave alüminyumdan oluşan filtre eklenir. Ayrıca X-ışını tüpü gövdesinin dışına, ayarlanabilir kurşun kolimatör monte edilmiştir. Harici kolimatörler, teknisyenin hastayı konumlandırmasına yardımcı olmak için optik ışık kaynağı barındırır. Şekil 1.10’da filtre ve kolimatörün yapısal basit çizimi gösterilmektedir [7].



Şekil 1.10. Filtre ve kolimatör basit çizimi [7]

### 1.2.2.3. Grid

Hastadan geçen X-ışınları zayıflamış, dağılmış olabilir. Bu dağılık X-ışınları görüntüdeki kontrastı bozar. İletilen primer ışınları hasta anatomisi hakkında bilgi içerirken bu dağılık ışınlar anatomik görüntüdeki geometri ile ilişkili olmadığından radyografide kontrastı azaltır. Farklı şekillerde bu saçılma azaltılabilmektedir. Gridler, bu saçılma radyasyonunu azaltmanın en önemli yollarından biridir. Dağılık X-ışınlarının detektöre ulaşmasını ve görüntüyü etkilemesini önlemek için dedektör önüne yerleştirilir. Bu sayede görüntüdeki kontrast artar [2].



Şekil 2.11. Basitleştirilmiş grid düzeneği [8]

#### 1.2.2.4. Kontrol paneli /konsolu

Şekil 1.12’de örnek kontrol paneli görüntüsü verilmiştir. X-ışını tüp voltaj ve akımı ayarlanır. Cihaz kapatılıp açılabilir ve hastaya istenen dozda ve ışınlama süresinde X-ışını radyasyonu sağlanabilir. Tasarıma göre üzerinde analog veya dijital tuşlar vardır. Görüntüsü alınacak bölge seçimi yapılabilir. X-ışını çıkışına, üzerinde bulunan çekim düğmesiyle izin verilir. Panel, kullanıcının hastayı görebileceği bir ekran arkasında bulunur [6].



Şekil 1.12. Kontrol paneli

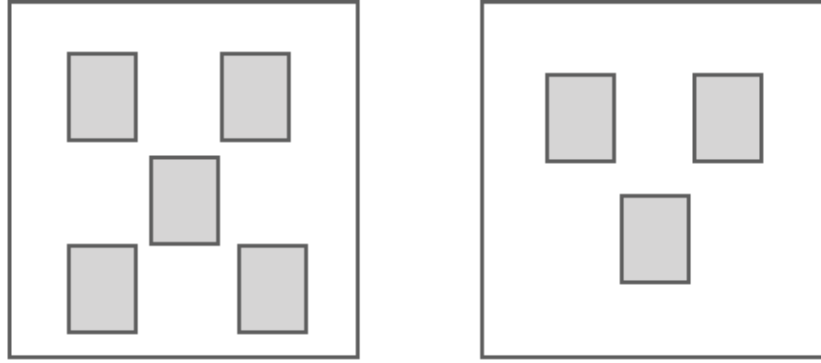
#### 1.2.2.5. Otomatik ışınlama kontrol sistemi (AEC)

En uygun film pozunu seçmek için, film-ekran kasetinden geçen radyasyon miktarından yararlanılabilir. Bu radyasyon, kasetin altına yerleştirilen bir dizi fotodetektör ile ölçülür. Bu durum, uygun ışınlama elde edilmez maruz kalmayı

sonlandırma işlemini tetikler. Böyle bir elektronik kontrol sistemi, otomatik ışınlama kontrolünün (AEC) temelini oluşturur [2].



Şekil 1.13. AEC görüntüsü



Şekil 1.14. AEC'lerin görüntü alıcısı üzerindeki konumları [2]

AEC, dedektör tarafından algılanan radyasyon miktarına uygun olacak şekilde kalibre edilmelidir. AEC radyasyona karşı hassassa, X-ışını maruz kalma zamanından önce sonlandırılır ve görüntü az ışınlanır. Eğer AEC duyarsız ise, ışınlama çok geç sonlandırılır ve görüntü algılayıcısı çok fazla radyasyona maruz kalır. AEC genellikle röntgen masasında ya da dik röntgen standında da bulunabilir [2]. Şekil 1.13'de AEC sisteminin gerçek görüntüsü, Şekil 1.14'de ise AEC sisteminin görüntü alıcıları üzerindeki konumlarının basit gösterimi vardır.

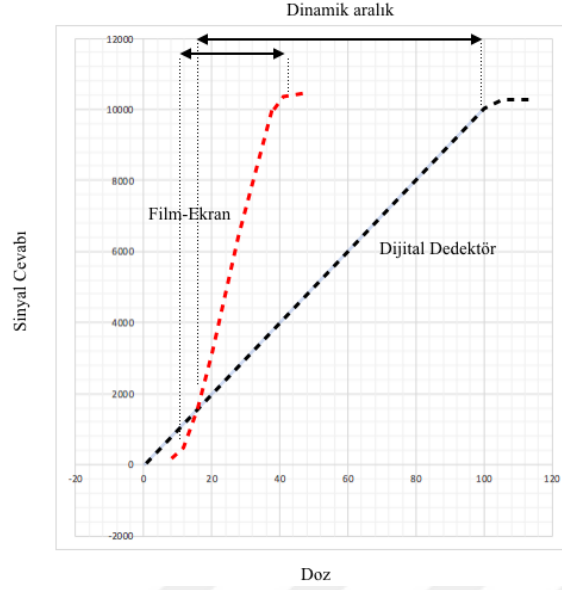
### **1.2.2.6. Görüntü alıcıları**

X-ışınlarının görüntülere dönüşmesi görüntü alıcıları aracılığıyla yapılır. Görüntü alıcıları kullanılan sisteme bağlı olarak farklı tiplerde olabilir. Konvansiyonel sistemlerde, görüntüler film ile elde edilir ve dijital sistemlerde ise dedektörler tarafından elde edilir. Sistemin dijital veya konvansiyonel olup olmadığını belirleyen bölümdür. Görüntü, analog olarak alınırsa sistem analog (konvansiyonel) röntgen sistemi, dijital alınırsa sistem dijital röntgen sistemi olarak adlandırılır [2, 6].

### **1.3. Dijital Radyografi (DR)**

Konvansiyonel sistemlerde analog radyografik görüntüler elde etmek için X-ışınlarının kullanılması, tanı ve tedavi için tıbbı büyük katkı sağlamıştır. Son 30 yıldır konvansiyonel veya film-ekran sistemlerin yerini dijital radyografinin almasıyla birlikte, film-ekran sistemlerden dijital sisteme geçiş görüntü kalitesini etkileyen sorunları da beraberinde getirmiştir. Görüntünün elde edilmesi, hastaya uygulanan doz miktarı yönetimi gibi sorunlar görüntü kalitesiyle ilgili faktörlerdendir. Bu faktörlerin başında gelen dinamik aralık faktöründen kaynaklı dijital radyografi hem avantaja hem de dezavantaja sahiptir. Şekil 1.15' de gösterildiği gibi, sahip olduğu geniş dinamik aralıkla, film-ekran sistemden dijitale geçiş hastaya uygulanan radyasyonun artmasına sebep olurken, daha iyi bir görüntü kalitesi için avantaj sağlamaktadır. Bu faktör iki sistem arasındaki en önemli farktır. Buna ek önemli bir sorun olan konvansiyonel sistemlerde uygun görüntü oluşturmak için aşırı tekrar ışınlama gereksinimi vardır. Bu da hastanın gereksiz radyasyona maruz kalmasına neden olmaktadır.

Dijital teknoloji, az tekrar ışınlama ile aşırı radyasyona maruz kalma riskini ortadan kaldırmıştır. Bu temel sorunlara ek olarak konvansiyonel sistemlerin işleme süreci, karanlık oda ihtiyacı, arşivleme gibi teknik zorlukları da mevcuttur. Bu nedenle daha hızlı, daha kullanışlı sistemlere ihtiyaç duyulmuş, dijital radyografinin adımları bilgisayarlı radyografi (CR) ile atılmıştır. CR sistemleriyle, görüntü film-ekran yerine fosfor depolama plakalara kaydedilmiş ve daha sonra plakaların taranma işlemleriyle dijital görüntü elde edilmiştir. CR sistemlerinin taranma işlemlerinde kaybettiği zaman ve uzaysal çözünürlükteki yetersizliği 1990'lı yıllarda düz panel dedektörlü sistemlerin gelişmesini sağlamıştır. Dijital radyografi günümüzde hala gelişimini sürdürmektedir [6, 9].



Şekil 1.15. Film-ekran ve dijital radyografi sistemlerinin dinamik aralıkları [10]

### 1.3.1. Bilgisayarlı radyografi sistemleri (CR)

Dijital radyografiye geçiş 1980'lerin başında ilk olarak bilgisayarlı radyografi (CR) sistemleri ile başlamıştır. Sadece görüntü reseptörünü değiştirerek konvansiyonel röntgen sistemine dönüştürülebilirler. Konvansiyonel sistemde kasete konulan film yerine burada görüntü reseptörü fosfor depolama plakalar (PSP) bulunmaktadır. Bu fosfor depolama plakalar Şekil 1.16'daki gibi film kaseti ile aynı boyutlarda olduğundan konvansiyonel sisteme uyum sağlayabilir.



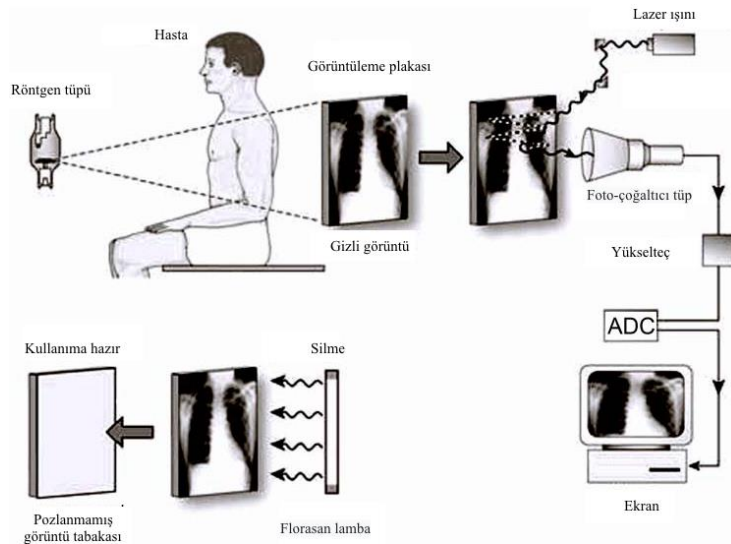
Şekil 1.16. Fosfor depolama plaka [11]

Fosfor depolama plaka Şekil 1.17'de gösterilen katmanlardan oluşmaktadır. En dıştaki tabaka kaseti korur. Altta olan fosfor plaka Evropiyum tarafından aktive edilen baryum-florohalid (BaFX). Gizli görüntü bu katmanda saklanır. Yansıtıcı tabaka yansıyan radyasyonu önlerken destek tabaka plakayı korur.



Şekil 1.17. Fosfor depolama plaka iç yapısı [6]

CR sistemlerinde görüntü oluşumu Şekil 1.18’de gösterilmiştir. Bu sistemlerde görüntü elde edilirken ilk önce X-ışınları hastadan geçerek fosfor depolama plaka üzerine düşer. Tabaka yapısında bulunan Evropiyum ( $\text{Eu}^{+2}$ ) X-ışınları ile fosfor tabaka arasında etkileşmesi sonucu elektron vererek  $\text{Eu}^{+3}$  değerine ulaşır. Böylece gizli görüntü depolanan fosfor tabakasında, açığa çıkan serbest elektronların tabakada tutulmasıyla meydana gelir.

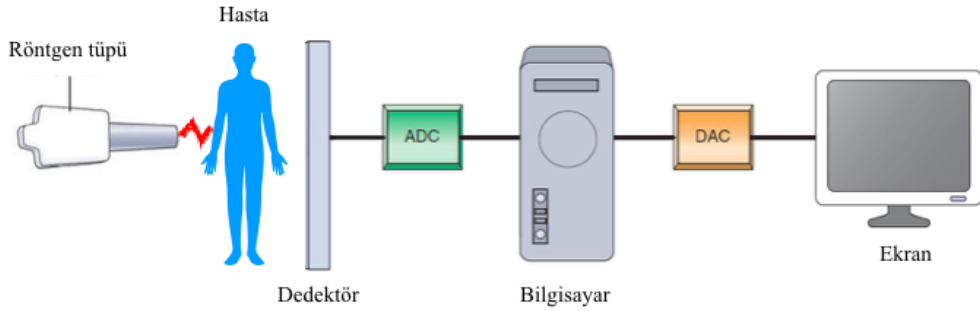


Şekil 1.18. CR’de görüntü oluşumu [6]

Fosfor depolama plakalardaki gizli görüntünün serbest kalması için lazer ışını ile taranma işlemi yapılır. Burada açığa çıkan ışık enerjisi, CR okuyucusundan fotoçoğaltıcı tüpe aktarılarak burada elektrik sinyaline dönüştürülür. Daha sonra bu sinyaller analog sinyal dönüştürücüde (ADC) dijital sinyale dönüştürülüp dijital görüntü elde edilir. Taranma ve okunma işlemlerinden sonra fosfor plakalar görünür ışığa maruz bırakılarak silme işlemleri gerçekleştirilir. Böylece plakalar daha sonra tekrar kullanılabilir. Tekrarlama işlemleriyle fosfor plakaların kimyasının bozulmasıyla ilgili bilgi olmasa da fiziksel hasarlar plakaların ömrüne kısıtlama getirebilir [6, 12].

### 1.3.2. Düz panel dedektörlü dijital radyografi

CR sistemleri ile dijital teknolojinin avantajları kullanılarak konvansiyonelden sonra radyografilerde önemli bir adım atılmıştır. Daha sonraki yıllarda, radyasyon dozu seviyesinin ayarlanamaması, kasetin ayrı yerde okutulması gibi dezavantajlar CR sistemlerinin teknolojik olarak gelişmesini sağlamıştır. Düz panel dedektörler (FPD) bu dezavantajları yok etmek için geliştirilmiştir. Düşük radyasyon ile yüksek kalitede görüntü elde etmek amacıyla tasarlanmıştır.

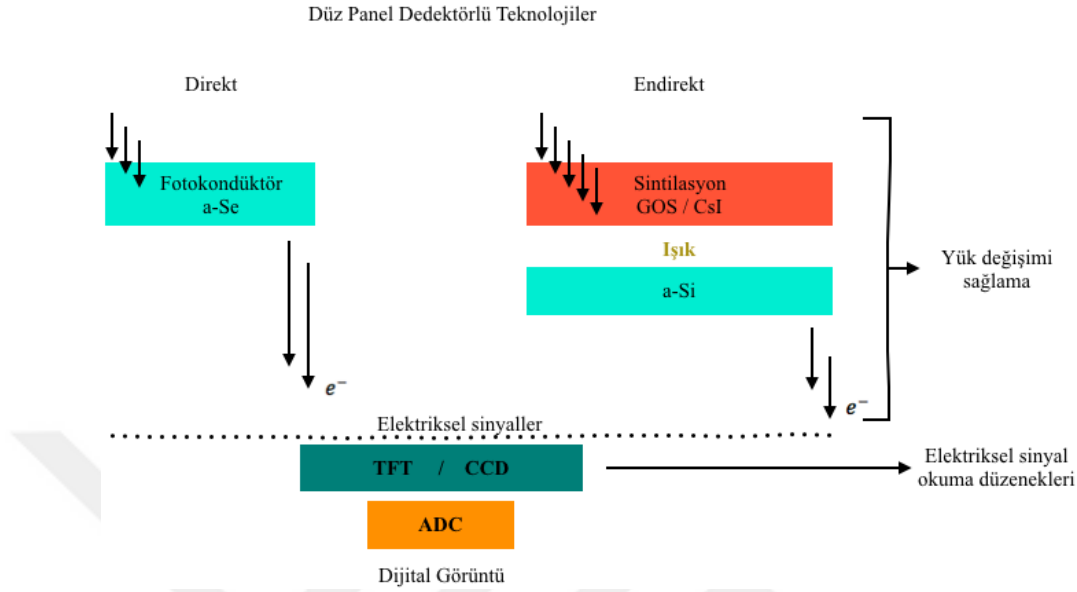


Şekil 1.19. Dijital dedektörlü sistemlerde görüntü oluşumu [13]

Düz panel dedektör kullanılarak radyografik görüntü elde etme adımları Şekil 1.19'da gösterilmiştir. Hasta, röntgen tüpü ile dedektör arasına yerleştirilir. Işınlama alanı kolimatör ile ayarlanır. Sistemden görüntülenecek bölge seçimi yapılarak uygun doz ayarlanır. Işınlamadan 5-15 saniye sonra görüntü ekranda gözükür.

Dijital radyografide kullanılan düz panel dedektörlü sistemler iç yapılarına göre iki çeşittir. Bunlar direkt ve indirekt düz panel dedektörlü dijital radyografi sistemleridir.

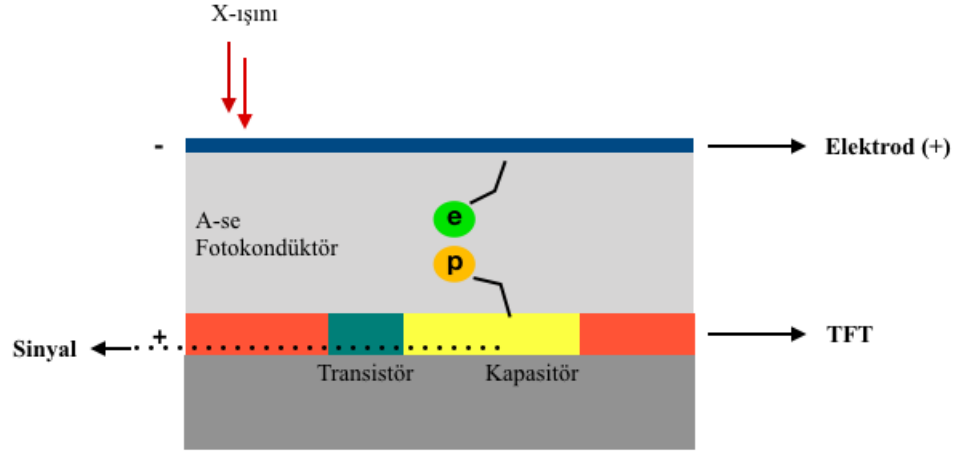
Şekil 1.20’de iç yapı farklılıkları gösterilen düz panel dedektörlü sistemlerin çalışma prensipleri aynıdır.



Şekil 1.20. Düz panel dedektörlü sistem çeşitleri [14]

### 1.3.2.1. Direkt düz panel dedektörlü dijital radyografi

Şekil 1.21’de direkt düz panel dedektörlü DR sistemlerinin iç yapısı gösterilmiştir. Direkt düz panel dedektörlü sistemlerde, X-ışınları emme özellikleri ve yüksek uzaysal çözünürlükleri nedeniyle yüksek atom numarasına sahip yarı iletken malzeme olarak amorf selenyum (a-se) kullanılmış tabaka, üst yüzeylerinde bulunur. Düz panel sistemler X-ışınlarına maruz kalmadan önce amorf selenyum tabakası boyunca bir elektrik alan uygulanıp daha sonra X-ışınlarına maruz bırakılan bu tabaka sayesinde ışınlar elektron deliği ve çiftlerine dönüştürülür. Elektrik yüklerine dönüşen X-ışınları, amorf selenyum tabakasının altında bulunan fotokondüktör kaplı ince-film transistör (TFT) yapısına çekilir. Dedektörde absorbe edilen X-ışınları elektron ve delikler oluşturur. Elektrik alan nedeniyle elektrik yükleri doğrudan TFT dizinleri tarafından kaydedilir. Bir kapasitör ve bir transistörden oluşan TFT’de yapılarında okunmaya kadar bu yükler saklanır. Her bir depolama kapasitöründe depolanan yük yükseltilecek, bir TFT’nin bir piksele karşılık geldiğini düşünerek, ortaya çıkan yük değişikliği bir dijital sinyal olarak algılanır. Bu sinyal ADC ile dijital kod olarak sayısallaştırılır. Bu şekilde dijital görüntü elde edilir [2, 6, 9].



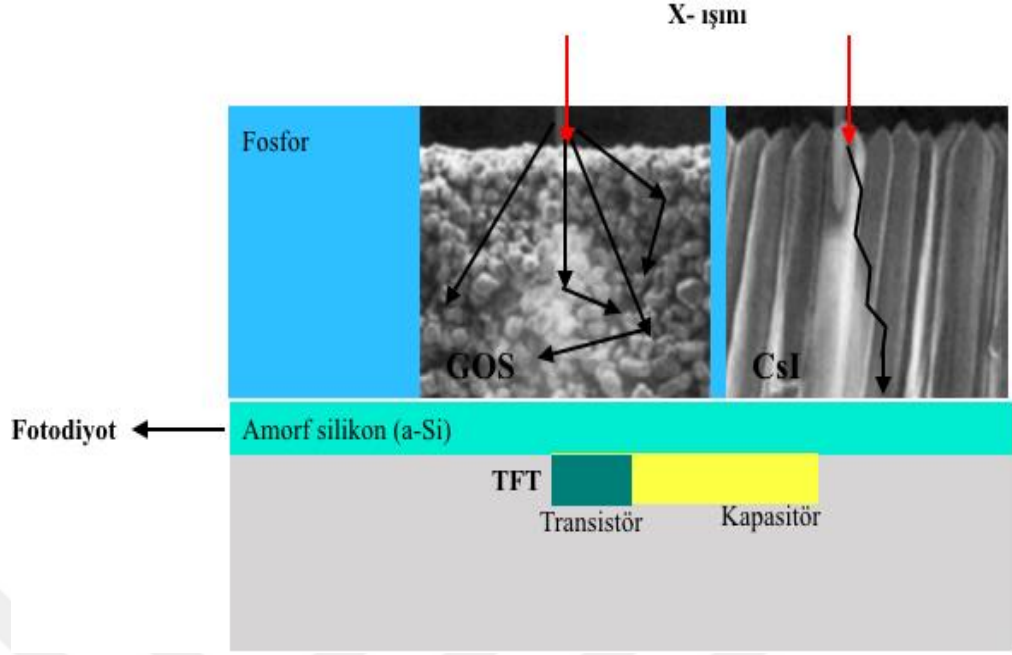
Şekil 1.21. Direkt düz panel dedektörlü DR sistemlerinin iç yapısı [14]

### 1.3.2.2. Endirekt düz panel dedektörlü dijital radyografi

Endirekt düz panel dedektörlü sistemlerde görüntü, iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada X-ışınlarının görünür ışığa çevrilmesi vardır. Daha sonraki aşamada bu görünür ışığın dijital veriye dönüşümü gerçekleştirilir. Bu sistemin üst tabakasında sintilatör olarak adlandırılan X-ışınlarını görünür ışığa çeviren yapı bulunur. Kullanılan sintilatörler yapılandırılmış ya da yapılandırılmamış olabilir. Yapılandırılmamış sintilatörler, büyük miktarda ışık saçar ve bu uzaysal çözünürlüğü azaltır. Gadolinyum oksisülfid ( $Gd_2O_2S$ -GOS) yapılandırılmamıştır. Yapılandırılmış sintilatörler, iğne benzeri yapıda fosfor malzemedir oluşur. Bu yapı, saçılmayı azaltarak daha iyi optik özelliklere ve yüksek kuantum verimliliğine sahip ışık eldesi sağlar. Sezyum iyodür (CsI) yapılandırılmıştır. Bu yapılar Şekil 1.22’de gösterilmiştir.

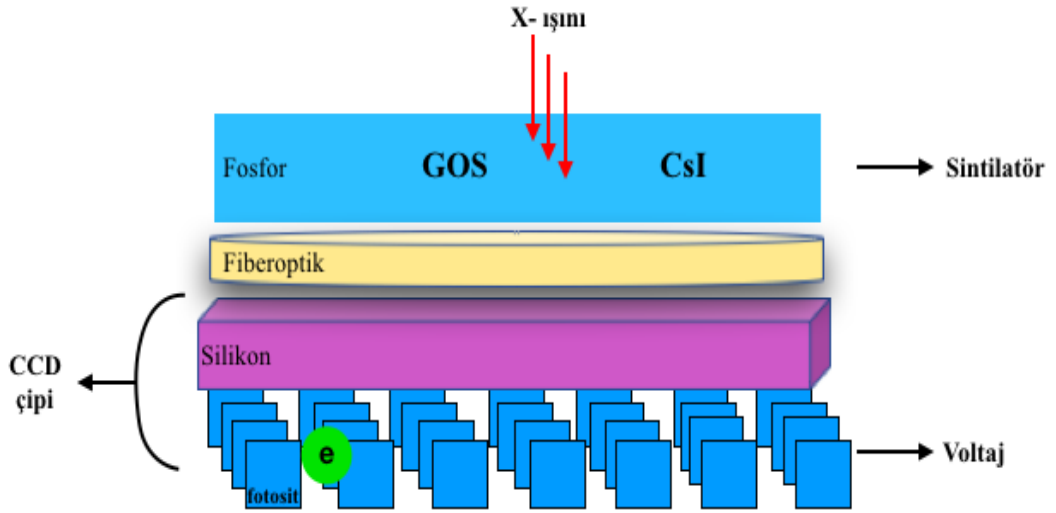
Şekil 1.22’de gösterilen yapıda sintilatör tarafından görünür ışığa dönüşüm sağlandıktan sonra fotodiyot tabakası ile emilen ışık silikon tabakasında bulunan pikselleri aktive eden elektrik sinyallerine dönüştürülür. Her pikselin yükleri, dedektör altında bulunan TFT yapısı ile okunur ve dijital sinyaller üretilir.

Endirekt düz panel dedektörlü sistemlerde, ikinci bir çeşit olarak Şekil 1.23’de gösterilen yük çifti cihazı (Charged Couple Device (CCD)) bulunur. Bu sistemlerde, sintilatör tabakasında X-ışınının dönüşümü gerçekleştikten sonra şekilde gösterilen fiberoptik yapı ile ışık bu cihaza odaklanır. Bu yapı birbirinde bağımsız piksellerden oluşmuş silikon bir cihazdır.



Şekil 1.22. GOS ve CsI' dan yapılmış endirekt düz panel dedektörlü sistemin iç yapısı [14]

CCD yapısı üzerine odaklanan ışık, burada elektrik yük dönüşümü gerçekleştirerek, her satıra voltaj uygulanarak dijital sinyaller üretilir. Bu sinyaller daha sonra dijital görüntü oluşturmak için işlenir.



Şekil 1.23. Yük çifti cihazı [14]

Çalışmamızda yapılan testleri CsI tabanlı endirekt düz panel dedektörlü sistemlerde gerçekleştirdik. CsI tabanlı dedektörler, GOS'a göre daha maliyetli ve mekanik olarak az dayanıklı olmasına karşın verim açısından yüksektir [2, 6, 9, 15].

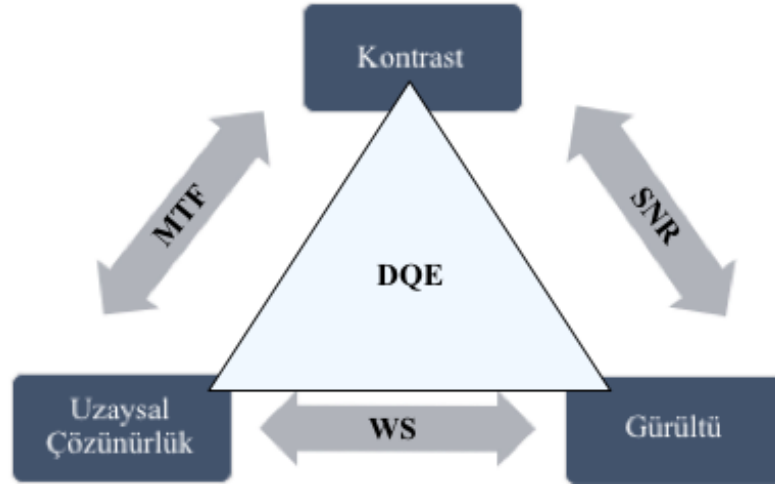
### 2.3.3. Dijital radyografilerde görüntü kalite faktörleri

Radyografik görüntü, X-ışınlarının hastanın vücudunu geçerek görüntü alıcılarına gelmesi ile oluşur. Radyografik görüntü oluşturulurken, görüntüyü meydana getiren X-ışınlarının vücudun görüntüsü alınacak bölgeyi oluşturan doku ve yapıların kalınlığına, atom numarasına bağlı olarak soğurma, giricilik ve saçılma gibi temel özelliklerinden etkilenmektedir. Dolayısıyla X-ışınlarının kalitesi, miktarı, ışınlama sırasında kVp, akımın süreyle ilişkisi (mAs) gibi ayarlar ile belirlenebilir. Bu yapılan ışınlama optimizasyonu ve görüntü kalitesi ile hasta dozu yönetimi gerçekleştirilebilir [16]. En iyi görüntüler yüksek dozda sağlanırken bu durum çekimlerde temel aldığımız ALARA prensibi ile uygun düşmemektedir. Görüntü kalitesini belirleyen faktörleri optimize düzeyde tutarsak iyi bir teşhis yapılmasını ve buna bağlı uygun tedavi sağlanacak görüntüyü olabildiğince düşük dozda elde edebiliriz. Böylelikle ALARA prensibi temeli korunmuş olur.

Oluşturulan radyografik görüntünün gerçekliğini ve teşhise uygunluğunu yansıtmaya yeteneği görüntü kalitesi olarak tanımlanabilir. Konvansiyonel sistemlerde görüntü kalitesini etkileyen birçok faktör vardır. Bu faktörlerin ölçümü genellikle nitel ve nesnelidir. Geçmişte, sadece uzman görüşleri alınarak niteliksel olarak kalite değerlendirmesi yapılıyorken son yıllardaki teknolojik gelişmelerle dijital sistemlerdeki görüntü kalitesi faktörleri nicel olarak tanımlanabilmektedir. Ayrıca yine teknolojik gelişmelerden sağlanan sistem farklılıkları da görüntü kalitesini etkilemektedir.

Radyografik görüntülerde kalite, kontrast, uzaysal çözünürlük ve gürültü faktörleri ile belirlenir. Yukarıda belirtildiği gibi bu faktörlerin ölçümü ve değerlendirilmesi dijital sistemlerde; Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), Sinyal-gürültü oranı (SNR) ve Dedektif kuantum verimi (DQE) gibi yöntemlerle nicel olarak yapılır. Bu kalite ve ölçüm yöntemleri ilişkisel olarak Şekil 1.24'de gösterilmiştir. Wiener Spektrumu (WS); gürültü gücünün, sistemin giriş sinyaline denk gelen uzaysal frekansının bir fonksiyonu olarak ölçülmesidir.

Uzaysal çözünürlük: Sistemin görüntüleyebileceği milimetredeki en fazla çizgi çifti sayısı olarak tanımlanır. (line pair/mm, lp/mm) Uzaysal çözünürlük kavramı, görüntüdeki komşu bölgeleri birbirinden ayırt etme yeteneği olarak da söylenebilir.



Şekil 1.24. Kalite faktörleri ve ölçüm yöntemleri ilişkisi [16]

Dijital radyografilerde bu çözünürlük, dedektör elemanın büyüklüğü ile yani piksel boyutuna göre ifade edilir [16, 17]. Piksel boyutu uzaysal çözünürlüğü tam karşılayamadığından ölçüm yöntemleri yardımcıdır.

**Kontrast:** Görüntüdeki yapılar arasındaki bağıl yoğunluk farkının bir ölçüsü olarak tanımlanabilir [16]. Görüntü kalitesinde beklenen kontrast, yapının yüksek kontrastlı olması değildir. Görüntüsü alınacak bölgeyi oluşturan yapılar arasındaki yoğunluk farkının yüksek olmasıdır [3].

Görüntü kalitesinde kontrast önemli bir faktör olup, ideal bir kontrast için mümkün olacak en düşük kVp tercih edilmelidir. Burada oluşan yapılar arasındaki yoğunluk farkı yani kontrasttan dolayı oluşacak gri ton farkları sistemin dinamik aralığını oluşturur. Dinamik aralık, bir sistemin bir pikselinin karşılayabileceği gri renk tonu sayısıdır [11]. Konvansiyonel sistemlerde dinamik aralık sınırlıyken dijital sistemler bu açıdan avantaj sağlar.

**Gürültü:** Gürültü, görüntüde yararlı olabilecek bilgileri gizleyen rastgele sinyal varyasyonları üreten kuantum ve elektronik gürültü gibi çeşitli oluşumlardan kaynaklanır. Konvansiyonel ve dijital sistemlerin yapıları farklılık gösterdiğinden gürültünün neden olduğu faktörlerde değişim göstermektedir [16].

**MTF:** Sistem girişine uygulanan sinyalin ne kadarının çıkışta korunabildiğinin temsil eder. İdeal bir sistemin MTF değeri 1 dir. Ancak bu mümkün değildir [6].

SNR: Büyük ölçekli nesnelere için kontrast ve gürültü arasındaki ilişkiyi temsil eder. Gürültü paraziti, ayrıntıların görünürlüğünü etkiler. SNR' nin artmasıyla çözünürlük artar [6].

DQE: Dedektör üzerindeki X-ışınlarının emilme hızını gösterir. Radyografik görüntü, X-ışınları emildiği miktar kadar meydana geleceğinden, DQE tüm kalite faktörlerini içinde bulundurarak değerlendirir. Bu şekilde dedektör karşılaştırılması yapılabilir. İdeal değeri 1 dir. Cihazlar karmaşıktıkça DQE değeri artar. Bu nedenle dijital sistemlerde DQE yüksektir.



## 2. ENDİREKT DÜZ-PANEL SİSTEMLER İÇİN KALİTE KONTROL VE PERFORMANS TESTLERİ

### 2.1. Kalite Kontrol Testleri Yapılan Sistemler

Tablo 2.1’de kalite kontrol ve performans testleri yapılan sistemlerin modelleri ve dedektör çeşitleri verilmiştir.

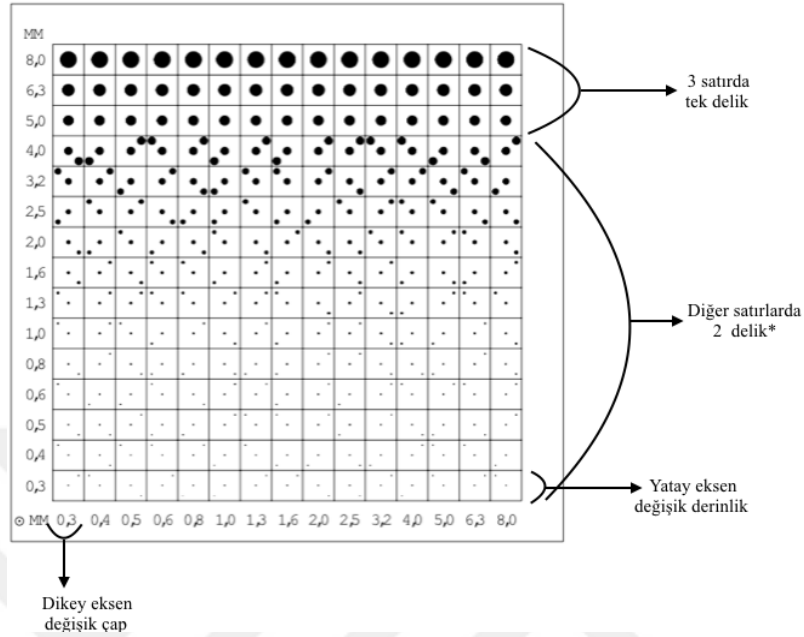
Tablo 2.1. Kalite kontrol testleri yapılan sistemler

Sistem Adı	Sistem Modeli	Kullanılan Dedektör Çeşitleri
Sistem A	DR-GEM Diamond-6A(U-Kollu)	Vivix-S FXRD-1717SA (CsI)
Sistem B	SGHealthcare Jumong M-(Tek D)	Toshiba FDX4343R2 (CsI)
Sistem C	SGHealthcare Jumong SS-2000P	Vivix-S FXRD-1717SA (CsI)
Sistem D	DRGEM Diamond-6A (U-Kollu)	Vivix-S FXRD-1717SA (CsI)
Sistem E	Sedekal DR-RAD X-1C (Tek dedektör tavana monte)	Toshiba FDX4343R (CsI)
Sistem F	DRGEM Diamond 6A (U-kollu)	Vivix-S FXRD-1717SA (CsI)
Sistem G	DRGEM Diamond 6A (U-Kollu)	Vivix-S FXRD-1717SA (CsI)

### 2.2. Çalışmada Kullanılan Test Cihazları ve Objeleri

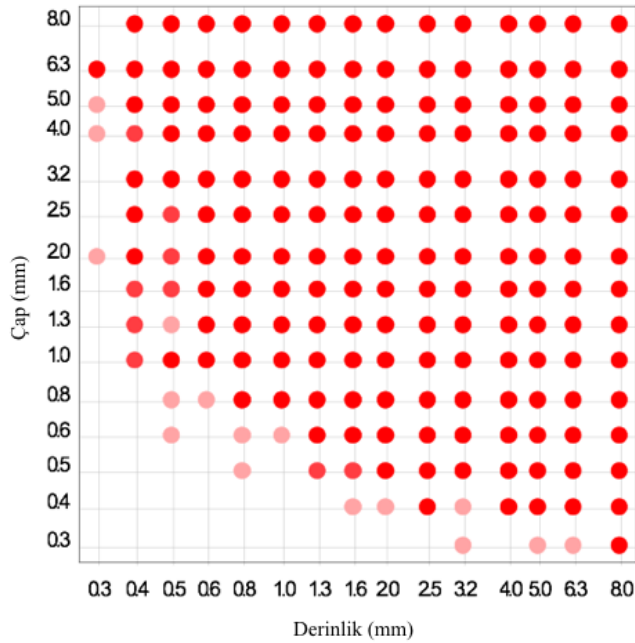
Bir önceki bölümde belirttiğimiz kalite faktörlerini değerlendirmek için yapılacak ölçümlerde direk olarak hastayı fazladan radyasyona bırakmak doğru değildir. Bu yüzden kalite ölçümlerinde doku benzeri polimer malzemeden yapılmış yapılar kullanılmaktadır. Bu yapılar, geçmiş çalışmalardan elde edilen bilgiler sayesinde tasarlanmış fantomlardır. Fantomlar, test edilecek cihaza ve gösterilecek alana bağlı olarak farklı çeşitlerde üretilebilir [6]. Çalışmada 5 cm’lik 6 tane PMMA bloğu, CDRAD 2.0 fantomu, IBA Primus- L test fantomu kullanıldı. X-ray test cihazı ile testlerdeki voltaj, akım, ışınlanma süresi ve doz ölçümleri alındı. Yapılan testlere bağlı olarak kolimatör-diklik test aparatı ve odak nokta boyutu test aparatı kullanıldı. Görüntüleri açmak için RadiAnt DICOM Viewer programı ve kontrast detay testi analizini yapmak için CDRAD analiz programı kullanıldı.

CDRAD 2.0 Fantomu ve Analiz Programı: Şekil 2.1’de gösterildiği gibi üzerinde 225 tane değişik derinlik ve çapta delik bulunan kontrast-detay fantomudur.

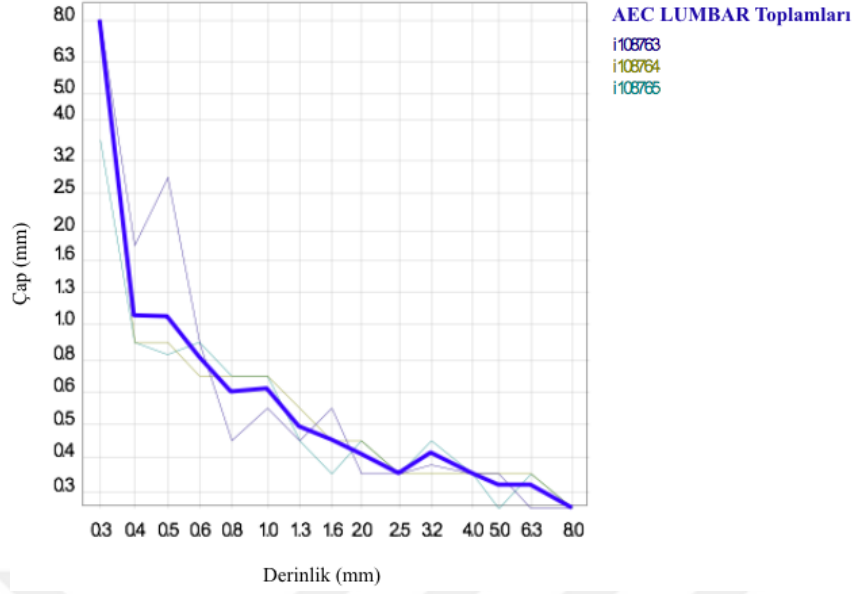


Şekil 2.1. CDRAD 2.0 Fantomu. ( \*deliklerden biri merkezde diğeri rastgele konumlandırılmış) [18]

Bu fantom tarafından elde edilen görüntülerden analiz programı, kontrast-detay diyagramı ve eğrisi elde eder. Bu grafikler, Şekil 2.2 ve Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Kontrast-detay diyagramı



Şekil 2.3. Kontrast detay eğrisi

Analiz programı bu grafiklere bağlı görüntü kalitesini belirleyen 2 ölçüt hesaplar. Denklem (2.1) ile verilen doğru gözlem oranı,

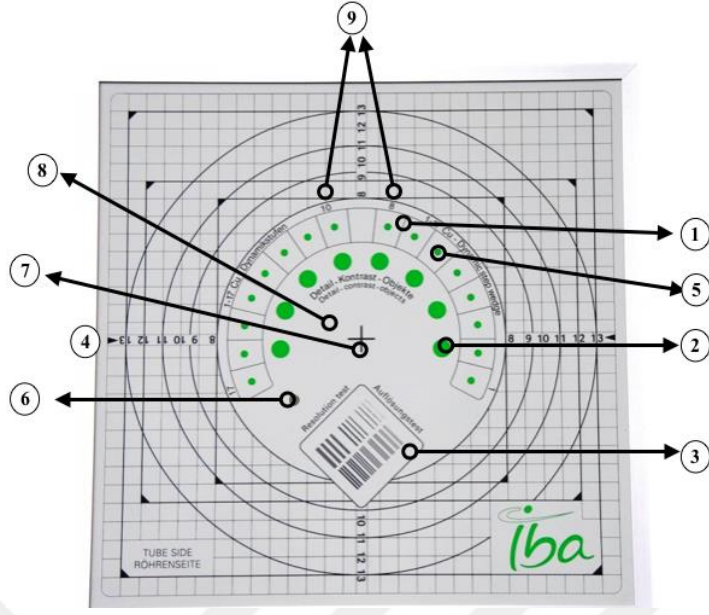
$$\text{Doğru gözlem oranı} = \frac{\text{doğru gözlemler}}{\text{toplam kare sayısı}} \times 100 \quad (2.1)$$

şeklindedir. Kontrast-detay diyagramında doğru okunan delik (kırmızı ile gösterilen delikler) sayıları ile hesaplanır. Denklem (3.2),

$$\text{IQF}_{\text{inv}} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D(i, \text{th})} \quad (2.2)$$

şeklinde verilen  $\text{IQF}_{\text{inv}}$  değerleri hesaplanıp test kapsamında kaç ışınlama alınırsa toplam değerler tablo olarak program tarafından verilir. Burada  $C_i$ ; doğru gözlenen deliklerin kontrastı,  $D(i, \text{th})$ ; bu kontrast seviyesinde gözlenen en küçük çap değerini temsil eder [19].

IBA Primus- L Test Fantomu: Kontrast, detay, dinamik aralık ve uzaysal çözünürlüğü ölçmek için kullanılan fantomun her bölgesi farklı bir faktörü belirler. Fantom Şekil 2.4'de gösterildiği gibidir. Bu fantom hem konvansiyonel hem de dijital sistemlerde görüntü kalitesini belirlemede kullanılır [6].



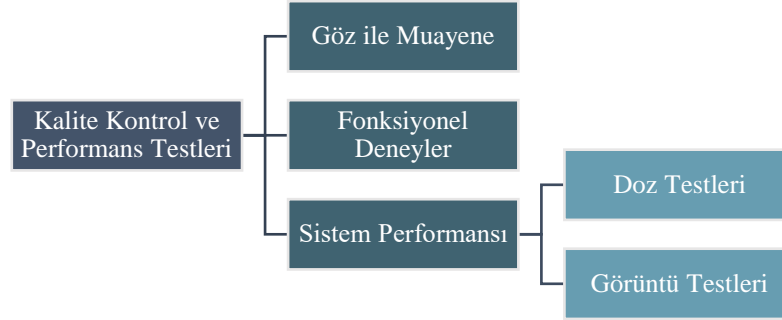
Şekil 2.4. IBA Primus-L Test Fantomu bölgeleri

- 1- Dinamik aralık bölümü
- 2- 10 mm çapında, 0,4-4 mm derinliği olan 8 detay-kontrast nesnesi
- 3- Yüksek çözünürlük testi 0,6-5,0 lp/mm
- 4- Boru eksen yönü
- 5- 16 detay, 4 mm çapında, 2,5 mm derinlikte PMMA'da bulunan kontrast nesnelere
- 6- 0,78 mm kalınlığında iterbiyumdan yapılmış kV test alanı
- 7- Merkezi işaret
- 8- Yapılandırılmamış iç alan
- 9- Dinamik adımların gösterilmesi için radyografik olarak görülebilir sayılar

### 2.3. Endirekt Düz-Panel Sistemler İçin Kalite Kontrol Ve Performans Testleri

Cihazlara yapılacak sistem performansı testlerinden önce göz ile muayene kısmında, X-ışını kaynak üzerindeki cihaz bilgileri kontrolü yapılabilir. Cihazın dokümantasyon kontrolü yapıldıktan sonra mekanik ayarlamaların yapıldığı fonksiyonel deneyler kısmı kontrol edilerek, cihaz performans testlerine başlanması için uygun duruma getirilebilir. Cihaz bölümlerinin kullanım amacına göre, ölçümlerin teknikleri ve aralığı değişebilir. Cihazda oluşabilecek teknik problemler haricinde jeneratör parametrelerinin (kVp, mAs, ms), tüp bölümlerinin, gridlerin performans değerlendirmeleri en az yılda bir kez yapılmalıdır [20].

Bu çalışmada cihazlar, sistem performansı testlerine uygun duruma getirilmesi için göz ile muayene ve fonksiyonel deneyler aşamalarından geçirildi.



Şekil 2.5. Kalite kontrol testleri genel şeması

### 2.3.1. Doz testleri

#### 2.3.1.1. Tüp çıkışı testleri

Mili amper saniye (mAs) başına radyasyon çıkışı hastanın maruz kalma miktarının hesaplanmasına yardımcı bir unsurdur [20]. Tüp çıkışı testlerinde, çıkış dozu kontrolü, tekrarlanabilirliği ve sürekliliği kontrolü bu açıdan önemlidir. Her bir parametre için (kVp, mA, ışınlama süresi) tüp çıkış dozu değişmemelidir. Tekrarlanabilirlik, bu çıkış dozunu aynı şekilde vermesinin kontrolüdür. Süreklilik ise aynı aralıklarla aynı ışınlamayı sürdürmesidir. Çıkış dozu, tekrarlanabilirlik ve süreklilik kavramlarının ilişkisi bu şekilde açıklanabilir. Test sonuçlarının referans değerler ile karşılaştırılmasında kullanılacak ortalama değerden sapma değerleri için ortalamadan sapma yüzde formülü,

$$\% \text{ ortalamadan sapma} = \frac{|X_n - X_{\text{ort}}| \times 100}{X_{\text{ort}}} \quad (2.3)$$

gösterildiği gibidir. Burada X; teste hangi parametre için sapma yüzdesi hesaplanıyorsa o parametreyi temsil eder.  $X_n, X_{\text{ort}}$ ; parametrenin herhangi bir değeri ve parametrenin tüm değerlerinin ortalama değeridir.

Tüp çıkış testinde amaç, X-ışını tüpünün performansını değerlendirmektir. Testte ilk önce kVp ve ışınlama süresi (sn) parametreleri sabit bir değere ayarlanarak değişken mA parametresi için doz kontrolü yapılmalıdır [8]. Cihaz için belirlenen bir

kVp değerinde, aynı jenaratör ayarında bir dizi ışınlamayla tekrarlanabilirliği ve kısa aralıklarla aynı ışınlamayı sürdürebilmesi kontrol edilmelidir.

Testin kabul kriterleri, tüp çıkış değeri için referans değeri 80 kVp ve toplam filtrasyon 2,5 mmAl'da 1 metrede 25-80 µGy/mAs aralığında, tüp çıkışı tekrarlanabilirliği ve sürekliliği için ölçümlerin ortalama değerden sapması %20'den küçük olmalıdır [21, 22].

Testi sistemlere uygularken, X-ray test cihazını tüpün anot-katot düzlemine dik şekilde yerleştirerek ayarlanan kVp ve ışınlama süresinde sabit tutularak 3 farklı mA değeri için 3'er ölçüm alındı ve çıkış dozları kaydedildi. Tekrarlanabilirlik için kVp ve mAs parametrelerinde ayarlanan değerde 5 ölçüm alındı. Süreklilik için kVp ve mA parametrelerinde ayarlanan değerde 5 farklı ışınlama süresi için ölçüm alındı. Bu ölçümlerin test değerlendirmesindeki referans değerlerle karşılaştırılması için Denklem (2.3)'de verilen formülle ortalamadan sapma yüzdeleri hesaplandı. Yukarıda belirtilen kabul kriterlerine göre değerlendirilmesi yapıldı.

### 2.3.1.2. X-ışını tüp gerilimi

ışınlama için kVp değerinin ayarlanması, hastaya etki edecek X-ışınlarının giricilik derecelerinde etkin bir rol üstlenmektedir. Ayarlanan kVp değerinin ölçülen sonuçla aynı olması hem hasta dozu hem de görüntü kalitesi için önemli bir unsurdur.

X-ışını tüp gerilimi testinde amaç, ayarlanan kVp değerleri için belirlenen mAs, ışınlama süresinde kVp doğruluğunu kontrol etmek ve ayarlanan kVp değeri için farklı mAs değerlerinde kVp değişimini ve tekrarlanabilirliğini incelemektir. Elde edilen test sonuçlarını referans değerlerle karşılaştırmak için sapma yüzdesi formülü kullanılmıştır. Bu formül, Denklem (2.4)'de

$$\% \text{ sapma yüzdesi} = \frac{|x_{\text{ölçülen}} - x_{\text{ayarlanan}}| \times 100}{x_{\text{ayarlanan}}} \quad (2.4)$$

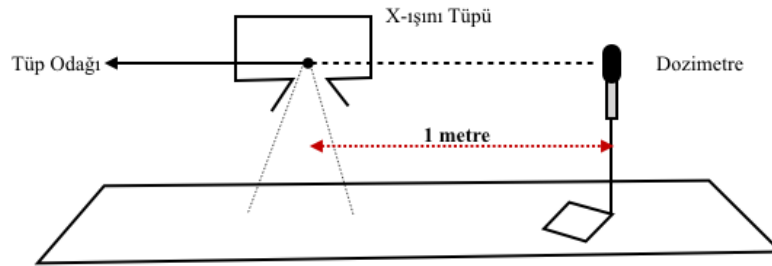
şeklinde verilmiştir. Burada  $x_{\text{ölçülen}}$ ,  $x_{\text{ayarlanan}}$ ; ışınlamada ölçülen ve ayarlanan kVp değerlerini temsil etmektedir. Yapılan ölçümler için testin kabul kriterleri, sapma yüzdeleri %10'dan veya 10 kV'dan küçük olmalı, tekrarlanabilirlik %5'den küçük, kVp'nin mAs değişimi  $\pm 4kV$ 'den fazla olmamalıdır [21, 23]. Belirlenen sınır değerler

veya toleranslar yerine getirilmezse, sonuçlar en az iki ilave ölçme yapılarak doğrulanmalıdır [24].

Testi uygularken X-ray test cihazı tüpe uygun ekseninde konumlandırılarak ilk önce belirlenen mAs değerleri için ayarlanan her bir kVp değerinde ölçüm alındı. Daha sonra kVp'nin mAs değişimi için 3 farklı mAs değerinde ayarlanan kVp'nin kontrolü yapıldı. Tekrarlanabilirlik için ayarlanan kVp ve mAs değerinde 3 tekrar ölçüm alındı. Yapılan ölçümlerin değerlendirilmesi için sapma yüzdeleri hesaplandı. Belirtilen kabul kriterlerine uygunluğu değerlendirildi.

### 2.3.1.3. Sızıntı radyasyon testi

Röntgen cihazı tüp tasarımı yapılırken soğurucu madde kullanılarak zırlama yapılmış olsa da bir miktar radyasyon sızıntısı oluşmaktadır [22]. Bu testin amacı, sızan radyasyon miktarını ölçmektir. Cihaz üreticisi tarafından belirtilen maksimum ışınlama şartlarında (125 kVp-150 kVp) tüpe 1 metre mesafede referans değer 1 mGy/saat'in altında olmalıdır [25]. Testi gerçekleştirirken kullanılacak dozimetre Şekil 2.6'da verilen test düzeneğinde gösterildiği gibi, tüp odağının sağına ya da soluna 1 metre mesafede yerleştirildi. Işınlama alınarak ölçüm sonuçları referans değer ile karşılaştırıldı.



Şekil 2.6. Sızıntı radyasyon testi düzeneği

### 2.3.1.4. Işınlama zamanı doğruluğu testi

X-ışını üretimi ve miktarı ışınlama süresiyle doğrudan bağlantılıdır. Dolayısıyla hastanın maruz kalacağı doz miktarı süreyle ilişkili olduğundan hasta sağlığı açısından önemli bir etkidir. Doğru ışınlama süresi ile hastanın makul ölçüde doz alımı sağlanabilir.

Testin amacı, jeneratörün önceden belirlenen bir dizi süre için ışınlamayı sonlandırabilmesini kontrol etmektir. Testin kabul kriteri için referans değerleri, ayarlanan değerler 100 ms'nin üstünde ise sapma yüzdesi %20'den, 100 ms'nin altında ise %30'dan küçük olmalıdır [21]. Testte ayarlanan 5 farklı ışınlama süresi için X-ray test cihazından okunan değerler kaydedildi. Sapma yüzdeleri hesaplanarak referans değer aralıklarına uygunluğu değerlendirildi.

### **2.3.1.5. Toplam süzme- yarı değer kalınlık testi (HVL)**

Üretilen X-ışınlarının büyük bir çoğunluğu düşük enerjilidir. Dolayısıyla filtrelenmeyen düşük enerjili radyasyonlar, gereksiz doz alımına neden olurken görüntü üzerinde negatif olarak etki eder. Aynı zamanda düşük enerjili X-ışınlarını soğurmakta etkili olamayan tüplerde filtrasyon derecesi düşüktür. Filtrasyon düşüklüğü, görüntünün daha kaliteli olması için yine hastanın fazla doz almasına sebebiyet verebilir [22]. Bu gereksiz doz alımını engellemek ve daha yüksek kalitede görüntü için X-ışını tüpü çıkışına kimyasal özelliklerinin uygunluğundan dolayı çoğunlukla tercih edilen alüminyum filtre yerleştirilmektedir. Burada yarı değer kalınlığı (HVL), primer (birincil) ışınlarının yoğunluğunu ilk değerinden yarısına indirmesi için gerekli olan alüminyum kalınlığıdır.

Gerekli olan alüminyum kalınlığını belirlemek için ayarlanan kVp'de ve cihazın referans olarak kullandığı bir mAs değerinde X-ışını tüpü çıkışına farklı kalınlıklarda filtreler yerleştirilerek ölçümler alınır. Fakat X-ışını tüp çıkışına farklı kalınlıkta filtreler yerleştirmek ve bu nedenle sistem ayarlarında oluşacak bozulmalar görüntü kalitesine önemli derecede etki etmektedir. Bu etkiden oluşabilecek sorunların oluşmasını engellemek adına çalışmamızda tüp çıkışında bulunan mevcut filtre değiştirilmeden farklı voltaj değerleri için minimum izin verilebilecek ilk yarı değer kalınlıkları ölçümleri alındı.

Testin amacı uygun mAs değerinde X-ışını cihazlarında önerilen minimum izin verilebilir ilk yarı değer kalınlığını tespit etmektir.

Değerlendirme yapılırken Tablo 2.2'de verilen referans HVL değerleri kullanıldı. Tüm sistemlerde test uygulanırken ayarlanan 4 farklı kVp değerinde X-ray test cihazı ile yarı değer kalınlıkları ölçüldü.

Tablo 2.2. X-ray cihazlarında önerilen minimum izin verilebilir ilk yarı değer kalınlık değerleri [23, 25]

X-ray cihazlarında önerilen minimum izin verilebilir ilk yarı değer kalınlığı	
50	1,8
60	2,2
70	2,5
80	2,9
90	3,2
100	3,6
110	3,9
120	4,3

### 2.3.1.6. Otomatik ışınlama kontrolü

AEC sistemi, ideal olarak seçilen kVp, mAs veya görüntülenen hasta kalınlığına bakılmaksızın her hastanın uygun radyasyon almasını sağlamasıdır. Bir AEC cihazı, görüntü alıcılarına iletilen radyasyona bağlı olarak ışınlamayı otomatik olarak sonlandırır. Bu nedenle cihazın farklı kalınlıktaki hastalar için doğru AEC ışınlamasıyla uygun doz ayarı yapabilmesi ve bunun tekrarlanabilirliği önemlidir.

Testin kabul kriterleri, referans değeri farklı fantom kalınlıklarında dedektör doz göstergesi (DDI) veya hava kerma değerleri ortalama değerden %40'dan fazla sapma göstermemelidir [21]. Farklı kalınlıklardaki hastaları temsil etmek için PMMA blokları kullanılarak ayarlanan 3 farklı kalınlık için ışınlama alındı. Doz miktarları kaydedildi. Tekrarlanabilirlik kontrolü için de tek bir belirlenen hasta kalınlığında 3 tekrar ışınlama alındı. Ölçüm sonucunda kaydedilen doz değerlerinin ortalama değerden sapma yüzdeleri hesaplandı. Referans değerlerle uygunluğu değerlendirildi [21, 26].

### 2.3.2. Görüntü testleri

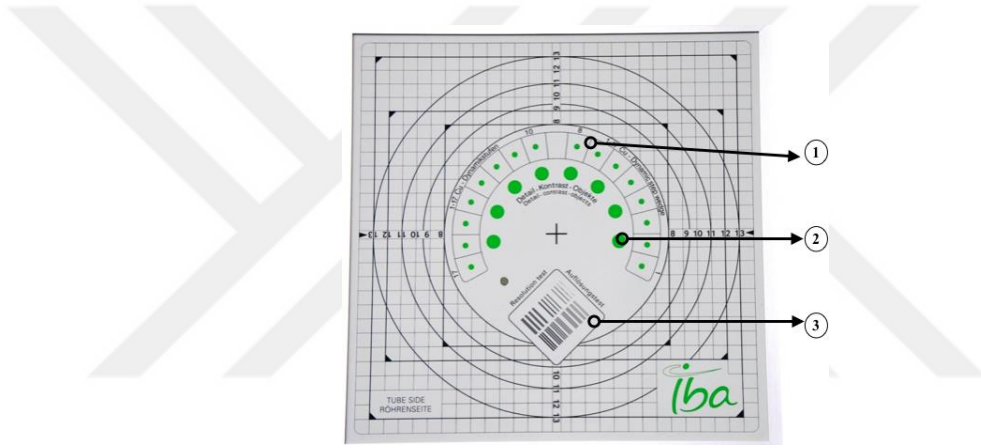
Sistemin görüntü kalitesi, tanılama işlemi için yeterli olmalıdır. Bu nedenle yapılacak görüntü testleri, cihazların klinik performansı açısından gerekli ve önemlidir [21]. Radyografik görüntülerde, görüntü kalite ölçümü için kullanılan çeşitli fantomlar ve yazılımlar vardır [6].

Çalışmamızda iki ayrı fantom ( IBA Primus- L test fantomu ve CDRAD fantomu) kullanarak görüntü kalite testleri yapıldı.

### 2.3.2.1. Uzaysal çözünürlük testi

Daha önceki bölümde ifade ettiğimiz gibi uzaysal çözünürlük görüntüdeki komşu bölgeleri birbirinden ayırt etme yeteneğidir. Bu nedenle çekilen görüntülere bakarak yapılacak teşhislerin doğruluğu ve uygulanacak tedavinin uygunluğu açısından cihazın kaliteli görüntü verebilmesi için uzaysal çözünürlük önemli bir parametredir. Çözünürlük kontrolü yapılırken cihazın farklı derinlik ve çaptaki kontrastlı nesnelerin çözünürlüğüne ve gözlemlenebilme dinamik aralık düzeyine dikkat edilmelidir.

Testte IBA Primus- L test fantomu kullanıldı. Tez cihazları bölümünde incelediğimiz test fantomu Şekil 2.7’deki gibidir.

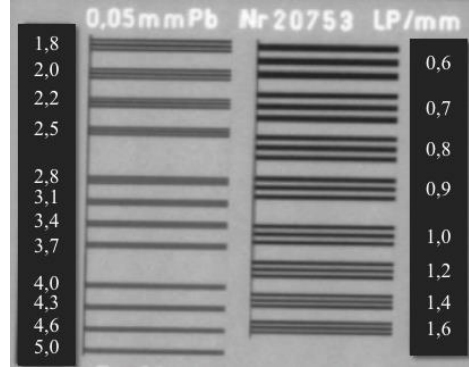


Şekil 2.7 IBA Primus- L test fantomu kullanılan bölümleri

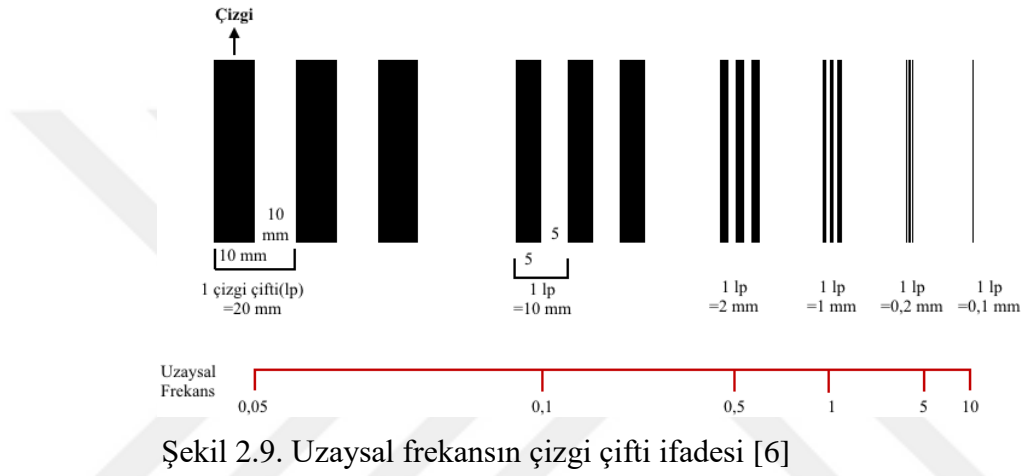
Bir görüntüleme sisteminde uzaysal çözünürlüğü birbirine yakın olan iki komşu noktayı ayırt edebilmesi çizgi çifti testi ile belirlenir. Bu test Şekil 2.7’de gösterilen 3 numaralı bölüm ile gerçekleştirildi. Şekil 2.8’de verilen satır çifti değerleri, sistemin görüntüleyebileceği en küçük nesne değerini temsil eder. Bu değerler ayırım gücüyle hesaplanır. Örneğin toplam uzunluk 20 mm ise ve bu uzunlukta 1 satır çifti varsa verilen Denklem (2.5)’deki;

$$\frac{1}{20} = 0,05lp / mm \quad (2.5)$$

şeklinde hesaplanır. Şekil 2.9’da uzaysal frekansın çizgi çifti ifadesi gösterilmektedir [6]. Çözünürlük arttıkça, nesne detayı da artar.

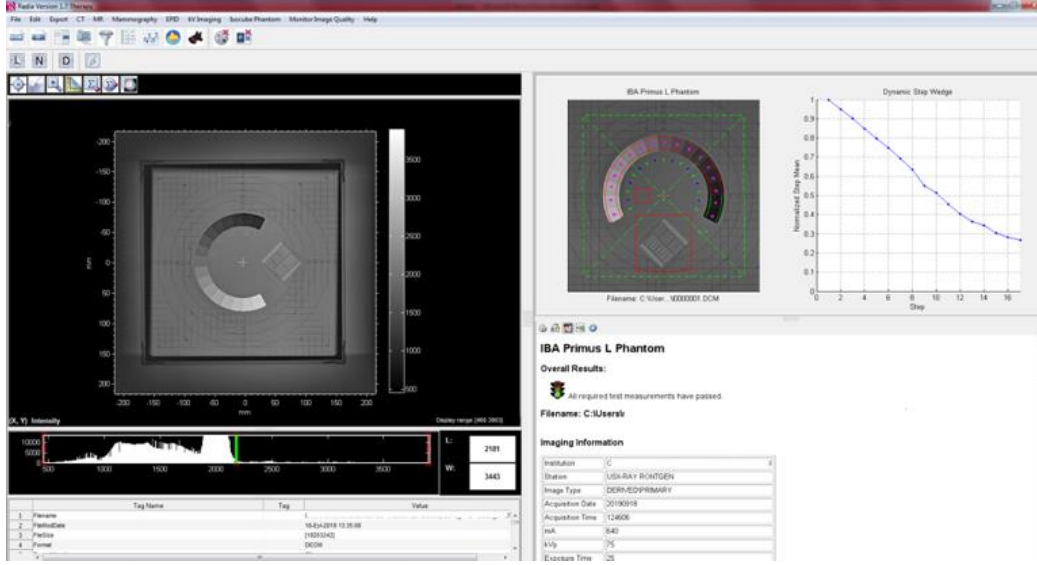


Şekil 2.8. Satır çifti değerleri [6]



Şekil 2.9. Uzaysal frekansın çizgi çifti ifadesi [6]

Test, fantomun uygun konumlandırılması ve ayarlanan parametrelerde ışınlama alınarak uygulanır. Bu test için referans değerler, ölçülen doz miktarı  $10 \mu\text{Gy}$ 'den küçükse gözlemlenebilen milimetredeki çizgi çifti (lp/mm) değeri  $2,8 \text{ lp/mm}$ 'den büyük olmalı,  $5 \mu\text{Gy}$ 'den küçükse lp/mm değeri  $2,4 \text{ lp/mm}$ 'den büyük olmalıdır. Sistemin dinamik aralık kontrolü testi için fantomun 1 numaralı bölümüne bakılarak değerlendirilir. Bu testin referans değeri sistemin 1'den 16'ya ya da 2'den 17'ye kadar olan dinamik adımları gösterebilmesidir [21, 27]. Son aşama düşük kontrast detay testi için fantomun 2 numaralı bölümü incelenir. Buradaki kabul kriteri, sistemin en az 5 düşük kontrast detayı gösterebilmesidir. Test değerlendirmesi testi uygulayan kişiler tarafından değerlendirildi. Ama bu değerlendirmeyi yapabilecek çeşitli analiz programları mevcuttur. Bu programlara örnek Radia Version 1.7 Therapy'dir. Değerlendirme için bu program kullanılmak istenirse uygun koşullarda elde edilen görüntüler programa yüklendiğinde Şekil 2.10'daki gibi görüntülenir. Fantom üzerindeki her bir bölüm için ayrı olarak tablolar halinde sonuç analizi sunar.



Şekil 2.10. Radia Version 1.7 Therapy programı ekran görüntüsü

### 2.3.2.2. Işık alan göstergesinin gösterme doğruluğu

Kolimatör ışığı alanı hasta konumlandırılmasına yardımcı olurken aynı zamanda sadece istenilen bölgeye ışınların gönderilmesini sağlar [22]. Işınların, ışık alanı ile örtüşmesi fazla radyasyon alımını önleyerek gereksiz tekrar çekimi önlemiş olur. Bu testte amaç, ışık alanı ile gönderilen ışınların alanının doğru hizalanması ve X-ışını alanının uygun boyutlanmasının kontrol edilmesidir. Test kabul kriteri hizalanma farkı herhangi bir yönde kaynak görüntü mesafesinin (SID) %3'den küçük olmalıdır [21, 23, 28]. Testte ilk önce kolimatör test araçları ışın gönderilecek röntgen masası üzerine uygun şekilde konumlandırıldı. Kolimatör sınırları test aparatı boyutunda ayarlandı. Kolimatör test aparatı üzerine, üzerinde bilye bulunan şeffaf bir stanttan oluşmuş diklik aparatı yerleştirilerek ışınlanma alındı. X-Y doğrultuları için ayarlanan konumlarla ışınlama sonrası elde edilen görüntüdeki ölçülen konumlar arası sapma hesaplandı. Çıkan sonuçlar referans değerlerle karşılaştırıldı. Elde edilen görüntüye bakarak bilyelerin üst üste konumlanması durumuna göre merkezi ışın dikliği uygunluğunun kontrolü yapıldı. Optimize kVp ve mAs değerlerinde alınan ışınlamada diklik testi hizalama hatası  $1,5^\circ$ 'den fazla almamalıdır.

### 2.3.2.3. Kontrast-detay testi

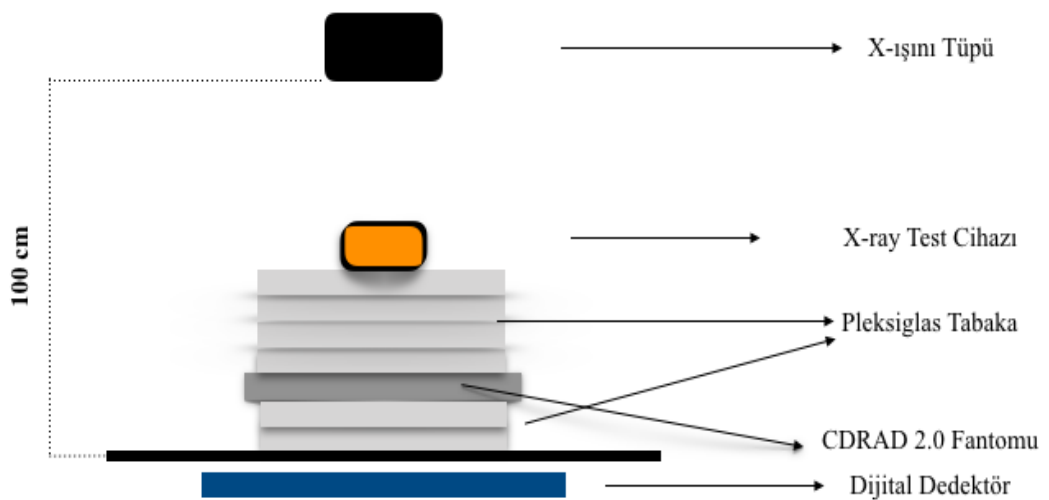
Daha önceki bölümde de bahsettiğimiz gibi sistemlerin görüntü kalitesini değerlendirme hususunda birçok parametre ve yöntem vardır. Bu parametrelerin

hepsinin testinin yapılması mümkündür. Fakat mevcut koşullarda kolay değildir. Bu nedenle, radyografi sistemlerinde elde edilen görüntülerin kalitelerini bir yöntem ile değerlendirmek ve klinik açıdan önemli olan küçük yapıların tespiti için kontrast-detay testi gerçekleştirilebilir [19]. Bu testin sonuç değerlendirmesi uzman kişiler tarafından yapılması uygun olabilir. Fakat zamanın yetersizliği nedeniyle değerlendirmeler analiz programları tarafından yapılabilir.

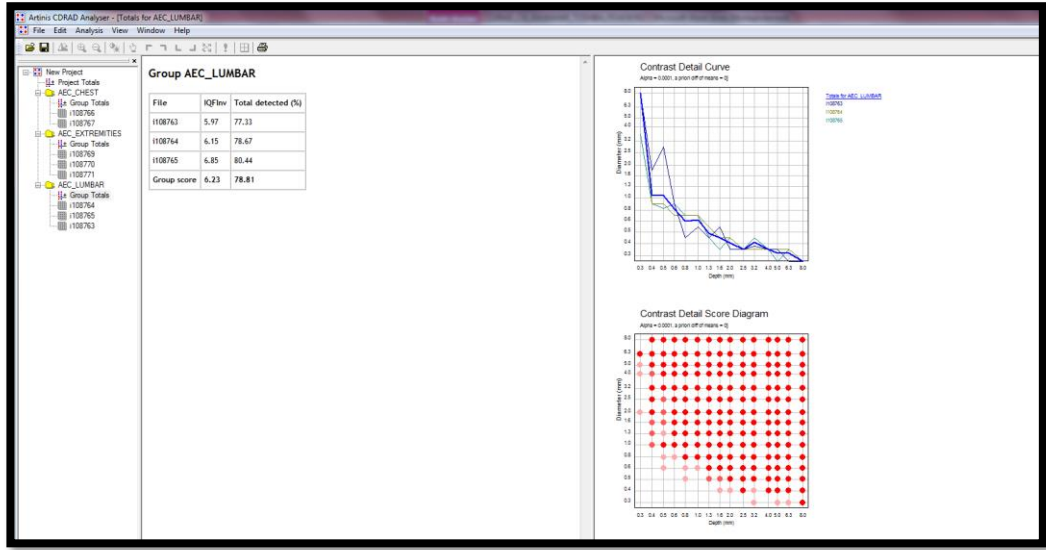
Test cihazları bölümünde anlatılan CDRAD 2.0 fantomu Şekil 2.11'deki gibi konumlandırılarak alınan görüntüler CDRAD analiz programı tarafından hesaplanan  $IQF_{inv}$  değerlerine bakılarak cihazların görüntü kalitesi değerlendirilmesi yapılır. Elde edilen  $IQF_{inv}$  değerleri görüntü kalitesi açısından önemli bir ölçüttür.  $IQF_{inv}$  aralığı 0,27-8,89 aralığındadır. Yüksek  $IQF_{inv}$  daha iyi görüntü kalitesini temsil eder. Hesaplanan görüntü kalitesi değeri (IQF) yapılan testle elde edilen değerden farkı %30'dan küçük olmalıdır [29].

Testi uygularken seçilen vücut bölgesi için AEC çekim modunda 3 tekrar ışınlama alınarak doz miktarları kaydedildi. Görüntüler analiz programına yüklenerek Şekil 2.12'deki analiz programı ekranı gözlemlendi.

Kontrast-detay eğrisi ve kontrast-detay diyagramı elde edilerek doğru gözlem ve  $IQF_{inv}$  değerleri program tarafından hesaplanıp tablo şeklinde sunuldu.



Şekil 2.11. CDRAD 2.0 Fantomu konumlandırılması



Şekil 2.12.CDRAD Analiz programı ekran görüntüsü

#### 2.3.2.4. Grid artefaktı ve hareketli grid

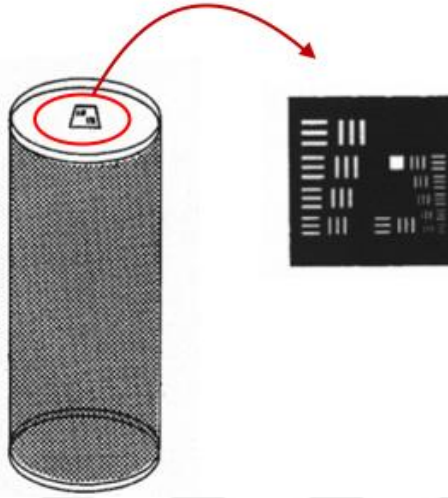
Gridler, görüntü netliğinde olumsuz etkisi bulunan sekonder ışınları en aza indirmek ve hastanın çekim görüntüsünde herhangi bir artefakt olmaması için cihazlarda bulunmalıdır. Aynı zamanda gridle X-ışının yanlış hizalanması durumunda kesme artefaktı ve hastanın fazla radyasyona maruz kalması gibi sonuçlar doğurabilir. Ayrıca gridlerin elde edilecek görüntüyü olumsuz etkilemesinden dolayı tasarlanan hareketli gridlerin, grid hareketi ile ışınlama süresi arasındaki zamanlamada grid artefaktlanmasına neden olmaktadır.

Tüm sistemler için cihazların, klinikte kullanılan en düşük ışınlama şartlarında (50kV) görüntüsü alınarak grid yoluyla oluşabilecek olumsuz yapıların oluşumları kontrol edildi. Ayarlanan değerlerde en kısa ışınlama süresinde alınan ölçümlerde görüntüde grid çizgi oluşumları belirlendi [20]. Referans değeri klinik uygulamalarında kullanılan en düşük ışınlama koşullarında grid artefaktı gözlemlenmemesidir [21].

#### 2.3.2.5. Odak nokta boyutu testi

Cihazlarda X-ışını, odakta yayılır. Sistemlerde iki odak bulunmakta, genellikle büyük odak kullanılsa da küçük odak görüntüde netliği artırmaktadır. X-ışını kaynağı boyutu görüntüdeki çözünürlük üzerinde önemli etkiye sahiptir. Odak nokta boyutları uygun performans için kabul edilen yönergeler göre ölçülmelidir. Testin amacı, X-ışını tüpü odak noktasının, hasar görüp görmediğini belirlemektir. Testte Şekil 2.13'de

gösterilen üzerinde 13 grup test deseni bulunan stanttan oluşmuş odak nokta boyutu test aparatı kullanılmıştır.



Şekil 2.13. Odak nokta boyutu test aparatı [30]

Işınlama gerçekleştirilmeden uygun konum için test aparatı ile odak noktası arası mesafesi ayarlanmalıdır. Jeneratör ayarı yapıldıktan sonra cihazlarda bulunan iki odak için ışınlama alındı. Tablo 2.3’de verilen referans değerleri, belirli boyutlardaki odak noktalarından hangi değerlerin beklenmesi gerektiğini göstermektedir. 2mm’lik odak noktası 5 grubu, 1,5mm 8 grubu, 0,6-0,7mm 13 grubu görmelidir.

Tablo 2.3. Odak nokta boyutu referans değerleri [31]

Grup	lp/mm	Odak noktası (sembolik)
1	0,63	2
2	0,7	2
3	0,79	2
4	0,89	2
5	1	2
6	1,12	1,8
7	1,26	1,8
8	1,41	1,5
9	1,59	1,3
10	1,78	1,3
11	2	1
12	2,24	0,8
13	2,52	0,8

### 3. ARAŞTIRMA SONUÇLARI

Bu bölümde 7 farklı dijital radyografi sistemlerine ait kalite kontrol ve performans testleri sonuçları bulunmaktadır.

#### 3.1.Tüp Çıkışı Testleri

Tüp çıkışı testlerinde referans değeri 80 kVp ve toplam filtrasyon 2,5 mmAl için 1 metrede ölçümler alınmıştır.

##### 3.1.1.Tüp çıkış değeri

80 kVp, 0,1 sn için 50-100-200 mA'de 3 ışınlama alınarak kaydedilen doz miktarlarının  $(\frac{RD_{ort}}{mAs})_{ort}$  değerlerine Tablo 3.1'de yer verilmiştir. Hesaplanan doz miktarlarının referans değer aralığında olup olmadığına bakılıp değerlendirilmesi tabloda belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Tüm sistemlerin tüp çıkış değeri testi sonuçları

Sistem Adı	$(\frac{RD_{ort}}{mAs})_{ort}$	Referans Değeri (25-80 µGy/mAs)
Sistem A	64,14	+
Sistem B	45,35	+
Sistem C	40,9	+
Sistem D	54,95	+
Sistem E	49,43	+
Sistem F	43,95	+
Sistem G	42,52	+

RD: Radyasyon Dozu

##### 3.1.2.Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği

Sistemlerin ayarlanan 80 kVp ve 10 mAs değeri için alınan ölçümleri ve ortalamadan sapma yüzdeleri Tablo 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6, 3.7, 3.8'de verilmiştir. Ortalamadan sapma yüzdeleri Bölüm 2 de verilen Denklem (2.3) ile hesaplanmıştır.

Tablo 3.2. A sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
649,5	649,42	0,012	+
649,1		0,049	+
649,5		0,013	+
649,7		0,043	+
649,3		0,018	+

Tablo 3.3. B sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
454,2	454,24	0,008	+
454,2		0,008	+
454,2		0,008	+
454,3		0,013	+
454,3		0,013	+

Tablo 3.4. C sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
410,0	410,14	0,034	+
409,9		0,058	+
410,1		0,009	+
410,7		0,136	+
410,0		0,034	+

Tablo 3.5. D sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
551,7	549,22	0,45	+
551,4		0,39	+
543,8		0,98	+
548,9		0,05	+
550,3		0,19	+

Tablo 3.6. E sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
494,3	494,32	0,004	+
493,7		0,125	+
494,2		0,024	+
494,8		0,097	+
494,6		0,056	+

Tablo 3.7. F sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
434,9	436,82	0,439	+
438,5		0,384	+
437,9		0,247	+
437,2		0,086	+
435,6		0,279	+

Tablo 3.8. G sisteminin tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler	
Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	Radyasyon Dozu ortalaması ( $\mu\text{Gy}$ ) <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
429,5	429,62	0,027	+
429,8		0,041	+
429,6		0,004	+
429,7		0,018	+
429,5		0,027	+

### 3.1.3.Tüp çıkışının sürekliliği

Sistemlerin, ayarlanan 80 kVp ve 100 mA değerinde belirlenen ışınlama süreleri ve bu sürelerdeki çıkış dozları ve ortalamadan sapma yüzdeleri Tablo 3.9, 3.10, 3.11, 3.12, 3.13, 3.14, 3.15’de verilmiştir.

Tablo 3.9. A sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
İşnlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu\text{Gy}$ )	$\mu\text{Gy}/\text{mAs}$	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})$ <sub>ort</sub>	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20

Tablo 3.9. (Devam) A sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
10	1	68,01	68,01	65,53	3,78	+
20	2	131,1	65,55		0,03	+
50	5	321,5	64,3		1,87	+
100	10	649,5	64,95		0,88	+
125	12,5	811,1	64,88		0,99	+

Tablo 3.10. B sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
20	2	93,53	46,76	45,83	2,02	+
40	4	185,6	46,40		1,24	+
80	8	364,6	45,57		0,56	+
100	10	454,2	45,42		0,89	+
160	16	720,6	45,03		1,74	+

Tablo 3.11. C sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
10	1	39,29	39,29	40,39	2,72	+
20	2	79,92	39,96		1,06	+
50	5	203,5	40,7		0,76	+
100	10	410	41		1,51	+
125	12,5	512,7	41,01		1,53	+

Tablo 3.12. D sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
10	1	54,94	54,94	55,02	0,14	+
20	2	109,6	54,80		0,39	+
50	5	274,3	54,86		0,29	+
100	10	549,8	54,98		0,07	+
125	12,5	694,6	55,56		0,98	+

Tablo 3.13. E sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
20	2	102,4	51,20	51,67	0,91	+
40	4	205,6	51,40		0,52	+
80	8	405,3	50,66		1,95	+
100	10	494,3	49,43		4,33	+
160	16	891,1	55,69		7,78	+

Tablo 3.14. F sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
10	1	43,55	43,55	43,45	0,23	+
20	2	86,85	43,42		0,07	+
50	5	213,9	42,78		1,54	+
100	10	434,9	43,49		0,09	+
125	12,5	550,2	44,01		1,28	+

Tablo 3.15. G sisteminin tüp çıkışının sürekliliği testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler			
Işınlama süresi (msn)	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	$\mu$ Gy/mAs	$(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}})_{\text{ort}}$	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 20
10	1	42,60	42,60	42,84	0,56	+
20	2	85,14	42,57		0,63	+
50	5	214	42,80		0,09	+
100	10	429,5	42,95		0,26	+
125	12,5	541	43,28		1,03	+

## 3.2. X-ışını Tüp Gerilimi

### 3.2.1. X-ışını tüp gerilimi (kVp)

X-ışını tüp gerilimi testi için tüm sistemlerde 60,70,80 ve 90 kVp değerlerinde ölçümler alındı.

Bölüm 2’de verilen Denklem (2.4) kullanılarak hesaplanan sapma yüzdesi değerleri Tablo 3.16, 3.17, 3.18, 3.19, 3.20, 3.21, 3.22’de verilmiştir.

Tablo 3.16. A sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	50	61,4	2,33	+
70	5	50	70,5	0,71	+
80	5	50	81,3	1,62	+
90	5	50	93,7	4,11	+

Tablo 3.17. B sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	9	56,9	5,16	+
70	5	9	65,8	6	+
80	5	9	76,1	4,87	+
90	10	20	86,7	3,66	+

Tablo 3.18. C sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	10	59,9	0,16	+
70	5	10	67,9	3	+
80	5	10	78,5	1,87	+
90	5	10	87,6	2,66	+

Tablo 3.19. D sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	125	-	-	+
70	5	125	72,4	3,42	+
80	5	125	83,6	4,5	+
90	5	125	91,7	1,88	+

Tablo 3.20. E sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	32	58,5	2,5	+
70	5	50	69,3	1	+
80	5	32	77,7	2,87	+
90	5	50	91	1,11	+

Tablo 3.21. F sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	25	60,4	0,66	+
70	5	25	71,6	2,28	+
80	5	25	81,4	1,75	+
90	5	25	92	2,22	+

Tablo 3.22. G sisteminin X-ışını tüp gerilimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	msn	kVp	Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
60	5	100	62,1	3,5	+
70	5	100	75,7	8,14	+
80	5	100	86,2	7,75	+
90	5	100	91,3	1,44	+

### 3.2.2. kVp'nin mAs ile değişimi ve tekrarlanabilirliği

Tüm sistemlerde 80 kVp ve 5,10, ve 20 mAs değerleri için ölçümler alındı. Ayarlanan kVp değerinde sapma yüzdeleri hesaplanarak Tablo 3.23, 3.24, 3.25, 3.26, 3.27, 3.28, 3.29'de belirtilmiştir. Tekrarlanabilirlik testi sonuçları tüm sistem sonuçları Tablo 3.30'da verilmiştir.

Tablo 3.23. A sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler
--------------------	---------------	---------------------

Tablo 3.23. (Devam) A sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	81,3	1,62	+
10	80,6	0,75	+
20	80,3	0,37	+

Tablo 3.24. B sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	76,1	4,87	+
10	79,9	0,12	+
20	79,9	0,12	+

Tablo 3.25. C sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	78,5	1,87	+
10	80,4	0,50	+
20	80,9	1,12	+

Tablo 3.26. D sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	83,6	4,50	+
10	80,4	0,50	+
20	80,6	0,75	+

Tablo 3.27. E sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	77,7	2,87	+
10	79,4	0,75	+
20	77,7	2,87	+

Tablo 3.28. F sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	81,4	1,75	+
10	81,4	1,75	+
20	81,2	1,5	+

Tablo 3.29. G sisteminin kVp'nin mAs ile değişimi testi sonuçları

Ayarlanan Değerler	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değeri < % 10
mAs	kVp		
5	84,1	5,12	+
10	80,8	1	+
20	80	-	+

Tablo 3.30. Tüm sistemlerde, ayarlanan 80 kVp ve 10 mAs değeri için tekrarlanabilirlik testi sonuçları

Sistem Adı	Ölçülen Değer kVp	Hesaplanan Değerler	
		Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 5
Sistem A	80,1	0,12	+
	81,4	1,73	+
	80,3	0,37	+
Sistem B	80,6	0,87	+
	80,7	1	+
	78,4	1,87	+
Sistem C	80,2	0,25	+
	79,6	0,99	+
	81,6	1,49	+
Sistem D	80,1	0,37	+
	79,7	0,87	+
	81,4	1,24	+
Sistem E	80,8	1,76	+
	78,4	1,25	+
	79	0,50	+
Sistem F	81,2	0,24	+
	81,5	0,12	+
	81,7	0,37	+
Sistem G	81,1	0,37	+
	81,3	0,62	+
	80	0,99	+

### 3.3. Sızıntı Radyasyon Testi

Tablo 3.31. Tüm sistemler için sızıntı radyasyon testi sonuçları

Sistem Adı	Ölçülen Radyasyon Doz Hızı (mGy/saat) Tüpün 1 metre sağında	Referans Değer < 1mGy/saat
Sistem A	0,0098	+
Sistem B	0,0186	+
Sistem C	0,043	+
Sistem D	0,056	+
Sistem E	0,0132	+
Sistem F	0,077	+
Sistem G	0,0098	+

### 3.4. Işınlama Zamanı Doğruluğu Testi

Sistemler belirlenen kVp ve mAs değerlerine ayarlanarak 5 ışınlama değerinde ölçüm sonuçları alınmış ve sapma yüzdeleri hesaplanmıştır.

Tablo 3.32. A sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
msn	msn	Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer ≥ 100 ms < %20 Ayarlanan Değer ≤ 100 ms < %30
10	10,2	2	+
20	18,9	5,5	+
50	49,5	1	+
100	100,5	0,5	+
125	124,8	0,16	+

Tablo 3.33. B sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
msn	msn	Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer ≥ 100 ms < %20 Ayarlanan Değer ≤ 100 ms < %30
9	8,9	1,11	+
20	19,7	1,50	+
40	39,4	1,50	+
100	99,5	0,50	+
160	159	0,62	+

Tablo 3.34. C sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
msn	msn	Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer $\geq$ 100 ms <%20 Ayarlanan Değer $\leq$ 100 ms <%30
10	9,6	4	+
20	19,2	4	+
50	49,5	1	+
100	99	1	+
125	124,8	0,16	+

Tablo 3.35. D sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
msn	msn	Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer $\geq$ 100 ms <%20 Ayarlanan Değer $\leq$ 100 ms <%30
10	9,7	3	+
20	19	5	+
50	49,3	1,4	+
100	99,7	0,3	+
125	123,4	1,28	+

Tablo 3.36. E sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
msn	msn	Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer $\geq$ 100 ms <%20 Ayarlanan Değer $\leq$ 100 ms <%30
9	8,4	6,66	+
20	19,6	2	+
40	39	2,5	+
100	98,9	1,1	+
160	159,4	0,37	+

Tablo 3.37. F sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
msn	msn	Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer $\geq$ 100 ms <%20 Ayarlanan Değer $\leq$ 100 ms <%30
10	9,6	4	+
20	18,9	5,5	+
50	48,3	3,4	+
100	99,3	0,7	+
125	124,6	0,32	+

Tablo 3.38. G sisteminin ışınlama zamanı doğruluğu testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Sapma Yüzdesi %	Referans Değer Ayarlanan Değer $\geq 100$ ms $< \%20$ Ayarlanan Değer $\leq 100$ ms $< \%30$
10	7,9	21	+
20	19,5	2,5	+
50	49,7	0,6	+
100	98,5	1,5	+
125	123,7	1,04	+

### 3.5. Toplam Süzme-Yarı Değer Kalınlık Testi (HVL)

Tablo 3.39. A sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer HVL (mmAl)	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs		Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,8	2,2	Geçti
70	5	3,3	2,5	Geçti
80	5	3,8	2,9	Geçti
90	5	4,2	3,2	Geçti

Tablo 3.40. B sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer HVL (mmAl)	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs		Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,4	2,2	Geçti
70	5	2,8	2,5	Geçti
80	5	3,3	2,9	Geçti
90	5	3,9	3,2	Geçti

Tablo 3.41. C sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer HVL (mmAl)	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs		Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,4	2,2	Geçti
70	5	2,8	2,5	Geçti
80	5	3,3	2,9	Geçti
90	5	3,7	3,2	Geçti

Tablo 3.42. D sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer HVL (mmAl)	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs		Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,4	2,2	Geçti

Tablo 3.42. (Devam) D sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	HVL (mmAl)	Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,4	2,2	Geçti
70	5	2,8	2,5	Geçti
80	5	3,2	2,9	Geçti
90	5	3,6	3,2	Geçti

Tablo 3.43. E sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	HVL(mmAl)	Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,3	2,2	Geçti
70	5	2,7	2,5	Geçti
80	5	3,1	2,9	Geçti
90	5	3,5	3,2	Geçti

Tablo 3.44. F sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	HVL(mmAl)	Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,8	2,2	Geçti
70	5	3,3	2,5	Geçti
80	5	3,8	2,9	Geçti
90	5	4,3	3,2	Geçti

Tablo 3.45. G sisteminin toplam süzme-yarı değer kalınlık testi sonuçları

Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
kVp	mAs	HVL(mmAl)	Referans Değer	Geçti/Kaldı
60	5	2,7	2,2	Geçti
70	5	3,2	2,5	Geçti
80	5	3,7	2,9	Geçti
90	5	4,2	3,2	Geçti

### 3.6.Otomatik Işınlama Kontrolü

#### 3.6.1.Otomatik ışınlama kontrolü (AEC)

Tüm sistemler için AEC ışınlama modu seçilerek 10, 15 ve 20 cm fantom kalınlıklarında ölçümler alındı. Ölçülen radyasyon doz miktarları kaydedildi ve ortalamadan sapma yüzdeleri hesaplandı.

Tablo 3.46. A sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
10	2,84	8,38	+
15	3,12	0,64	+
20	3,36	8,38	+

Tablo 3.47. B sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
10	1,28	13,51	+
15	1,47	0,67	+
20	1,71	15,54	+

Tablo 3.48. C sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
10	0,525	8,53	+
15	0,564	1,74	+
20	0,633	10,27	+

Tablo 3.49. D sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
10	0,657	7,59	+
15	0,698	1,82	+
20	0,776	9,14	+

Tablo 3.50. E sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)	Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
10	2,17	3,55	+
15	2,22	1,33	+
20	2,38	5,77	+

Tablo 3.51. F sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)		
10	2,14	18,63	+
15	2,67	1,52	+
20	3,10	17,87	+

Tablo 3.52. G sisteminin otomatik ışınlama kontrolü testi sonuçları

Ayarlanan Değer	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler	
		Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
Fantom (cm)	Radyasyon Dozu(mGy)		
10	1,34	6,94	+
15	1,39	3,47	+
20	1,59	10,42	+

### 3.6.2.Otomatik ışınlama kontrolü tekrarlanabilirliği

Sistemlerde AEC ışınlama modunda ve 15 cm fantom kalınlığı ayarlanarak 3 tekrar radyasyon dozu ölçümü alındı. Ortalamadan sapma yüzdeleri Tablo 3.53’de verilmiştir.

Tablo 3.53. Tüm sistemler için otomatik ışınlama kontrolü tekrarlanabilirliği testi sonuçları

Sistem Adı	Ölçülen Değer Radyasyon Dozu(mGy)	Hesaplanan Değerler	
		Ortalamadan Sapma %	Referans Değeri < % 40
Sistem A	1,35	2,27	+
	1,31	0,76	+
	1,32	-	+
Sistem B	0,5771	0,139	+
	0,5786	0,121	+
	0,5780	0,017	+
Sistem C	0,5555	0,554	+
	0,5556	0,537	+
	0,5649	1,127	+
Sistem D	0,6983	0,0085	+
	0,6987	0,0486	+
	0,6981	0,0372	+
Sistem E	0,2268	0,0176	+
	0,2268	0,0176	+
	0,2267	0,0264	+
Sistem F	2,067	6,89	+
	2,17	2,25	+
	2,45	10,36	+
Sistem G	1,391	-	+
	1,390	0,071	+
	1,394	0,215	+

### 3.7. Uzaysal Çözünürlük Testleri (IBA Primus L Test Fantomu)

Uzaysal çözünürlük testlerini gerçekleştirirken IBA Primus L Test Fantomu SID 100 cm ve belirlenen kVp, mAs değerlerinde alınan ışınlama sonucu elde edilen görüntü referans değerlerle karşılaştırılması Tablo 3.54’de verilmiştir. Işınlama sonucu elde edilen görüntüler Ek D’deki Şekil D.1 ile Şekil D.7 arasında verilmiştir.

#### 3.7.1. Çizgi çifti testi

Tablo 3.54. Tüm sistemler için çizgi çifti testi sonuçları

Sistem Adı	Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değerler		Referans Değer
	kVp	mAs	Radyasyon Dozu( $\mu$ Gy)	lp/mm	Doz $\leq 10\mu$ Gy > 2,8 lp/mm Doz $\leq 5\mu$ Gy > 2,4 lp/mm
Sistem A	75	15-16	$\leq 10\mu$ Gy	3,4	+
Sistem B	75	16	$\leq 10\mu$ Gy	3,1	+
Sistem C	75	16	$\leq 10\mu$ Gy	3,1	+
Sistem D	75	16	$\leq 10\mu$ Gy	3,7	+
Sistem E	75	16	$\leq 10\mu$ Gy	3,4	+
Sistem F	75	16	$\leq 10\mu$ Gy	4,0	+
Sistem G	75	16	$\leq 10\mu$ Gy	4,0	+

#### 3.7.2. Dinamik aralık testi

Tablo 3.55. Tüm sistemler için dinamik aralık testi sonuçları

Gözlenebilen dinamik aralık adımları	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Sistem A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Sistem B	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-
Sistem C	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Sistem D	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Sistem E	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Sistem F	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Sistem G	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Test için referans değer, sistemin 1’den 16’ya veya 2’den 17’ye olan dinamik adımları görebilmesidir. Bu kapsamda tüm sistemler kabul sınırları içerisindedir.

### 3.7.3. Düşük kontrast detay testi

Tablo 3.56. Tüm sistemler için düşük kontrast detay testi sonuçları

Gözlemlenebilen fantom adımları	1	2	3	4	5	6	7	8
Sistem A	+	+	+	+	+	+	-	-
Sistem B	+	+	+	+	+	+	+	-
Sistem C	+	+	+	+	+	+	+	-
Sistem D	+	+	+	+	+	+	+	-
Sistem E	+	+	+	+	+	+	+	-
Sistem F	+	+	+	+	+	-	-	-
Sistem G	+	+	+	+	+	+	+	-

Testin referans değeri, sistemin minimum 5 düşük kontrast detayı görebilmesidir. Sonuçlar kabul sınırları içerisindedir.

### 3.8. Işın Alanı Göstergesini Gösterme Doğruluğu

Tablo 3.57. Tüm sistemler için ışık alanı göstergesini gösterme doğruluğu testi x doğrultusu sonuçları

Sistem Adı	Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler				
	X (cm)		X (cm)		X hata		X sapma	Referans değer SID<%3	
	+	-	+	-	+	-		X %	G/K
Sistem A	8	8	8,5	8	0,5	0	0,5	0,5	G
Sistem B	8	9	7,9	9,2	0,1	0,2	0,3	0,3	G
Sistem C	9	8	9	8	0	0	0	-	G
Sistem D	8	9,5	8,6	9,6	0,6	0,1	0,7	0,7	G
Sistem E	8	8	8,5	8	0,5	-	0,5	0,5	G
Sistem F	9	9,5	9,1	9,7	0,1	0,2	0,3	0,3	G
Sistem G	9	9	9,2	9,3	0,2	0,3	0,5	0,5	G

Tablo 3.58. Tüm sistemler için ışık alanı göstergesini gösterme doğruluğu testi y doğrultusu sonuçları

Sistem Adı	Ayarlanan Değerler		Ölçülen Değerler		Hesaplanan Değerler				
	Y (cm)		Y (cm)		Y hata		Y sapma	Referans değer SID<%3	
	+	-	+	-	+	-		Y%	G/K
Sistem A	6,5	6	6,7	7	0,2	1	1,2	1,2	G
Sistem B	6,5	7	6,6	6,8	0,1	0,2	0,3	0,3	G
Sistem C	6,5	5,5	6,6	5,6	0,1	0,1	0,2	0,2	G
Sistem D	7	6	7,1	6,5	0,1	0,5	0,6	0,6	G
Sistem E	6	6	6,5	6,5	0,5	0,5	1	1	G
Sistem F	6,5	8	7	8,5	0,5	0,5	1	1	G
Sistem G	7,5	7	7,5	7,2	0	0,2	0,2	0,2	G

Teste kolimatör test araçları kaynak görüntü mesafesi(SID) 100 cm olacak şekilde konumlandırıldı. Görüntüler sonucu elde edilen veriler Tablo 3.57 ve 3.58’de verilmiştir. Testin yeterliliği (G/K) hizalama farkının herhangi bir yönde SID değerinin %3’den az olmasıdır [21]. Işınlama sonucu elde edilen görüntüler Ek- A’daki Şekil A.1’den Şekil A.7 arasında verilmiştir.

Tüm sistemler için 60 kVp, 10 mAs ve SID ayarında ışınlama alındı. Görüntülerdeki metal kürelerin konumlanması hizalama hatası değerlerini verir. İki metal küre üst üste ise 0,5°, üst kürenin görüntüsü ilk dairede ise 1,5°, üst kürenin görüntüsü ikinci dairede ise 3° hizalanma hatasına karşılık gelmektedir. Gözlemlenen değerler referansla karşılaştırılarak cihazın yeterlilik sonuçları Tablo 3.59’de gösterilmiştir.

Tablo 3.59. Tüm sistemler için diklik testi sonuçları

Sistem Adı	Ölçülen Değer	Referans Değer (Hizalanma Hatası $\leq 1,5^\circ$ )
	Gözlemlenen	Yeterlilik (Geçti/Kaldı)
Sistem A	1,5°	Geçti
Sistem B	0,5°	Geçti
Sistem C	1,5°	Geçti
Sistem D	0°	Geçti
Sistem E	0,5°	Geçti
Sistem F	1,5°	Geçti
Sistem G	1,5°	Geçti

### 3.9. Kontrast-Detay Testi

Tüm sistemler AEC modunda uygulama alanı Lumbar Spine (omurga) seçilerek Şekil 2.11’deki CDRAD 2.0 fantomu konumlandırılması uygulanarak toplam 20cm’lik PMMA fantomu yerleştirildi. 3 tekrar ışınlama alınarak doz miktarları kaydedildi. Işınlama sonucunda elde edilen görüntüler analiz programına yüklenerek  $IQF_{inv}$  ve tespit edilen toplam deliklerin yüzdesi hesaplatıldı. Değerlerin hepsi Tablo 3.60, 3.61, 3.62, 3.63, 3.64, 3.65, 3.66’da verilmiştir. Sonuçlara bağlı kontrast-detay eğrileri Şekil 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6, 3.7’deki gibidir. Işınlama sonucu elde edilen görüntüler EK-E’deki Şekil E.1’den Şekil E.21 arasında verilmiştir.

Tablo 3.60. A sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer IQF <sub>inv</sub>
A-Lumbar-1	3,36	5,52	5,51	0,036	70,67	71,70	0,27- 8,89
A-Lumbar-2	3,36	5,47			73,78		
A-Lumbar-3	3,35	5,54			70,67		

Tablo 3.61. B sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer
B-Lumbar-1	1,70	5,97	6,32	0,46	77,33	78,81	0,27- 8,89
B-Lumbar-2	1,74	6,15			78,67		
B-Lumbar-3	1,71	6,85			80,44		

Tablo 3.62. C sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer
C-Lumbar-1	3,89	7,31	7,65	0,31	84,44	86,07	0,27- 8,89
C-Lumbar-2	3,94	7,92			87,11		
C-Lumbar-3	3,91	7,72			86,67		

Tablo 3.63. D sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer
D-Lumbar-1	4,16	6,40	6,74	0,26	77,78	78,67	0,27- 8,89
D-Lumbar-2	4,14	6,96			78,67		
D-Lumbar-3	4,16	6,88			79,56		

Tablo 3.64. E sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

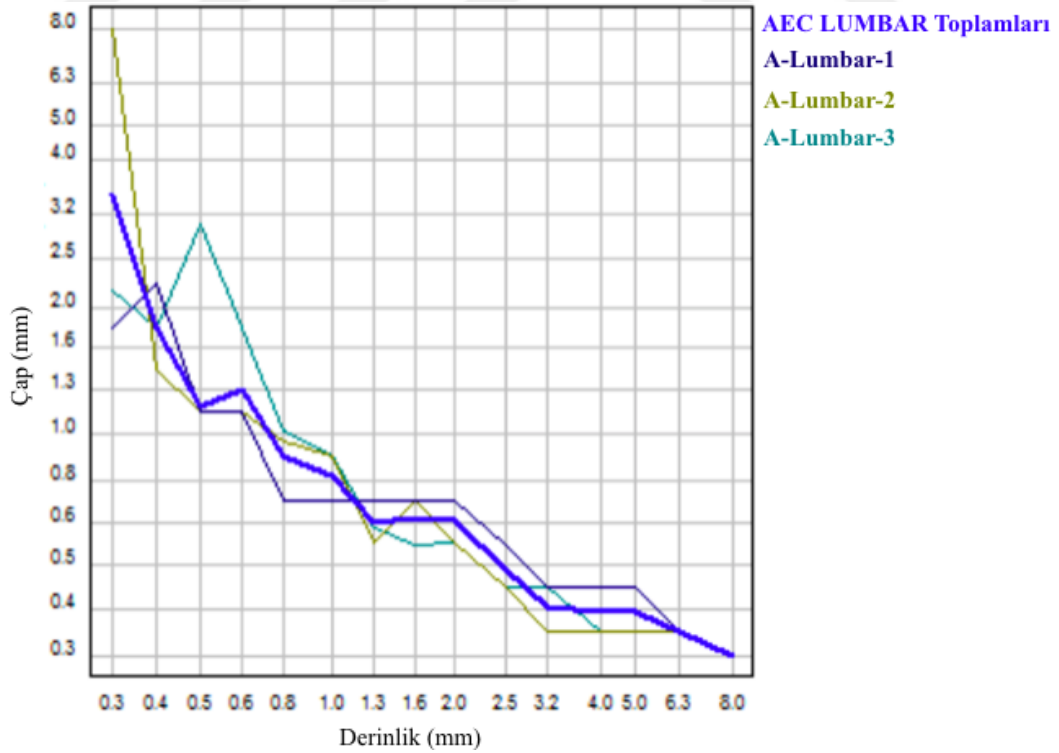
Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer
E-Lumbar-1	2,38	6,68	5,85	0,74	76,44	72,59	0,27- 8,89
E-Lumbar-2	2,34	5,67			72,89		
E-Lumbar-3	2,36	5,22			68,44		

Tablo 3.65. F sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

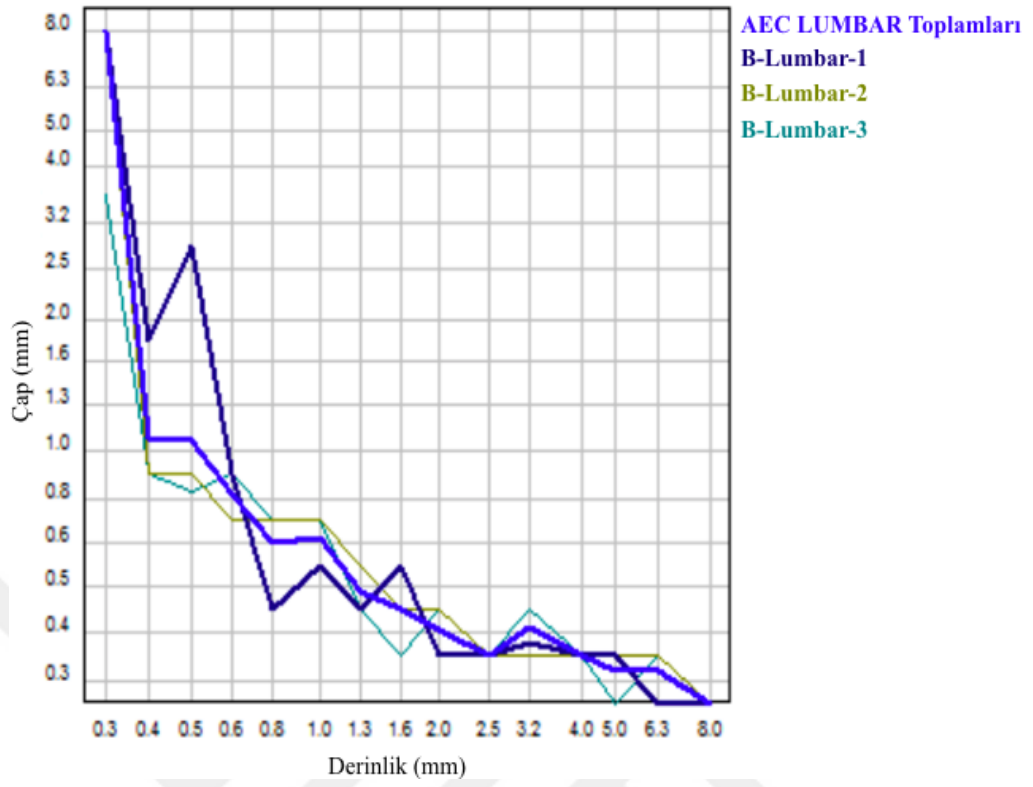
Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer
F-Lumbar-1	3,86	3,61	3,59	0,29	63,11	63,26	0,27- 8,89
F-Lumbar-2	3,26	3,29			61,78		
F-Lumbar-3	3,46	3,887			64,89		

Tablo 3.66. G sistemi için kontrast-detay testi sonuçları

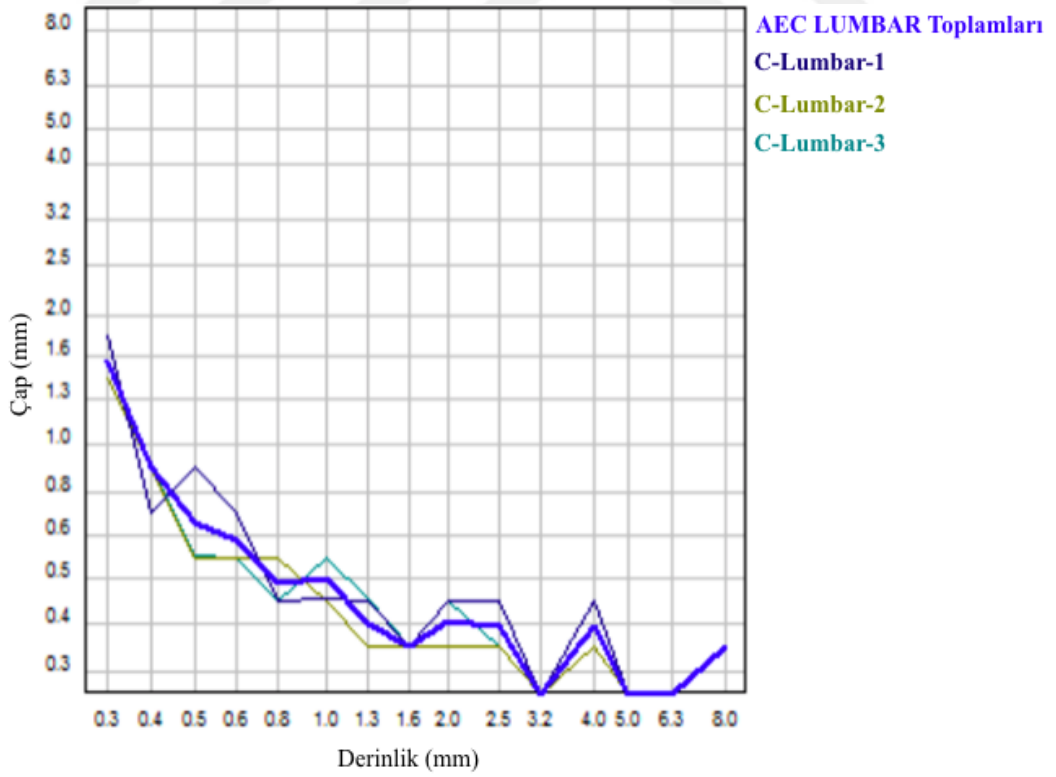
Görüntü Dosya Adı	Ölçülen Değer	Hesaplanan Değerler					
	Doz (mGy)	IQF <sub>inv</sub>	IQF <sub>inv</sub> Ort.	IQF <sub>inv</sub> Standart Sapma	Tespit Edilen Toplam(%)	Tespit Edilen Toplam(%) ort.	Referans Değer
G-Lumbar-1	7,07	7,15	7,12	0,30	80,44	80,44	0,27- 8,89
G-Lumbar-2	7,06	6,81			79,11		
G-Lumbar-3	7,07	7,41			81,78		



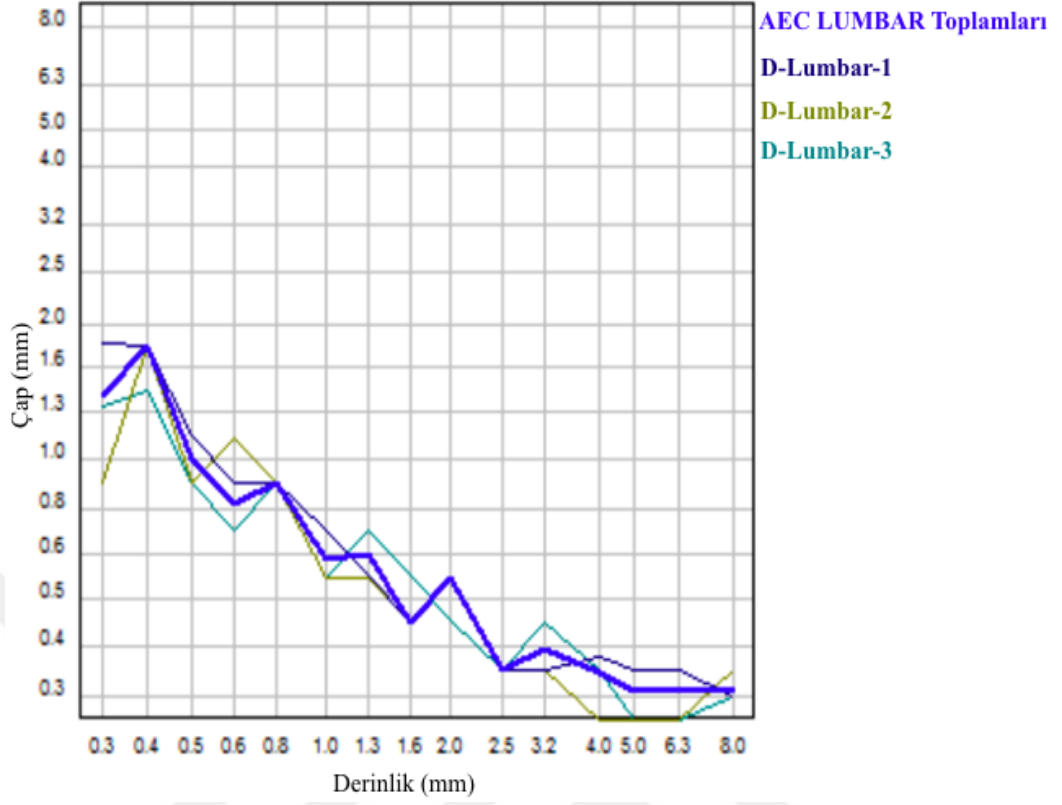
Şekil 3.1. A sistemi kontrast-detay eğrisi



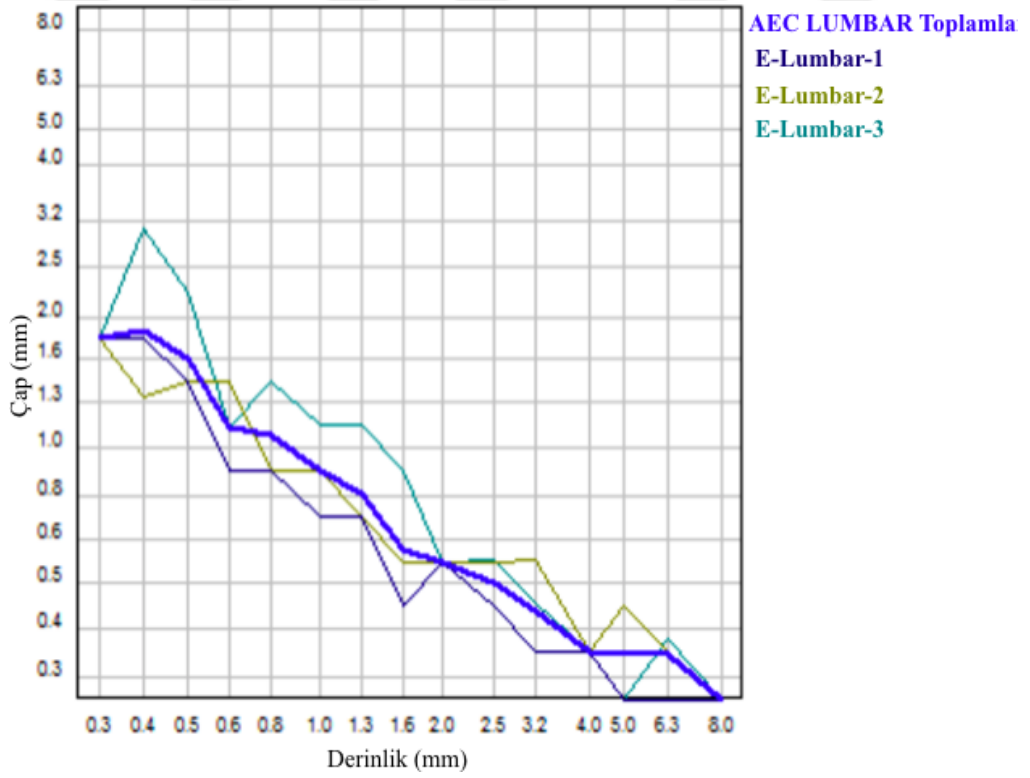
Şekil 3.2. B sistemi kontrast-detay eğrisi



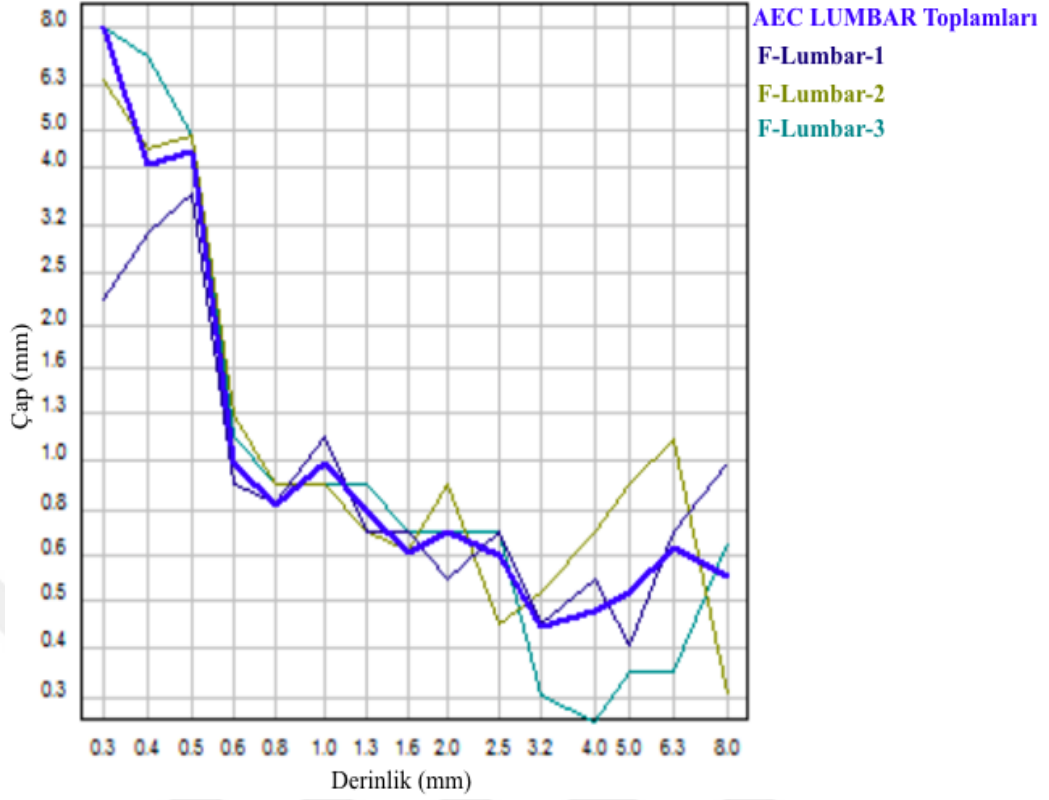
Şekil 3.3. C sistemi kontrast-detay eğrisi



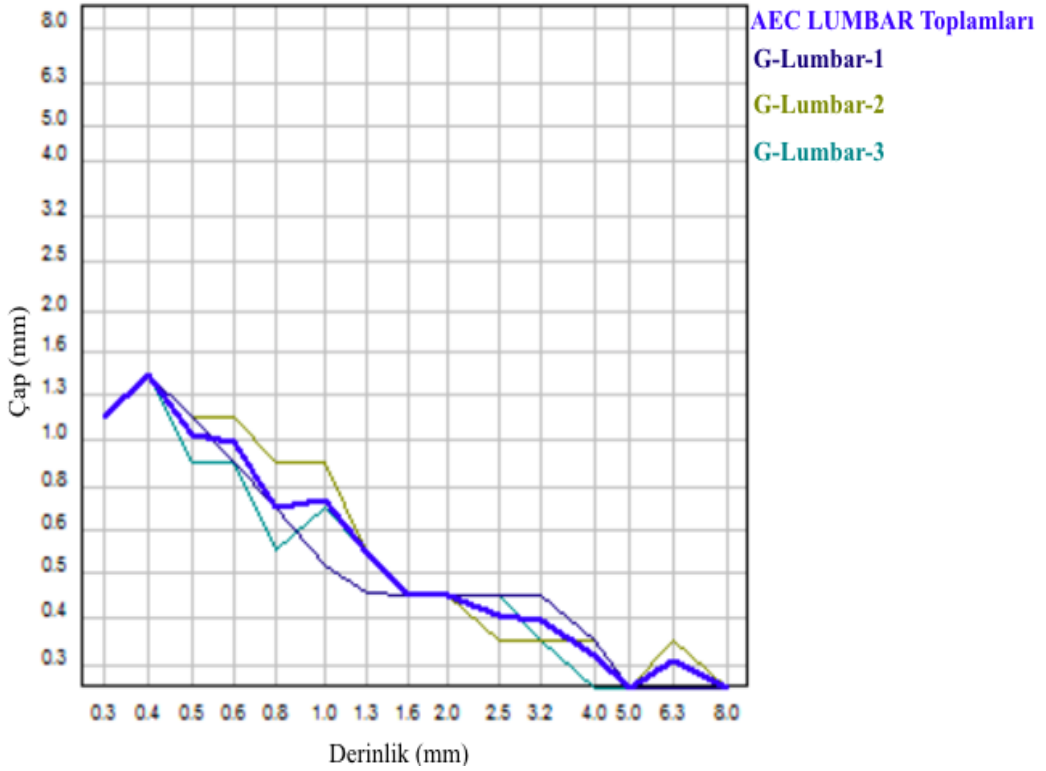
Şekil 3.4. D sistemi kontrast-detay eğrisi



Şekil 3.5. E sistemi kontrast-detay eğrisi



Şekil 3.6. F sistemi kontrast-detay eğrisi



Şekil 3.7. G sistemi kontrast-detay eğrisi

### 3.10. Grid Artefaktı ve Hareketli Grid

Test için ayarlanan ölçüm değerleri, klinikte kullanılan en düşük ışınlama şartlarında (50kV) ve en kısa ışınlama süresinde görüntü alındı. Referans değer ve yeterlilik kriteri elde edilen görüntüde grid artefaktı ve grid çizgileri gözlemlenmemesidir. Bu referanslar göz önünde tutularak tüm sistemlere ait değerlendirme Tablo 3.67’de verilmiştir. Değerlendirmesi yapılan görüntüler Ek B’deki Şekil B.1’den Şekil B.7 arasında verilmiştir.

Tablo 3.67. Tüm sistemler için grid artefaktı ve hareketli grid testi sonuçları

Sistem Adı	Değerlendirme
Sistem A	Elde edilen görüntüde grid artefaktı gözlemlenmemiş ancak görüntüde gözlemlenen dalgalanmanın sebebi anlaşılmamıştır.
Sistem B	Elde edilen görüntüde herhangi bir artefakt gözlemlenmemiştir.
Sistem C	Elde edilen görüntüde herhangi bir artefakt gözlemlenmemiştir.
Sistem D	Elde edilen görüntüde herhangi bir artefakt gözlemlenmemiştir.
Sistem E	Elde edilen görüntüde herhangi bir artefakt gözlemlenmemiştir.
Sistem F	Elde edilen görüntüde grid artefaktı gözlemlenmemiş ancak görüntüde gözlemlenen dalgalanmanın sebebi anlaşılmamıştır.
Sistem G	Elde edilen görüntüde herhangi bir artefakt gözlemlenmemiştir.

### 3.11. Odak Nokta Boyutu Testi

Cihazlarda bulunan küçük ve büyük odak için ayrı ışınlama alındı. Referans değerlerin bulunduğu Tablo 2.3’den yararlanılarak odakların gözlemlendiği gruplar karşılaştırılıp Tablo 3.68 oluşturulmuştur.

Tablo 3.68. Tüm sistemler için odak nokta boyutu testi sonuçları

Sistem Adı	Ayarlanan Değerler			Ölçülen Değerler (gözlemlenen gruplar)		Referans Değerler	
	kVp	mAs	Odak noktası- test aparat başı mesafesi (cm)	Büyük odak (mm)	Küçük odak (mm)	Büyük odak 1’den 10’a kadar	Küçük odak Tüm grupları (13 grubu)
Sistem A	50-60	3-5	46 cm	12	13	+	+
Sistem B	60	5	46 cm	11	13	+	+
Sistem C	50	3	46 cm	12	13	+	+
Sistem D	50	3	46 cm	12	13	+	+
Sistem E	50	3	46 cm	11	13	+	+
Sistem F	50	3	46 cm	13	13	+	+
Sistem G	50-60	3-5	46 cm	12	13	+	+

#### 4. TARTIŞMA

Bu bölümde 3. Bölümde verilen sonuçların değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu tezde 7 sistem ile çalışılmıştır. Tüm sistemlere uluslararası standartlar referans alınarak belirlenmiş 13 farklı test uygulanmış ve sonuçların kabul kriterlerine uygunlukları kontrol edilmiştir.

Tüp çıkış testleri için tüm sistemler 80 kVp ve toplam filtrasyon 2,5 mmAl referans değerinde mili-amper saniye (mAs) başına  $\mu$ Gy cinsinden radyasyon çıkış dozları ölçülmüştür. İncelenen tüm sistemlerin sonuçları, yaklaşık değerlerde olup referans sınırı dışına çıkmamıştır. Tüp çıkış tekrarlanabilirliği için tüm sistemlerde belirlenen aynı parametrelerde ışınlama alınmıştır. Sistemlerin belirlenen parametrelerine göre doz değerlerini kıyaslırsak, 80 kVp 10 mAs için çıkış dozları çok yakınlık göstermese de, her sistem kendi içinde tutarlı sonuçlar vermiştir. Tüm sonuçlar referans değer aralığında çıkmıştır. Süreklilik için, 80 kVp ve 100 mA değerinde alınan ışınlama sonuçlarına bakıldığında iki belirlenen seri olduğundan A, C, D, F ve G sistemi, B ve E sistemi bir arada değerlendirilmelidir. Sistemlerin aynı parametreler için ölçülen sonuçlarında küçük dalgalanmalar olsa da burada da sistemler kendi içlerinde tutarlı sonuçlar vermişlerdir. Bunun nedeni sistemlerin kurulumlarından itibaren geçen sürelerin farklı oluşu, kurulum esnasındaki kalibrasyonlarındaki değişiklikler olabilir.

X-ışını tüp gerilimi kontrolü, 60, 70, 80 ve 90 kVp değerleri için alınan ölçümlerde tüm sistem sonuçları yaklaşık değerler göstermiş ve referans aralığında sonuç vermiştir. kVp'nin mAs ile değişiminde sapma yüzdeleri B, D ve G sistemlerinin diğer sistemlere göre yüksek çıkmıştır. Ama tüm sistemler testin istenen kriterlerini sağlamıştır.

Sızıntı radyasyon testi, bu test tüm röntgen tüpleri için geçerlidir. Tüm sistemlerin sızıntı radyasyon testi sonuçları belirlenen maksimum referans sınırının çok altında değerler vermiştir.

Işınlama süresi testi, ışınlama zamanının doğruluğunu değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmektedir. Sistem tarafından ayarlanan ışınlama süresi ile şutlama esnasındaki ışınlama süresi arasındaki fark belirlenmiştir. A, C, D, F ve G sistemleri ile B ve E sistemlerini birlikte karşılaştırılmalıdır. Sistemler kendi içlerinde ve birbirleriyle tutarlı sonuçlar vermişlerdir. Hesaplanan sapma yüzdeleri belirlenen sınırı aşmamıştır.

X-ışını demetinin kalitesini değerlendirmek ve filtrasyonun yeterliliğini belirlemek amacıyla gerçekleştirilen yarı-değer kalınlık testi için tüm radyografi sistemlerinin filtrasyonları belirlenmiştir. Sonuçların, Tablo 2.2’de verilen cihazlarda önerilen minimum izin verilebilir ilk yarı değer kalınlık değerlerine uygunlukları karşılaştırılmıştır. Tüm sistemler referans değerlere göre testten geçmiştir.

Otomatik ışınlama kontrolü için üç farklı kalınlıkta tüm sistemlerde bulunan AEC ışınlama modunda ölçülen radyasyon miktarları kaydedilmiştir. Sonuçlara bakıldığında 10 ve 20 cm fantom kalınlığı kullanılarak alınan ölçümlerde ortalama sapma değerleri 15 cm kalınlıktaki sapmadan daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Burada hastayı simüle eden fantom kalınlığı arttıkça ve azaldıkça sapmanın arttığı görülmüştür. A, B, E, F ve G sistemlerinin aynı kalınlıkta yaklaşık doz değerleri verdiği görülürken, C ve D sistemlerinin diğer sistemlerden daha az doz değeri verdiği görülmüştür. Sistemlerin 15 cm kalınlıkta alınan üç tekrar ışınlama sonuçlarında F sisteminin ortalama sapma değeri diğer sistemlere göre yüksek çıksa da referansla ortalama sapma değerleri tutarlı sonuçlar vermiştir.

Kolimatör test aparatlarıyla çekilen görüntüler EK- A’daki Şekil A.1’den Şekil A.7 arasında verilmiştir. Tüm sistemlerin görüntülerine bakarak elde ettiğimiz sayısal sonuçları incelendiğinde X-Y koordinatlarındaki ufak sapmalar olası cihaz hareketleri ve zaman içinde aldığı darbelerden kaynaklı ayna sistemindeki sapmalardan oluşabilir. Genel olarak sonuçlara bakıldığında tüm sistemlerin X-Y koordinatlarındaki sapma yüzdeleri belirlenen referans değerlerin çok altındadır. Yine de testin, periyodik olarak yapılması önemlidir. Bu test içinde yapılan diklik test sonuçları tüm sistemler için yeterliliği sağlamıştır.

Grid testi, klinikte kullanılan en düşük ışınlama şartlarında (50 kV) ve en kısa sürede elde edilen görüntüler üzerinden değerlendirildi. EK- B’deki Şekil B.1’den Şekil B.7

arasında verilen görüntüler için Tablo 4.66'da değerlendirmeler yapıldı. A, F sistemlerinde küçük bir dalgalanma gözlenmiştir. Dalgalanmaların sebebi net olarak anlaşılacakla beraber, tüp çıkışında kullanılan Al filtre veya kullanılan yazılım ile alakalı olabileceği düşünülmektedir. Diğer sistemlerdeki görüntülerde herhangi bir problem gözlenmemiştir.

Odak noktası boyutu testi için verilen örnek görüntüler EK- C'deki Şekil C.1 ile Şekil C.2'dedir. Tüm sistemler için aynı ışınlama parametreleri ile küçük ve büyük odak için ayrı ayrı alınan görüntüler incelendi. Tüm sistemlerin küçük odak noktası 0,6 mm, büyük odak noktası 1,2 mm'dir. Tablo 2.3'de verilen odak nokta boyutu referans değerlerine bakarak sistemlerin ışınlama sonucu görüntülerinde kaç grup gözlemledikleri kontrol edildi. Tüm sistemler kabul edilebilir sonuçlar vermiştir.

IBA Primus- L test fantomu, düşük kontrast, uzaysal çözünürlük, dinamik aralık gibi birçok parametrenin aynı anda, tek ışınlama ile ölçülmesine olanak sağlayan oldukça kullanışlı bir fantomdur. Primus-L ile yapılan test sonuçlarına genel olarak bakıldığında tüm sistemlerde görüntüler net ve dinamik aralık açısından iyi sonuçlar vermişlerdir. Tüm sistemlere ait görüntüler EK- D'deki Şekil D.1'den Şekil D.7 arasında verilmiştir. Görüntüler incelendiğinde bazılarının koyu bazılarının daha beyaza yakın çıktığı görülmektedir. Bu süreyle ilişkili olabilir. Gerekenden uzun radyasyona maruz kalınması koyu olmasına neden olurken bu durum tanı için iyi değildir. Hastanın aşırı radyasyona maruz kalmasına sebebiyet verir. Bu nedenle sistemlerin optimum maruz kalma süresine sahip olması oldukça önemlidir. Sonuçları değerlendirirken tüm sistemlerden, belirlenen aynı kVp ve mAs (75 kVp, 15-16 mAs) değerlerinde görüntü elde edildiği göz önünde tutulmalıdır. Çizgi çifti (uzaysal çözünürlük) testi sonuçlarında en düşük B ve C sistemlerinin uzaysal çözünürlüğü olduğu görülmektedir. EK- D'deki Şekil D.1 ve Şekil D.2'de verilen A ve B sistem görüntülerine bakıldığında A sisteminin çözünürlüğü B'ye göre daha iyi olduğu gözlemlenirken, bu çizgi çifti testiyle de uyum içinde sonuç vermiştir. Dinamik aralık sonuçlarında B sistemi hariç diğer tüm sistemlerde 17 dinamik adım gözlemlenmiştir. Düşük- kontrast testinde ise hiçbir sistem 8. fantom adımını gözlemleyememiştir. F sistemi ise diğer sistemlere göre daha kısıtlı kontrastı belirleyebilmiştir. Ama tüm sistemler istenilen referans aralığındadır.

Kontrast- detay testinde kullanılan CDRAD 2.0 fantomu, cihazların  $IQF_{inv}$  değerlerine bakarak görüntü değerlendirmesi yapmak için kullanıldı. 7 farklı sistemde otomatik ışınlama modu kullanılarak Lumbar-spine bölge seçimi yapılarak elde edilen görüntüler CDRAD analiz programına yüklendi. Program tarafından hesaplanan  $IQF_{inv}$  değerleri karşılaştırıldı. Aynı zamanda ışınlama sırasında doz miktarları ölçüldü. Işınlamada elde edilen görüntüler EK- E'deki Şekil E.1 ile Şekil E.21 arasında verilmiştir. Bütün sistemlerin  $IQF_{inv}$  değerleri 0,27-8,89 referans aralığındadır. Yüksek  $IQF_{inv}$  değeri iyi görüntü kalitesini temsil ettiğinden sistemleri en yüksekten en düşüğe sıralarsak C, G, D, B, E, A ve F sistemleridir. Aynı bölge için alınan görüntülerde F sistemi hariç diğer sistemler yaklaşık  $IQF_{inv}$  değerleri vermişlerdir. Her sistem için aynı koşullarda alınan 3 tekrar ışınlama için  $IQF_{inv}$  değerinin standart sapması kendi içinde tutarlı sonuçlar vermiştir. Test ALARA prensibi temel alınarak gerçekleştirildi. Bu bağlamda minimum radyasyon dozunda maksimum görüntü kalitesi veren sistemleri doz miktarları ve  $IQF_{inv}$  değerlerini bir arada tutarak değerlendirilebilir. En düşükten en yükseğe doz miktarları için sistemlere bakarsak B, E, A, F, C, D ve G'dir. Doz ve  $IQF_{inv}$  değerlerini birlikte değerlendirdiğimizde minimum doz da en iyi görüntü veren sistem B sistemi olarak görülür. C ve E sistemleri B'ye en yakın sistemlerdir. A, D ve G sistemleri birbirlerine çok yakındır. Daha küçük kontrastların ve ayrıntıların görüldüğü görüntüleri yüksek performanstaki sistemler üretir. 3. Bölümde verilen sistemlerin kontrast-detay eğrilerini bu bağlamda incelersek eğrinin sol alt kısma kayması daha iyi görüntü olduğunu söyler ve yukarıda yaptığımız doz- $IQF_{inv}$  ortak değerlendirmesiyle uyumludur.

Bu tezde, ulusal olarak rutin kalite kontrol test işlemlerinde kullanılması için standart bir prosedür oluşturulmaya çalışılmıştır. Bu oluşturulurken, ulusal ve uluslararası standartlar referans alınmıştır. Ayrıca iyi yetiştirilmiş personel sıkıntısı olduğundan testlerin uygulanması ve değerlendirilmesinde zaman sıkıntısı yaşanabilmektedir. Testler, kolay bir şekilde uygulanabilir olması için detaylı olarak anlatılmıştır. Çalışmada elde edilen DICOM görüntülerini açmak ve üzerinde gerekli düzenlemeleri yapmak için internette kolaylıkla ulaşılabilen RadiAnt DICOM Viewer programı kullanılmıştır. Tüm tüp çıkışı test işlemlerinde kullanılan X-ray test cihazı kVp,

radyasyon dozu, ışınlama süresi ve yarı-değer kalınlığı parametrelerinin ölçümünde kullanılan detektördür. Bölüm 2’de de belirtildiği gibi IBA Primus- L fantomunun değerlendirilmesi için program mevcut olsa da tüm görüntülerin programda açılmamış olması nedeniyle tez çalışmasında manuel değerlendirme tercih edilmiştir. Düşük kontrastlı yapıları algılamadaki yüksek kararlılık, radyografide dijital sistemlerin en önemli avantajları arasındadır. Bunun için yapılan testte kullanılan CDRAD 2.0 fantomu bu test için tasarlanmış ve analizi çok karmaşık değildir [15]. Düşük kontrast detay testi, cihazların görüntü kalitesinin değerlendirmesi için en etkili testtir. Burada yapılması önerilen testler, rutin testler olup yapılması mümkün ve oldukça pratik olan testlerdir. İlaveten, dijital sistemlerin değerlendirilmesinde uygulanan, modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), dedeksiyon kuantum etkinliği (DQE) gibi test edilen görüntüleme sisteminin performansı hakkında birçok bilgi veren fiziksel testler yapılmaktadır. Ancak bu testlerin sahada uygulanması çok daha kompleksdir ve test işlemleri doğru şekilde uygulanmadığında sonuçlar yanıltıcı olabilmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında rutinde kolaylıkla uygulanabilecek ve sistem hakkında doğru değerlendirme yapılabilecek testler çalışılmıştır.

X-ray test cihazı, testlere özel kullanılan aparatlar (odak nokta boyutu, diklik vb.), PMMA plakaları ve birçok parametrenin aynı anda ölçülmesine olanak sağlayan görüntü kalitesi test fantomlarının temini maliyetli olsa da rutin testler için gereklidir. Yaptığımız tez çalışmasının, radyografi sistemlerinde uygulanması gereken rutin kalite kontrol ve performans testlerine ışık tutmasını ve sonraki süreçte teknoloji gelişimine paralel olarak en iyi yöntemlerin bulunmasını umut ediyoruz.

## KAYNAKLAR

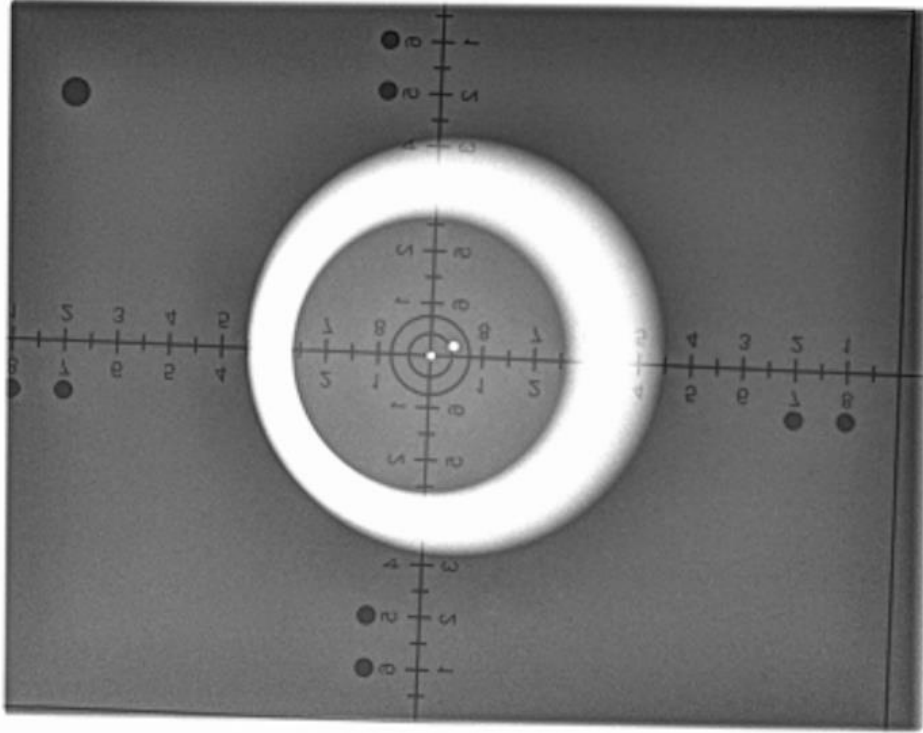
- [1] Assmus A., The Early History of X Rays, *Beam Line*, 1995, **25**(2), 10-24.
- [2] Russo P., *Handbook of X-ray Imaging Physics and Technology*, 1 th ed, CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2018.
- [3] Kaya T., Radyografinin Temel Prensipleri ve Radyografik Yorumda Temel İlkeler, *Türk Radyoloji Derneği*, 2017, **5**(1), 1-22.
- [4] Balsak H., Radyoloji Çalışanlarının Tanı Amaçlı Kullanılan Radyasyonun, Zararlı Etkileri Hakkında Bilgi, Tutum ve Davranışları, Yüksek Lisans Tezi, İnönü Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Malatya, 2014, 370044.
- [5] Özdemir İ., *Temel Tıbbi (Radyolojik) Görüntüleme Tekniği*, 1. Baskı, Hiperlink, İstanbul, 2015.
- [6] Tokgöz N., Comparison Of Digital and Conventional X-Ray Systems in Terms of Structure and Image Quality, Master of Science Thesis, Ankara Yıldırım Beyazıt University, Graduate School of Natural and Applied Sciences, Ankara, 2019, 537922.
- [7] Zink F. E., The AAPM/ RSNA Physics Tutorial for Residents X-Ray Tubes, *Radiographics*, 1997, **17**(5), 1259-1268.
- [8] Aksu Y. L., Diagnostik X-Işını Sistemlerinin Kalite Kontrolü ile Organ Dozlarının Azaltılması ve Görüntü Kalitesinin Artırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1990, 12609.
- [9] Lanca L. and A. Silva, Digital Radiography Detectors – A Technical Overview: Part 1, *Radiography*, 2009, **15**(1), 58-62.
- [10] Toklu T., Yeni Teknoloji Dedektör Sistemleri ve Görüntü Kalitesine Etkileri, Yeditepe Üniversitesi Hastanesi, <https://www.yumpu.com/tr/document/read/10923692/silikon-drift-dedektor-medikal-fizik>, (Ziyaret Tarihi: 08 Haziran 2020).
- [11] Oyar O., Dijital Radyografi, *Türk Radyoloji Derneği*, 2017, **5**(1), 23-36.
- [12] Salvara A. L. N., Kordolaimi S. D. ve Lyra M. E., Digital Radiographic Systems Quality Control Procedures, *Recent Patents on Medical Imaging*, 2012, **2**(1), 51-64.
- [13] Bulakbaşı N., Dijital Radyoloji, <https://docplayer.biz.tr/1692962-%09Dijital-radyoloji-prof-dr-nail-bulakbasi-yakin-dogu-universitesi-%09tip-fakultesi-radyoloji-anabilim-dali.html>, (Ziyaret Tarihi: 09 Haziran 2020).

- [14] Oyar O., Dijital Röntgen, 3.Genel Radyografi Sempozyumu, [http://37.247.97.7/genel\\_radyografi\\_sempozyumu/Sunumlar/0950%20-%201005\\_orhan\\_ayar/index.html](http://37.247.97.7/genel_radyografi_sempozyumu/Sunumlar/0950%20-%201005_orhan_ayar/index.html), (Ziyaret Tarihi: 09 Haziran 2020).
- [15] Akkur E., Evaluation and Comparison of Image Quality for Indirect Flat Panels with CsI and GOS Scintillators, Master of Science Thesis, Istanbul Technical University, Institute of Science and Technology, İstanbul, 2011, 295347.
- [16] Lança L. and Silva A., Digital Radiography Detectors – A Technical Overview: Part 2, *Radiography*, 2009, **15**(2), 134-138.
- [17] Seçil M., Dijital Radyoloji, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, [https://www.mustafasecil.com/urunler\\_detay.asp?anaid=2&altid=10&nr=A](https://www.mustafasecil.com/urunler_detay.asp?anaid=2&altid=10&nr=A), (Ziyaret Tarihi: 25 Nisan 2020).
- [18] Manual Contrast-Detail Phantom Artinis CDRAD Type 2.0, Artinis Medical Systems B.V., Netherlands 2006.
- [19] Aksoy M. E., Kamasak M. E., Akkur E., Ucgul A., Basak M., and Alaca H., CsI ve GOS Sintilatörlü İnce Panel Dijital Radyografi Sistemlerinin Kontrast-Ayrıntı Başarımlarının İncelenmesi, *Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi*, Antalya, 1-3 Kasım 2012.
- [20] Report of Task Group 12, Quality Control in Diagnostic Radiology, *American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing*, AAPM Report No. 74, 2002.
- [21] Faulkner K. and Malone J. F., Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, *European Commission*, Radiation Protection No: 162, 2012.
- [22] Yüksel Ş., Dijital Mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kabul Testleri, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 2010, 291813.
- [23] TS EN 61223-3-1, Tıbbi Görüntüleme Bölümlerinde Rutin Deney ve Değerlendirme- Bölüm 3-1: Kabul Deneyleri – Radyografi ve Radyoskopi Sistemleri İçin X- Işını Cihazının Görüntüleme Performansı, *Türk Standartları Enstitüsü*, Ankara, 2002.
- [24] TS EN 61223-3-1 Madde 4-6, Tıbbi Görüntüleme Bölümlerinde Rutin Deney ve Değerlendirme- Bölüm 3-1: Kabul Deneyleri – Radyografi ve Radyoskopi Sistemleri İçin X- Işını Cihazının Görüntüleme Performansı, *Türk Standartları Enstitüsü*, Ankara, 2002.
- [25] TS EN 60601-1-3/A11 Madde 12 4, Elektrikli Tıbbi Cihazlar – Bölüm 1-3: Temel Güvenlik ve Gerekli Performans için Genel Gereklilikler – Yardımcı Standart: Teşhis Amaçlı X-Işını Cihazında Radyasyon Korunma, *Türk Standartları Enstitüsü*, Ankara, 2016.

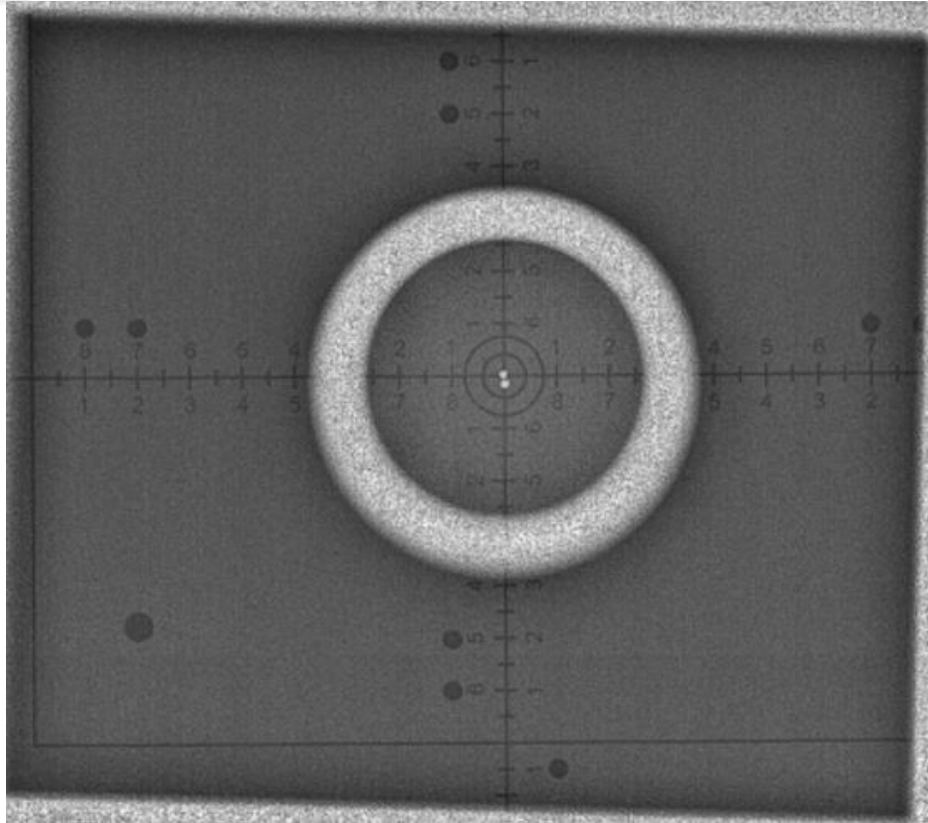
- [26] Güllüoğlu E., Diagnostik ve Mamografik X-Işın Demetlerine Karşı Koruyucu Malzemelerin, Plakaların ve Farklı İnsan Dokularını Temsil Eden Fantomların Farklı Demet Kalitelerinde X-Işınlarını Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 2013, 352012.
- [27] DIN 6868-150, Image Quality Assurance in Diagnostic X-Ray Departments - Part 150: Roev Acceptance Test of Medical Radiographic and Fluoroscopic X-Ray Equipment, *Deutsches Institut Fur Normung E.V. (DIN)*, Germany, 2013.
- [28] IEC 60601-1-3, Medical electrical equipment - Part 1-3: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance - Collateral Standard: Radiation Protection in Diagnostic X-Ray Equipment, *European Committee for Electrotechnical Standardization*, Brussels, 2013.
- [29] [https://www.sejda.com/share/f1f2d79d70404a79857f33fa3d83b14f-AaPZqED-5oUtFR9G7QDRImEwtN-1GQKVWM5pXzLBIU241vDZQSCFuEEyV63EW\\_b9](https://www.sejda.com/share/f1f2d79d70404a79857f33fa3d83b14f-AaPZqED-5oUtFR9G7QDRImEwtN-1GQKVWM5pXzLBIU241vDZQSCFuEEyV63EW_b9), (Ziyaret Tarihi: 08 Haziran 2020).
- [30] Nuclear Associates 07-591 Focal Spot Test Tool Users Manual, Fluke Biomedical, United States of America, 2005.
- [31] IEC 60336, Medical Electrical Equipment - X-Ray Tube Assemblies for Medical Diagnosis - Characteristics of Focal Spots, *International Standard*, New Delhi, 2010.



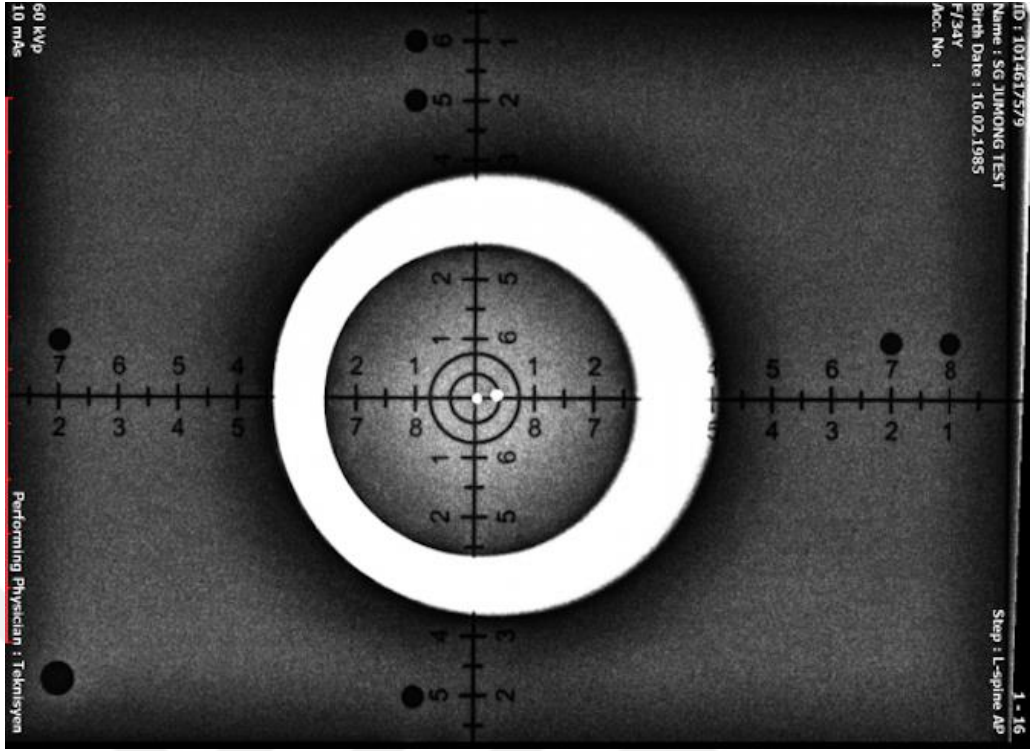
EK-A



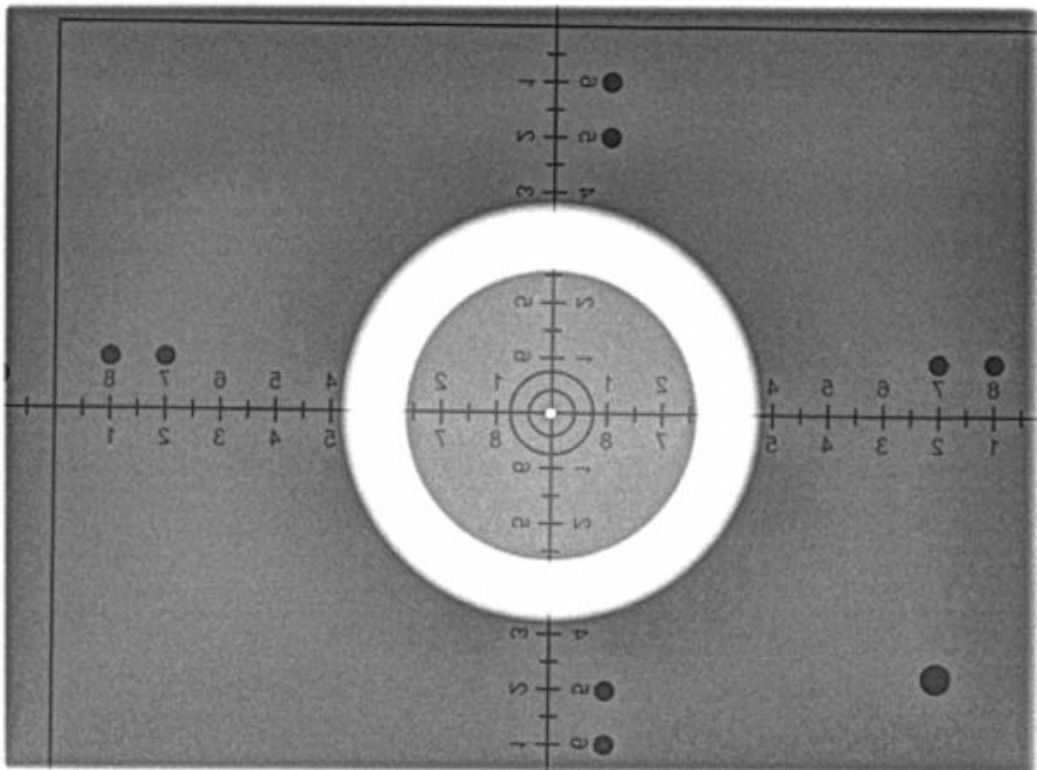
Şekil A.1. A sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü



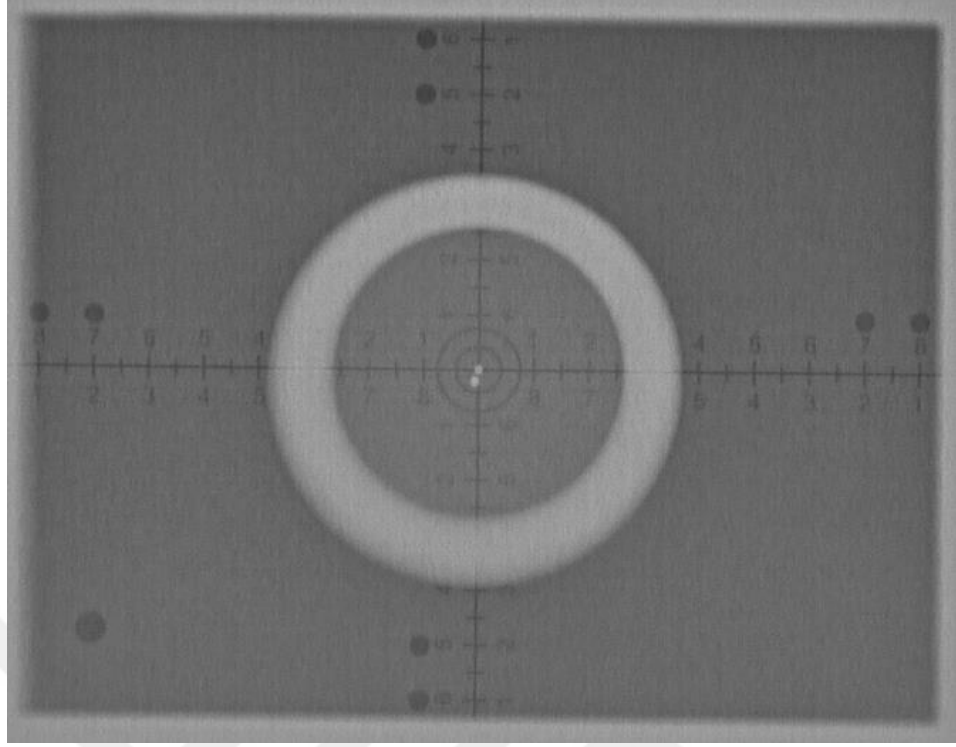
Şekil A.2. B sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü



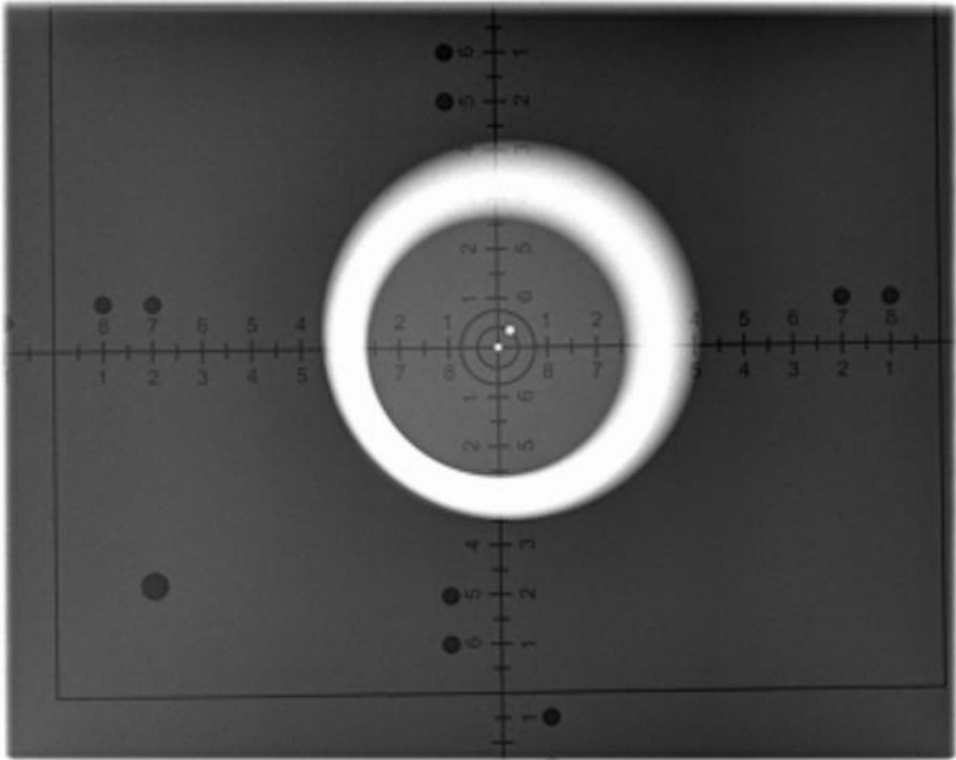
Şekil A.3. C sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü



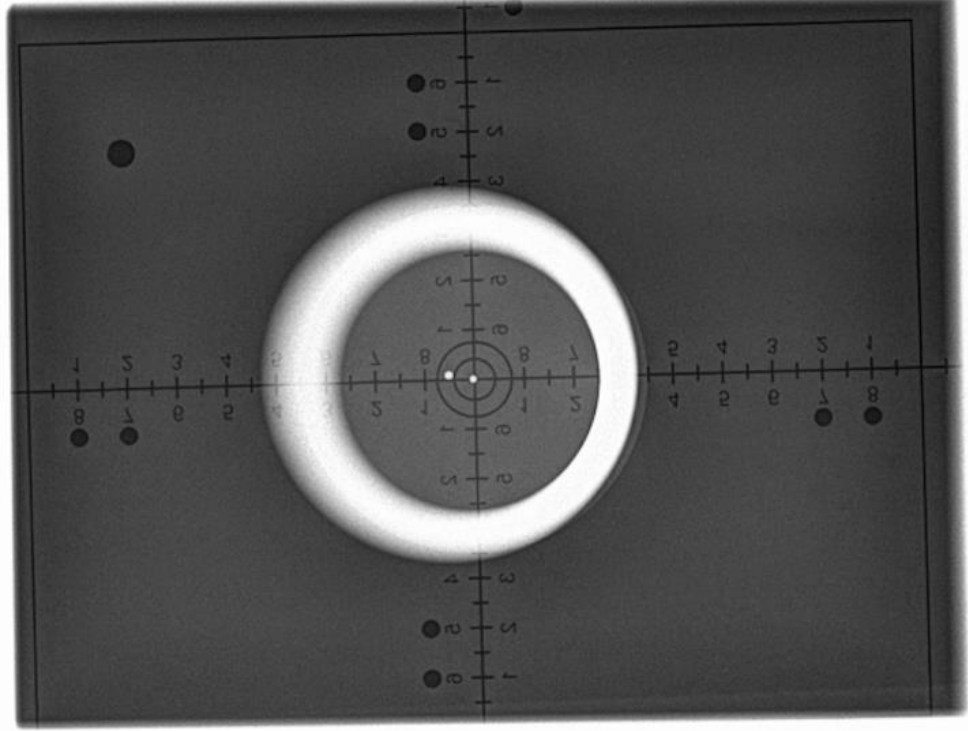
Şekil A.4. D sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü



Şekil A.5. E sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü

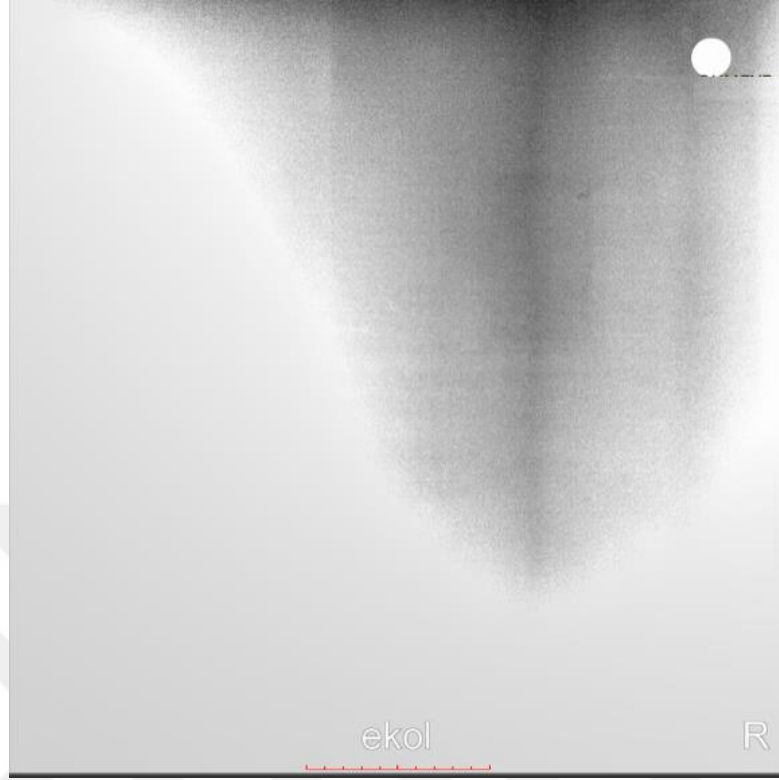


Şekil A.6. F sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü

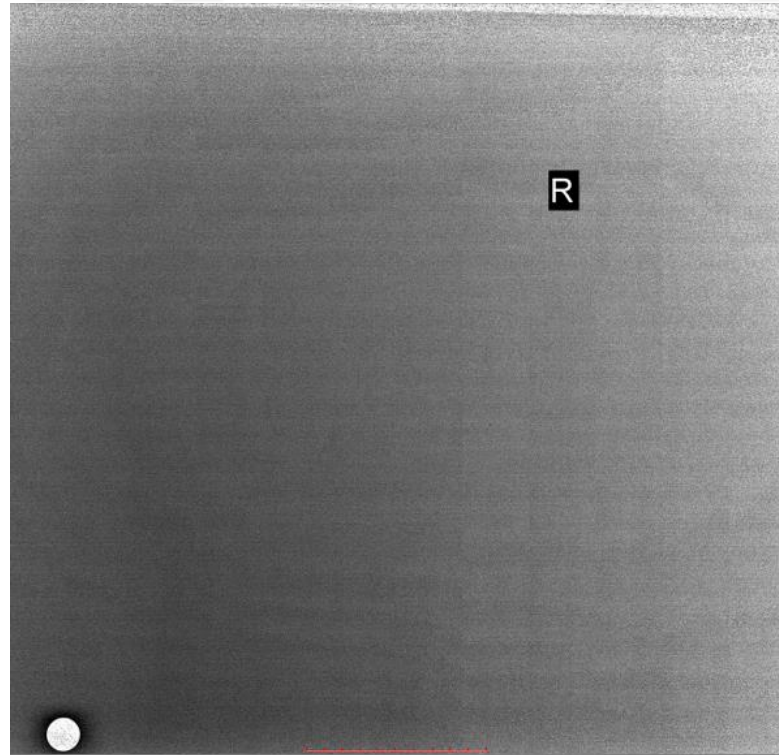


Şekil A.7. G sisteminin kolimatör test aparatı ile elde edilen görüntüsü

**EK-B**



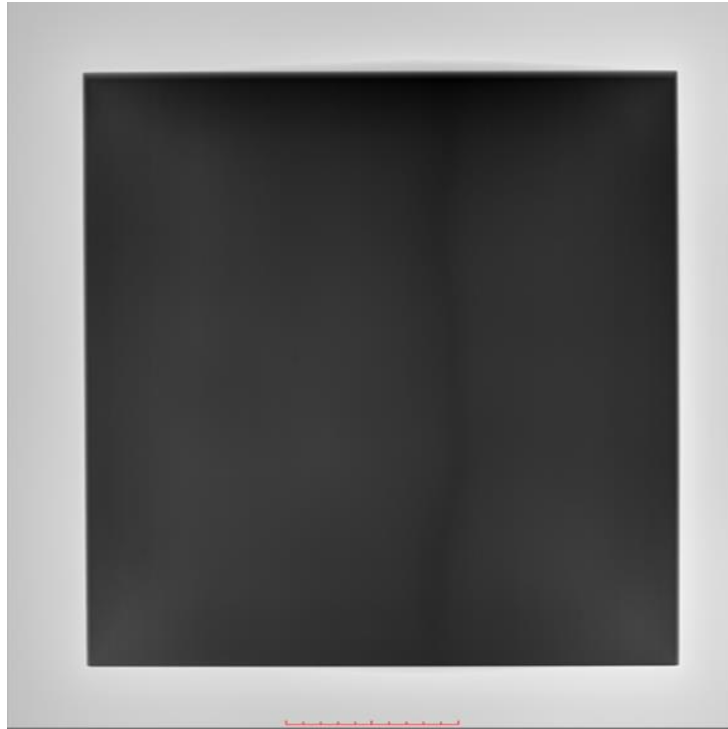
Şekil B.1. A sistemi grid testi görüntüsü



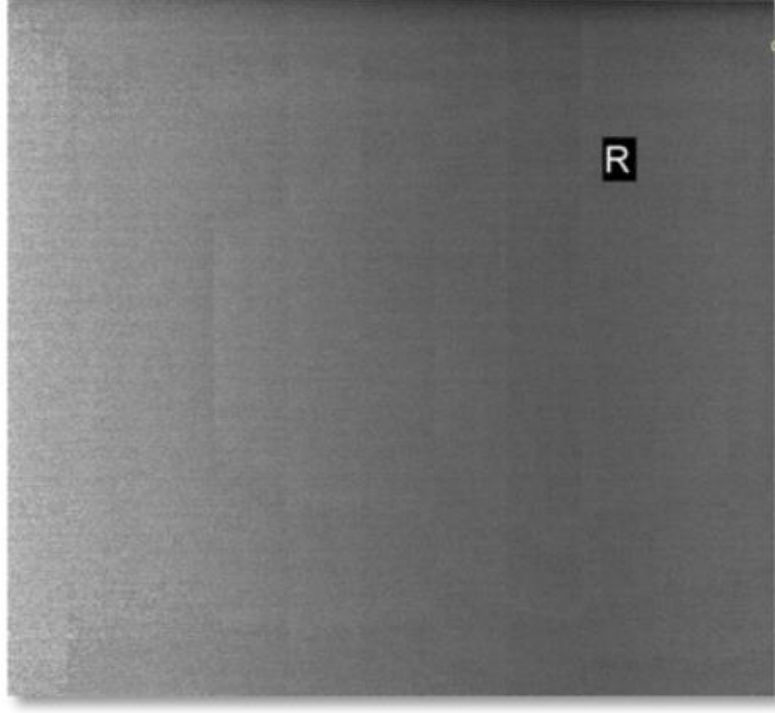
Şekil B.2. B sistemi grid testi görüntüsü



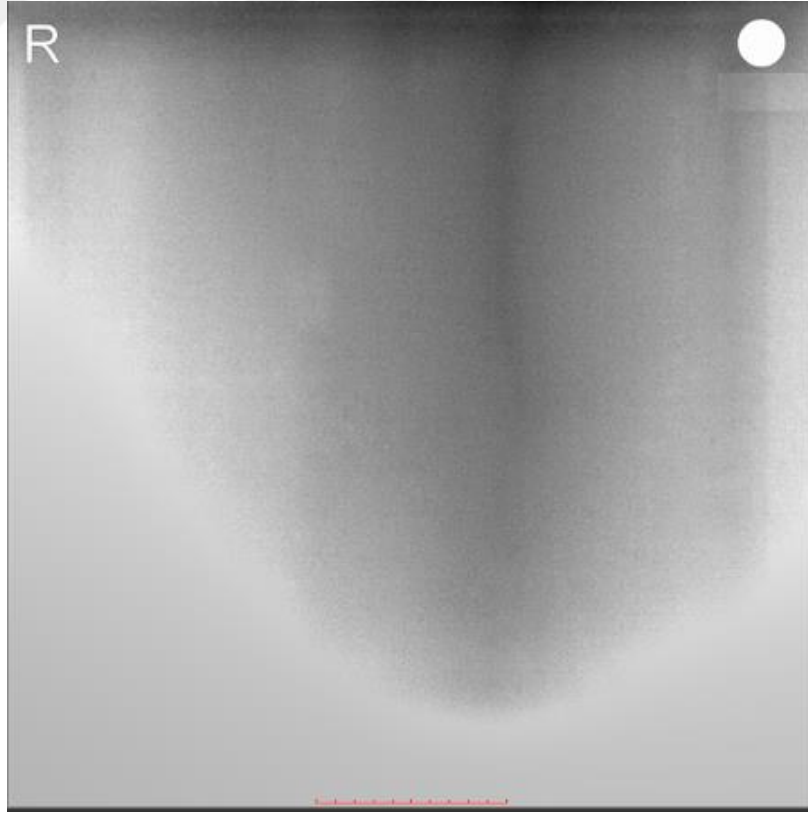
Şekil B.3. C sistemi grid testi görüntüsü



Şekil B.4. D sistemi grid testi görüntüsü



Şekil B.5. E sistemi grid testi görüntüsü

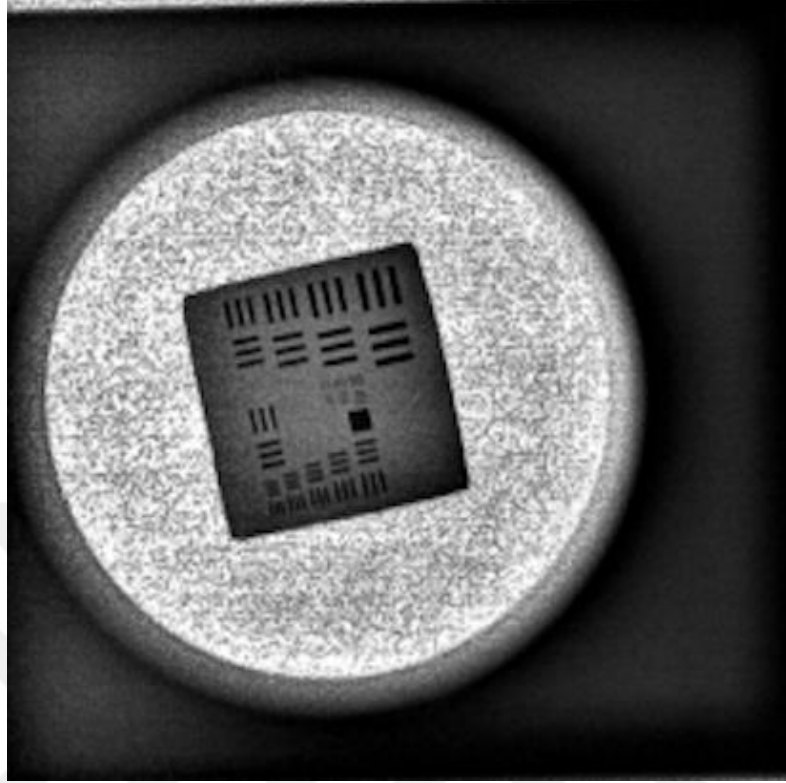


Şekil B.6. F sistemi grid testi görüntüsü

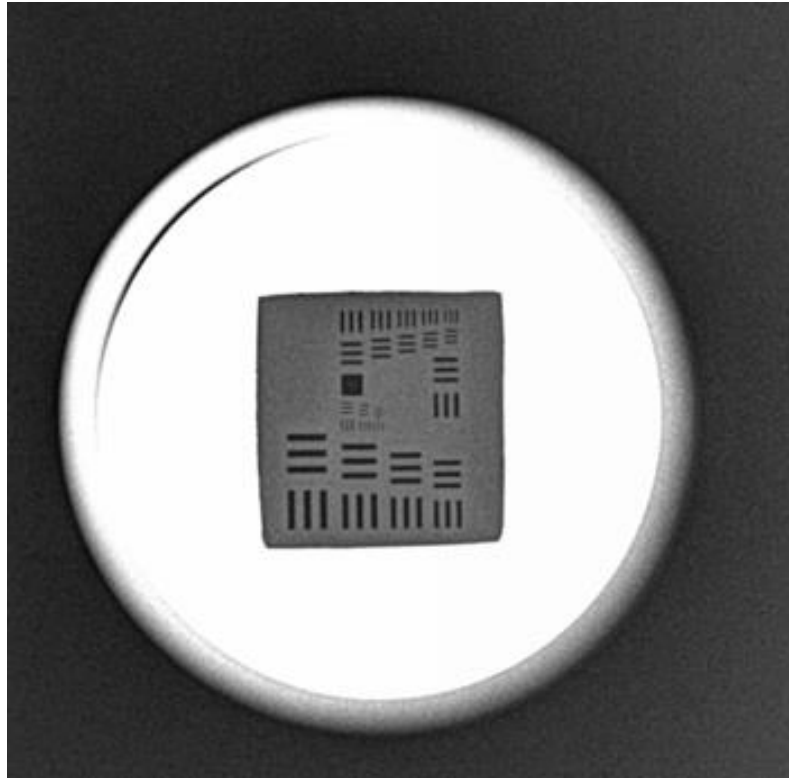


Şekil B.7. G sistemi grid testi görüntüsü

EK-C

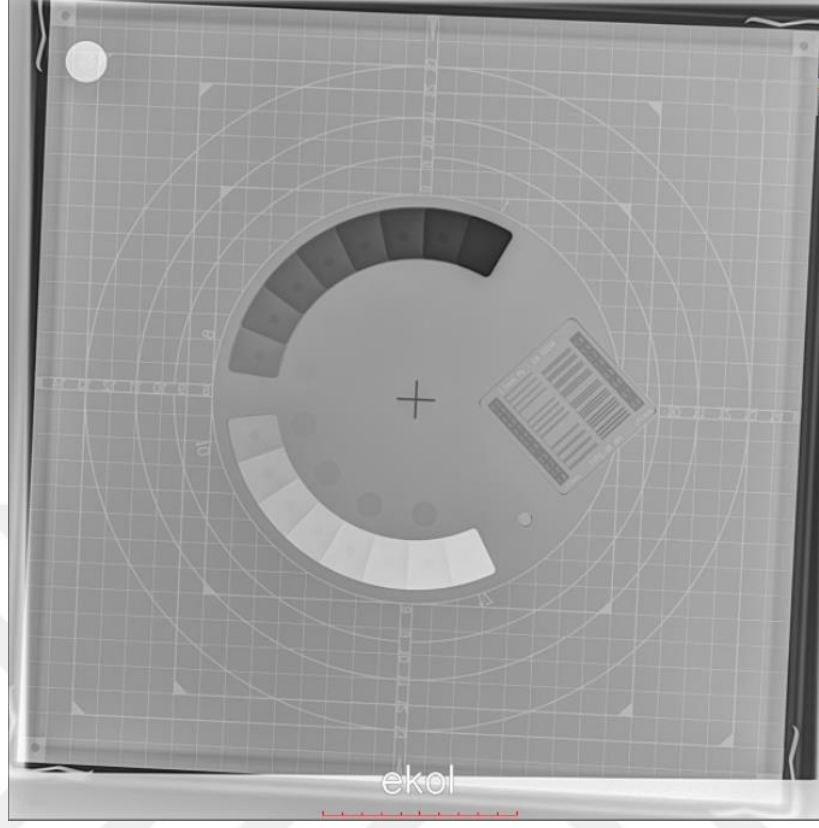


Şekil C.1. B sistemi büyük odak için elde edilen görüntü

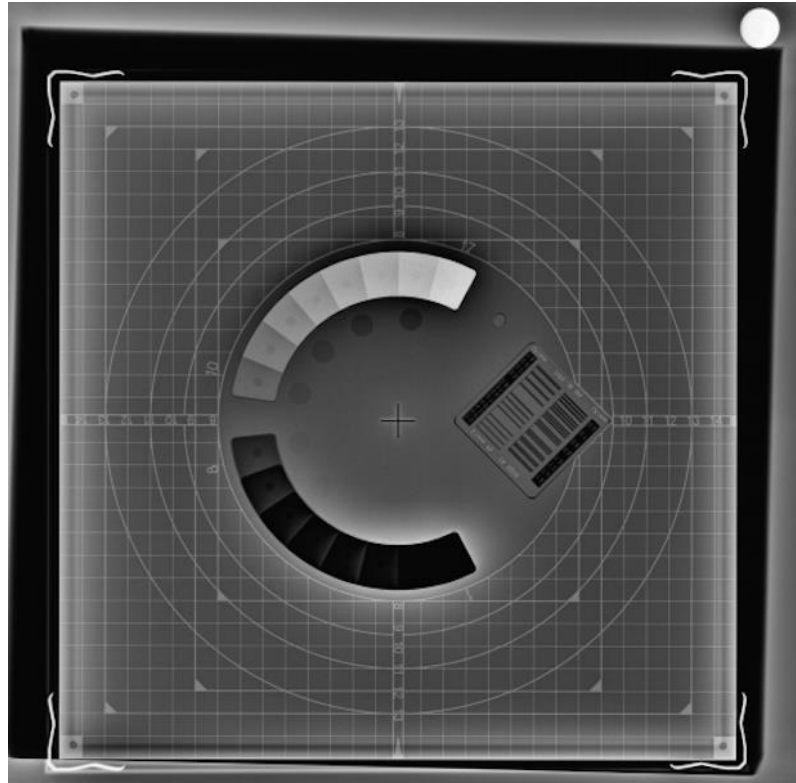


Şekil C.2. G sistemi küçük odak için elde edilen görüntü

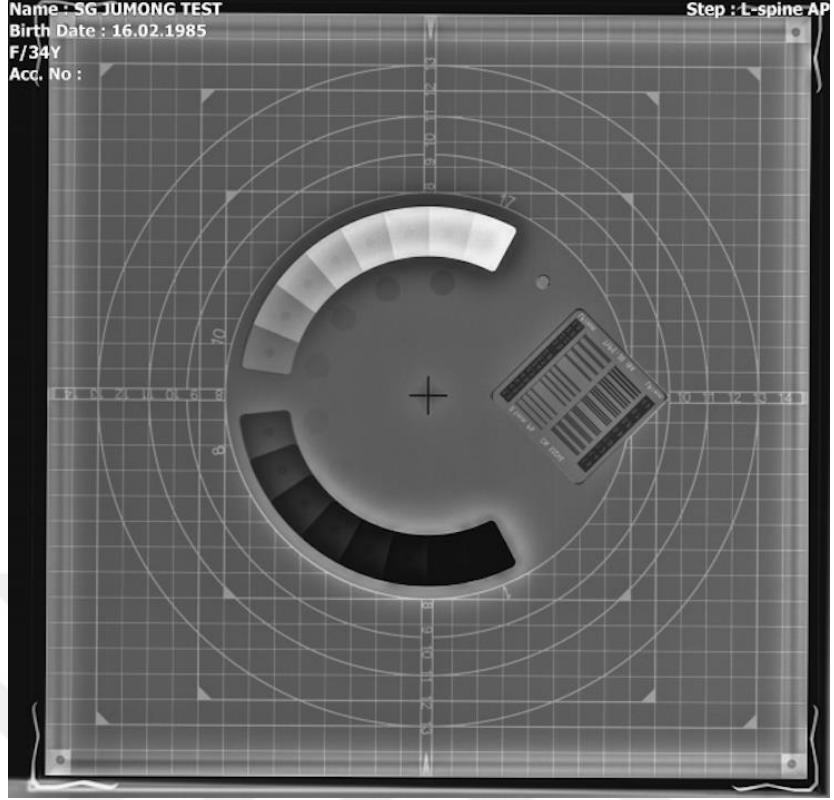
**EK-D**



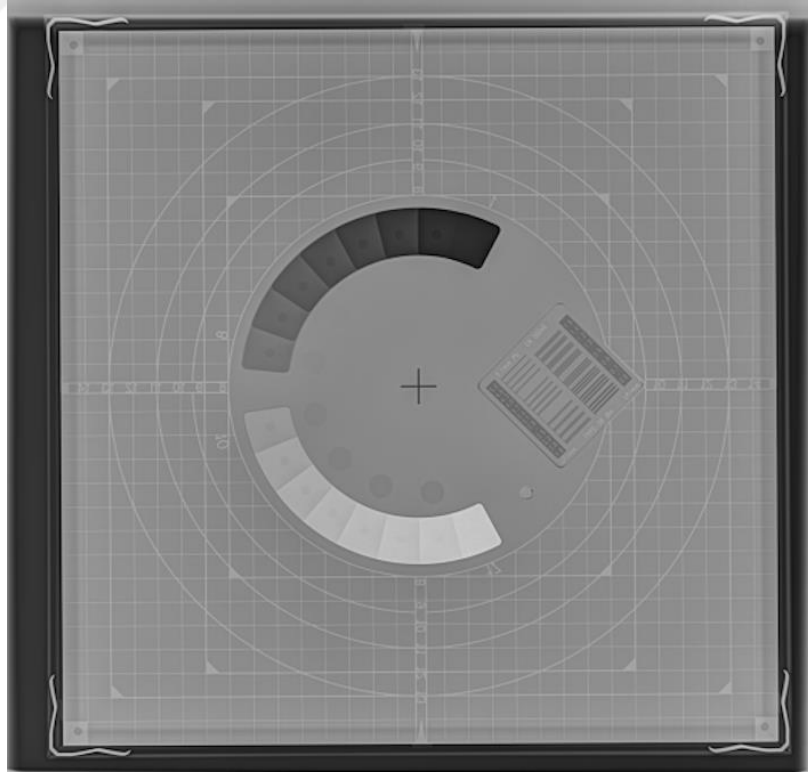
Şekil D.1. A sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü



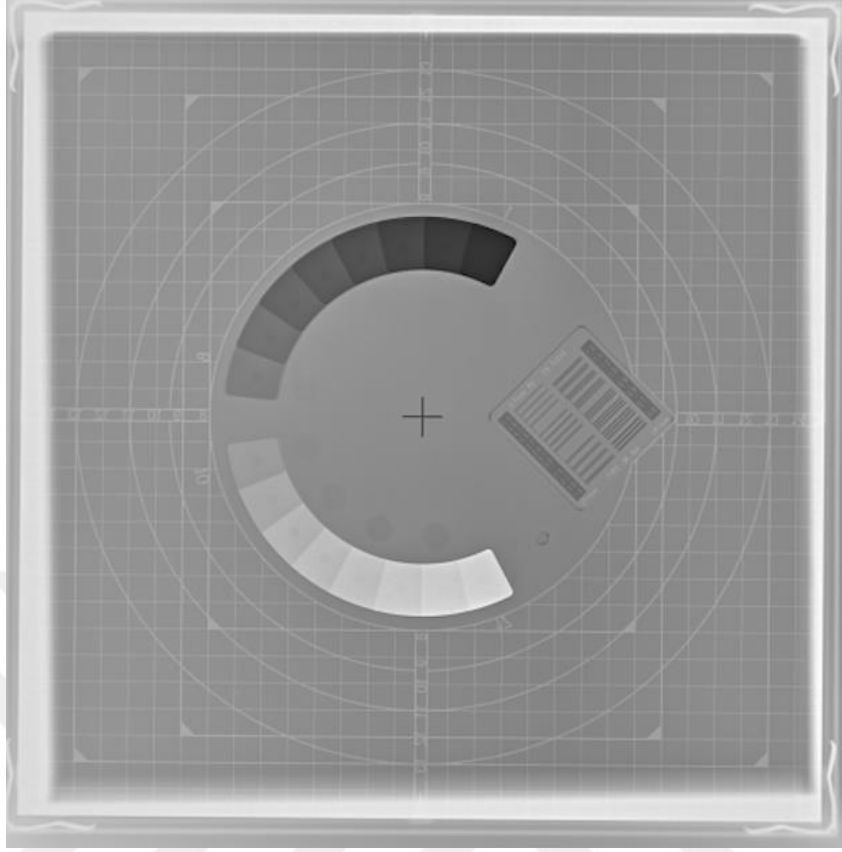
Şekil D.2. B sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü



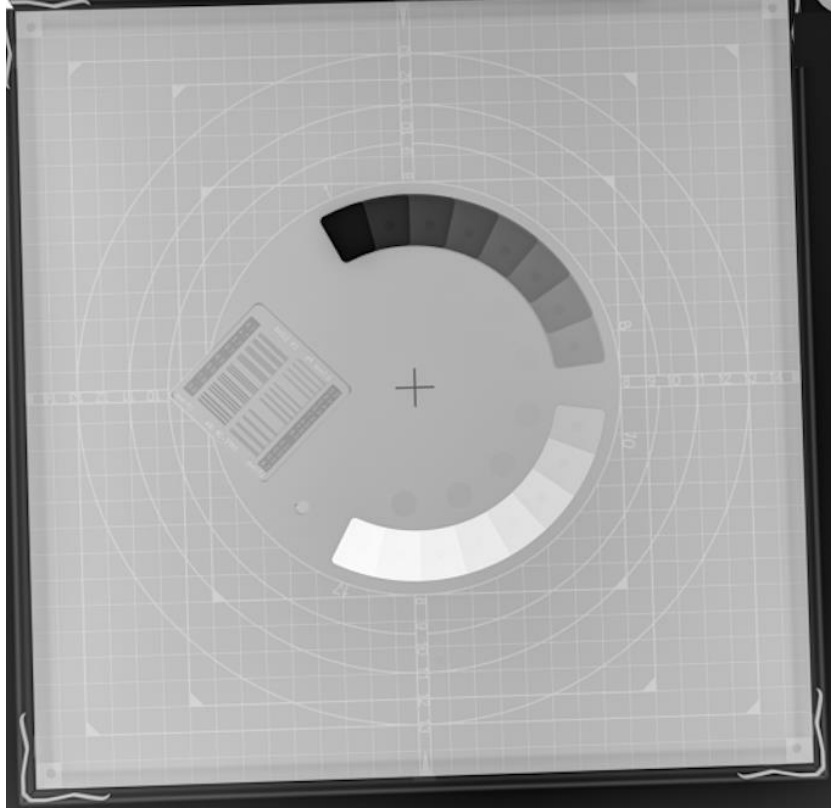
Şekil D.3. C sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü



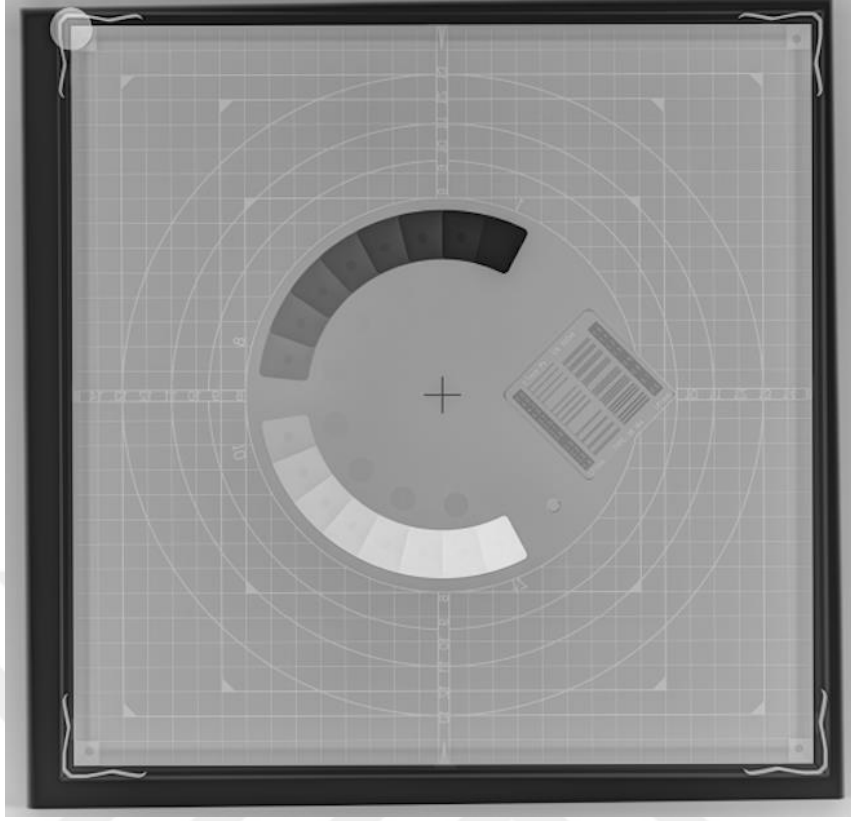
Şekil D.4. D sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü



Şekil D.5. E sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü

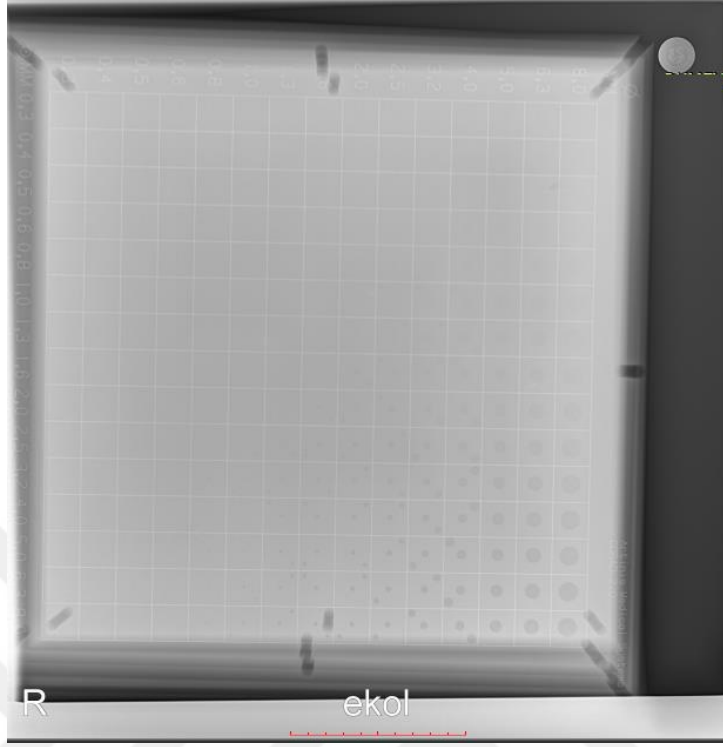


Şekil D.6. F sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü

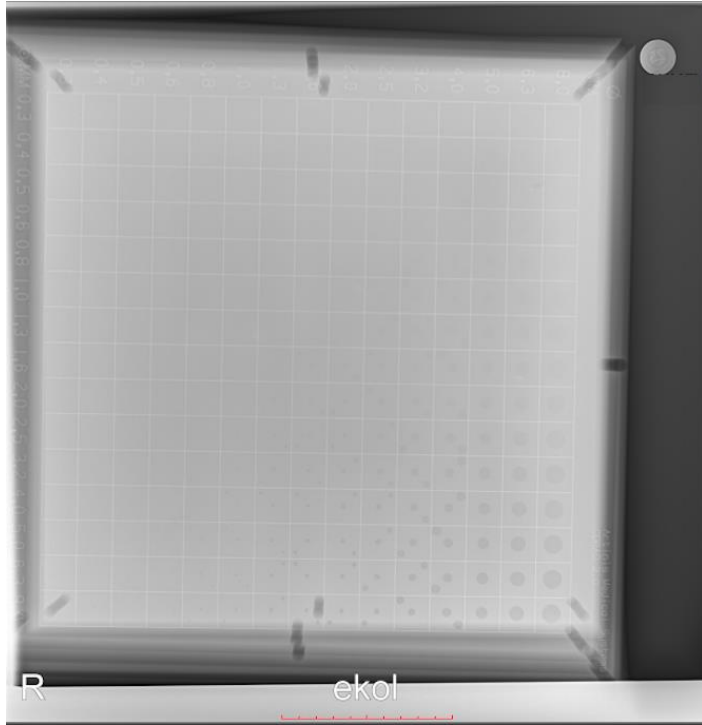


Şekil D.7. G sistemi için IBA Primus-L test fantomu görüntüsü

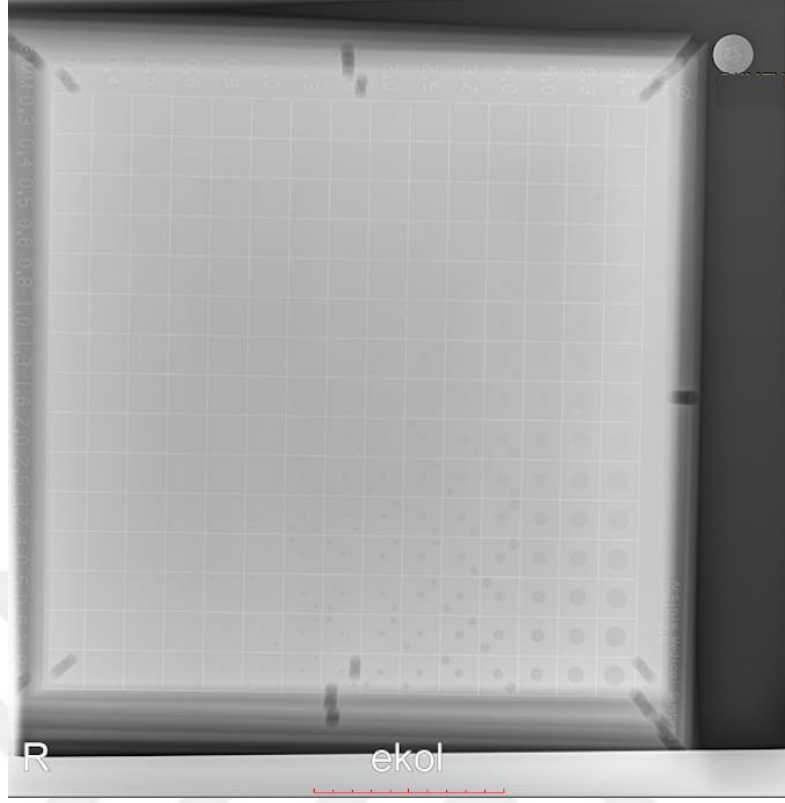
## EK-E



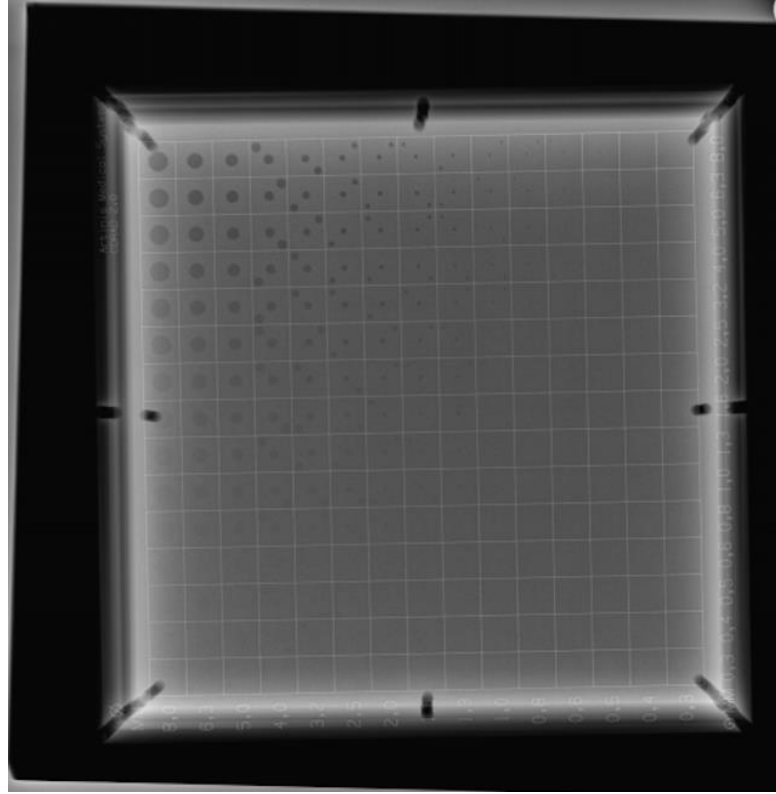
Şekil E.1. A sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



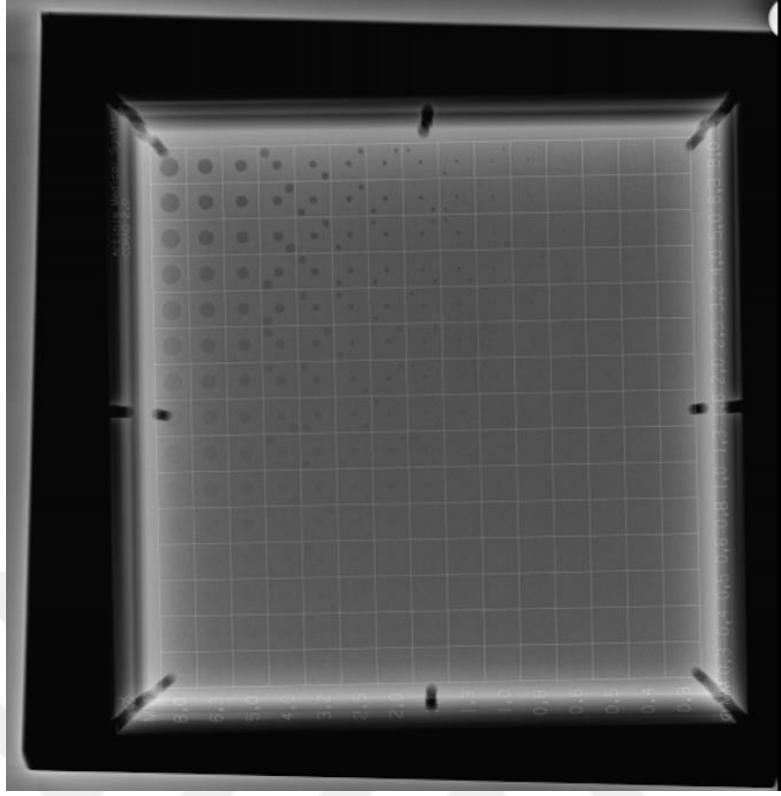
Şekil E.2. A sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



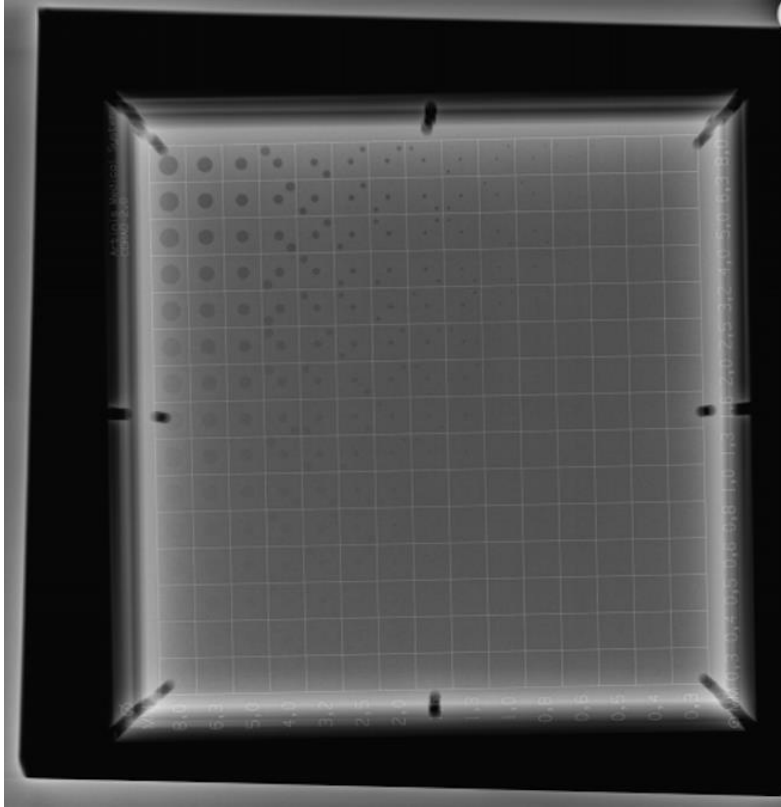
Şekil E.3. A sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü



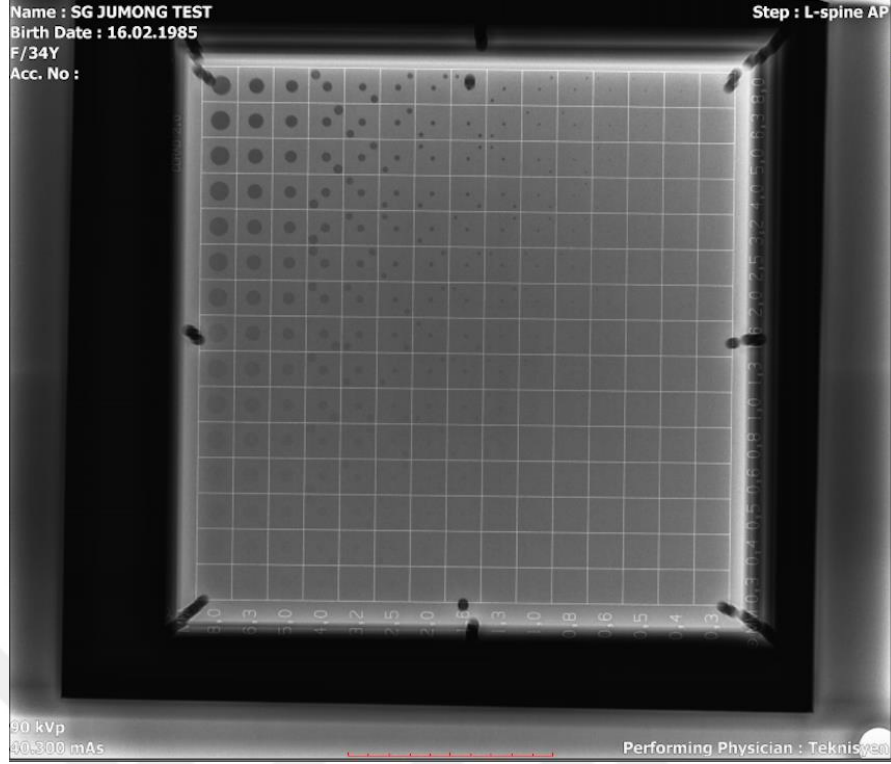
Şekil E.4. B sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



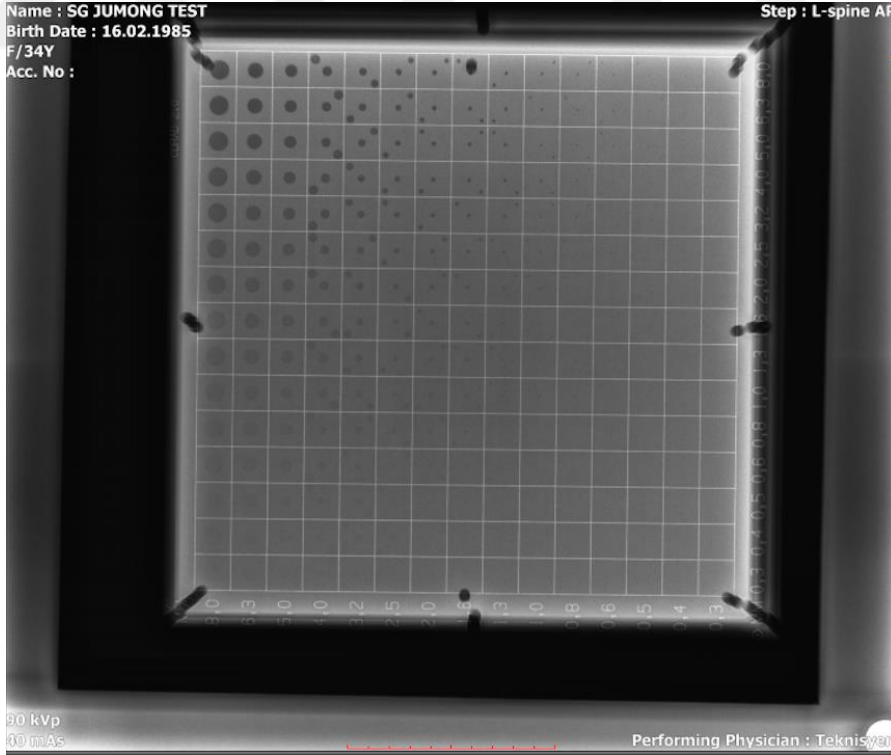
Şekil E.5. B sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



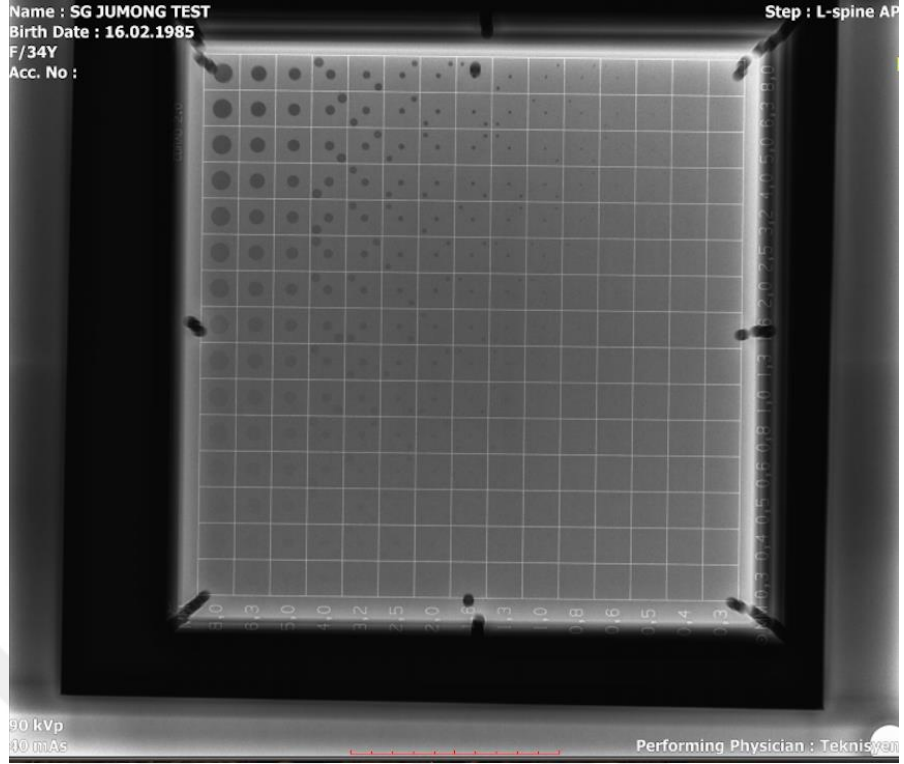
Şekil E.6. B sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü



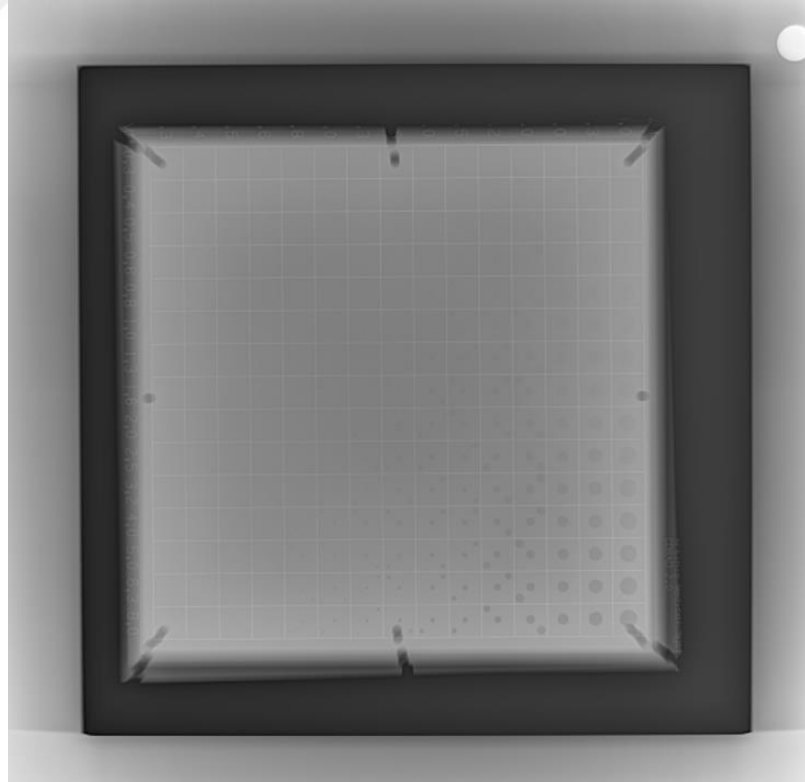
Şekil E.7. C sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



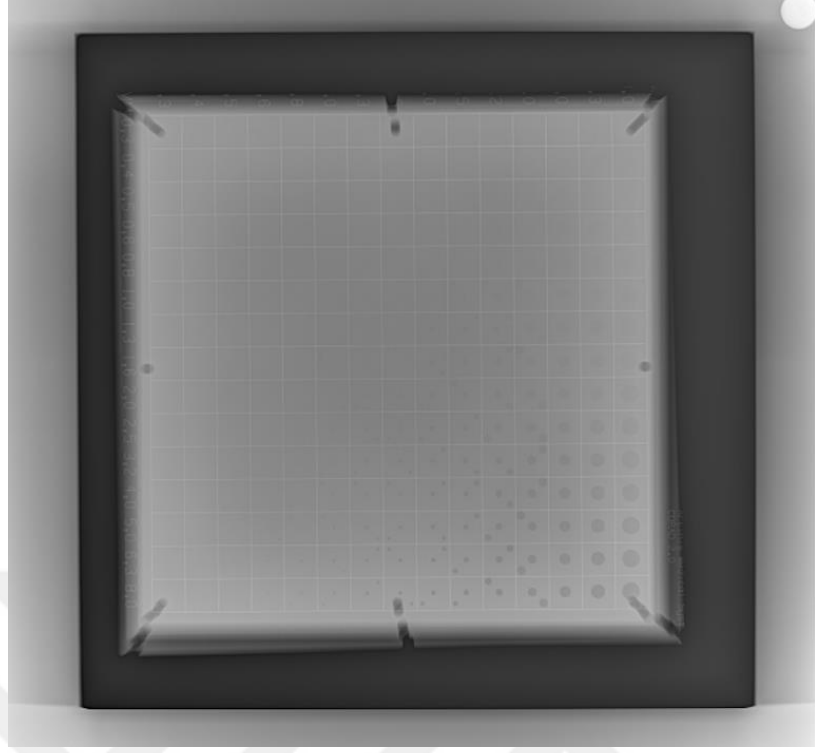
Şekil E.8. C sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



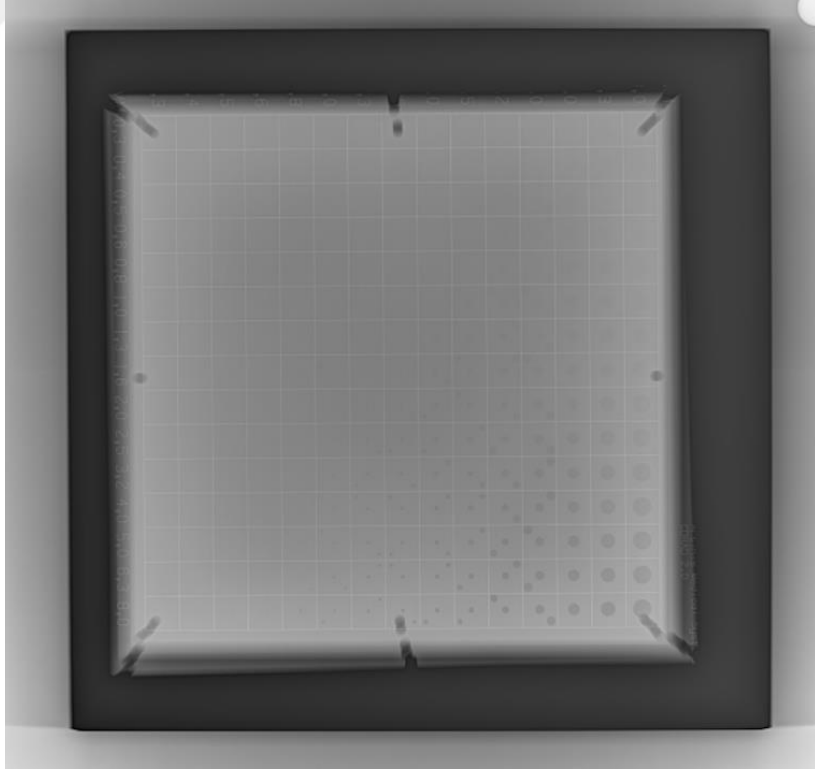
Şekil E.9. C sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü



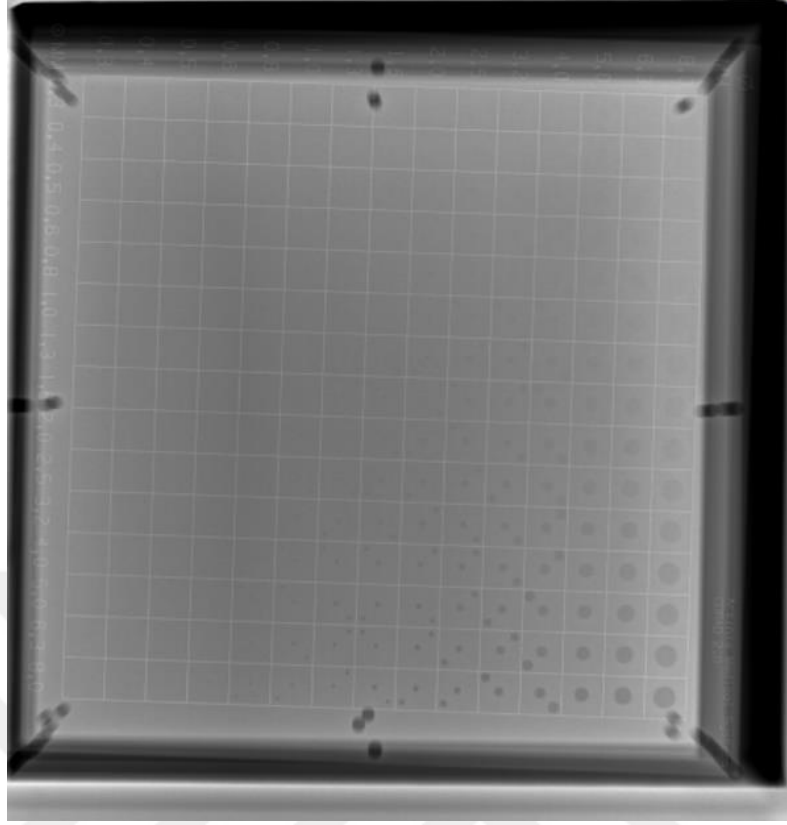
Şekil E.10. D sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



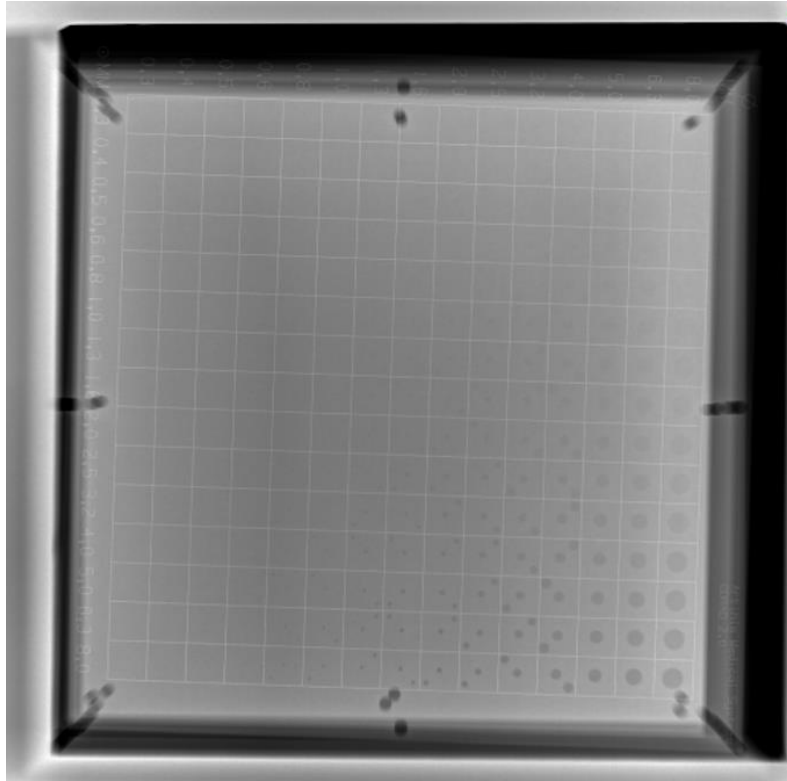
Şekil E.11. D sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



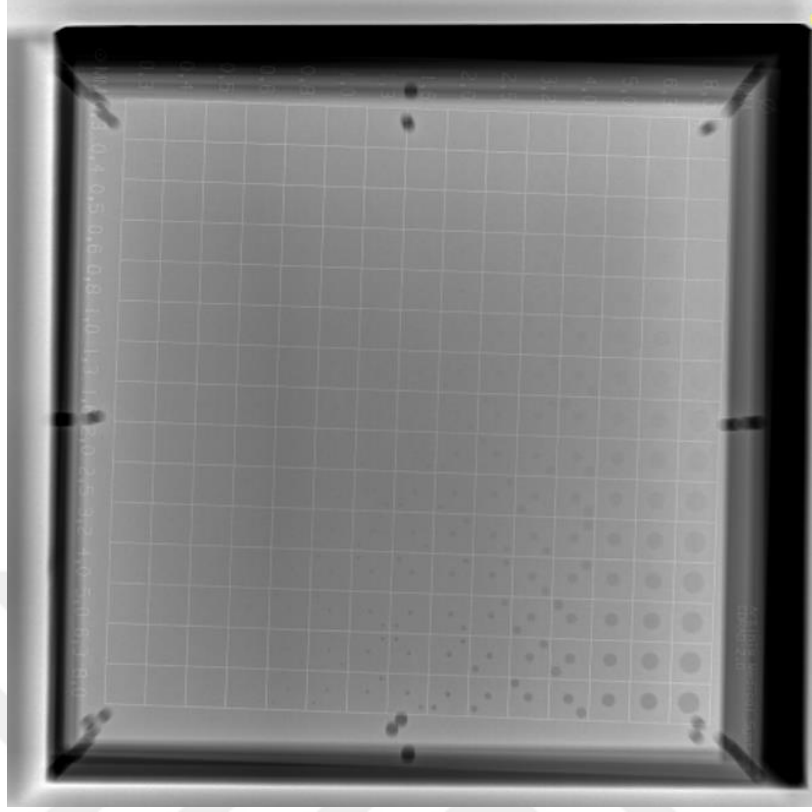
Şekil E.12. D sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü



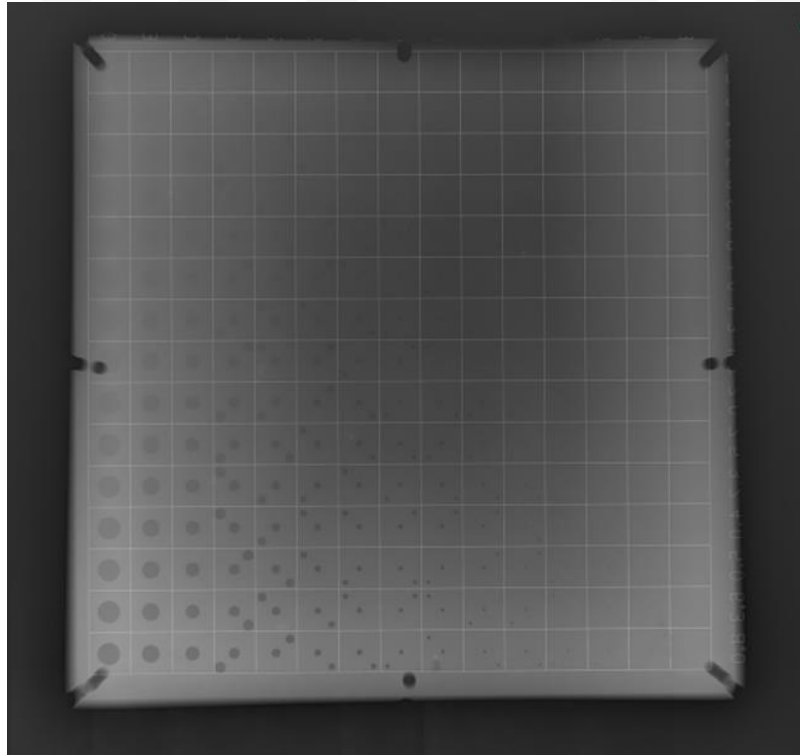
Şekil E.13. E sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



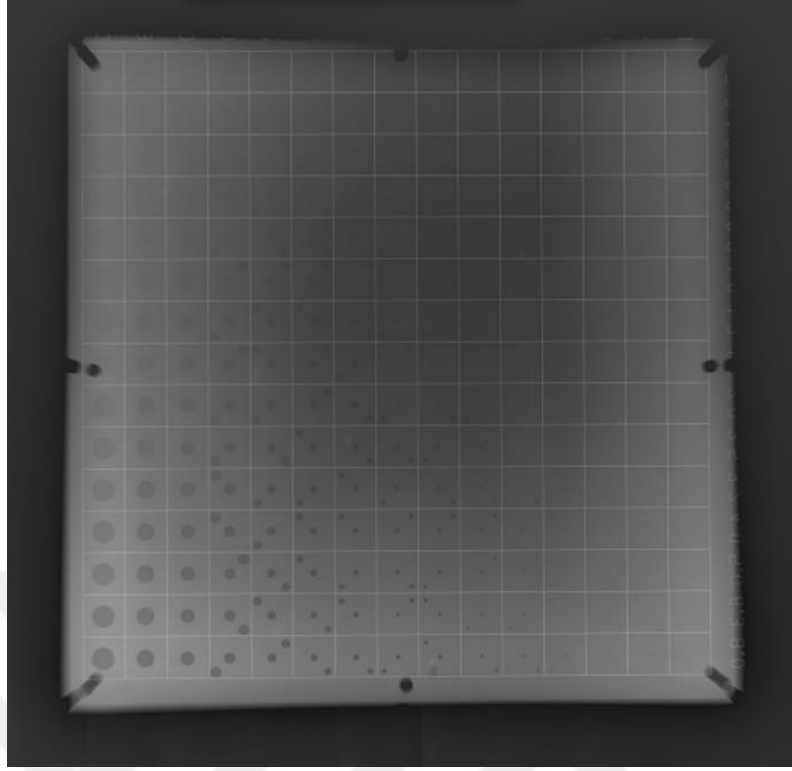
Şekil E.14. E sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



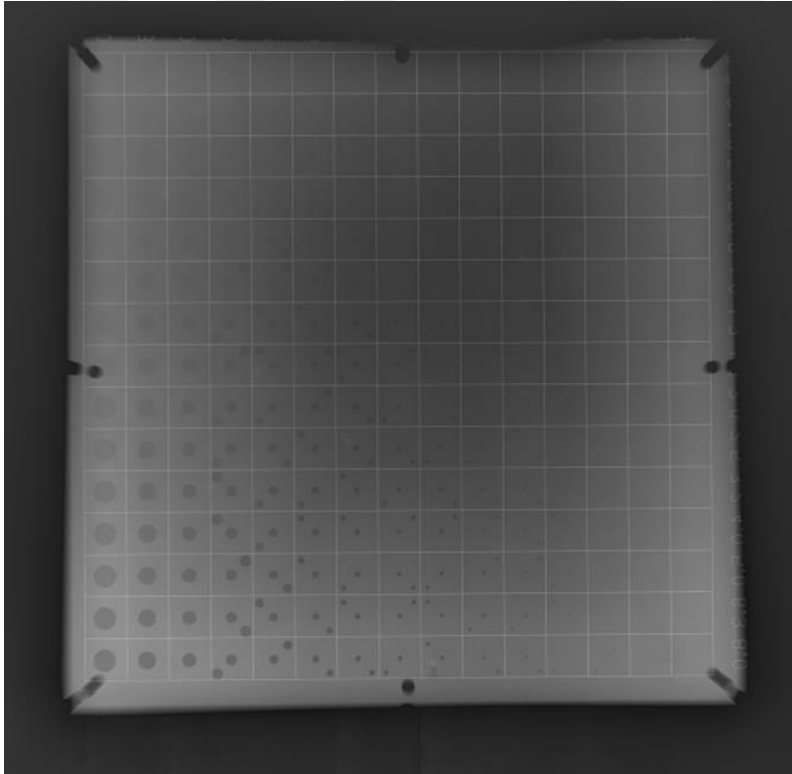
Şekil E.15. E sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü



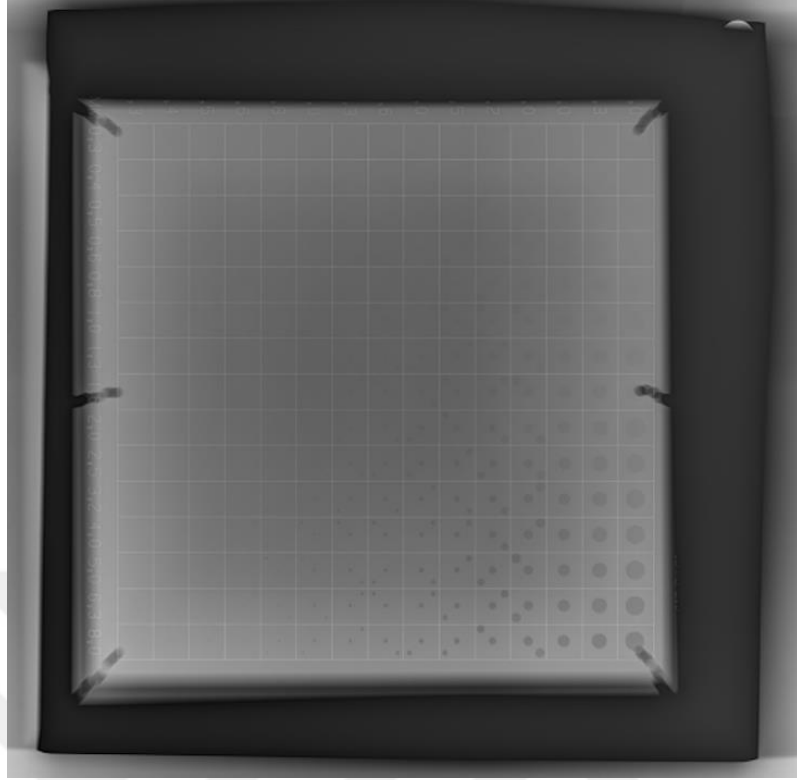
Şekil E.16. F sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



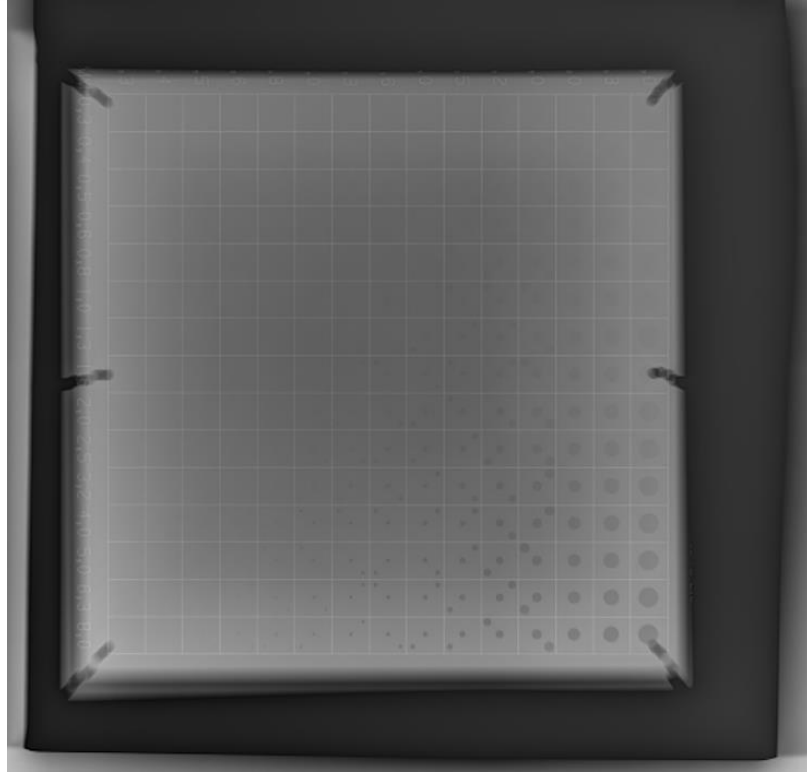
Şekil E.17. F sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



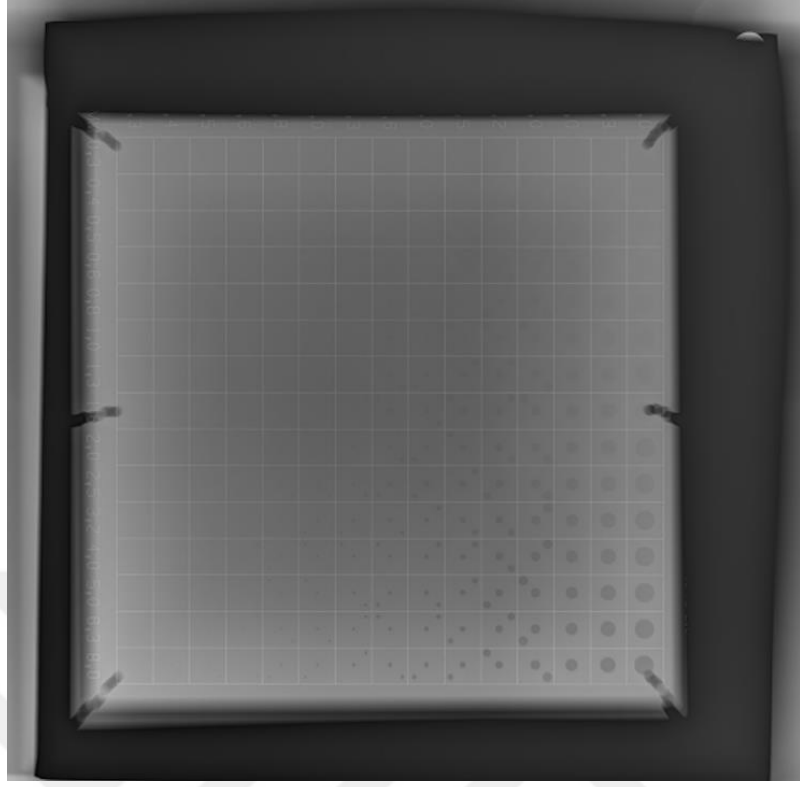
Şekil E.18. F sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü



Şekil E.19. G sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-1 görüntüsü



Şekil E.20. G sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-2 görüntüsü



Şekil E.21. G sistemi için CDRAD 2.0 fantomu ile elde edilen lumbar-spine-3 görüntüsü

## KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- [1] **Evcin M.**, Gedik T., Kaya Karaaslan M., Özkan N., Endirekt Düz Panel Dijital Röntgen Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Performans Testleri, *III. Uluslararası Mühendislik Fen Bilimleri ve Mimarlık Sempozyumu*, Kocaeli, Türkiye, 16 Nisan 2020.
- [2] Gedik T., **Evcin M.**, Kaya Karaaslan M., Güray R. T., Dijital Radyografinin Farklı Klinik Uygulamalarında Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi için Fantom Çalışması, *III. Uluslararası Mühendislik Fen Bilimleri ve Mimarlık Sempozyumu*, Kocaeli, Türkiye, 16 Nisan 2020.

## **ÖZGEÇMİŞ**

1992 yılında İstanbul'da dünyaya geldi. İlk, orta ve lise öğrenimini İstanbul'da tamamladı. 2010 yılında girdiği Marmara Üniversitesi Atatürk Eğitim Fakültesi Fizik Öğretmenliği Bölümü'nden 2015 yılında mezun oldu. 2018-2020 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı.

