KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FARKLI KLİNİK UYGULAMALAR İÇİN, ENDİREKT DÜZ PANEL DİJİTAL RÖNTGEN SİSTEMLERİNDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

TUĞÇE GEDİK

KOCAELİ 2020

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FARKLI KLİNİK UYGULAMALAR İÇİN, ENDİREKT DÜZ PANEL DİJİTAL RÖNTGEN SİSTEMLERİNDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

TUĞÇE GEDİK

Prof.Dr. Recep Taygun GÜRAY		
Danışman,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Doç.Dr. Caner YALÇIN		
Jüri Üyesi,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Dr.Öğr. Üyesi Osman GÜNAY		
Jüri Üyesi,	**İstanbul Okan Üniversitesi**	**.....**

Tezin Savunulduğu Tarih: 27.07.2020

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Röntgen cihazı, sağlık sektöründe hastalara tanı koymakta kullanılan cihazdır. Röntgen cihazından alınan görüntülere yanlış teşhis koyup, yanlış tedavi uygulanmaması için, cihazlara düzenli olarak kalite testleri yapılmaktadır. Bu testlerden bir tanesi, kontrast detay testidir. Bu tezde ise, kontrast detay test fantomu ile görüntü alınarak farklı klinik uygulamalardaki görüntü kaliteleri karşılaştırılmıştır.

Tez çalışmam boyunca her zaman yanımda olan, engin bilgileriyle beni yetiştiren değerli danışman hocam Prof. Dr. Recep Taygun GÜRAY'a teşekkür ederim.

Bu çalışmayı bana yapma imkanı sunan, uzman kişilerle tanışmamı sağlayan değerli hocam Prof. Dr. Nalan ÖZKAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Testlerimi yapmam konusunda bana ortam ve test aparatları temin eden, tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her soruma yanıt veren, biyomedikal mühendisi Melike KAYA KARAASLAN'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim hayatım boyunca beni sürekli teşvik eden ve desteklerini hiç esirgemeyen aileme minnettarım. Yüksek lisans eğitim sürecinde bana rehber olan Didem AVCI'ya ve bu süreçte yol arkadaşım olan Melike EVCİN'e çok teşekkür ederim.

Temmuz – 2020 Tuğçe GEDİK

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iii
TABLOLAR DİZİNİ vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ vii
ÖZET ix
ABSTRACT x
GİRİŞ 1
1.TEMEL BİLGİLER 3
1.1. X-Işınının Keşfi 3
1.2. X-Işınının Oluşumu 3
1.3. X-Işınının Özellikleri 6
1.4. X-Işınının Kullanım Alanları 7
1.5. X- Işın Cihazı Bileşenleri 8
1.6. Konvansiyonel Film Ekran Sistemleri 9
2. DİJİTAL RADYOGRAFİ SİSTEMLERİ 11
2.1. Bilgisayarlı Radyografi (CR) Sistemleri 13
2.2. Düz (Flat) Panel Dijital Radyoloji Sistemleri (FPD) 15
2.2.1. Direkt düz panel dijital radyoloji sistemleri 16
2.2.2. Endirekt düz panel dijital radyoloji sistemleri 17
2.2.2.1. İnce film transistör (thin film transistor-TFT) 17
2.2.2.2. Yük çifti cihazı (charge coupled devices-CCD) 18
2.2.2.3. Sintilatörler 19
2.3. Görüntü Kalite Parametreleri 19
2.4. Otomatik Işınlama Kontrolü (Automatic Exposure Control-AEC) Sistemi 21
3.MALZEME VE YÖNTEMLER 22
3.1. Kontrast Detay Testi ve CDRAD 2.0 Fantomu 22
3.2. CDRAD 2.0 Veri İstatistiksel Analizi 23
3.3. Görüntüleri Elde Etme 26
3.4. Görüntü Saklama ve İletim Sistemleri (Picture Archiving and Communication Systems-PACS) 27
4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA 29
4.1. Sonuçlar 29
4.2. Tartışma 46
KAYNAKLAR 49
EKLER 52
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 83
ÖZGEÇMİŞ 84

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. X-ışınının oluşumlarına göre çeşitleri 4
Şekil 1.2. X- ışın tüpü iç yapısı 4
Şekil 1.3. X- ışınının etkileşimlerine göre çeşitleri 5
Şekil 1.4. X-ışını bremsstrahlung spektrumu ve bremsstrahlung ışını 5
Şekil 1.5. Karakteristik X-ışını ve karakteristik X-ışının yörüngeler arası geçişleri 6
Şekil 1.6. X-ışın tüpü 8
Şekil 1.7. Konvansiyonel film ekran sisteminin şeması 9
Şekil 1.8. Konvansiyonel film ekran sisteminde görüntü oluşumu 10
Şekil 1.9. Radyografi örneği 10
Şekil 2.1. Dijital görüntüleme teknolojisi şeması 11
Şekil 2.2. Dijital görüntüyle ilgili kavramlar 12
Şekil 2.3. Einstein'in farklı matrixlere sahip fotoğrafları 12
Şekil 2.4. Dijital radyolojide görüntü oluşumu 13
Şekil 2.5. Bilgisayarlı radyografi görüntü aşamaları 14
Şekil 2.6. Düz panel sistemlerin şeması 15
Şekil 2.7. Direkt düz panel sistemlerin iç yapısı 16
Şekil 2.8. Endirekt düz panel sistemin iç yapısı 17
Şekil 2.9. TFT iç yapısı 17
Şekil 2.10. CCD iç yapısı 18
Şekil 2.11. Yapılandırılmış CsI ve yapılandırılmamış GOS 19
Şekil 2.12. AEC yapısı 21
Şekil 3.1. CDRAD 2.0 fantomu ve CDRAD 2.0 fantom görüntüsü 22
Şekil 3.2. Üç görüntüye ait kontrast detay eğrisi ve kontrast detay diyagramı 24
Şekil 3.3. RadiAnt DICOM viewer ara yüzü 24
Şekil 3.4. Pleksiglasların cihaza dizilimi ve fantomların kurulumu 26
Şekil 3.5. PACS sistemi 28
Şekil 3.6. PACS kullanım ve iletim yerleri 28
Şekil 4.1. A sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 30
Şekil 4.2. A sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 30
Şekil 4.3. A sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi 31
Şekil 4.4. A sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 31
Şekil 4.5. A sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 32
Şekil 4.6. B sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 32
Şekil 4.7. B sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 33
Şekil 4.8. B sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi 33
Şekil 4.9. B sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 34
Şekil 4.10. B sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 34
Şekil 4.11. C sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 35
Şekil 4.12. C sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 35
Şekil 4.13. C sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi 36
Şekil 4.14. C sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 36
Şekil 4.15. C sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 37

Şekil 4.16. D sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 37
Şekil 4.17. D sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 38
Şekil 4.18. D sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi 38
Şekil 4.19. D sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 39
Şekil 4.20. D sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 39
Şekil 4.21. E sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 40
Şekil 4.22. E sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 40
Şekil 4.23. E sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 41
Şekil 4.24. E sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 41
Şekil 4.25. F sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 42
Şekil 4.26. F sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 42
Şekil 4.27. F sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi 43
Şekil 4.28. F sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 43
Şekil 4.29. F sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 44
Şekil 4.30. G sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi 44
Şekil 4.31. G sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi 45
Şekil 4.32. G sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi 45
Şekil 4.33. G sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi 46
Şekil 4.34. G sistemi bölge karşılaştırma grafikleri 46
Şekil A.1. A sistemi lumbar spine bölgesinin I0000018 no.lu görüntüsü 53
Şekil A.2. A sistemi lumbar spine bölgesinin I0000019 no.lu görüntüsü 53
Şekil A.3. A sistemi lumbar spine bölgesinin I0000026 no.lu görüntüsü 54
Şekil A.4. A sistemi chest bölgesinin I0000020 no.lu görüntüsü 54
Şekil A.5. A sistemi chest bölgesinin I0000021 no.lu görüntüsü 55
Şekil A.6. A sistemi chest bölgesinin I0000022 no.lu görüntüsü 55
Şekil A.7. A sistemi ekstremite bölgesinin I0000023 no.lu görüntüsü 56
Şekil A.8. A sistemi ekstremite bölgesinin I0000024 no.lu görüntüsü 56
Şekil A.9. A sistemi ekstremite bölgesinin I0000025 no.lu görüntüsü 57
Şekil A.10. B sistemi lumbar spine bölgesinin I0000013 no.lu görüntüsü 57
Şekil A.11. B sistemi lumbar spine bölgesinin I0000014 no.lu görüntüsü 58
Şekil A.12. B sistemi lumbar spine bölgesinin I0000015 no.lu görüntüsü 58
Şekil A.13. B sistemi chest bölgesinin I0000016 no.lu görüntüsü 59
Şekil A.14. B sistemi chest bölgesinin I0000017 no.lu görüntüsü 59
Şekil A.15. B sistemi chest bölgesinin I0000018 no.lu görüntüsü 60
Şekil A.16. B sistemi ekstremite bölgesinin I0000019 no.lu görüntüsü 60
Şekil A.17. B sistemi ekstremite bölgesinin I0000020 no.lu görüntüsü 61
Şekil A.18. B sistemi ekstremite bölgesinin I0000021 no.lu görüntüsü 61
Şekil A.19. C sistemi lumbar spine bölgesinin i108763 no.lu görüntüsü 62
Şekil A.20. C sistemi lumbar spine bölgesinin i108764 no.lu görüntüsü 62
Şekil A.21. C sistemi lumbar spine bölgesinin i108765 no.lu görüntüsü 63
Şekil A.22. C sistemi chest bölgesinin i108766 no.lu görüntüsü 63
Şekil A.23. C sistemi chest bölgesinin i108767 no.lu görüntüsü 64
Şekil A.24. C sistemi chest bölgesinin i108768 no.lu görüntüsü 64
Şekil A.25. C sistemi ekstremite bölgesinin i108769 no.lu görüntüsü 65
Şekil A.26. C sistemi ekstremite bölgesinin i108770 no.lu görüntüsü 65
Şekil A.27. C sistemi ekstremite bölgesinin i108771 no.lu görüntüsü 66
Şekil A.28. D sistemi lumbar spine bölgesinin I0000019 no.lu görüntüsü 66
Şekil A.29. D sistemi lumbar spine bölgesinin I0000020 no.lu görüntüsü 67
Şekil A.30. D sistemi lumbar spine bölgesinin I0000021 no.lu görüntüsü 67

Şekil A.31. D sistemi chest bölgesinin I0000022 no.lu görüntüsü 68
Şekil A.32. D sistemi chest bölgesinin I0000023 no.lu görüntüsü 68
Şekil A.33. D sistemi chest bölgesinin I0000024 no.lu görüntüsü 69
Şekil A.34. D sistemi ekstremite bölgesinin I0000025 no.lu görüntüsü 69
Şekil A.35. D sistemi ekstremite bölgesinin I0000026 no.lu görüntüsü 70
Şekil A.36. D sistemi ekstremite bölgesinin I0000027 no.lu görüntüsü 70
Şekil A.37. E sistemi lumbar spine bölgesinin L_SPINE no.lu görüntüsü 71
Şekil A.38. E sistemi lumbar spine bölgesinin L_SPINE_2 no.lu görüntüsü 71
Şekil A.39. E sistemi lumbar spine bölgesinin L_SPINE_3 no.lu görüntüsü 72
Şekil A.40. E sistemi chest bölgesinin CHEST no.lu görüntüsü 72
Şekil A.41. E sistemi chest bölgesinin CHEST_2 no.lu görüntüsü 73
Şekil A.42. E sistemi chest bölgesinin CHEST_3 no.lu görüntüsü 73
Şekil A.43. F sistemi lumbar spine bölgesinin I0000002 no.lu görüntüsü 74
Şekil A.44. F sistemi lumbar spine bölgesinin I0000003 no.lu görüntüsü 74
Şekil A.45. F sistemi lumbar spine bölgesinin I0000004 no.lu görüntüsü 75
Şekil A.46. F sistemi chest bölgesinin I0000005 no.lu görüntüsü 75
Şekil A.47. F sistemi chest bölgesinin I0000006 no.lu görüntüsü 76
Şekil A.48. F sistemi chest bölgesinin I0000007 no.lu görüntüsü 76
Şekil A.49. F sistemi ekstremite bölgesinin I0000008 no.lu görüntüsü 77
Şekil A.50. F sistemi ekstremite bölgesinin I0000009 no.lu görüntüsü 77
Şekil A.51. F sistemi ekstremite bölgesinin I0000010 no.lu görüntüsü 78
Şekil A.52. G sistemi lumbar spine bölgesinin I0000004 no.lu görüntüsü 78
Şekil A.53. G sistemi lumbar spine bölgesinin I0000005 no.lu görüntüsü 79
Şekil A.54. G sistemi lumbar spine bölgesinin I0000006 no.lu görüntüsü 79
Şekil A.55. G sistemi chest bölgesinin I0000007 no.lu görüntüsü 80
Şekil A.56. G sistemi chest bölgesinin I0000008 no.lu görüntüsü 80
Şekil A.57. G sistemi chest bölgesinin I0000009 no.lu görüntüsü 81
Şekil A.58. G sistemi ekstremite bölgesinin I0000010 no.lu görüntüsü 81
Şekil A.59. G sistemi ekstremite bölgesinin I0000012 no.lu görüntüsü 82

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Sistemlerde kullanılan modeller ve dedektör çeşitleri 26
Tablo 3.2. AEC için, kVp ve mAs değerleri 27
Tablo 4.1. A sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 29
Tablo 4.2. A sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 30
Tablo 4.3. A sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 31
Tablo 4.4. A sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 31
Tablo 4.5. B sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 32
Tablo 4.6. B sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 32
Tablo 4.7. B sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 33
Tablo 4.8. B sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 33
Tablo 4.9. C sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 34
Tablo 4.10. C sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 35
Tablo 4.11. C sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 36
Tablo 4.12. C sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 36
Tablo 4.13. D sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 37
Tablo 4.14. D sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 37
Tablo 4.15. D sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 38
Tablo 4.16. D sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 39
Tablo 4.17. E sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 39
Tablo 4.18. E sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 40
Tablo 4.19. E sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 40
Tablo 4.20. F sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 42
Tablo 4.21. F sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 42
Tablo 4.22. F sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 43
Tablo 4.23. F sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 43
Tablo 4.24. G sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 44
Tablo 4.25. G sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 44
Tablo 4.26. G sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları 45
Tablo 4.27. G sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu 45

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C : Santigrat Derece
AgBr : Gümüş Bromür
a-Se : Amorf Selenyum
a-Si : Amorf Silikon
cm^2 : Santimetre Kare
cm^3 : Santimetre Küp
CsI : Sezyum İyodür
e^- : Elektron
Gd_2O_2S- GOS : Gadolinyum Oksisülfit
kVp : Kilovoltaj Pik
lp/mm : Line Pair/Milimetre
mA : Miliamper
mAs : Miliamper Saniye
mm : Milimetre
p : Proton
µGy : Mikrogray
µm : Mikrometre

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)
AGD : Average Glandular Dose (Ortalama Glandüler Doz)
ALARA : As Low as Reasonably Achievable (Minimum Doz)
CCD : Charge Coupled Devices (Yük Çifti Cihazı)
Chest/Lungs : Göğüs /Akciğerler
CNR : Contrast to Noise Ratio (Kontrast Gürültü Oranı)
CR : Computed Radiography (Bilgisayarlı Radyografi)
CT : Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
DICOM : Digital İmaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
DQE : Detected Quantum Efficiency (Dedektif Kuantum Verimi)
DR : Digital Radiography (Dijital Radyografi)
Ekstremities : Eller, Ayaklar ve Parmakları
FPD : Flat Panel Detector (Düz Panel Dedektör)
IPEM : Institute of Physics and Engineering in Medicine (Tıpta Fizik ve Mühendislik Enstitüsü)
IQF : Image Quality Figure (Görüntü Kalite Faktörü)
IQF_{inv} : Image Quality Figure İnverse (Ters Görüntü Kalite Faktörü)

Lumbar Spine	: Omurga
MTF	: Modulation Transfer Function (Modülasyon Transfer Fonksiyon)
PACS	: Picture Archiving and Communication Systems (Görüntü Saklama ve İletim Sistemleri)
PMMA	: Polimetilmetakrilat (Pleksiglas)
PSP	: Phosphor Storage Plates (Fosfor Depolama Plakası)
SID	: Source Image Distance (Film Foküs Mesafesi)
RIS	: Radiology İnformation System (Radyoloji Bilgi Sistemi)
SNR	: Signal to Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)
TFT	: Thin Film Transistor (İnce Film Transistör)

FARKLI KLİNİK UYGULAMALAR İÇİN, ENDİREKT DÜZ PANEL DİJİTAL RÖNTGEN SİSTEMLERİNDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Radyoloji birimlerinde X-ışını cihazları, bazı hastalıkların tanı ve hastaların tedavi işlemlerinde kullanılmaktadır. Bu cihazların ölçüm sonuçlarının doğruluğu ve güvenilirliği önem taşımaktadır. Bu çalışmada, CsI sintilatörüne sahip, endirekt düz panel dijital X-ışın sistemlerinin farklı klinik uygulamalarında (lumbar spine, chest/lungs ve ekstremities) görüntü kalitesinin karşılaştırılması amaçlandı. Farklı vücut bölgelerini simüle etmek için, çeşitli kalınlıklarda pleksiglaslar (PMMA) ve kontrast detaylı bir fantom CDRAD 2.0 kullanılarak gerçekleştirildi. Yedi farklı CsI tabanlı endirekt dönüşüm düz panel X-ışın sistemi kullanıldı. Tüm sistemler için pozlama, otomatik pozlama kontrolü (AEC) modunda gerçekleştirildi. Her bölgeden üçer görüntü alındı. Görüntüler, CDRAD analiz programı tarafından otomatik olarak değerlendirildi. Lumbar spine, chest/lungs ve ekstremities incelemelerinde görüntü kalite faktörü (IQF_{inv}) ve bu bölgelerin toplam saptanan (%) değerleri karşılaştırıldı. Sonuç olarak beş farklı sistemde (sistem C, sistem D, sistem E, sistem F ve sistem G), lumbar spine bölgelerinin IQF_{inv} ve toplam saptanan (%) değerleri, chest/lungs ve ekstremities bölgelerinin IQF_{inv} ve toplam saptanan (%) değerlerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Sistem A için, chest/lungs bölgesinin IQF_{inv} ve toplam saptanan (%) değerlerinin, sistem B için ise, ekstremities bölgesinin IQF_{inv} ve toplam saptanan (%) değerlerinin daha yüksek sonuç verdiği gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: CsI Sintilatörü, Endirekt Düz Panel Sistemler, Görüntü Kalitesi, Röntgen Cihazları, X- Işını.

COMPARISON OF THE IMAGE QUALITY IN INDIRECT FLAT PANEL DIGITAL X-RAY SYSTEMS FOR DIFFERENT CLINICAL APPLICATIONS

ABSTRACT

In radiology units, X-ray devices are used for diagnosis of some diseases and treatment of patients. The accuracy and reliability of the measurement results of these devices are important. In this study, it was aimed to compare image quality in different clinical applications (lumbar spine, chest / lungs and extremities) of indirect flat panel digital X-ray systems with CsI scintillator. To simulate different body areas, plexiglas of various thicknesses (PMMA) and contrast detailed phantom CDRAD 2.0 were used. Seven different CsI based indirect flat panel X-ray systems were used. Exposure for all systems was performed in automatic exposure control (AEC) mode. Three images were taken from each region. The images were automatically evaluated by the CDRAD analysis program. Inverse Image quality factor (IQF_{inv}) and total detected (%) were compared in lumbar spine, chest / lungs and extremities examinations. As a result, in five different systems (system C, system D, system E, system F and system G), the inverse image quality factor and total detected (%) values of the lumbar spine regions were higher than the inverse image quality factor and total detected (%) values of the chest / lungs and extremities regions. For system A, the inverse image quality factor and total detected (%) values of chest / lungs region, and for system B, the inverse image quality factor and total detected (%) values of the extremities region were observed to give higher results.

Keywords: CsI Scintillator, Image Quality, Indirect Flat Panel Systems, Radiography Systems, X-Rays.

GİRİŞ

X-ışınlarının keşfi ile tıp alanında, X-ışın cihazları kullanılmaya başlanmıştır. Sağlık hizmetlerinde hastalıkların tanı ve hastaların tedavi işlemlerinde radyoloji birimlerinde X-ışını cihazları kullanılır. X-ışınları iyonlaştırıcı özelliğe sahiptir ve elektromanyetik dalgalar şeklinde yayıldığından, canlılarda olumsuz sonuçlara neden olmaktadır. Cihazların sonuçlarının doğruluğu ve güvenirliği olması gerekmektedir. Aksi takdirde hastaya yanlış tanı konabilir veya yanlış tedavi uygulanabilir. Bu sebeplerden dolayı, cihazlara düzenli aralıklarla kalite testleri ve testlerin sonuçlarına göre kalibrasyon yapılmalıdır. Kalibrasyon, doğru ölçümden sapma miktarı olarak tanımlanır. Hastaların aşırı doz almalarını engellemek ve doğru tanı konmasını sağlamak için, kalibrasyonu doğru yapılmış cihazların sonuçları belirli sınırlarda olmalıdır. Esas amaç, görüntü alınacak bölgeye minimum miktarda doz seçimi yapılarak, hem kaliteli görüntü alınmasının sağlanması hem de hastanın fazla radyasyon alımının engellenmesidir (ALARA). Bu yüzden, görüntü ve doz kalite testleri büyük ölçüde önem arzetmektedir. Testlerin ne zaman ve hangi sıklıkta yapılacağı, Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), European Commission Radiation Protection, The American Association of Physicsts in Medicine (AAPM) gibi uluslararası kuruluşların yayınları tarafından belirlenmektedir.

Röntgen cihazları, görüntü algılayıcılarına göre, konvansiyonel ve dijital sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Konvansiyonel sistemlerde görüntüler film ekran teknolojisi, dijital sistemlerde görüntüler dedektör teknolojisi kullanılarak oluşturulur. Konvansiyonel sistemler, iyi görüntü kalitesi, yüksek uzaysal çözünürlük, daha az radyasyon, düşük maliyet gibi avantajlara, dijital sistemler ise, film, karanlık oda, film banyosu ve kimyasallara ihtiyaç kalmaması, görüntü boyutlarının ayarlanması, daha kısa ışınlama süresi, daha çok hastaya bakabilmesi, daha az personel, görüntülerin arşiv ve aktarma kolaylığı, dinamik aralığın daha çok olması, kontrastın fazla olması ve kenar dedeksiyonu ile üç boyutlu hataların gözlenlemesi gibi avantajlara sahiptir. Dijital sistemler, bilgisayarlı radyografi ve düz panel sistemler olarak ikiye ayrılırken, düz panel sistemlerde kendi aralarında direkt ve endirekt düz panel sistemler olarak

ikiye ayrılır. Direkt düz panel sistemlerde, X-ışınları fotodiyot gerektirmeden TFT dizilimine aktarılırken, endirekt düz panel sistemlerinde, X-ışınları fotodiyotlar tarafından algılandıktan sonra TFT dizilimine aktarılır. Bu fotodiyotlar genellikle sezyum iyodür (CsI) veya gadolinyum oksisülfittir (GOS).

Bu tezde, CsI sintilatörüne sahip endirekt düz panel dijital röntgen sistemlerinde farklı klinik uygulamalar (lumbar spine, chest/lungs, ekstremities) için görüntü kalitesinin karşılaştırılması amaçlandı.

Görüntü kaliteleri, kontrast detay testleri değerlendirilerek karşılaştırıldı. Kontrast detay testi, CDRAD 2.0 fantomu ile yapıldı. Aynı sintilatöre sahip, yedi sistem için lumbar spine, chest/lungs, ekstremities bölgelerine göre farklı kalınlıklarda pleksiglaslar kullanılarak, her bölgeye üçer ışınlama ile üçer görüntü alındı. CDRAD 2.0 analiz programı ile kontrast detay eğrileri çizilip, IQF_{inv} değerleri hesaplandı. IQF_{inv}, değeri görüntü kalitesini belirlemede kullanılır. Bu değerlerin, belirtilen referans aralığında olup olmadıklarına bakıldı. IQF_{inv} değeri, büyük olan bölgenin görüntüsü daha kalitedir. Bu bilgilere göre karşılaştırmalar yapıldığında, dört sistemde lumbar spine bölgesinin, chest ve ekstremities e göre daha iyi kaliteye sahip olduğu görüldü. Karşılaştırmanın sonucuna göre de, bu bölgelerdeki görüntü kalitelerini iyileştirmeye yönelik önerilerde bulunuldu. Konu ile ilgili literatür taramasında farklı dedektörler karşılaştırılmıştır, fakat aynı dedektör kullanılarak farklı bölgelerin karşılaştırılması yapılmamıştır.

1.TEMEL BİLGİLER

1.1. X-Işınının Keşfi

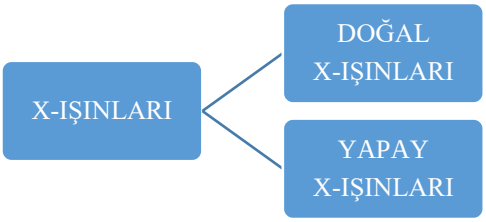
1894 yılında Würzburg Julius Maximilians Üniversitesi'ne rektör olarak atanan Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen, bir tarafında anot bir tarafında katot bulunan vakumlu cam tüpte katot ışınlarının soğrulması üzerine deney yaparken, yüksek voltaj uyguladığında katot ucundan çıkıp cam tüpe gelen elektronların anot ucuna ulaşmadan baryum platin siyanür kaplı fosforesans ekranda bir parıldama farketmiş. Bu parıldamalardan emin olmak için ışıkları söndürerek ve cam tüpü siyah kartonla kaplayıp deneyi tekrarladığında aynı parıldamaları tekrar görmüş. Tüp ile ekran arasına kağıt, karton, tahta gibi farklı objeler koyduğunda, katot ışınlarının maddeyi geçebilme özelliği olmadığından dolayı parıldamanın engelleneceğini biliyordu. Parlamaya devam ettiğinden katot ışınlarından farklı ve bilinmeyen başka bir ışın olduğunu anlamıştı. Bu ışınlara, matematikte denklemler içerisinde bilinmeyenler için kullanılan, X sembolü ile ifade ederek X-ışınları adını vermiştir. Bu ışınların farklı nesneleri, farklı yoğunluklarda geçebildiğini ve kurşun plakalarda tutulduğunu gözlemlemiş. Kurşun plakayı tutarken parmaklarının gölgesini görmüş ve ilk röntgen görüntüsünü, 1895 yılında eşinin elini çekerek elde etmiştir. Kısa bir süre sonra bulduğu X- ışınlarını, konferanslarda sunarak dünyaya duyurmuş ve ilk röntgen cihazları üretilmeye başlanmış. Wilhelm Conrad Röntgen, keşfettiği X-ışınları sayesinde 1901 yılında Nobel Fizik Ödülünün sahibi olmuştur [1,2,3].

1.2. X-Işınının Oluşumu

X-ışınları, doğal ve yapay X-ışınları olarak meydana gelir. Şekil 1.1'de X-ışınlarının oluşumu şematik olarak gösterilmiştir.

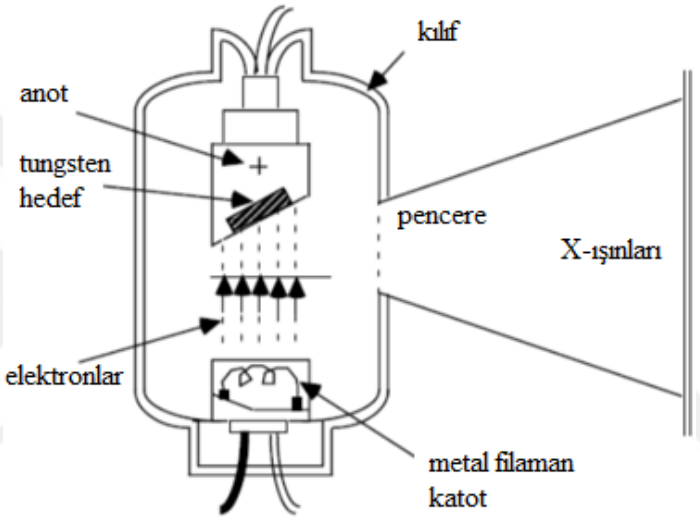
Doğal X-ışınları: Atom çekirdeğinin k enerji kabuğundan elektron yakalaması, iç dönüşüm, alfa ve beta bozunumları ile meydana gelir.

Yapay X-ışınları: Maddenin hızlandırılmış parçacıklarla etkileşmesinden, X-ışın tüpünden veya uygun radyoaktif kaynaktan çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelir.



Şekil 1.1. X-ışınının oluşumlarına göre çeşitleri

X-ışın tüpü, Şekil 1.2' deki gibi cam kılıftan oluşan, bir ucunda anot, bir ucunda katot bulunan yüksek voltajlı bir katot tüpüdür [3].



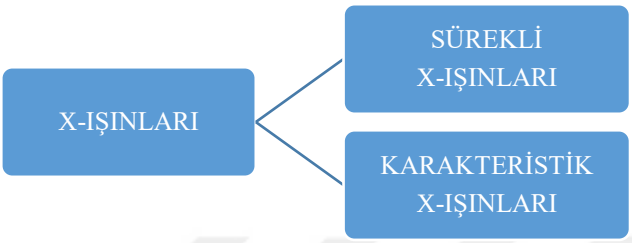
Şekil 1.2. X- ışın tüpü iç yapısı [4]

X-ışınının oluşması için, vakumlu cam içinde serbest elektronlar oluşturulmalı, bu elektronlar hızlandırılmalı ve yüksek atom numaralı bir madde ile çarpıştırılmalıdır.

Katotta uygulanan akım sonrasında tüp içerisinde elektron oluşturulur. Uygulanan akım, oluşturulan elektronların sayısını miliamper (mA) ayarı ile belirler. Elektronların katottan anoda doğru hızlandırılması gerilim ile ilgilidir ve bu işlem cihazın kilovolt (kV) ayarı ile sağlanır. Hızlandırılan elektronlar, anotta bulunan yüksek atom numaralı madde olan tungstene çarptırılarak X-ışını ortaya çıkarılır. Hastanın maruz kaldığı ışın miktarı ve enerjisi, verilen akım ve voltaj ile ilgilidir. Akım (mA), hastaya gönderilen X-ışınların sayısını belirlerken; voltaj (kV), X-ışınlarının enerjilerini belirler. X-ışın demetindeki fotonların sayıları, enerjilerine göre değişiklik gösterir. Çekim süresinin arttırılması, mA arttırılması ile benzer etkidedir. Böylece mA, zaman ile birlikte mAs olarak kullanılır. Bir radyografide görüntü, yeterli

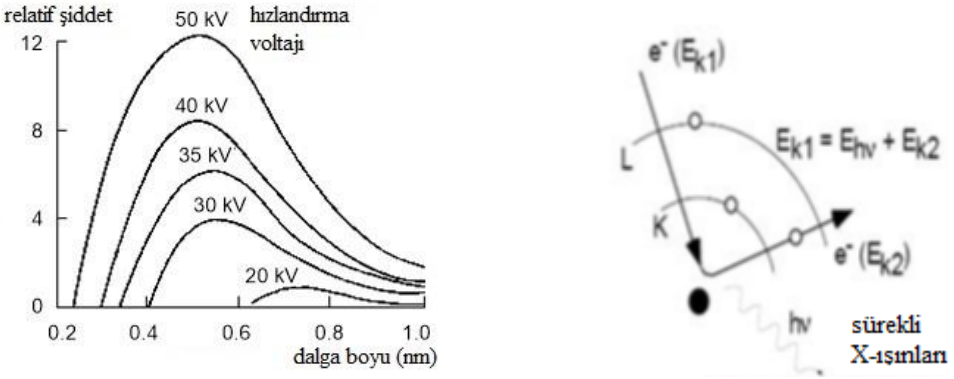
enerjiye sahip fotonların vücudu geçip dedektöre ulaşması ile oluşur. Her foton, dedektörde bir noktaya karşılık gelir. Dolayısıyla fotonların sayısı, görüntü kalitesini etkiler [4].

X-ışınları, Şekil 1.3'de verilen şemadaki gibi etkileşmelerine göre sürekli X-ışınları ve karakteristik X-ışınları olarak ikiye ayrılır.



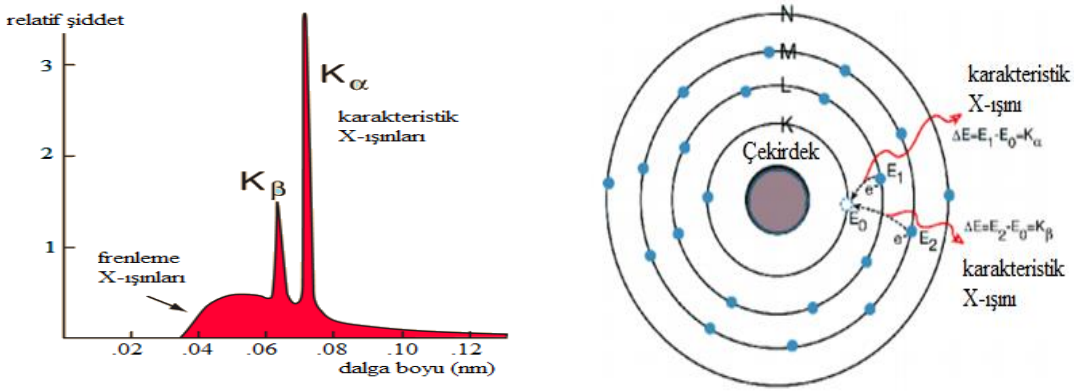
Şekil 1.3. X- ışınının etkileşimlerine göre çeşitleri

Sürekli (Bremsstrahlung) X-ışınları: Yüksek hızlı elektron demeti, atoma yaklaştıkça, yüklü çekirdek elektrona ivmeli hareket yaptırarak yörüngesinden saptırır ve elektron enerji kaybederek yavaşlar. Bu yavaşlama sonucu yayılan X-ışınlarına sürekli veya frenleme X-ışınları denir. Şekil 1.4' de Bremsstrahlung spektrumu ve Bremsstrahlung ışını verilmiştir.



Şekil 1.4. X-ışını bremsstrahlung spektrumu ve bremsstrahlung ışını[5]

Karakteristik X-ışınları: Hedefe gelen elektronlar, iç yörüngedeki elektronları yerinden koparır ve dış yörüngedeki başka elektronlar o boşluğu doldurur. Yörüngelerin bağlanma enerjilerinin farkıyla eşit miktarda enerjiye sahip ışınlar salınır. Bu ışınlara karakteristik X-ışınları denir. Şekil 1.5'de karakteristik X-ışını ve karakteristik X-ışının yörüngeler arası geçişi verilmiştir [4,5,7].



Şekil 1.5. Karakteristik X-ışını ve karakteristik X-ışının yörüngeler arası geçişleri[5]

1.3. X-Işınının Özellikleri

X-ışınlarının fiziksel, soğrulma, kimyasal, iyonizasyon, biyolojik özellikleri vardır. Bu özellikler, detaylı bir şekilde aşağıdaki bölümde açıklanmıştır.

X-Işınlarının Fiziksel Özellikleri

Dalga boyları kısa ($\lambda = 10^{-10}$ m), frekansları görünür ışığın ortalama 1000 katıdır ($f = 10^{18}$ Hz). Elektromanyetik özellik taşırlar. Manyetik alanda sapmaya uğramazlar, nötr yapılıdır. Hızları, ışık hızına (300 000km/sn) eşittir. Uzaklığın karesi ile ters orantılı olduğundan, şiddeti kaynaktan uzaklaştıkça azalır. Maddenin giricilik özelliğine sahiptir. Dokunun yoğunluğu, kalınlığı arttıkça maddeyi geçmesi zorlaşır. Voltaj yükseldikçe, dalga boyu kısalacağından giricilik özelliği artar. Görüntü daha koyu renkli görünür.

X-Işınlarının Soğurma Özellikleri

Etkileşimde olduğu dokuların, atom numaralarına, kalınlığına ve yoğunluğuna bağlıdır. Maddenin katı, sıvı, gaz hallerinin yoğunluk farkından dolayı, hava, su, yumuşak dokularda(karaciğer, böbrek gibi) farklı görüntüler oluşturur. Kalınlık, ışınların dalga boylarıyla değişir. Dalga boyları arttıkça soğurma artar, bu da giriciliği azaltır.

X-Işınlarının Kimyasal Özellikleri

X-ışınlarının film emülsiyonundaki AgBr tanecikleri ayrışarak, metalik Ag film üzerinde kalır, yoğunluğuna göre görüntü oluşturur.

X-Işınlarının İyonizasyon Özellikleri

Geçtikleri katı, sıvı, gaz ortamlarda iyonizasyona neden olarak, yalıtkan gazları iletken hale getirip havanın iletkenliğini artırır, oksijeni azaltır ve ozon gazı ortaya çıkarır.

X-Işınlarının Biyolojik Özellikleri

Hücrenin çekirdeğini etkileyerek genetiğini değiştirir. Doku ve organlara zarar vererek canlıda bulantıya, yorgunluğa, ateşe, kansere, körlüğe ve hatta ölüme sebep olur. Radyoterapide kullanılan X-ışınları aynı zamanda kanser hücrelerinin çoğalmasını önler [6].

1.4. X-Işınının Kullanım Alanları

X-ışınları, kısa dalga boyları, yüksek enerjileri ve farklı özelliklerinden dolayı hayatın birçok alanında kullanılmaktadır. Bunların bazıları aşağıdaki gibidir.

X-Işın Cihazları: Sabit bir X-ışın kaynağından geçen nesnelerin içeriği hakkında bilgi veren cihazlardır.

X-Işın Astronomisi: Uzaydaki X-ışın kaynaklarını inceleyen bilim dalıdır. Astronomide X-ışını kullanılmasıyla yıldızlar, süpernova kalıntıları ve kuvazarlar keşfedilmiştir.

Bilimsel Araştırmalar: Canlının genetiğini incelemek ve değiştirerek yeni canlı türleri yaratmak için, X- ışınları ile canlıdaki genetik maddelerin değişim hızı arttırılır.

X-Işınlarının Sanayide Kullanımı: Metallerin, dökümlerin, kaynaklanmış parçaların sağlamlığını denetlemede, polis ve gümrük memurlarının yolcu valizlerinde yasadışı madde bulunup bulunmadığını anlamada, gerçek değerli taşları yapaylarıyla ayırt etmede, ressama ait yapıtın sahte olup olmadığını ve üzerinde oynama yapılıp yapılmadığını anlamada kullanılır.

X-Işınlarının Tıpta Kullanımı: 1895 yılındaki keşfi ile röntgen cihazlarında kullanılan X-ışınları, günümüz gelişen teknolojisiyle bilgisayarlı tomografi (CT) cihazlarında da kullanılmaktadır [2].

Teşhis (Tanı): Doktorun, hasta şikayetinin nedenini belirlemesidir.

Tedavi: Doktorun, hasta şikayetini gidermesidir.

Görüntüleme: Hastanın, şikayetli bölgesine teşhis koymak için incelenmesidir [8].

Radyoloji: X-ışın, radyum ve diğer radyoaktif maddelerin hastalığın teşhis ve hastanın tedavi edilmesinde kullanılan bilim dalıdır. X-ışın tüpünden çıkan X-ışınlarının, hastayı geçerek oluşturduğu görüntüye radyografi denir. Radyografide, oluşturulan görüntünün kaydedildiği filme radyogram ya da röntgenogram denir. Tanısal radyolojide kullanılan filmlere ise radyografi filmi denir. Bir oluşumun tanımlanmasında, hastalığın seyir takibinde ve değerlendirilmesinde radyografiye başvurulur [3].

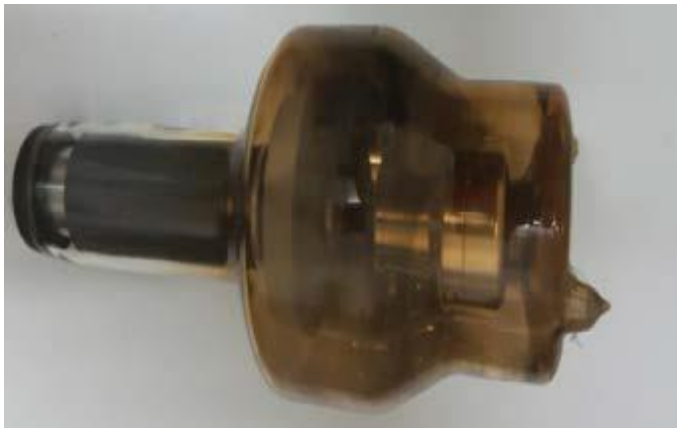
1.5. X- Işın Cihazı Bileşenleri

X-ışını sistemlerinin altı ana bileşeni vardır.

Kontrol konsolu: Cihazı açıp kapatan, hastaya verilecek dozu ayarlayan tuşların olduğu paneldir.

Jeneratörler: X-ışın tüpünün çalışması için gerekli akım ve voltaj kaynağıdır.

X-ışın Tüpü: Yüksek voltajda X-ışınları üretir yani elektrik enerjisini radyasyona dönüştürür. X-ışın tüpü cam tüp, katot, anot ve cam muhafaza kısımlarından oluşur. Tüpün bir ucundaki katot ile diğer ucundaki anot arasına yüksek voltaj uygulandığında, katottan hızlanan elektronlar anoda çarpıp enerjilerini anoda aktararak X-ışını yayar. Elektronlar anoda çarptığında ısı ve ışın enerjileri oluştururlar. Cam muhafaza, X-ışın tüpünü korur ve izole eder. Şekil 1.6'da X-ışın tüpü verilmiştir.



Şekil 1.6. X-ışın tüpü [1]

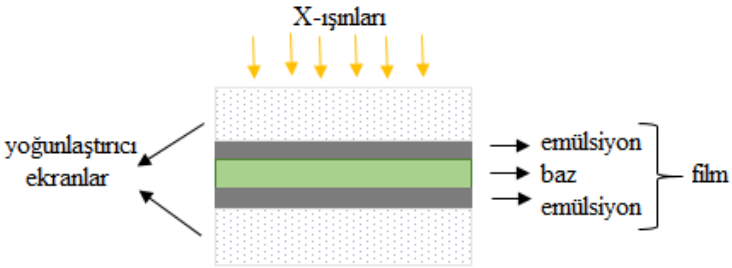
Filtreler: Düşük enerjili X-ışınları, doku tarafından emilir ve filme ulaşması engellenir. Film üzerinde olumlu etkisi olmadığı için, tüpün altındaki bakır ve alüminyum filtreler hastanın gereksiz ışın almasını engeller.

Kolimatörler: X-ışınlarını, istenilen bölgeye odaklayarak diğer bölgelerin ışın almasını engeller.

Görüntü Alıcı: X-ışınlarını, görüntüye dönüştürür. Farklı tiplerde görüntü dedektörleri vardır. Bunlar kullanılan sistemlere göre değişiklik gösterir. Konvansiyonel sistemlerde görüntüler film ile elde edilirken, dijital sistemlerde dedektörlerle elde edilir. Görüntüler analog olarak alınırsa, konvansiyonel sistem, dijital olarak alınırsa dijital sistem olarak adlandırılır [1].

1.6. Konvansiyonel Film Ekran Sistemleri

Röntgen cihazları, vücudun dokularını ve yapılarını görüntülemek için kullanılır. Görüntü alınacak bölgeye göre hasta masaya yerleştirilir. Işınlama yapıldığında X-ışını üretilir ve bu ışınlar hastadan geçerek dedektöre veya filme ulaşır. Konvansiyonel sistemlerde, iki yoğunlaştırıcı ekran arasında, iki emülsiyon katmanı bulunur. Buna film/ekran kombinasyonu denir. Şekil 1.7' de konvansiyonel film ekran sisteminin şeması verilmiştir [9].

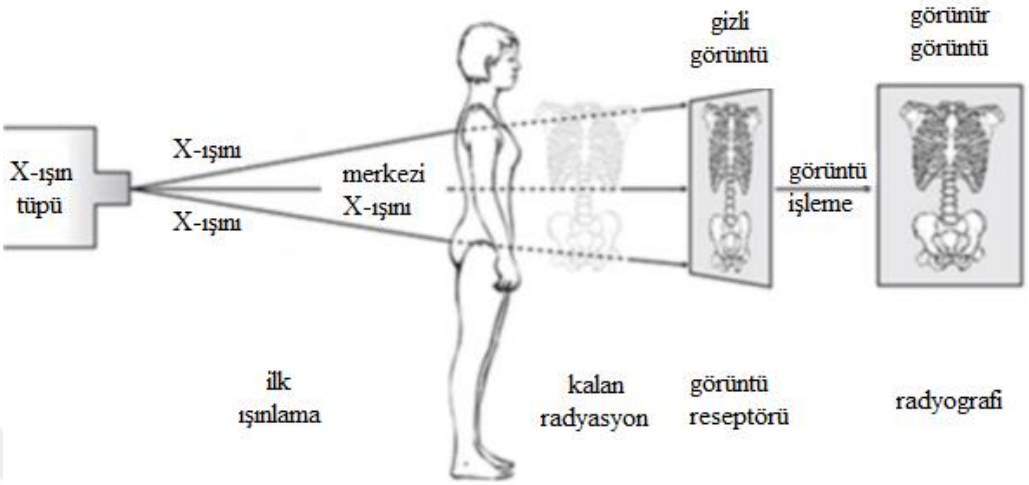


Şekil 1.7. Konvansiyonel film ekran sisteminin şeması [8]

Yoğunlaştırıcı ekranlar, içinde floresan malzemenin bulunduğu ince katmanlardır. X-ışını, bu ekranlar tarafından soğrularak, görünür ışığa dönüşür. Film ise, içinde gümüş bromür bulunan emülsiyon katmanlarıdır [8].

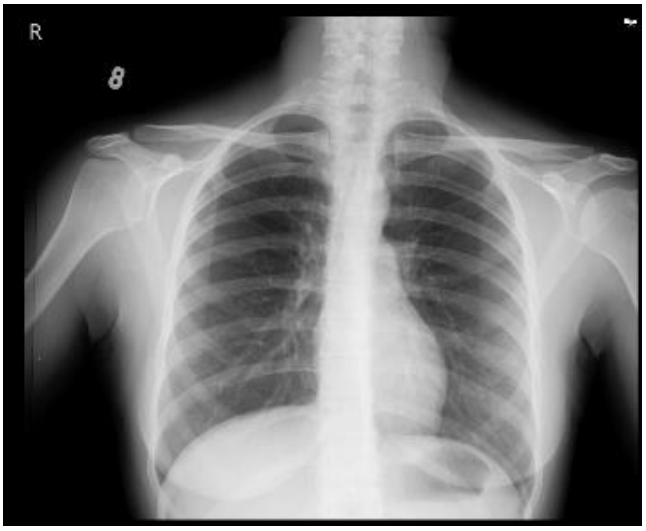
Işın alan gümüş tanecikleri, gizli bir görüntü oluştururup, emülsiyon tabakalarında kimyasal tepkimeye uğrayarak kararır. Işın düşmemiş bölgelerdeki gümüş bromürler ise filmden alınarak beyaz baz ortaya çıkar. Bu görüntü işlemeye, film banyosu denir.

Yani görüntüyü, okside olmuş gümüşler oluşturur. Şekil 1.8'de konvansiyonel film ekran sisteminin görüntü oluşumu verilmiştir.



Şekil 1.8. Konvansiyonel film ekran sisteminde görüntü oluşumu [1]

Görüntüler siyahtan beyaza gri tonlarından oluşur. Vücuttaki dokuların kalınlıkları ve yoğunlukları farklı olduğundan, X-ışınlarının geçişi de farklı olacaktır. X-ışını, örneğin kasları, akciğerleri, kolay geçeceğinden siyaha yakın (radyolusent) görüntü, kemiklerden zor geçeceğinden beyaza yakın (radyodens/radyopakt) görüntü oluşur. Şekil 1.9'daki radyografi örneğinde gri tonlamaları gösterilmiştir.

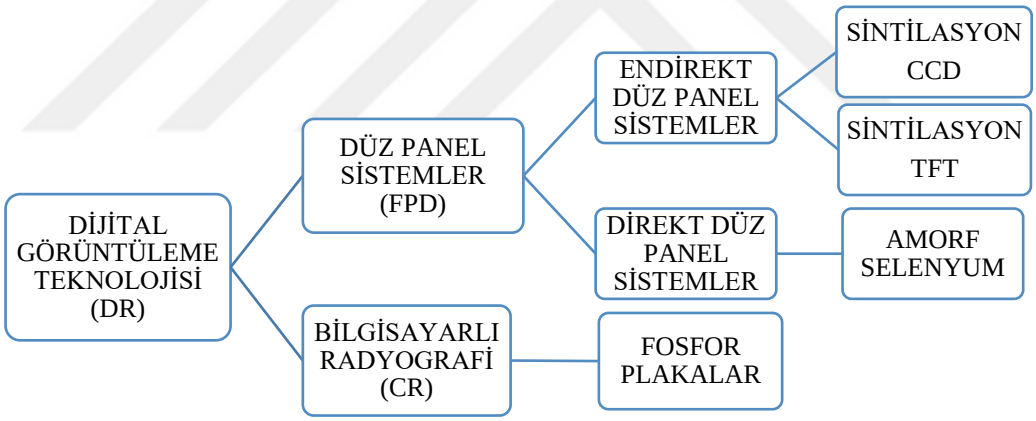


Şekil 1.9. Radyografi örneği [1]

Konvansyionel sistemler, iyi görüntü kalitesi, yüksek uzaysal çözünürlük, daha az radyasyon, düşük maliyet gibi avantajlara, kısa dinamik aralık, sık sık film tekrarı, arşivleme zorluğu, görüntüyü değiştirememe gibi dezavantajlara sahiptir [1].

2. DİJİTAL RADYOGRAFİ SİSTEMLERİ

Hastayı geçen X-ışınları, elektronik dedektörler ile algılanıp elektrik sinyali şeklinde bilgisayara iletilir. Bu sinyallerin, bilgisayarda sayısal değerlere dönüştürülerek elde edilen görüntülerine dijital radyografi denir. Dijital radyografi, bilgisayarlı radyografi (CR) ve düz panel dedektörler (FPD) olarak ikiye ayrılır. Bilgisayarlı radyografide görüntüler depo fosfor plakaları üzerinde kaydedilip okuyucu sistemlerle taranarak sayısal hale dönüştürülür. Düz panel sistemler ise, direkt düz panel sistemler ve endirekt düz panel sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Direkt düz panel sistemler ince film transistör (thin film transistor-TFT) dizilimine sahipken, endirekt düz panel sistemler yük çifti cihazı (Charge Coupled Devices-CCD) veya TFT dizilimine sahiptir. Şekil 2.1'de dijital görüntüleme teknolojisi şeması verilmiştir.



Şekil 2.1. Dijital görüntüleme teknolojisi şeması [10]

Dijital görüntü ile ilgili bazı kavramlar aşağıda yazıldığı ve Şekil 2.2'de verildiği gibidir.

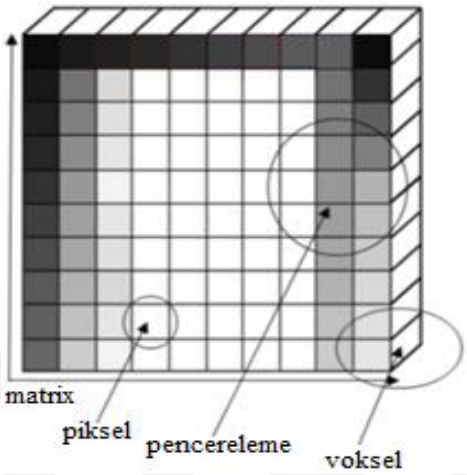
Piksel: Dijital görüntüyü oluşturan en küçük yapılardır. Piksel sayısı arttıkça çözünürlük daha iyi olur.

Voksel: Pikselin 3 boyutlu gözlenmesidir.

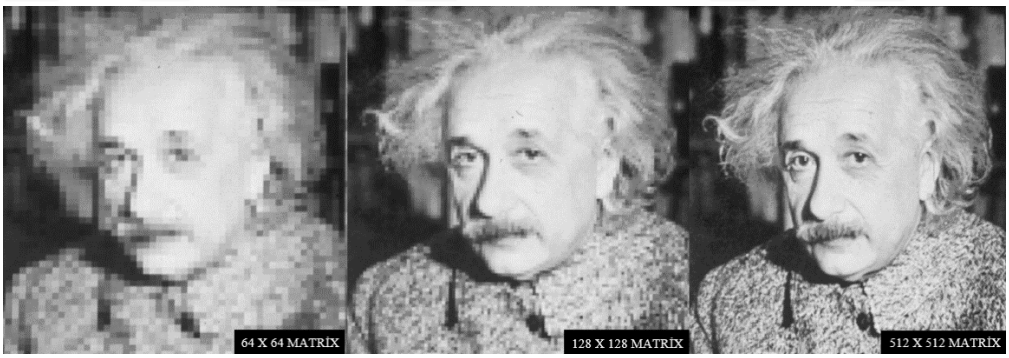
Pencereleme: Dijital görüntüdeki insan gözünün ayırt edebildiği gri tonlarıdır. İnsan gözü yaklaşık 30 gri tonu birbirinden ayırabilir.

Dinamik Aralık: Dijital görüntüdeki renk tonu sayısıdır. Dinamik aralık arttıkça görüntü kalitesi artar.

Matrix: Yatayda ve düşeyde sıralanmış piksellerin çarpımıyla elde edilen piksellerin toplamıdır. Şekil 2.3'de verildiği gibi matrix sayısı arttıkça görüntü çözünürlüğü artar [11].

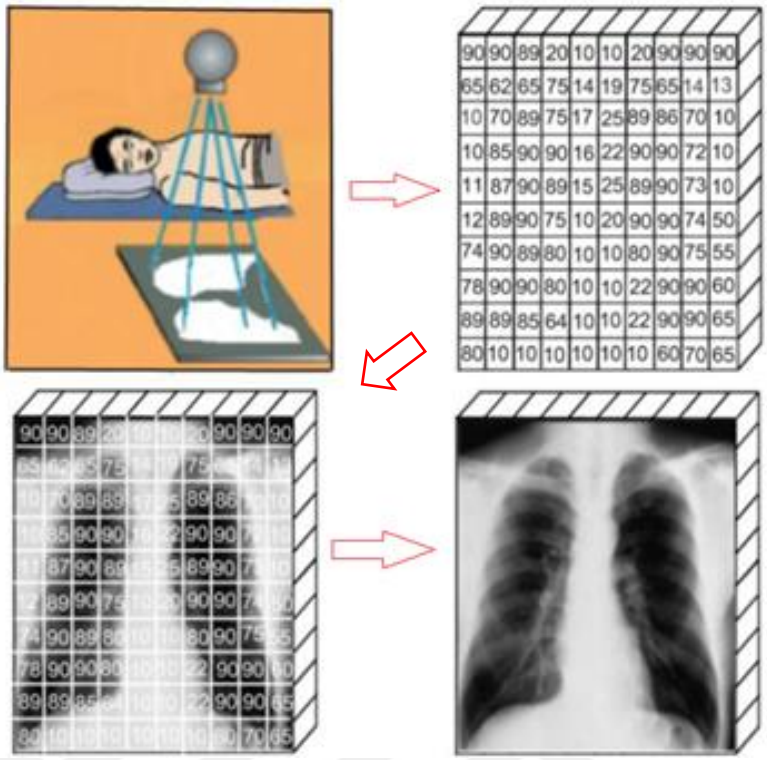


Şekil 2.2. Dijital görüntüyle ilgili kavramlar [11]



Şekil 2.3. Einstein'in farklı matrixlere sahip fotoğrafları [10]

Dijital görüntüde dinamik aralık 2000'in üzerindedir. Şekil 2.4'de dijital radyoloji görüntüsü verilmiştir. Bu görüntü de siyahtan beyaza tüm tonlar piksellerden oluşur ve her piksele karşılık gelen sayısal bir değerler vardır. Sayı değerinin çok olduğu yerler ışını daha çok geçirmiş bölgeleri temsil edip daha koyu renkte, sayı değerinin az olduğu yerler ışını daha az geçirmiş bölgeleri temsil edip daha açık renkte gösterilmiştir.

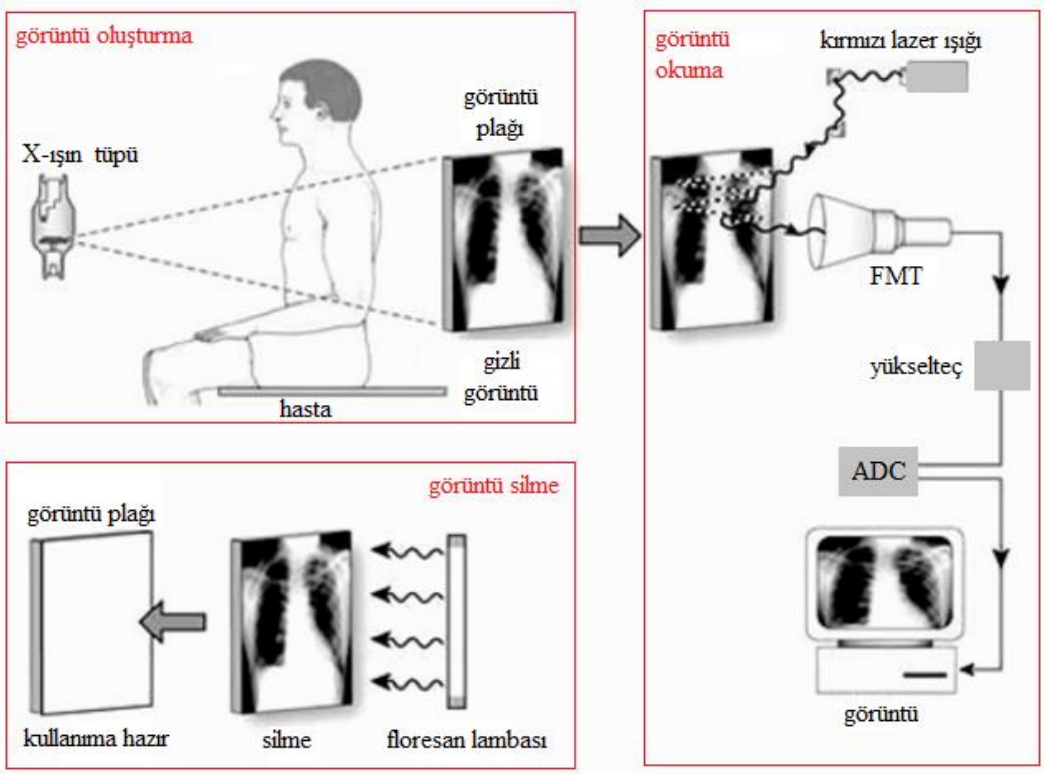


Şekil 2.4. Dijital radyolojide görüntü oluşumu[11]

Film, karanlık oda, film banyosu ve kimyasallara ihtiyaç kalmaması, düşük dozlarda görüntü elde edilebilmesi, görüntü boyutlarının ayarlanması, daha kısa ışınlama süresi, anında görüntü çekimi ile daha çok hastaya bakabilmesi, daha az personel, görüntülerin arşiv ve aktarma kolaylığı, dinamik aralığın yani gri tonlamalarının daha çok olması, kontrastın fazla olması ve kenar dedeksiyonu ile üç boyutlu hataların gözlenlemesi, dijital radyolojinin avantajlarıdır. Bunun yanı sıra, fiyat ve kurulum maliyetinin yüksek olması, eğitimli personel gereksinimi ve ayırma gücünün düşük olması ise dijital radyolojinin dezavantajlarıdır [12,13].

2.1. Bilgisayarlı Radyografi (CR) Sistemleri

Dijital radyografi, 1980'li yıllarda bilgisayarlı radyografi (CR) sistemleri ile başlamıştır. CR sistemleri, konvansiyonel X-ışın sistemindeki kaset-film görüntü alıcısı yerine, depolama fosfor plakaları (PSP) kullanarak sistemi dijitalize eder. PSP ler, yarı iletken özellikli kristal yapılardır. Bilgisayarlı radyografide üç aşama vardır: Görüntüyü oluşturma, okuma ve silme. Bu aşamalar, Şekil 2.5' de sırasıyla gösterilmiştir [1,9,14,18].



Şekil 2.5. Bilgisayarlı radyografi görüntü aşamaları [12]

Görüntü oluşturma aşamasında, pozlama için, depolama fosfor tabakasına X-ışınları gönderilir. Görüntü okuma aşamasında, PSP lazer ışını ile tarandığında, PSP, CR okuyucusu tarafından gerçekleştirilen, X-ışını enerjisini gizli bir görüntü olarak saklama özelliğine sahiptir. Lazer ışını, foto uyarma prosesi içinde, depolama fosforlarının yakalanan morötesi ışık enerjisini serbest bırakmasına neden olur. CR okuyucu tabakada depolanan bilgiyi çıkarır ve enerjiyi dijital görüntüye çevirir. Bu okuma işlemi 30-40 saniye sürmektedir. Pozlama ve tarama işleminden sonra, fosfor plakasındaki görüntüler parlak ışık altında silinir ve plaka kullanıma tekrar hazırlanır. Depolama fosfor plakaları, fiziksel hasara maruz kalmadıkça ortalama otuz bin çekime kadar kullanılabilir. CR sistemleri, konvansiyonel sisteme göre, geniş dinamik aralığa ve daha az tekrarlama oranına sahiptir. CR sistemleri kaset tabanlı oldukları için, konvansiyonel sistemlere entegre edilebilir. Dijital sistemlere geçiş yapılmasına rağmen, konvansiyonel sistemlerden daha düşük X-ışını kuantum verimliliğine ve düşük uzaysal çözünürlüğe sahiptir. CR sistemleri, bugün hala, başucu göğüs radyografisinde kullanılmaktadır. CR sistemlerinde, çift okuma CR, çift ekran CR ve yeni lineer diyot okuma teknolojileri gibi yenilikler yapılmaktadır [1,9,12].

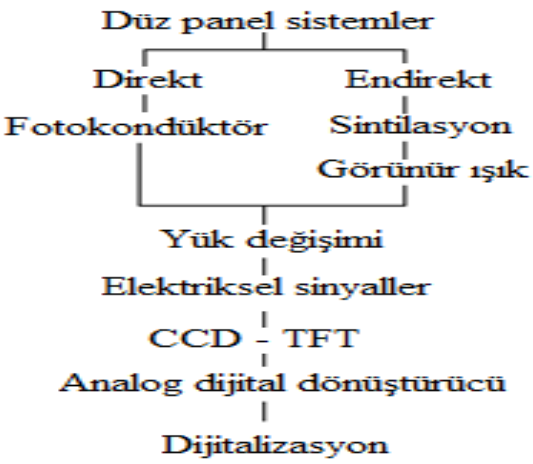
2.2. Düz (Flat) Panel Dijital Radyoloji Sistemleri (FPD)

1980'li yıllarda dizüstü bilgisayarlarda kompakt ekranlar kullanılmaya başlanmıştır. Bir X-ışını dedektörü üretmek için yapılan çalışmalarda, aynı ince film transistor (thin film transistor-TFT) dizilimi ile X-ışını görüntüsü elde edilebileceğini göstermiştir. 1990'lı yılların sonuna doğru dijital radyografi düz panel sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Düz panel sistemler, içerisine aktif okuma elemanı entegre edilmeyen depolama fosfor sistemlerinin aksine, geniş alan X-ışını sistemleri olarak da adlandırılan elektronik okunabilir bir sistemdir. Dijital radyografinin gelişimi bu sistem sayesinde ilerlemiş ve yaygınlaşmıştır. [12,14-19].

Günümüzde yaygın olarak FPD kullanılmaktadır. FPD ler, direkt düz panel sistemler ve endirekt düz panel sistemler olarak ikiye ayrılır.

Direkt düz panel sistemlerde, X-ışını, elektronik sinyali kaydetmek için amorf selenyumlu (a-Se) fotoiletken kullanılarak TFT dizisine aktarılır.

Endirekt düz panel sistemlerde ise, amorf silikon (a-Si) sintilatörü ile X-ışınının enerjisi yakalanır ve görünür ışık elde edilir. Daha sonra fotodiyot tarafından elektrik yüklerine dönüştürülerek TFT dizisine aktarılır. Şekil 2.6'da düz panel sistemlerin şeması verilmiştir.



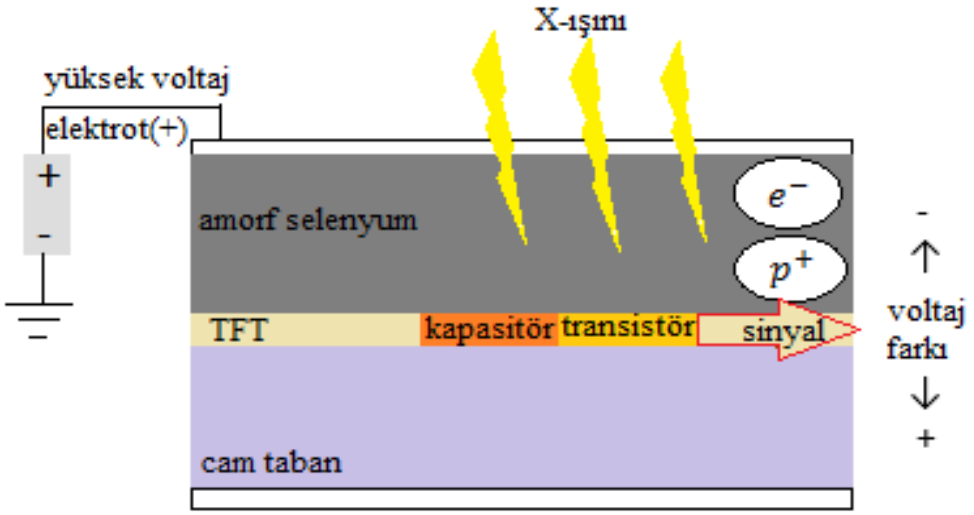
Şekil 2.6. Düz panel sistemlerin şeması

Sistemin avantajı, çok hızlı okuma işlemine ve kompakt boyutlu dijital görüntülere anında erişime sahip olmasıdır. Düz panel sistemler, konvansiyonel ve bilgisayarlı radyografi sistemlerine göre daha yüksek dedektif kuantum verimine (DQE) sahiptir.

Düz panel sistemlerinin (FPD) uzaysal çözünürlüğü, fiyat ve kurulum maliyeti, bilgisayarlı radyografiye (CR) göre daha yüksektir. FPD sistemleri, ALARA prensibini esas alır. Bu prensip doza maruz kalma süresini kısaltıp ve radyasyon dozunu azalttığı için çocuklar için kullanımı daha uygundur. Görüntü homojenliği çok iyi olup; geometrik bozulma, parlama veya vinyet etkisi yoktur [9,12,14].

2.2.1. Direkt düz panel dijital radyoloji sistemleri

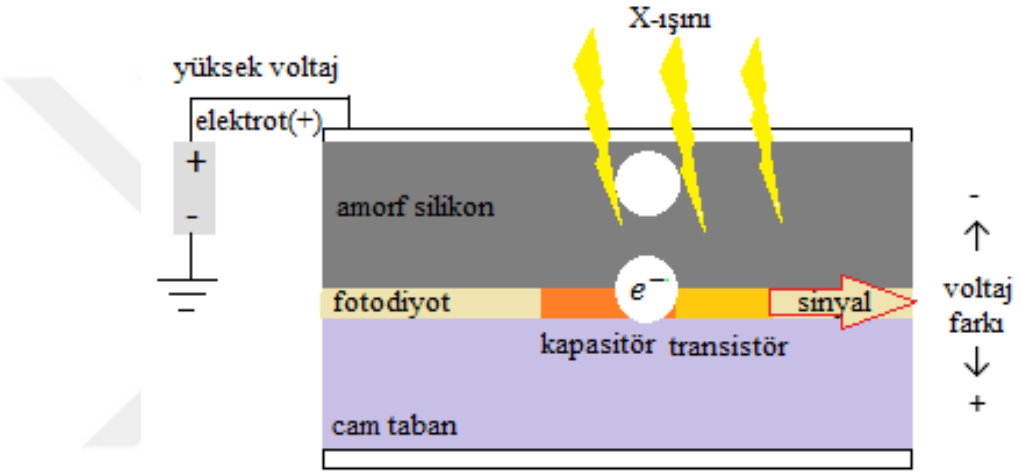
X-ışınını, soğurma ve enerjisini direkt olarak iyon çiftlerine (elektron ve pozitron) dönüştürmek için, yüksek iç uzaysal çözünürlük özelliği nedeniyle ve günümüzde hala direkt düz panel sistemler için tek seçenek olan iki elektrot arasına sıkıştırılmış yarı iletken malzeme olan amorf selenyum (a-Se) kullanılır. Bu tabaka ortamdaki ısı ve nem farklılıklarına hassastır. Işınlama yapılmadan önce fotokondüktöre elektrik alan uygulanır böylece katman yüzeyi yüklenmiş olur. X-ışını a-Se tabakasında emildikten sonra madde içinde yük dağılımı başlayarak elektronlar fotokondüktörün yüzeyine, pozitronlar ise TFT ye doğru hareket eder. Kapasitör alanı tarafından algılanan sinyaller TFT dizilimi ile okunarak pikseller dijital koda dönüşür. Her elektrona, bir pozitron karşılık geldiğinden ve sapma olmadığı için görüntü keskinliği yüksektir. Direkt düz panel sisteminin avantajı, fotodiyot gerektirmeyen basit bit TFT yapısı kullanılmasıdır. Dezavantajı ise, yüksek dedektörden kaynaklı aşırı şarj ile TFT nin zarar görmesidir. Şekil 2.7'de direk düz panel sistemlerin iç yapısı verilmiştir [9,12,14,15,18,19].



Şekil 2.7. Direkt düz panel sistemlerin iç yapısı [9,12]

2.2.2. Endirekt düz panel dijital radyoloji sistemleri

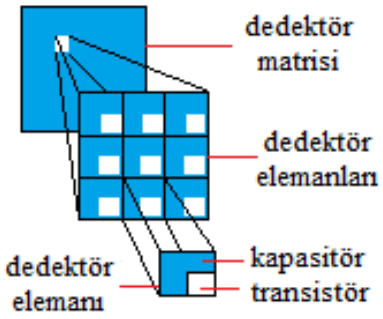
Endirekt düz panel sistemlerinde kullanılan sintilatör tabakası, amorf silikon fotodiyot ve TFT dizisi içerir. X- ışını sintilatör tabakasına ulaştığında ışın emilir ve görünür ışık elde edilir. Görünür ışıklar fotodiyot tarafından elektrik yüküne dönüştürülerek TFT dizisinde okunup dijitalize edilir. X-ışınını emme ve görünür ışığa dönüştürme işlemi yüksek olduğundan dolayı en yaygın olarak kullanılan sintilatörler sezyum iyodür (CsI) ve gadolinyum oksisülfittir (Gd_2O_2S-GOS). Şekil 2.8'de endirekt düz panel sistemin iç yapısı verilmiştir [9,12,14,15,19].



Şekil 2.8. Endirekt düz panel sistemin iç yapısı [9,12]

2.2.2.1. İnce film transistör (thin film transistor-TFT)

Direkt ve endirekt X-ışını dönüştürme teknolojilerinin ortak noktası olan a-Si, TFT diziliminin temel yapısında, dedektör elemanları satır ve sütun dizisi şeklindedir. Her dedektör elemanı içinde bir TFT, bir yük toplama elektrodu ve bir yük toplama kapasitörü vardır. Şekil 2.9'da TFT iç yapısı verilmiştir.

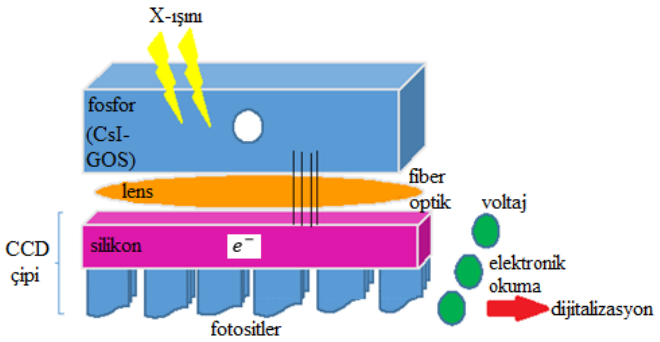


Şekil 2.9. TFT iç yapısı [12]

Her bir eleman, TFT ve kondansatör ile birbirine bağlanarak kapı ve boşaltma hatlarını oluşturur. Işınlama esnasında TFT anahtarlarını kapalı tutar, X-ışını dönüştürücü ile etkileşerek kapasitörde depolanan yüke karşılık yük üretir. Işınlama bittiğinde, satırlarda bağlı olan tüm TFT'leri etkinleştirmek için her seferinde bir kapı hattı ayarlanır, burada yük, transistörler ve kondansatör boşaltma hatları üzerinden geçerek sütun sonlarındaki çıkış yükselteçlerine ulaşır. Çıkış sinyalleri sayısallaştırılarak, dijital görüntü satırları oluşturur. Kapı hatları devre dışı bırakılarak bir sonraki ışınlama için TFT'ler sıfırlanır ve bir sonraki veri satırı etkinleştirilerek tüm dizi analizi bitene kadar bu işlem devam eder [15].

2.2.2.2. Yük çifti cihazı (charge coupled devices-CCD)

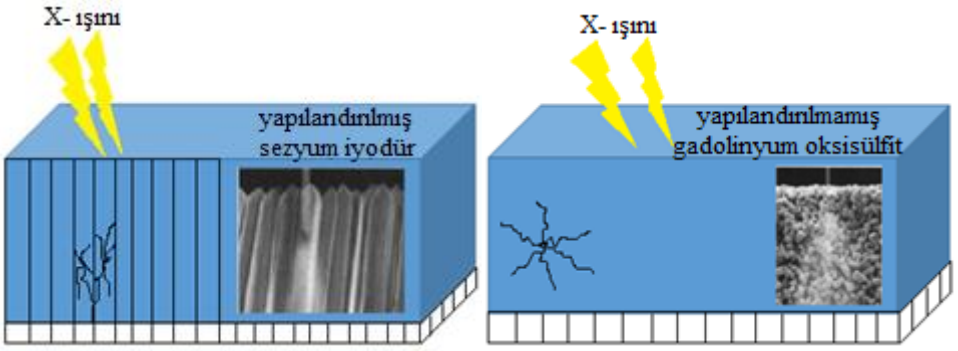
Yük çifti cihazların (Charge Coupled Devices-CCD) 1969'da ışına olan duyarlılığı fark edilince, sintilasyon özellikli maddelerle etkileştirilerek ışın dedektörü olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yarı iletken kapasitörden oluşan CCD' ler, düz panel sistemlerden önce bulunduğu için daha eski teknolojiye sahiptir. Günümüzde dijital fotoğraf makinelerinde ve kameralardan kullanılan bu teknoloji, radyolojide genellikle dijital floroskopi cihazlarında, diş röntgeninde ve mamografilerde kullanılmaktadır. X-ışını, ışın dedektörüne çarptığında fotonlar yayılır. Görünür fotonlar, fiberoptik lenslerle etkileştiğinde elektronlar serbest kalır ve pikseller oluşturulur. CCD, serbest kalan elektronları elektrik yüküne dönüştürerek, dijitalize eder. Işık yoğunluğu, daha çok elektron üretilmesiyle artar. CCD, 2-4 cm^2 alanlı piksellerden oluşurken, sintilasyon çok daha geniş alanda gerçekleşir. Fiberoptik lensler görünür ışık alanını azaltmak ve görüntüyü CCD ye sığdırmak için kullanılır. Böylece CCD de foton sayısı azalarak, sistemin sinyal gürültü oranını (SNR) ve (DQE) azaltır. Bu da sistemin önemli dezavantajlarından biridir. Şekil 2.10'da CCD iç yapısı verilmiştir [9,15-18].



Şekil 2.10. CCD iç yapısı [12]

2.2.2.3. Sintilatörler

Endirekt düz panel sistemlerde farklı sintilatörler kullanılır. En yaygın olarak kullanılan sintilatörler, Şekil 2.11'de gösterilen yapılandırılmış sezyum iyodür (CsI) ve yapılandırılmamış gadolinyum oksisülfittir (Gd_2O_2S- GOS).



Şekil 2.11. Yapılandırılmış CsI ve yapılandırılmamış GOS [17]

Işığı, iyi soğurma verimi elde etmek için kalın bir fosfor, iyi bir uzaysal çözünürlük elde etmek için ise ince fosfor gerekir. Kalın sintilatörler, X-ışının görünür ışığa dönüşümünü, soğurma verimini ve çözünürlüğü düşüren saçılma miktarını artırır. İnce sintilatörler ise, daha düşük soğurma verimi olmasına rağmen daha iyi uzaysal çözünürlüğe sahiptir.

Gadolinyum oksisülfitin maliyeti düşüktür ancak yüksek sıcaklıklarda verimi azalır. Sezyum iyodürün avantajları ise, 50- 250°C deki düşük sıcaklıklarda TFT üzerinde buharlaşarak sistemin maliyetini düşürmesi, 5-10µm genişliğinde paralel iğneli kristal yapısı sayesinde fotodiyotta kanal oluşturarak çözünürlük bozulmadan daha kalın katmanlar oluşturması ve yayılan optik fotonların amorf silikon ile daha iyi eşleşmesidir. Bu avantaj ve dezavantajlara bakıldığında, sezyum iyodür sintilatörleri, gadolinyum oksisülfit sintilatörlerine göre daha yüksek verime sahiptir [9,17].

2.3. Görüntü Kalite Parametreleri

Tıbbi görüntüleme merkezlerinde hastaya doğru teşhis koyup, doğru tedavi uygulamak için görüntü kalitesi çok önemlidir. Cihazların görüntü kalitesini ölçmek için, insanları radyasyona maruz bırakmak uygun olmadığından su ile doldurulmuş lastik eldivenler, patates ve polimer gibi doku benzerliği olan malzemeler kullanılmıştır. Günümüzde ise cihazın tipine ve gösterilecek alana göre farklı fantomlar kullanılmaktadır.

Konvansiyonel röntgen cihazlarında görüntü kalitesi film, kaset, banyo gibi işlemlere bağlı iken dijital röntgen cihazlarında dedektör sisteminin teknik özelliklerine bağlıdır. Görüntü kalitesi kontrast, uzaysal çözünürlük ve gürültü ile belirlenir ve bunlar aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

Uzaysal Çözünürlük: Konvansiyonel cihazlarda görüntü kalitesini ölçmek için kullanılan test, yüksek kontrastlı nesnelerin milimetre başına algıladığı çizgi çiftidir (line pair/mm (lp/mm)). Dijital cihazlarda uzaysal çözünürlüğü ölçmek için modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) ve dedektör kuantum verimi (DQE) gibi parametreler kullanılır.

Kontrast: Fotonlar aracılığıyla görüntüsü alınan yapılar arasındaki yoğunluk farkını veren sistemin ayırma gücü ve keskinliğidir. Yoğunluk farkı ne kadar büyük olursa görüntü o derece kaliteli olur. Kontrastı arttırmak için, X- ışını foton sayısı arttırılır. Fotonların farklı şiddetlerinden dolayı gri tonlamaları oluşur ve bu gri tonlamalar görüntünün dinamik aralığını verir. Dijital sistemlerde, dinamik aralık konvansiyonel sistemlere göre daha yüksektir.

Gürültü: Görüntü oluşurken rastgele etkileşimlerden kaynaklanan, görüntü kalitesini etkileyen olumsuz sinyallerdir. Gürültü tamamen ortadan kaldırılamaz. Konvansiyonel sistemlerde gürültünün kaynağı kaset-filmler iken, dijital sistemlerde, piksellerdeki X-ışını fotonlarının sayısında meydana gelen istatistiksel dalgalanmadır. Elektronik ve dijitalizasyon gürültüsü, dijital sistemlerde gürültünün ana kaynağıdır. Gürültü azaldıkça, kontrast miktarı artar. Ancak bu da hastanın alacağı radyasyon dozunu artırır.

Sinyal-Gürültü Oranı (Signal To Noise Ratio-SNR): Pikseldeki ortalama X-ışını sayısının, gürültüye oranıdır. X-ışın sayısı artarsa, kontrast artar. Dolayısıyla SNR' nin artması, çözünürlüğü artırır.

Kontrast-Gürültü Oranı (Contrast To Noise Ratio-CNR): İki görüntü arasındaki sinyal yoğunluğu farkının, gürültüye oranıdır.

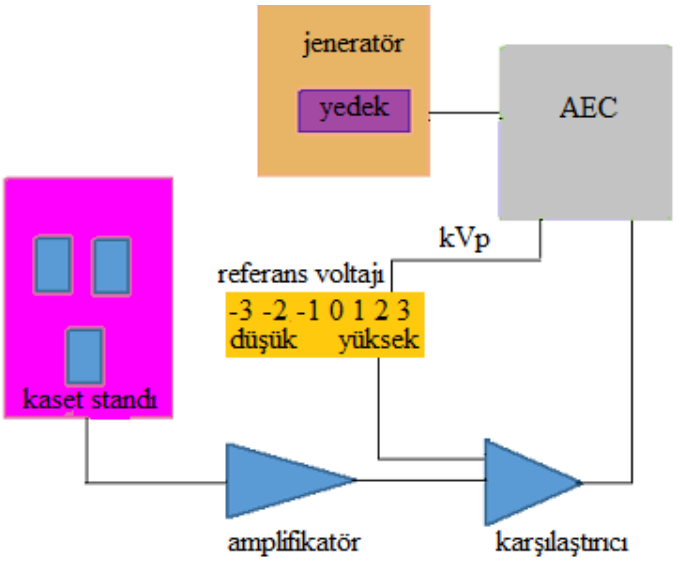
Modülasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function-MTF): Dedektörün, uzaysal frekanstaki giriş sinyalinin, çıkış sinyaline aktarma gücüdür. Yani nesneyi, ne

kadar gerçeğe yakın gösterdiğinin bir ölçüsüdür. MTF'nin 1 olması, nesnenin gerçek görüntüsünün alındığı anlamına gelir.

Dedektör Kuantum Verimi (Detected Quantum Efficiency -DQE): X-ışının elde edilme veriminin başka bir deyişle yayımlanan fotonların ne kadarının dedektör tarafından algılandığının ifadesidir. Görüntü kalitesini etkileyen tüm parametrelerin genel değerlendirmesidir [1,9,12,16].

2.4. Otomatik Işınlama Kontrolü (Automatic Exposure Control-AEC) Sistemi

İdeal film ışınlamasının en iyi parametresi, CNR veya SNR karesinin ortalama glandüler doza (AGD) bölünmesidir. AGD, kadın memesindeki radyasyona duyarlı dokularca alınan ortalama doz değeridir ve tahmin edilemez. AGD, CNR gibi farklı fantom kalınlıkları için hesaplanır. Bu ortalama değer, kasetin altına yerleştirilen ışın dedektörleri ile ölçülür, uygun ışınlamaya ulaştığında dozu sonlandıran elektronik kontrol sistemine otomatik ışınlama kontrolü (AEC) denir. AEC, önce bir ön ışınlama yaparak meme kalınlığına ve yoğunluğuna göre en iyi ışınlama parametreleri belirler ve sonra esas ışınlamayı yapar. Farklı cihazlarda, farklı otomatik ışınlama kontrolleri vardır. Bir AEC sisteminde, hem kVp hem mAs sistem tarafından otomatik ayarlanırken, diğer bir sistemde kVp manuel, mAs otomatik ayarlanabilir. Otomatik ışınlama kontrolü, ışınlamayı ayarlarken, görüntü kalitesinin maksimum olabilmesi için en yüksek mAs, hastaya minimum doz verilmesi için ise en küçük kVp değerini temel alır. Şekil 2.12'de AEC yapısı verilmiştir [20,21].

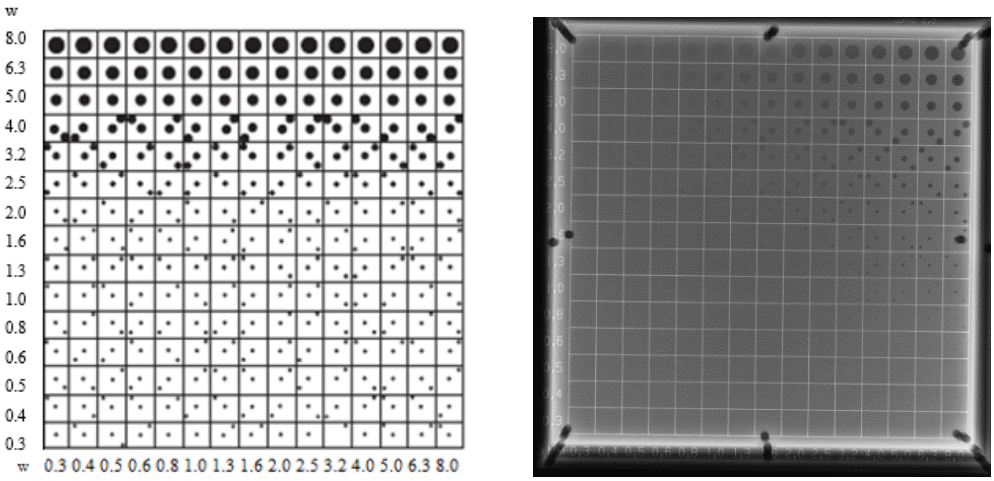


Şekil 2.12. AEC yapısı

3.MALZEME VE YÖNTEMLER

3.1. Kontrast Detay Testi ve CDRAD 2.0 Fantomu

Görüntülerin kalibrasyonunu yapmak için röntgen cihazlarına kalite kontrol testleri yapılmaktadır. Bu testlerden bir tanesi kontrast detay testidir. Kontrast detay testi ile, küçük yapıdaki benzer obje kontrastlı yapıları birbirinden ayırt etmek, görüntü kalitesini karşılaştırmak, uygun arka plan yoğunluğu ile uygun ışınlama tekniğini ayarlamak ve filtreleme etkisi gibi ölçümler yapılır. Testi yapabilmek için CDRAD 2.0 fantomu ve pleksiglaslara (PMMA) ihtiyaç vardır ve bu fantom ile gözlemcinin algısı test edilir ve hem objelerin boyut, şekil gibi ayrıntılarını hem de kontrastı ölçmek mümkündür. CDRAD 2.0 fantomu tüm teşhis görüntüleme sistemlerinde kullanılır. CDRAD 2.0 fantomu, üzerinde 15x15 kareden oluşan toplamda 225 kare bulunan 26.5x26.5x1 cm^3 lük pleksiglas tabletten oluşur. Bu karelerde farklı derinlik ve çaplarda 0.3 ile 8 mm boyutlarında delikler bulunmaktadır. Satırdaki deliklerin soldan sağa doğru gidildikçe derinliği artarken, sütundaki deliklerin yukarıdan aşağıya giderken çapları azalır. İlk 3 satırda her karenin merkezinde bir delik, 3. satırdan sonra bir tane merkezde ve bir tane de rastgele köşelerinden birinde olmak üzere iki delik vardır. CDRAD 2.0 fantomu, farklı hasta kalınlıklarını simüle etmek için 25x25x5 cm^3 lük ek pleksiglaslar ile birlikte kullanılır. Şekil 3.1'de CDRAD 2.0 fantomu ve CDRAD 2.0 fantomunun görüntüsü verilmiştir [9,19,22].



Şekil 3.1. CDRAD 2.0 fantomu ve CDRAD 2.0 fantom görüntüsü [19]

3.2. CDRAD 2.0 Veri İstatistiksel Analizi

CDRAD 2.0 analiz programı, belirli bir kontrast - detay ilişkisinin olup olmadığını belirlemek için CDRAD 2.0 fantomu üretici tarafından geliştirilmiştir. İstatistiksel yöntemleri hesaplamak için görüntünün standart sapması ve ortalama piksel değeri kullanılır. Görüntü kalitesi, doğru tanımlanan deliklerin, toplam kare sayısına oranıdır. Doğru gözlem oranı, denklem (3.1)'deki formülde verilmiştir.

$$\text{Doğru gözlem oranı} = \frac{\text{doğru gözlemler}}{\text{toplam kare sayısı}} \text{x}\,100 \tag{3.1}$$

Görüntü kalitesi için görüntü kalite faktörü (IOF- image quality figure), denklem (3.2)' deki formül ile hesaplanır.

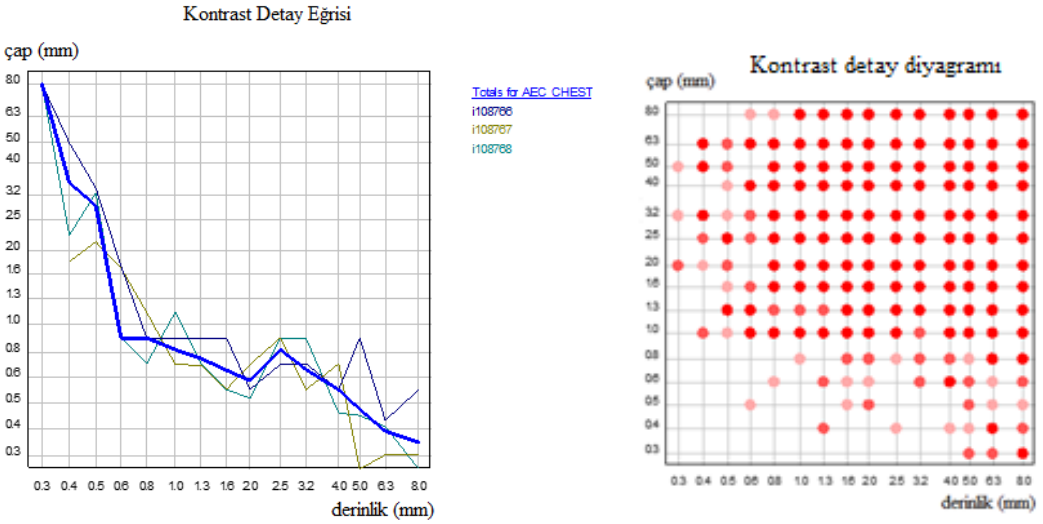
$$IQF = \sum_{i=1}^{15} C_i \text{x} D(i, th) \tag{3.2}$$

Burada D(i,th) , kontrast sütunu i deki eşik çarpanıdır. Tüm kontrast sütunlarının toplamı görüntü kalite faktörü IQF'i verir. Doğru şekilde tanımlanmış delik sayısı, görüntü kalitesini artırır. Görüntü kalitesi ve IQF ters orantılı olduğundan, IQF_{inv} değeri olan ters görüntü faktörü denklem (3.3) ile hesaplanır. IQF_{inv}, görüntü kalitesi arttıkça artar.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \text{x} D(i, th)} \tag{3.3}$$

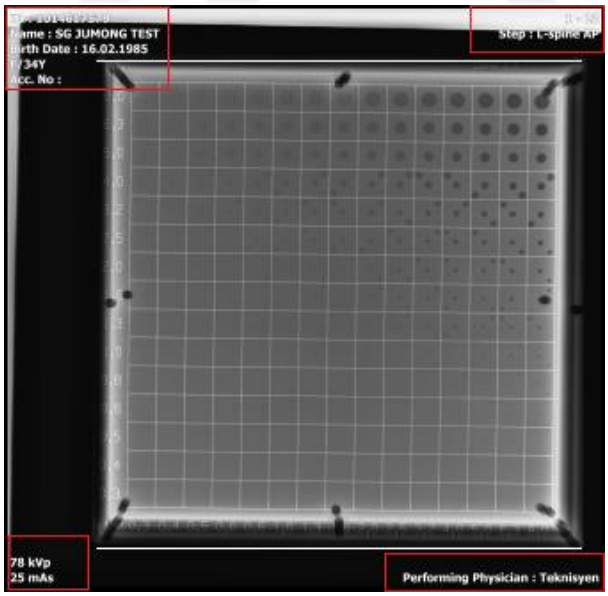
Her delik çapına karşılık gelen, en az derinliğin gözlenmesiyle kontrast detay eğrisi grafiği çizilir. Farklı klinik uygulamalarda görüntü kalitesinin karşılaştırılması için, sistemlerden alınan görüntüler aynı zamanda alınmalı ve aynı gözlemci tarafından değerlendirilmelidir. Daha iyi sistem, daha küçük kontrastların ve ayrıntıların görünür olduğu bir görüntü elde eder. Kontrast detay eğrisi, sol alt kısma yakınlaşması daha kaliteli görüntü verir.

Örneğin, Şekil 3.2' de eğri grafiğinde chest/lungs bölgelerinden alınan üç görüntünün kontrast eğri grafiği ve bu üç görüntünün kontrast detay diyagramı verilmiştir [9,23,24].



Şekil 3.2. Üç görüntüye ait kontrast detay eğrisi ve kontrast detay diyagramı

Her CDRAD fantomuna gelen X-ışını, görüntüsü ile birlikte verilir. Bu görüntü, fantomun üretimi sırasında kalite kontrol amacıyla yapılmıştır. Bu X-ışını görüntüsünün amacı aynı zamanda referans görüntü olarak kullanılmasıdır. Tarih, kVp, mAs, X-ışın sistem modeli, teknisyen ve hastane bilgileri Şekil 3.3'de verildiği gibi görüntü üzerinde gösterilmiştir [23,24].



Şekil 3.3. RadiAnt DICOM viewer ara yüzü

Görüntüyü değerlendirirken en iyi sonuç için, fantom görüntüsü üç deneyimli gözlemci tarafından değerlendirilmelidir. Aynı ayarda elde edilen görüntülerin ayrı gözlemciler tarafından değerlendirilmesi daha iyi bir istatiksel sonuç verir. Alınan

görüntüdeki delikler ile referans alınan CDRAD fantom görüntüsü ile karşılaştırılmalıdır. Karşılaştırmayı yaparken incelenen alanın en yakın dört komşusu dikkate alınarak bazı kurallar uygulanmalıdır. Bu kurallar aşağıdaki gibidir.

Düzeltme şeması için üç olasılık vardır.

T: Doğru konumdaki delik

F: Yanlış konumdaki delik

N: Gözlenemeyen konumdaki delik

Bir doğru deliğin, doğru olarak kalabilmesi için en yakın komşularının iki veya daha fazlasının doğru belirtilmesi gerekir.

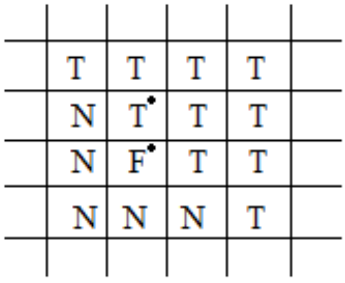
Bir yanlış veya belirtilmemiş deliğin en yakın üç veya dört komşusu doğru olarak belirtilmişse doğru olarak kabul edilir.

Bu iki ana kuralın istisnai durumları da aşağıdaki gibidir.

Fantomun kenarlarında bulunan bir doğru deliğin, doğru olarak kalabilmesi için iki komşudan bir tanesinin doğru olması yeterlidir.

Sadece iki komşusu olan yanlış veya gözlenemeyen deliğin, doğru olarak kabul edilebilmesi için iki komşusunun da doğru olması gerekir.

Örneğin;



T^* , T olarak kalır. Çünkü iki komşusu T'dir.

F^*, F olarak kalır. Çünkü T olması için, üç veya dört komşusu T olmalıdır. Oysa burada sadece iki komşusu T'dir [23].

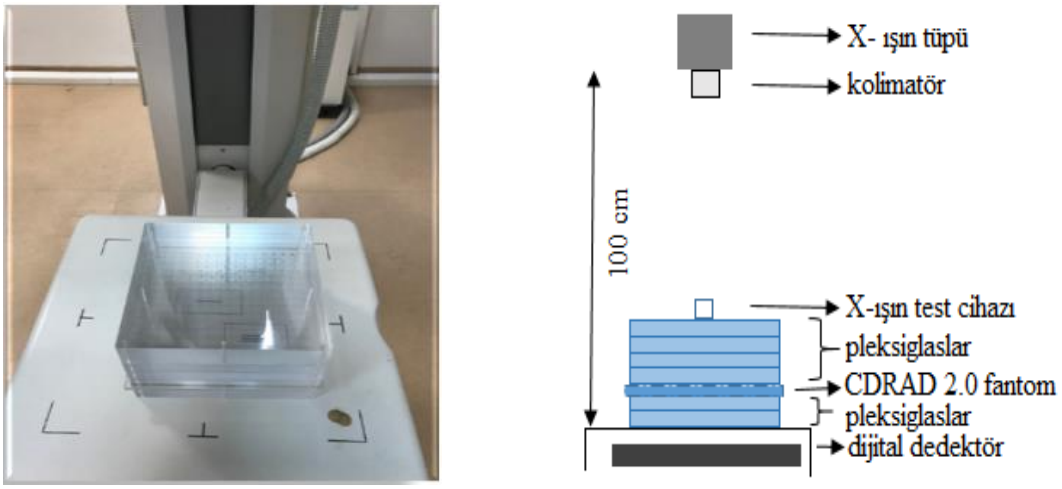
3.3. Görüntüleri Elde Etme

Görüntüler, yedi farklı hastanenin CsI sintilatörüne sahip düz panel dijital sistemlerinden alındı. Bu sistemlerde kullanılan modeller ve dedektör çeşitleri Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Sistemlerde kullanılan modeller ve dedektör çeşitleri

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

Hastanın görüntü alınan bölgesini simüle etmek için farklı kalınlıklarda pleksiglaslar (PMMA) kullanılmıştır. Her bölge için en alta yerleştirilen iki PMMA'nın üzerine CDRAD 2.0 fantomu ve onun üzerine, lumbar spine bölgesi için dört PMMA, chest/lungs bölgesi için üç PMMA ve ekstremities için iki PMMA yerleştirildi. Şekil 3.4' de pleksiglasların cihaza dizilimi ve fantomların kurulumu verilmiştir.



Şekil 3.4. Pleksiglasların cihaza dizilimi ve fantomların kurulumu [9]

X- ışın tüpü, dedektöre 100cm mesafede ayarlandı ve cihazın otomatik ışınlaması (AEC) açıldı. AEC için, kVp ve mAs değerleri Tablo 3.2'de verilmiştir. Her bölge için AEC' de üç görüntü alınarak DICOM (digital imaging and communications in medicine) formatında kaydedildi. Kaydedilen görüntüler CDRAD 2.0 analiz programı ile analiz edildi. Yedi sistemin lumbar spine, chest/lungs, ekstremities bölgelerine ait tüm görüntüleri Ek-A bölümünde Şekil A.1'den Şekil A.59'a kadar verilmiştir. Bölgelerin tüm görüntüleri için IQF_{inv} değerleri hesaplanıp, ortalama değerleri alındı. Bölgelerin ortalama IQF_{inv} değerlerini karşılaştırmak üzere kontrast-detay eğri grafiği çizildi ve sonuçlar tablolarda verildi.

Tablo 3.2. AEC için, kVp ve mAs değerleri

AEC	LUMBAR		CHEST		EXTREMİTİES	
	kVp	mAs	kVp	mAs	kVp	mAs
A SİSTEMİ	100	100	85	25,6	55	5
B SİSTEMİ	77	32	75	16	70	16
C SİSTEMİ	75	32	80	10	55	5
D SİSTEMİ	98	32	75	10	68	8
E SİSTEMİ	90	40	78	25	55	6,3
F SİSTEMİ	100	200	125	100	58	5
G SİSTEMİ	90	77	85	19	65	15

3.4. Görüntü Saklama ve İletim Sistemleri (Picture Archiving and Communication Systems-PACS)

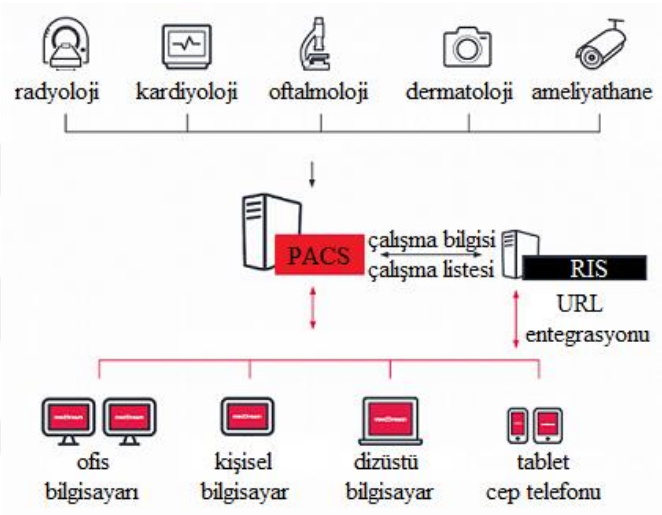
PACS, tıbbi görüntülerin dijital olarak elde edilmesi, arşivlenmesi, iletilmesi için kullanılan sistemdir.

PACS sisteminde görüntüler, standart bilgi formatı olan DICOM olarak saklanır. DICOM ile dünyanın her yerine aynı kalitede görüntü iletilir. PACS ta görüntü kısa sürede elde edildikten sonra, doktor kendi bilgisayarından hem görüntülere hem de radyoloji uzmanının raporuna ulaşabildiği gibi kurum içi veya kurum dışı başka doktorlara da iletebilir. Bu yüzden PACS, RIS (radiology information system) ile beraber çalışmalıdır.

PACS sistemlerinin, görüntü basılmasını ortadan kaldırmak ve uzaktan erişim sağlamak gibi iki ana kullanım amacı vardır. Şekil 3.5'de PACS sistemi, Şekil 3.6'da PACS kullanım ve iletim yerleri verilmiştir [10,25,26].



Şekil 3.5. PACS sistemi [27]



Şekil 3.6. PACS kullanım ve iletim yerleri [28]

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

4.1. Sonuçlar

Bu bölümde, yedi farklı sistemin lumbar spine, chest ve extremities bölgelerinden alınan görüntülerin CDRAD 2.0 analiz programı ile analiz edilip IQF_{inv} , doz değerleri ve toplam saptanan yüzdesi hesaplanıp, kontrast detay eğri grafikleri CDRAD 2.0 analiz programı ile çizilmiştir.

Tablo 4.1, 4.5, 4.9, 4.13, 4.17, 4.20, 4.24'de sistemlerin lumbar spine bölgelerinin kontrast-detay testi sonuçları, Şekil 4.1, 4.6, 4.11, 4.16, 4.21, 4.25, 4.30' da sistemlerin lumbar spine bölgelerinin kontrast-detay eğrileri verilmiştir.

Tablo 4.2, 4.6, 4.10, 4.14, 4.18, 4.21, 4.25'de sistemlerin chest/lungs bölgelerinin kontrast-detay testi sonuçları, Şekil 4.2, 4.7, 4.12, 4.17, 4.22, 4.26, 4.31'de sistemlerin chest/lungs bölgelerinin kontrast-detay eğrileri verilmiştir.

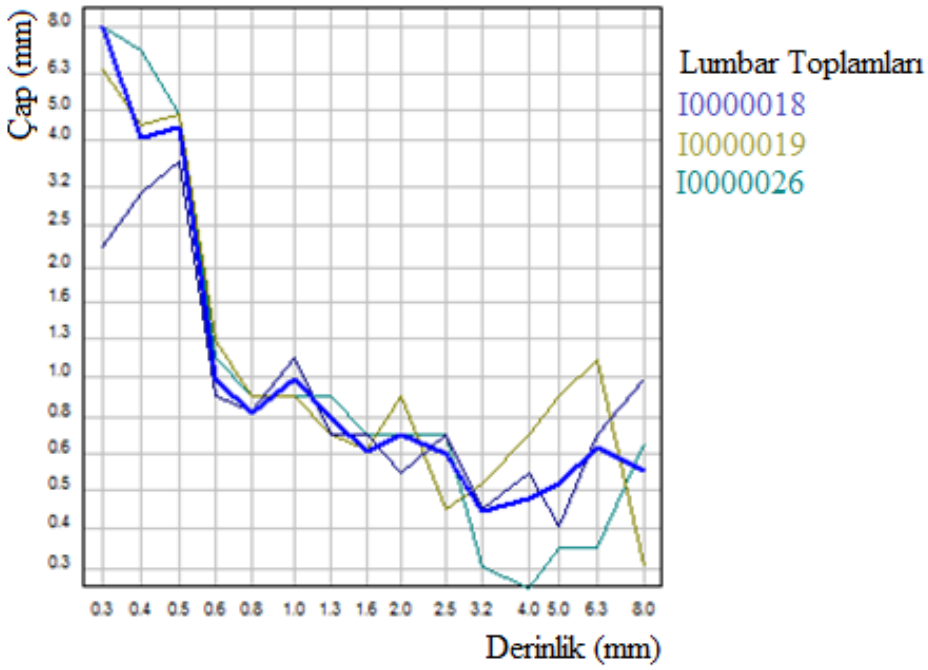
Tablo 4.3, 4.7, 4.11, 4.15, 4.22, 4.26'da sistemlerin extremities bölgelerinin kontrast-detay testi sonuçları, Şekil 4.3, 4.8, 4.13, 4.18, 4.27, 4.32'de sistemlerin extremities bölgelerinin kontrast-detay eğrileri verilmiştir.

Tablo 4.4, 4.8, 4.12, 4.16, 4.19, 4.23, 4.27'de sistemlerin bölgelerini karşılaştırma tabloları, Şekil 4.4, 4.9, 4.14, 4.19, 4.23, 4.28, 4.33'de sistemlerin bölgelerinin kontrast detay eğrileri, Şekil 4.5, 4.10, 4.15, 4.20, 4.24, 4.29, 4.34'de sistemlerin bölge karşılaştırma grafikleri verilmiştir.

Tüm bu veriler kullanılarak değerlendirmeler yapılmıştır.

Tablo 4.1. A sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

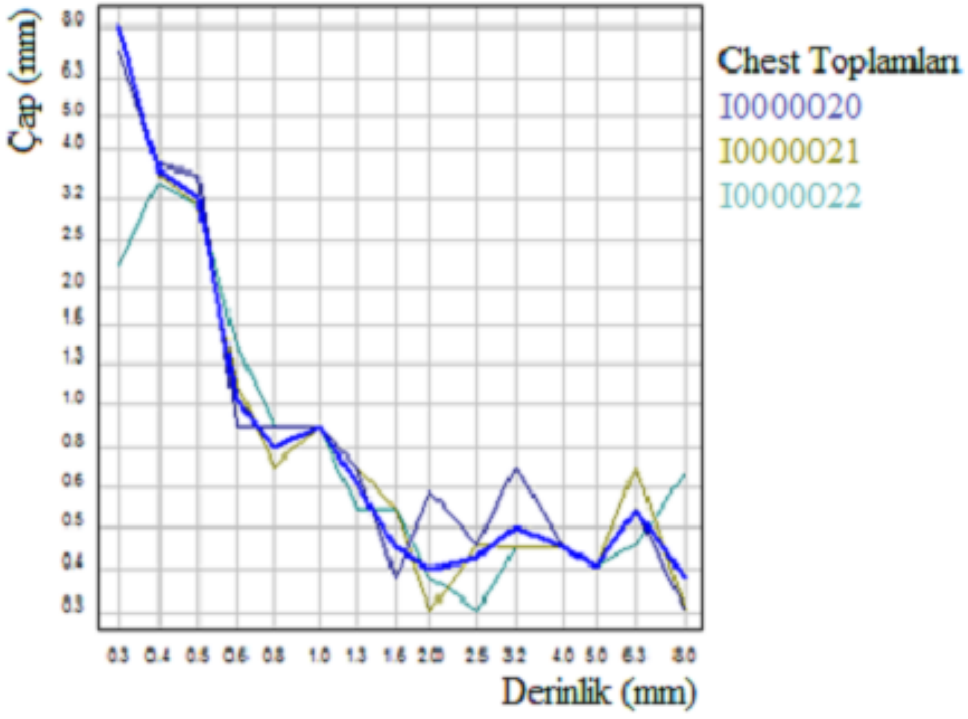
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std. Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	I0000018	3,86	3,61	3,55	0,29	63,11	63,26
		I0000019	3,26	3,29			61,78	
		I0000026	3,46	3,87			64,89	



Şekil 4.1. A sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.2. A sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

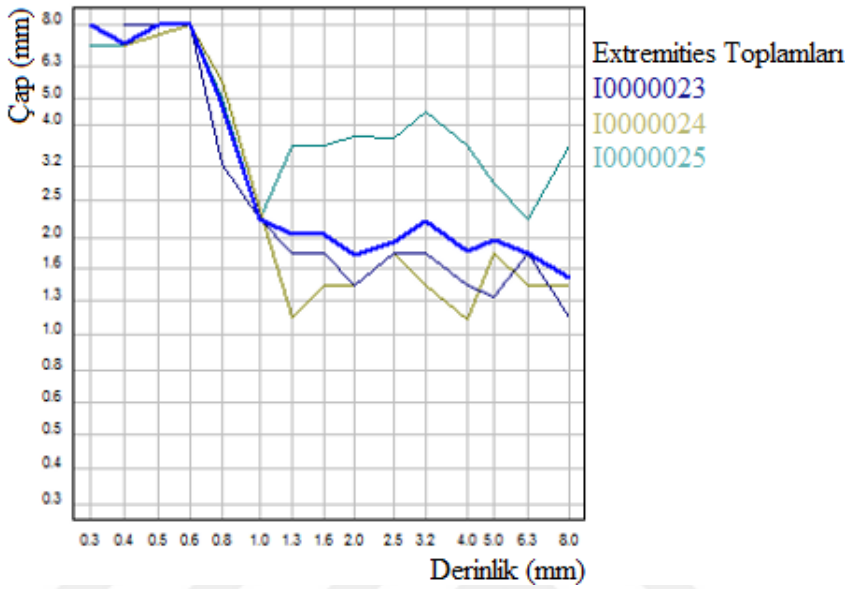
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	I0000020	2,067	4,43	4,5	0,088	69,33	69,48
		I0000021	2,17	4,47			68,89	
		I0000022	2,45	4,60			70,22	



Şekil 4.2. A sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.3. A sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

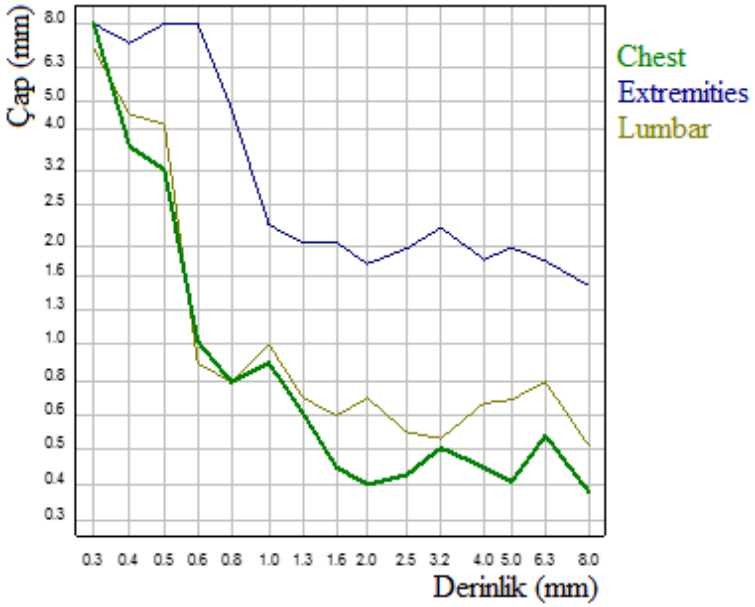
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Extremities Hands Fingers	**10 cm**	I0000023	117,5	1,47	1,23	0,39	36,00	32,74
		I0000024	117,4	1,46			36,44	
		I0000025	117,2	0,78			25,78	



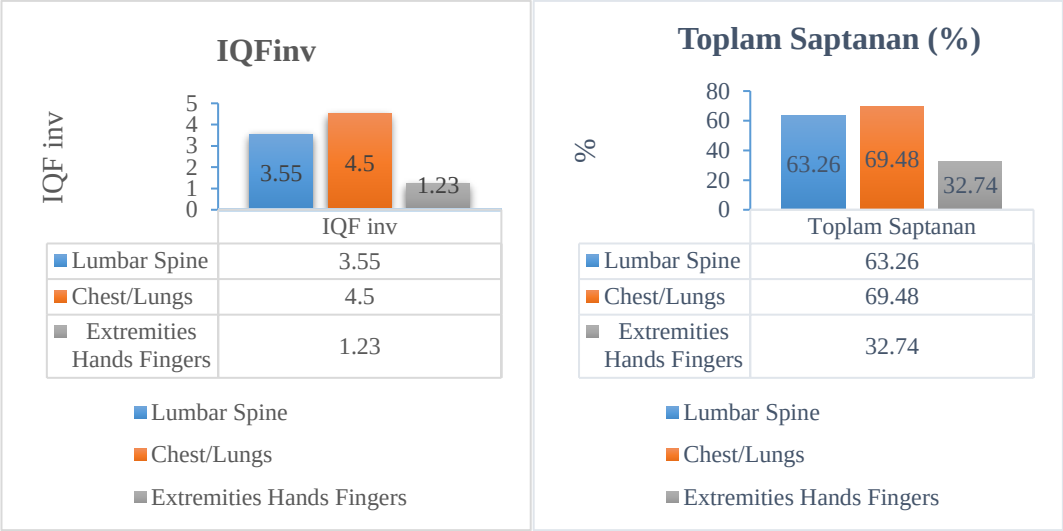
Şekil 4.3. A sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.4. A sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	**Toplam Saptanan (%)**
Lumbar Spine	3,55	63,26
Chest/lungs	4,5	69,48
Extremities	1,23	32,74



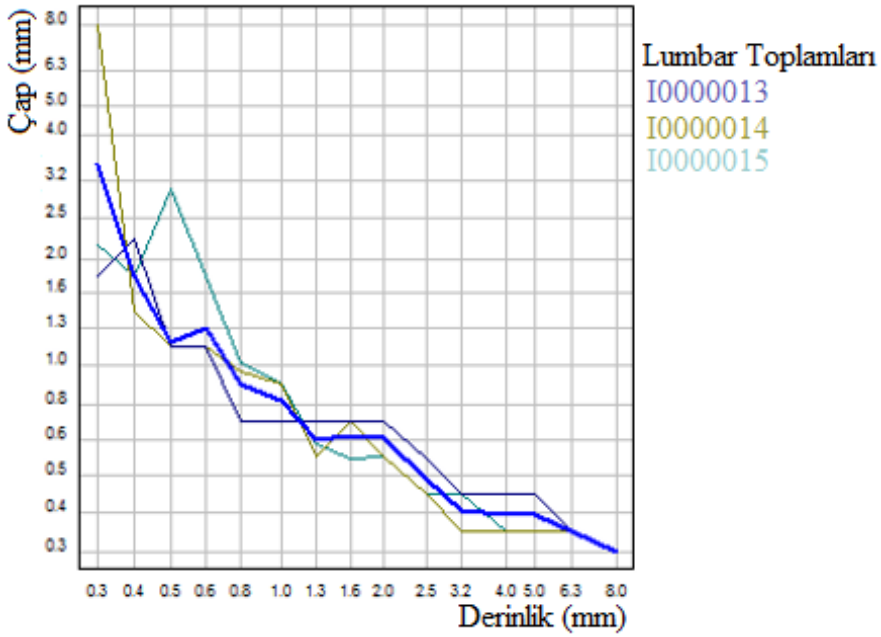
Şekil 4.4. A sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.5. A sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

Tablo 4.5. B sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

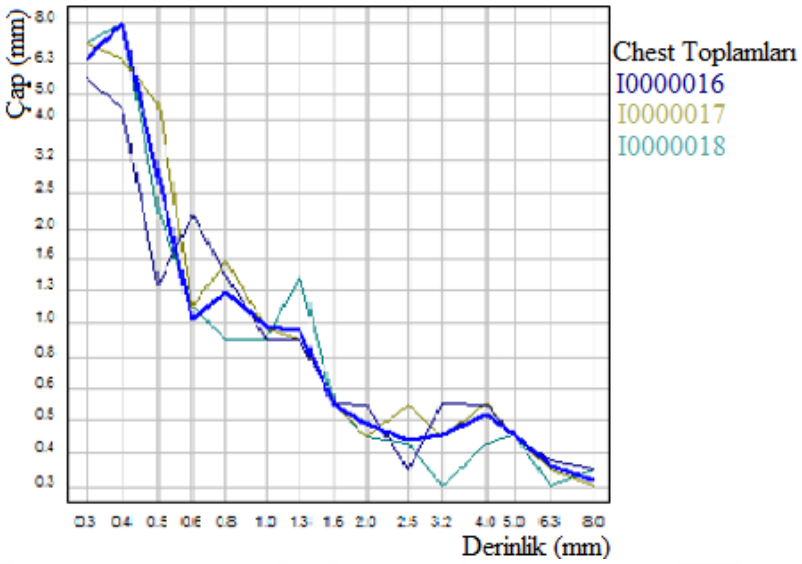
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	I0000013	3,36	5,52	5,51	0,036	70,67	71,70
		I0000014	3,36	5,47			73,78	
		I0000015	3,35	5,54			70,67	



Şekil 4.6. B sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.6. B sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

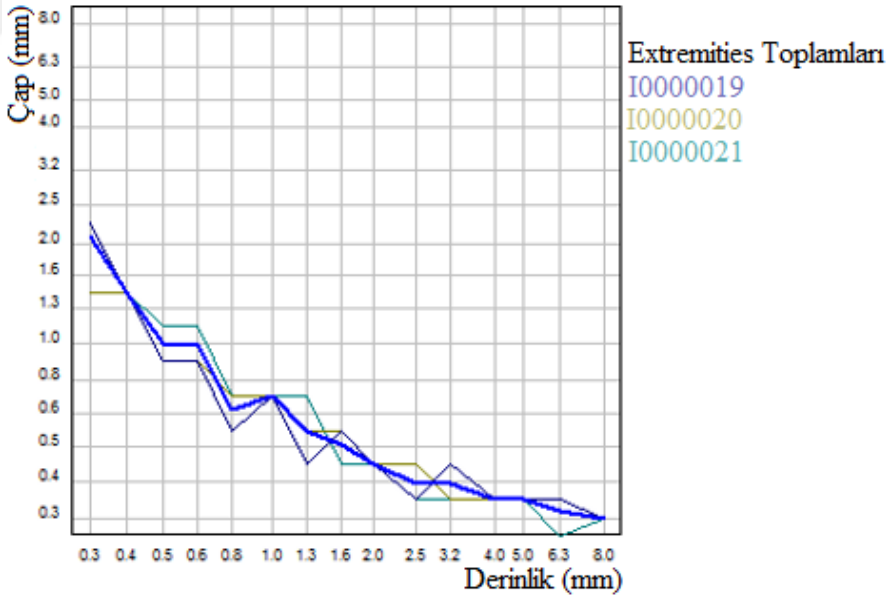
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	I0000016	1,35	4,55	4,40	0,18	64,44	64,29
		I0000017	1,31	4,19			63,56	
		I0000018	1,32	4,47			64,89	



Şekil 4.7. B sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.7. B sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

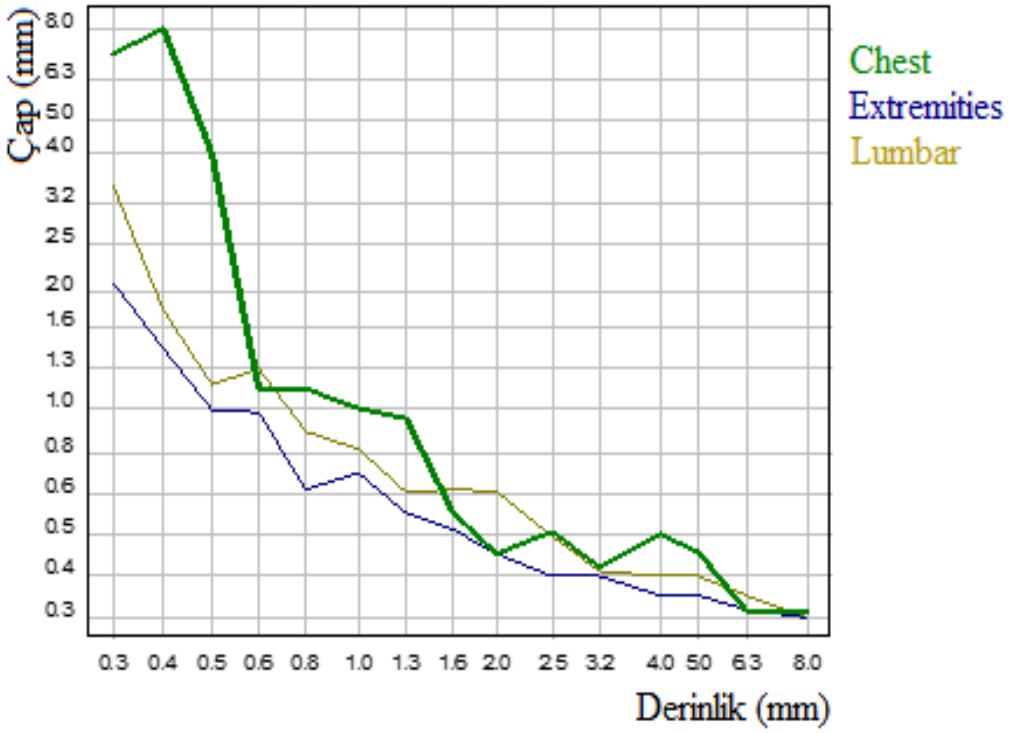
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Extremities Hands Fingers	**10 cm**	I0000019	1,084	6,55	6,59	0,052	79,11	78,66
		I0000020	1,01	6,57			78,67	
		I0000021	1,08	6,65			78,22	



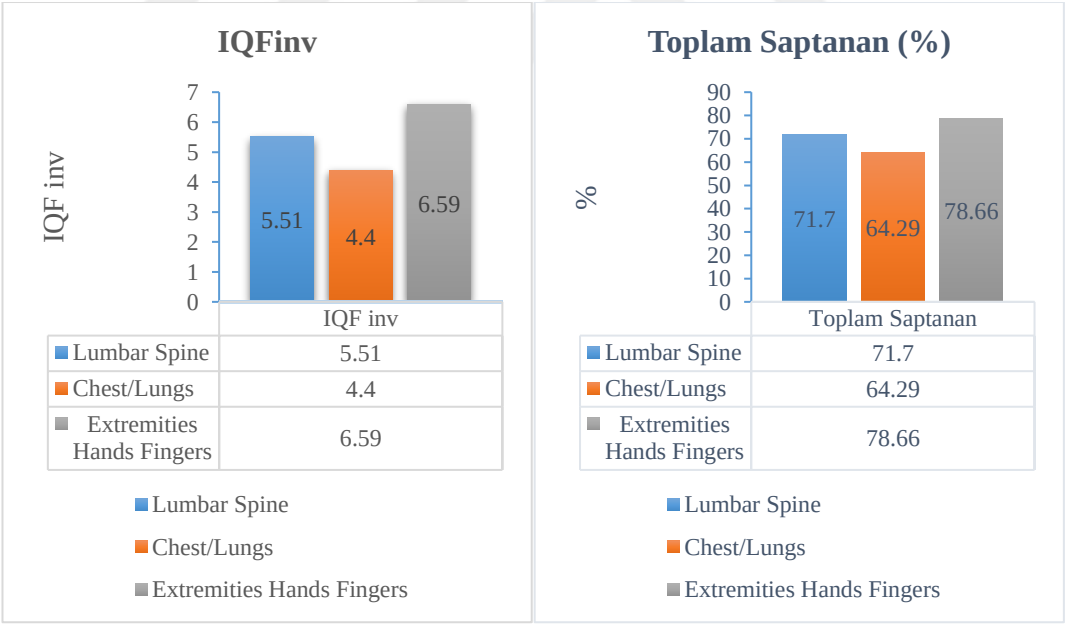
Şekil 4.8. B sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.8. B sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	**Toplam Saptanan (%)**
Lumbar Spine	5,51	71,70
Chest/lungs	4,40	64,29
Extremities	6,59	78,66



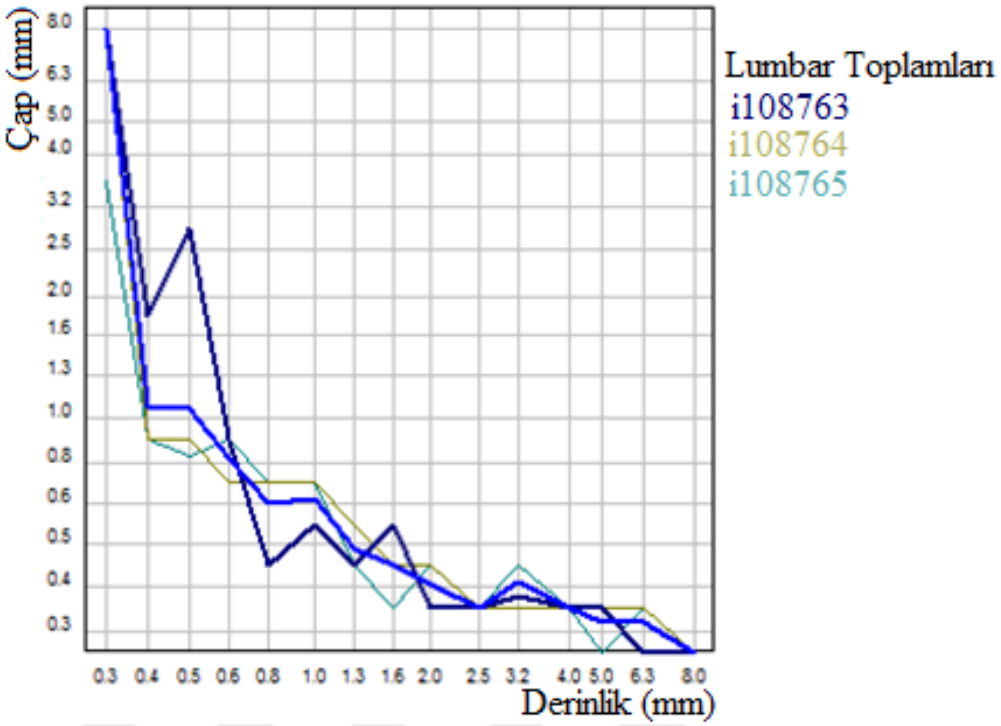
Şekil 4.9. B sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.10. B sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

Tablo 4.9. C sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

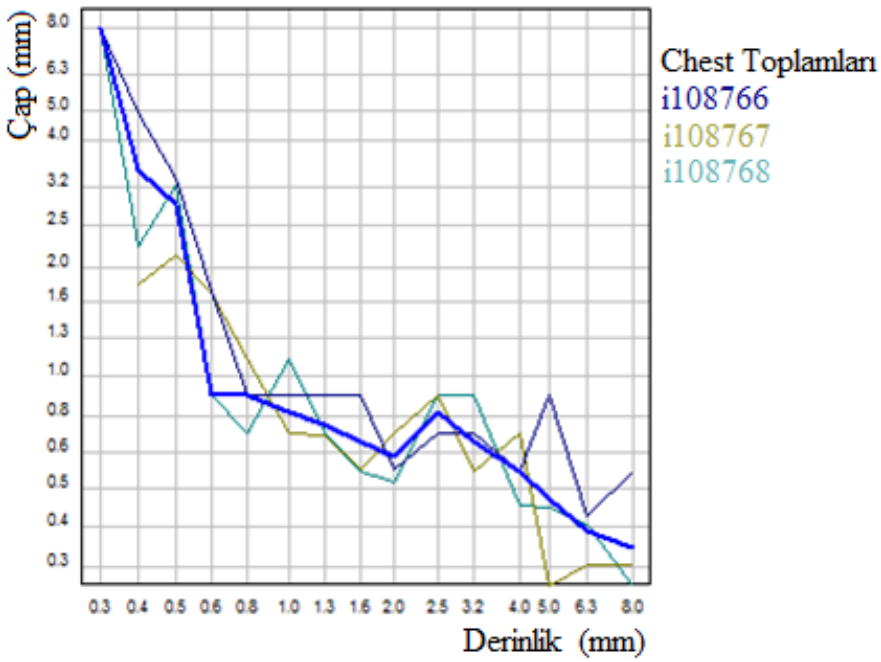
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	i108763	1,70	5,97	6,32	0,46	77,33	78,81
		i108764	1,74	6,15			78.67	
		i108765	1,71	6,85			80,44	



Şekil 4.11. C sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.10. C sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

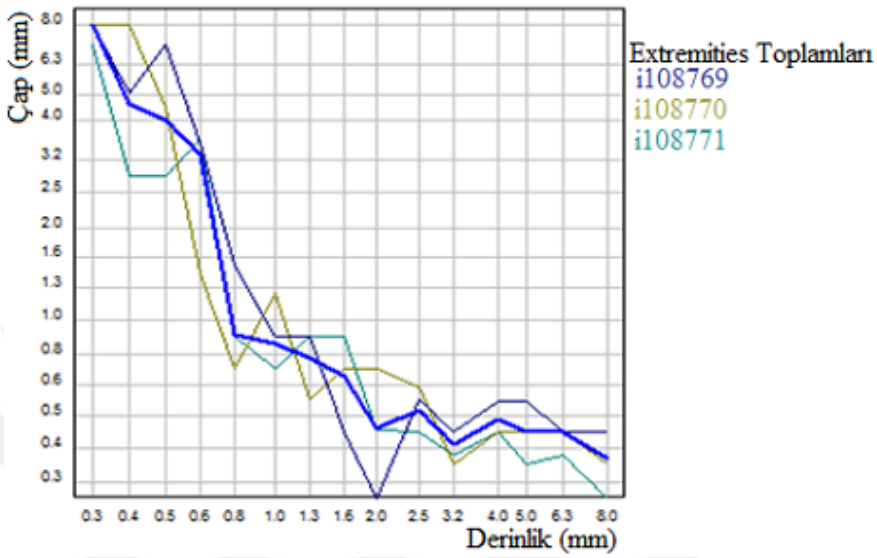
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	i108766	577,1	3,45	4,09	0,55	62,67	64,29
		i108767	578,6	4,46			65,33	
		i108768	578,0	4,37			64,89	



Şekil 4.12. C sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.11. C sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

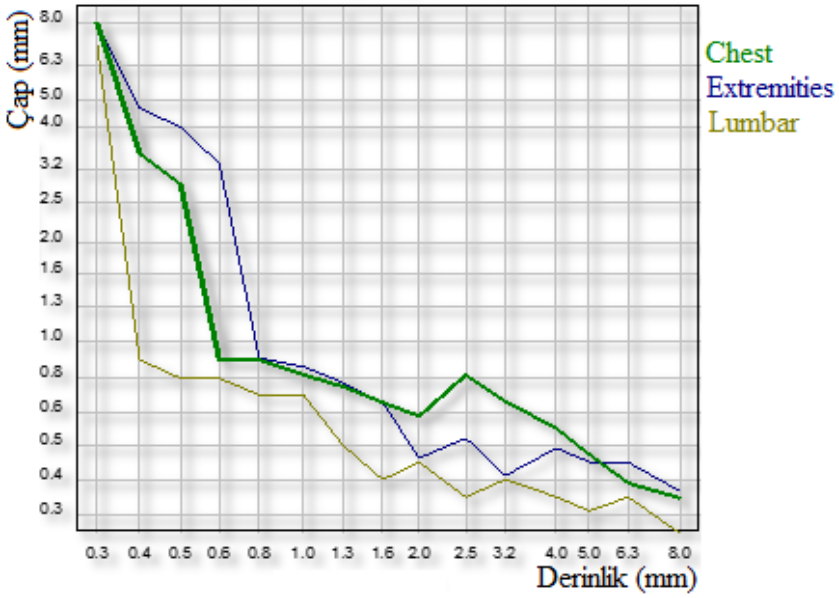
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Extremities Hands Fingers	**10 cm**	i108769	103,4	3,60	4,09	0,55	63,11	65,03
		i108770	103,2	3,97			64,89	
		i108771	102,9	4,70			67,11	



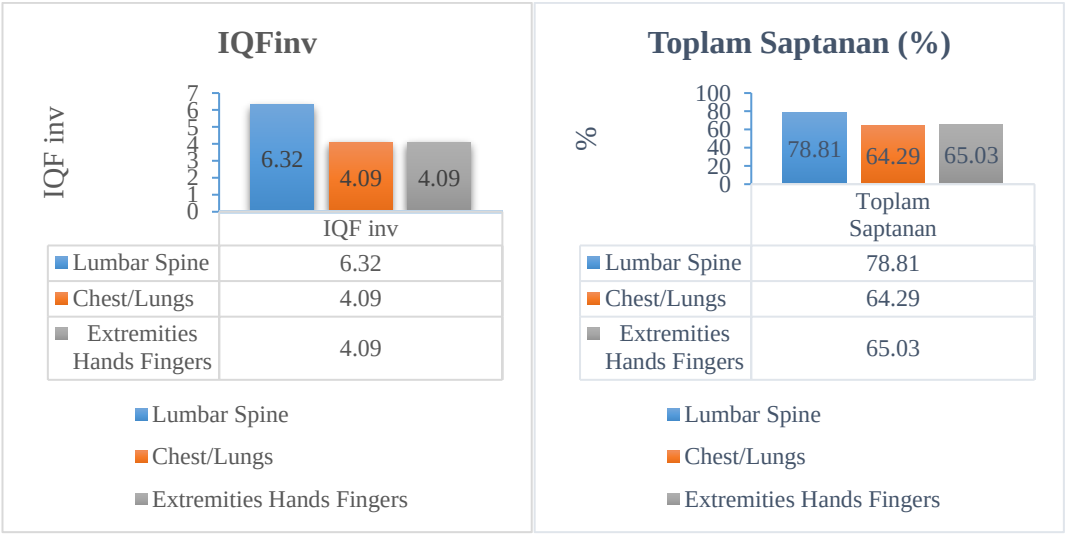
Şekil 4.13. C sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.12. C sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	**Toplam Saptanan (%)**
Lumbar Spine	6,32	78,81
Chest/lungs	4,09	64,29
Extremities	4,09	65,03



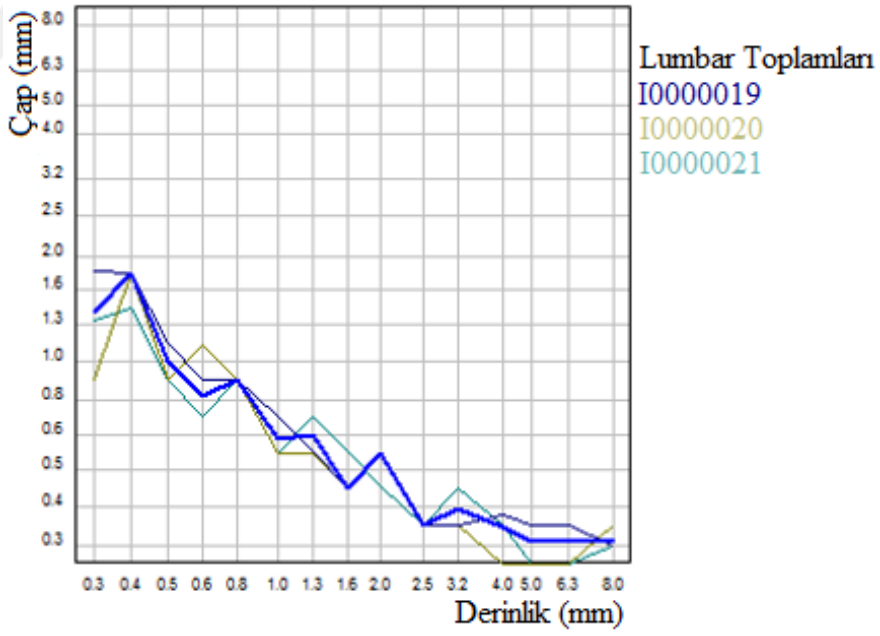
Şekil 4.14. C sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.15. C sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

Tablo 4.13. D sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

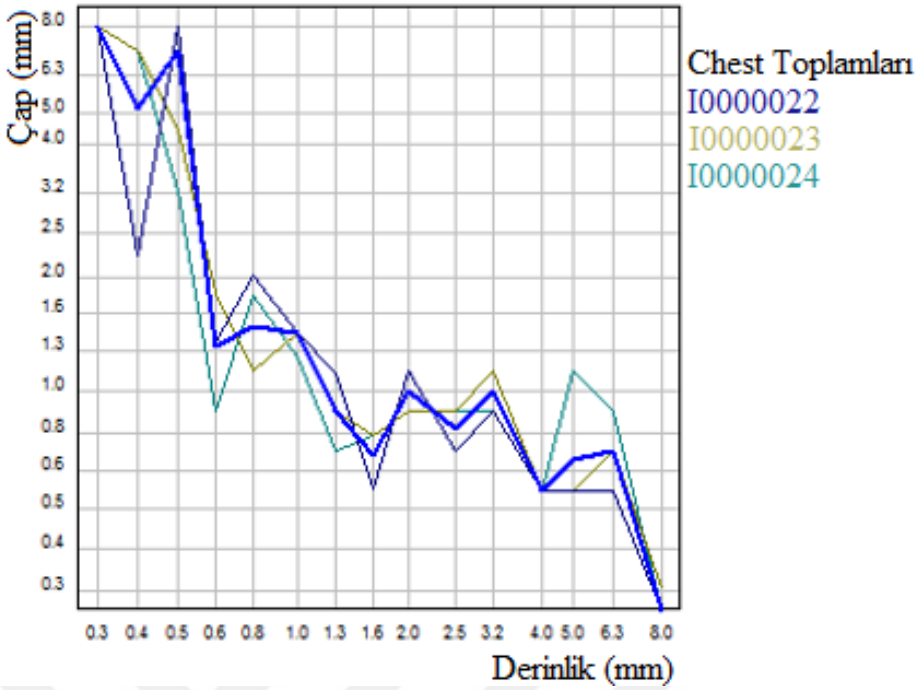
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	I0000019	4.16	6,40	6,74	0,30	77,78	78,67
		I0000020	4.14	6,96			78,67	
		I0000021	4.16	6,88			79,56	



Şekil 4.16. D sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.14. D sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

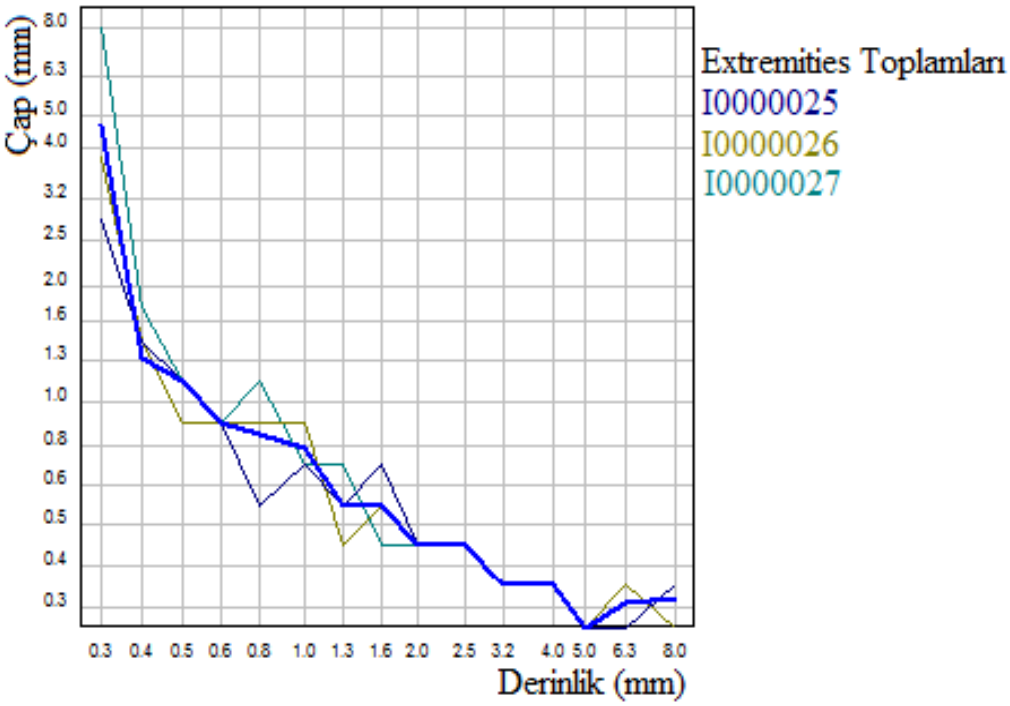
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	I0000022	698,3	3,34	3,17	0,16	58,22	57,77
		I0000023	698,7	3,17			57,33	
		I0000024	698,1	3,01			57,78	



Şekil 4.17. D sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.15. D sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

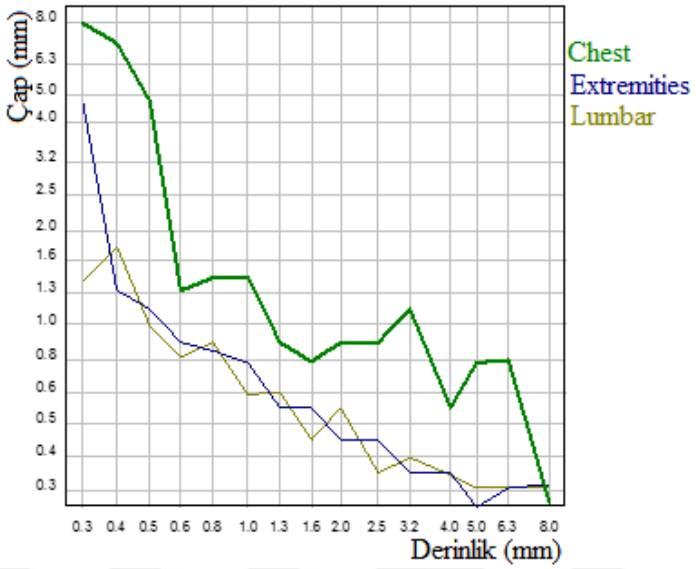
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Extremities Hands Fingers	**10 cm**	I0000025	431,9	6,52	6,25	0,4	77,78	77,04
		I0000026	431,9	6,44			77,78	
		I0000027	431,4	5,79			75,56	



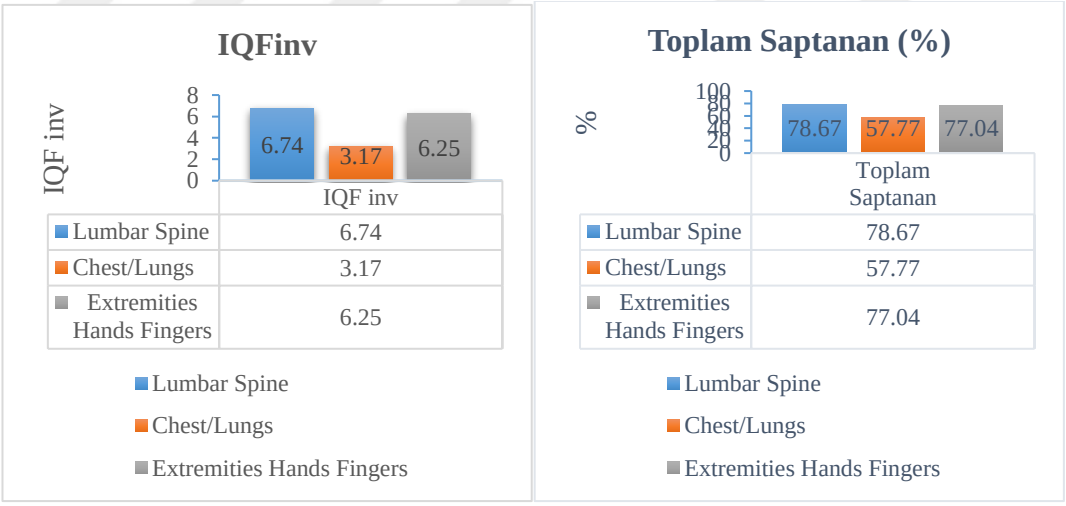
Şekil 4.18. D sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.16. D sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	Toplam Saptanan (%)
Lumbar Spine	6,74	78,67
Chest/lungs	3,17	57,77
Extremities	6,25	77,04



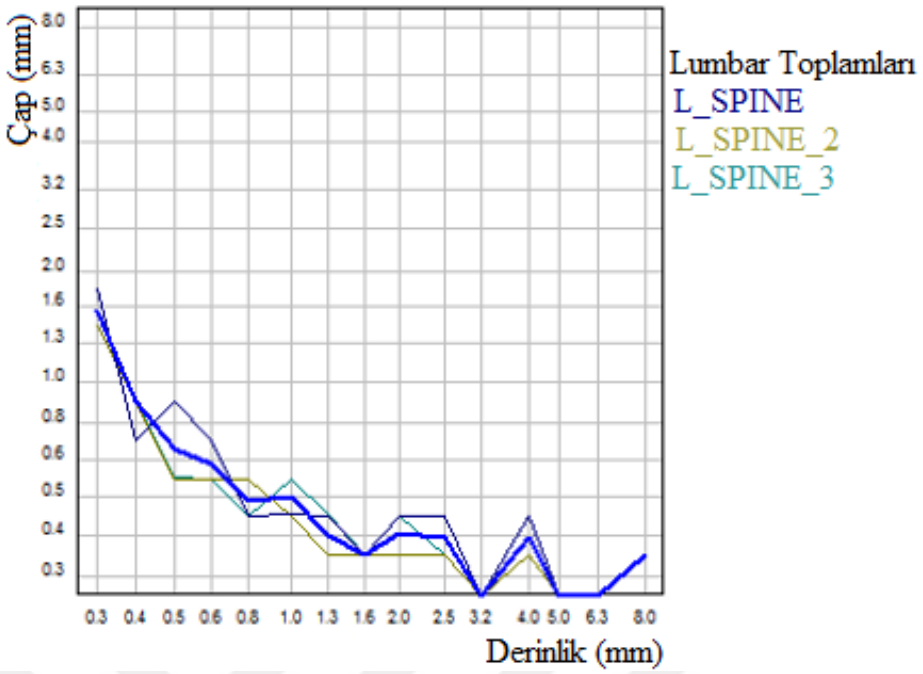
Şekil 4.19. D sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.20. D sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

Tablo 4.17. E sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

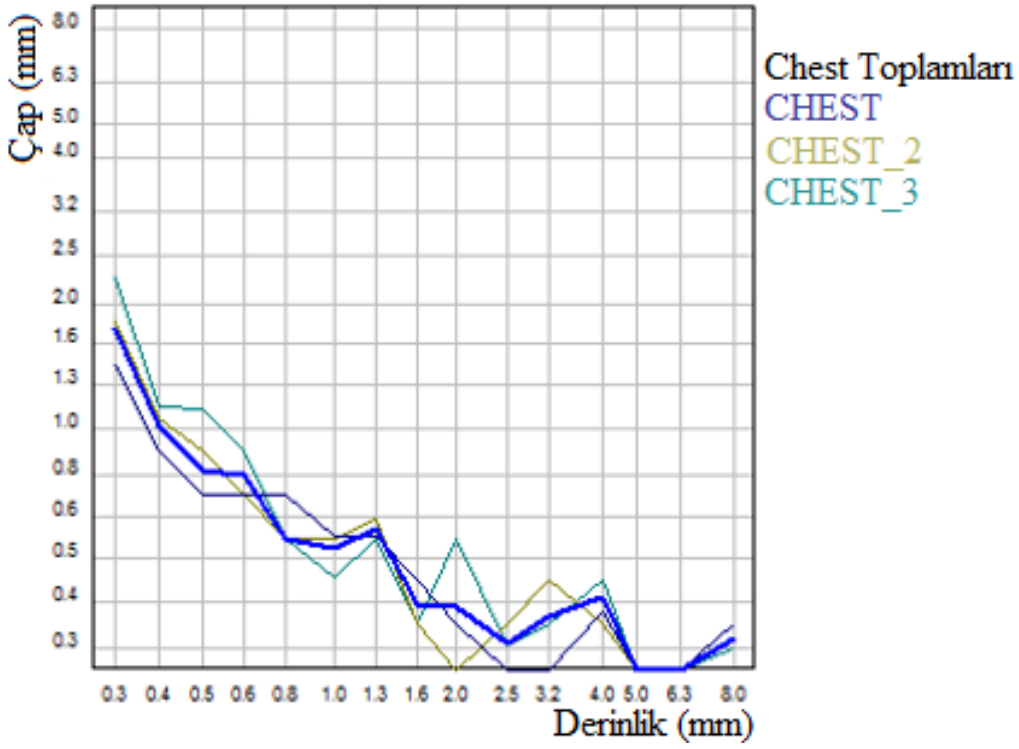
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	I0000017	3,89	7,31	7,65	0,31	84,44	86,07
		I0000018	3,94	7,92			87,11	
		I0000019	3,91	7,72			86,67	



Şekil 4.21. E sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.18. E sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

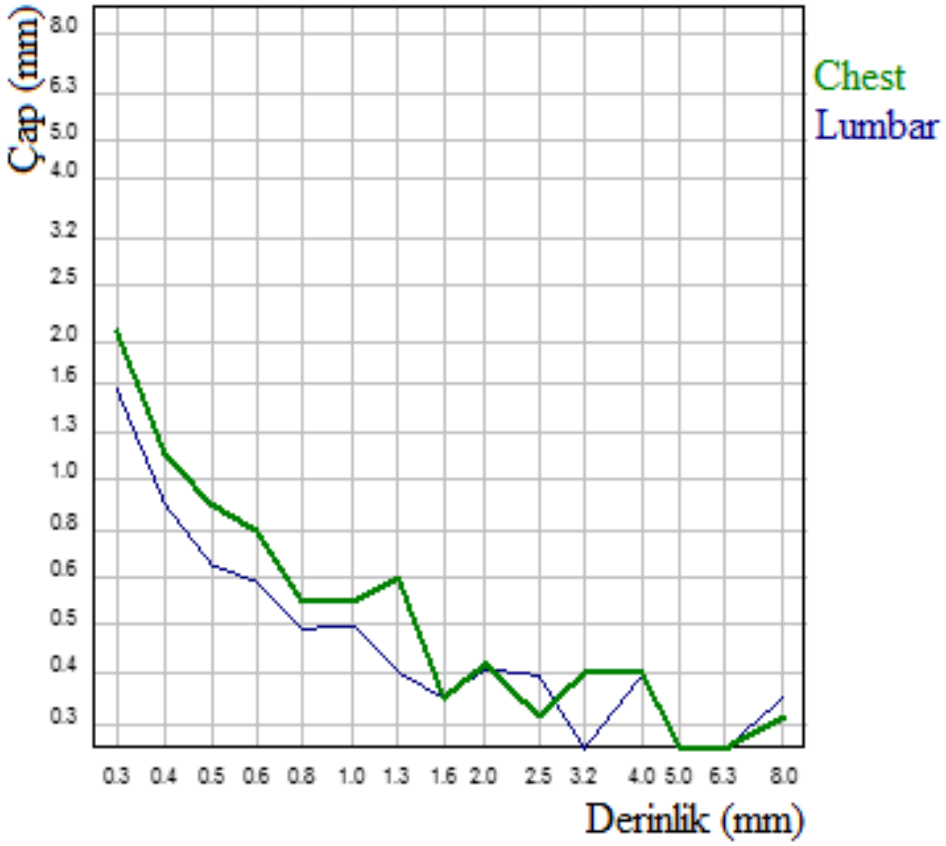
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	CHEST	555,6	7,51	7,25	0,24	84,44	82,81
		CHEST_2	554,9	7,23			83,11	
		CHEST_3	555,4	7,02			80,89	



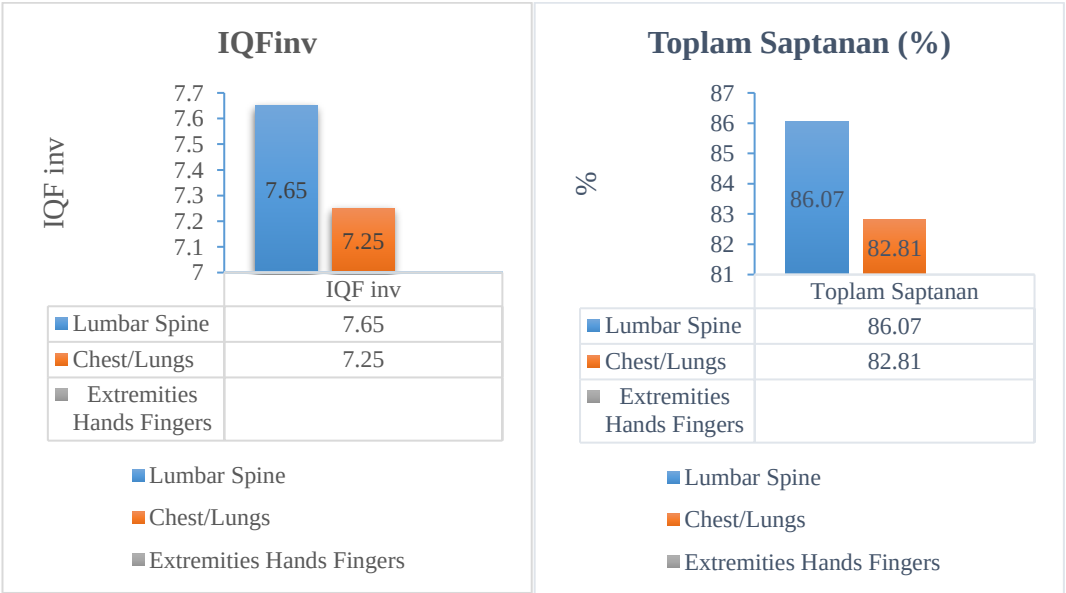
Şekil 4.22. E sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.19. E sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	Toplam Saptanan (%)
Lumbar Spine	7,65	86,07
Chest/Lungs	7,25	82,81



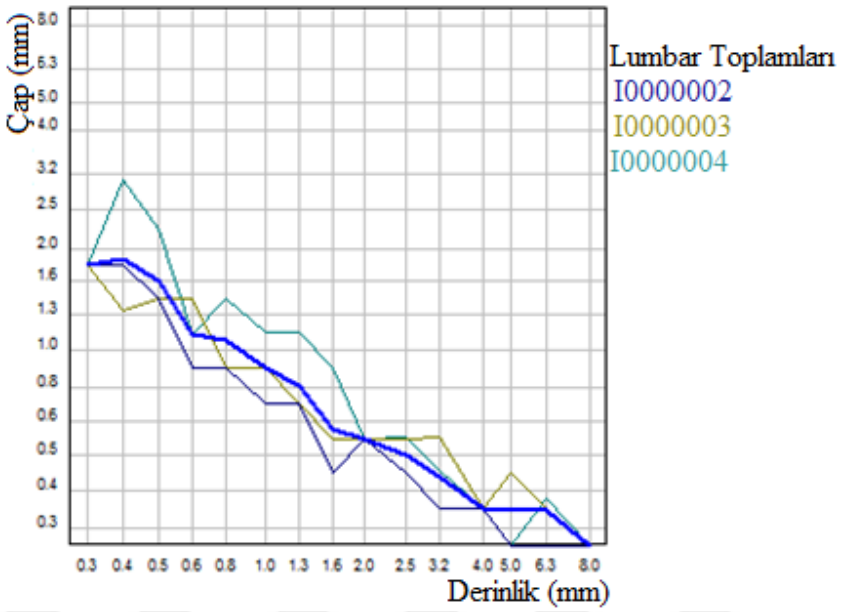
Şekil 4.23. E sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.24. E sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

Tablo 4.20. F sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

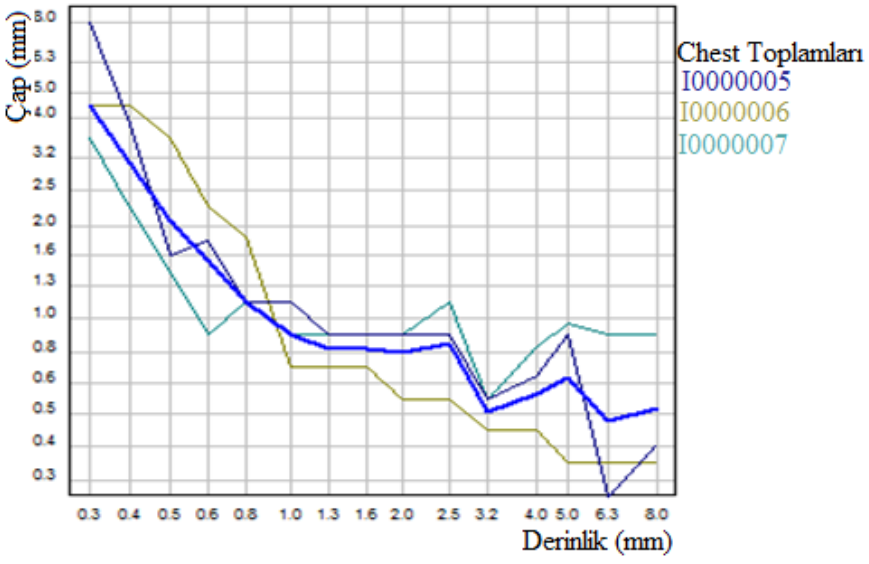
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	I0000002	2.38	6,68	5,85	0,74	76,44	72,59
		I0000003	2.34	5,67			72,89	
		I0000004	2.36	5,22			68,44	



Şekil 4.25. F sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.21. F sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

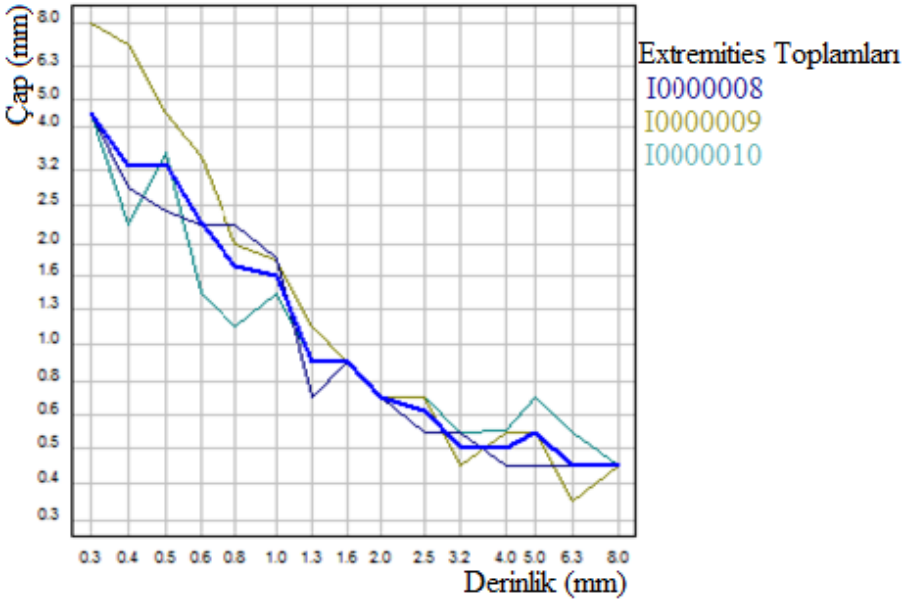
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	I0000005	226.8	3,68	3,74	0,75	60,00	62,52
		I0000006	226.8	4,53			66,22	
		I0000007	226.7	3,02			61,33	



Şekil 4.26. F sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.22. F sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

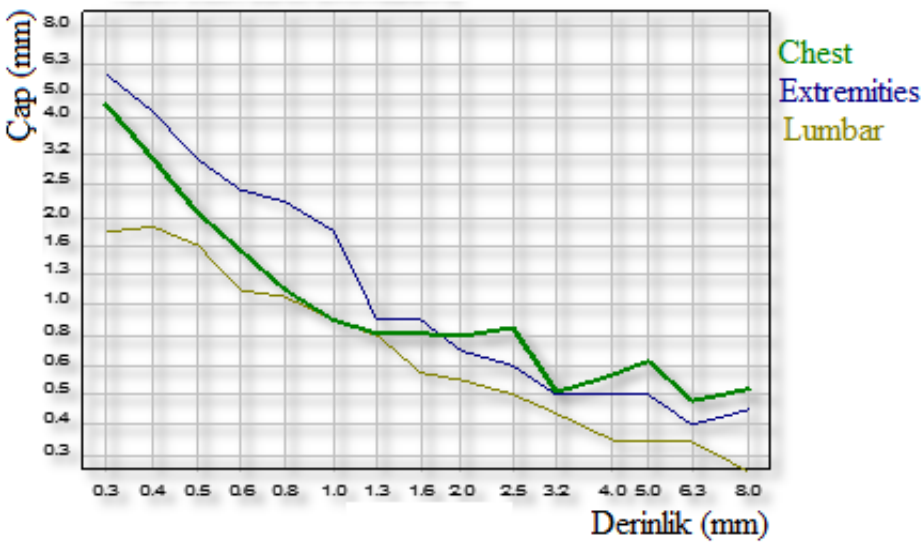
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Extremities Hands Fingers	**10 cm**	I0000008	141.8	4,04	3,72	0,35	63,11	60,88
		I0000009	141.8	3,34			58,22	
		I0000010	141.8	3,80			61,33	



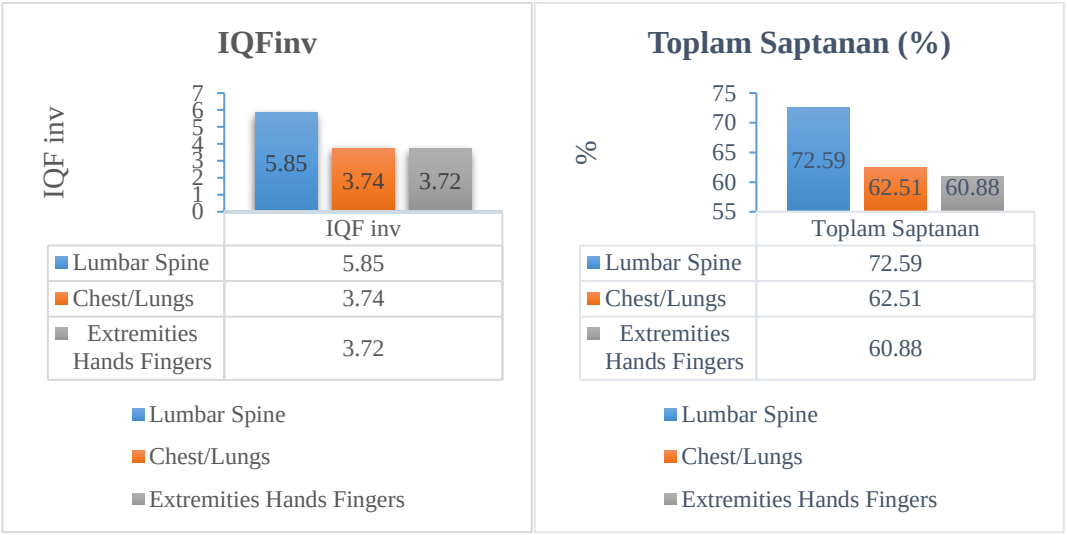
Şekil 4.27. F sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.23. F sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	**Toplam Saptanan (%)**
Lumbar Spine	5,85	72,59
Chest/Lungs	3,74	62,51
Extremities	3,72	60,88



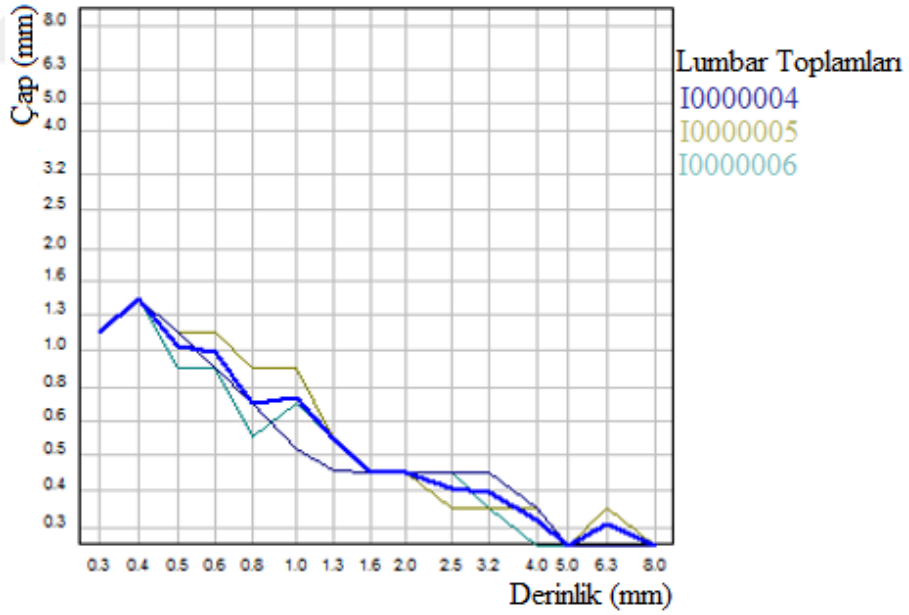
Şekil 4.28. F sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.29. F sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

Tablo 4.24. G sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

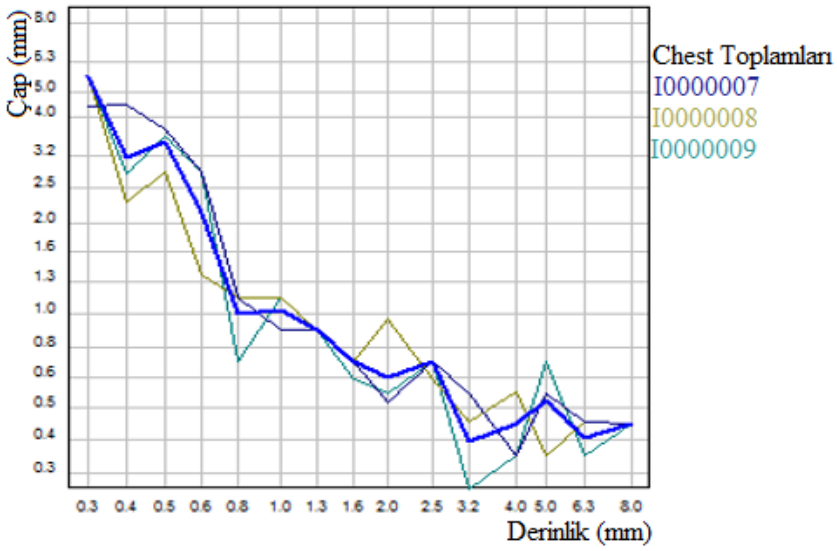
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Lumbar Spine	**20 cm**	I0000004	7,07	7,15	7,12	0,30	80,44	80,44
		I0000005	7,06	6,81			79,11	
		I0000006	7,07	7,41			81,78	



Şekil 4.30. G sistemi lumbar spine bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.25. G sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

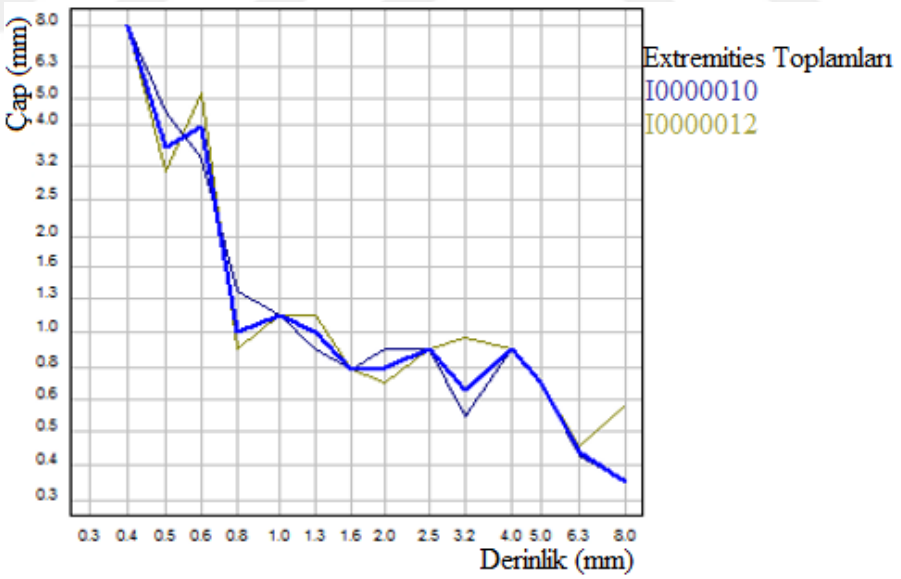
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (mGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Chest/ Lungs	**15 cm**	I0000007	1,39	4,01	4,17	0,14	64,00	65,04
		I0000008	1,37	4,26			65,33	
		I0000009	1,34	4,25			65,78	



Şekil 4.31. G sistemi chest/lungs bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.26. G sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay testi sonuçları

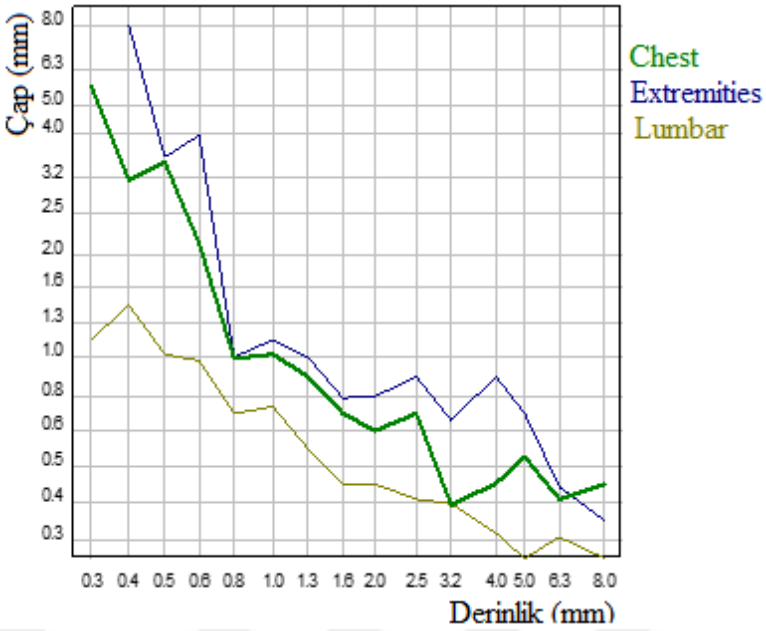
Uygulama Bölgesi	Fantom Kalınlığı	Dosya	Doz (µGy)	IQF_{inv} Değeri	IQF_{inv} Ort.	IQF_{inv} Std.Hata	Toplam Saptanan (%)	Toplam Saptanan (%) Ort.
Extremities Hands Fingers	**10 cm**	I0000010	552,8	3,10	2,96	0,19	57,33	57,11
		I0000012	551,7	2,82			56,89	
		---	552,4	---			---	



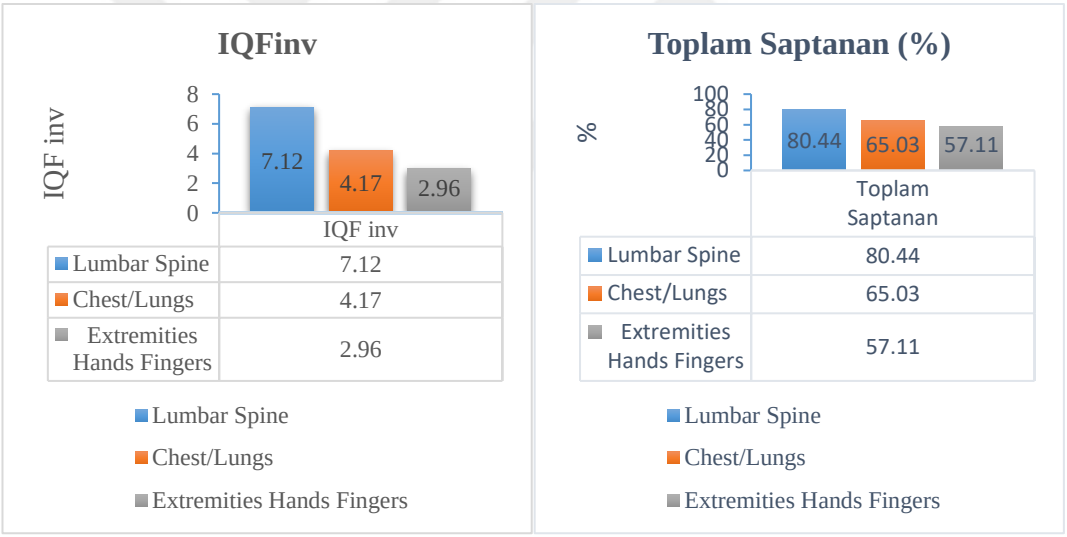
Şekil 4.32. G sistemi extremities bölgesinin kontrast-detay eğrisi

Tablo 4.27. G sistemi bölgelerini karşılaştırma tablosu

Grup	IQF_{inv}	**Toplam Saptanan (%)**
Lumbar Spine	7,12	80,44
Chest/Lungs	4,17	65,03
Extremities	2,96	57,11



Şekil 4.33. G sistemi bölgelerinin kontrast detay eğrisi



Şekil 4.34. G sistemi bölge karşılaştırma grafikleri

4.2. Tartışma

Tez çalışmasının amacı, farklı anatomik bölgelerin incelenmesinde elde edilen radyografik görüntüler için görüntü kaliteleri arasında fark olup olmadığını belirlemektedir. Bu amaçla yedi farklı sistemde, üç farklı anatomik bölge için (lumbar spine, chest/lungs ve extremities) CDRAD kontrast detay test fantomu kullanılarak test işlemleri yapılmış ve sonuç olarak her bir anatomik bölge için IQF_{inv} ve toplam saptanan değerlerinin farklı olduğu tespit edilmiştir. Öncelikle belirlenen anatomik bölgelerin kalınlıklarının (klinik uygulamalar için doku tipinin de) farklı olması ve

AEC tarafından belirlenen ışınlama parametrelerinin (kVp-mAs) bu farka neden olduğu düşünülmektedir. Işınlamalar her bir anatomik bölgede otomatik ışınlama kontrolü (AEC) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. AEC hasta kalınlığına göre en uygun ışınlama parametrelerini (kVp ve mAs) belirleyerek ışınlamayı gerçekleştirmektedir.

Yedi farklı hastaneden alınan görüntülere göre, her sistemi kendi içinde karşılaştırırken öncelikle görüntü kalitesini belirleyen IQF_{inv} değerine bakılmalıdır. IQF_{inv} değeri, arttıkça görüntü kalitesi artar. Sistemlerden alınan tüm görüntülerin IQF_{inv} değerleri, 0,27 ile 8,89 referans aralığındadır ve sistemlerin IQF_{inv} standart sapmaları tutarlıdır. Hesaplanan IQF_{inv} değeri, kabul edilen veya bir önceki yıl yapılan teste göre referans değeri %30'dan küçük olmalıdır. Tüm sistemlere ait bölgeler bu sınırlar dahilindedir.

Beş sistem için lumbar spine çekimlerinde görüntü kalitesinin (IQF_{inv} ve toplam saptanan) chest/lungs ve extremities çekimlerine göre daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Genel olarak lumbar spine çekimlerinde, IQF_{inv} ve toplam saptanan yüksek olması, artan hasta kalınlığına göre sistemin belirlediği ışınlama parametrelerindeki (kVp ve mAs) artış olduğu düşünülmektedir. Ancak sistem A ve sistem B'de, sırasıyla chest/lungs ve extremities için IQF_{inv} ve toplam saptanan değerlerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

A sistemi için, Tablo 4.4, Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'e göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması chest/lungs, lumbar spine, extremities olarak belirlenmiştir. Lumbar spine çekimlerinde AEC sisteminin belirlediği ışınlama parametreleri, oldukça yüksek olmasına rağmen sonuçlara bakıldığında chest/lungs çekimlerinin daha yüksek sonuç verdiği gözlemlenmiştir. Bu durumda sistem A, AEC' de en ideal ışınlama parametresini chest/lungs çekimleri için belirlemektedir diyebiliriz.

B sistemi için, Tablo 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'a göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması extremities, lumbar spine, chest/lungs olarak belirlenmiştir. Sistem B için, extremities bölgesine atanan kVp ve mAs değerlerine bakıldığında (70kVp, 16mAs), chest/lungs çekimleri (75kVp, 16mAs) ile neredeyse

aynı değerde ışınlama yaptığı gözlemlenmiştir. Sistem B için, chest/lungs ve lumbar spine görüntülemede, AEC kullanılarak yapılan çekimlerde AEC'nin yeterli görüntü kalitesini sağlayamadığı düşünülmektedir.

C sistemi için, Tablo 4.12, Şekil 4.14 ve Şekil 4.15'e göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında lumbar spine bölgesi daha yüksektir. Extremities ve chest/lungs bölgeleri ise aynı IQF_{inv} değerine sahiptir. kVp ve mAs değerlerine bakıldığında ise extremities bölgesinin, chest/lungs bölgesinden daha kaliteli olduğu belirlenmiştir.

D sistemi için, Tablo 4.16, Şekil 4.19 ve Şekil 4.20'e göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması lumbar spine, extremities, chest/lungs olarak belirlenmiştir.

E sistemi için, Tablo 4.19, Şekil 4.23 ve Şekil 4.24'e göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması lumbar spine, chest/lungs olarak belirlenmiştir. Bu sistemde kullanılan cihaz, tam otomatik olduğu için extremities bölgesinden alınan görüntüler analiz edilememiş, dolayısıyla IQF_{inv}, toplam saptanan değerleri hesaplanamamış ve kontrast detay eğrisi çizilememiştir. kVp ve mAs değerlerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması lumbar spine, chest/lungs, extremities olarak belirlenmiştir.

F sistemi için, Tablo 4.23, Şekil 4.28 ve Şekil 4.29'a göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması lumbar spine, chest/lungs, extremities olarak belirlenmiştir.

G sistemi için, Tablo 4.27, Şekil 4.33 ve Şekil 4.34'e göre, IQF_{inv} değerine bakıldığında bölgelerin kalite sıralaması lumbar spine, chest/lungs, extremities olarak belirlenmiştir.

AEC ışınlamasını devre dışı bırakıp, istenilen kVp ve mAs değerlerinde ışınlama yapılarak bölgelerin görüntü kaliteleri artırılabilir.

KAYNAKLAR

[1] 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.

[2] Gemici H., X-Işın Tüpü için Hassas Kalibratör Tasarımı ve Gerçeklenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**,** Ankara, 2008, 216649.

[3] Arslan T., X-Işınları ve Kullanım Alanları, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü Fizik Eğitim Anabilim Dalı, Ankara, 2010.

[4] Kaya T., Radyografinin Temel Prensipleri ve Radyografik Yorumda Temel İlkeler, *Türk Radyoloji Derneği*, 2017, **5**(1), 1-22.

[5] http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/xrayc.html#c2, (Ziyaret Tarihi: 23 Mayıs 2020).

[6] https://veterinerakademisi.blogspot.com/2018/02/radyoloji.html, (Ziyaret Tarihi: 08 Haziran 2020).

[7] Kamburoğlu K., Radyasyon Fiziği, Ankara Üniversitesi, https://dspace.ankara.edu.tr/xmlui/bitstream/handle/20.500.12575/66562/Radyasyon%20Fizigi%203.pdf?sequence=1, (Ziyaret Tarihi: 23 Mayıs 2020).

[8] https://docplayer.biz.tr/4967225-Icindekiler-1-giris-2-genel-tanimlar-2-1-biyomedikal-tip-elektronigi-nedir-2-2-radyodiyagnostik-nedir.html, (Ziyaret Tarihi: 08 Haziran 2020).

[9] 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.

[10] Bulakbaşı N., DijitalRadyoloji, https://docplayer.biz.tr/1692962-Dijital-radyoloji-prof-dr-nail-bulakbasi-yakin-dogu-universitesi-tip-fakultesi-radyoloji-anabilim-dali.html, (Ziyaret Tarihi: 09 Mayıs 2020).

[11] http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/G%C3%B6r%C3%BCnt%C3%BC%20Olu%C5%9Fumu.pdf, (Ziyaret Tarihi: 09 Mayıs 2020).

[12] Oyar O., Dijital Radyografi, *Türk Radyoloji Derneği*, 2017, **5**(1), 23-36.

[13] Ekinci, Ş., Bingöldağ, M. ve Aksu, M., Dijital Radyografi, *II. Uluslararası Tahribatsız Muayene Sempozyumu,* İstanbul: Yeditepe Üniversitesi, 09 – 11 Ekim 2003.

[14] Lanca L. and A. Silva, Digital Radiography Detectors : A Technical Overview: Part 1, *Radiography*, 2009, **15**(1), 58-62.

[15] Seibert J. A., Flat-Panel Detectors: How Much Better are They?, *Pediatr Radiol*, 2006, **36**(2), 173-181.

[16] Seçil M., Dijital Radyoloji, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir, https://www.mustafasecil.com/urunler_detay.asp?anaid=2&altid=10&nr=A, (Ziyaret Tarihi: 25 Nisan 2020).

[17] L. Lanc¸a and A. Silva, Digital Radiography Detectors: A Technical Overview, Digital Imaging Systems for Plain Radiography**,** *Springer,* 2013.

[18] Lança L. and Silva A., Digital Radiography Detectors – A Technical Overview: Part 2, *Radiography*, 2009, **15**(2), 134-138.

[19] 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.

[20] Russo P., *Handbook of X-ray Imaging Physics and Technology*, 1 th ed, CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2018.

[21] Yüksel Ş., Dijital Mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kabul Testleri, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, 2010, 291813.

[22] https://www.medibim.com.tr/TR/biyomedikal-kalibrator-test-cihazlari/radyoloji-kalite-fantomlari/x-ray-kalite-fantomu-cr-dr/#.X1-KbhAzbIX , (Ziyaret Tarihi: 14 Mayıs 2020).

[23] https://dijitalhastane.saglik.gov.tr/TR,4876/pacs-picture-archiving-and-communication-systems---goruntu-saklama-ve-iletisim-sistemleri.html, (Ziyaret Tarihi: 10 Mayıs 2020).

[24] Manual Contrast-Detail Phantom Artinins CDRAD Type 2.0, *Artinis Medical Systems*, B.V. Netherlands, 2006.

[25] Aksoy M. E., Kamasak M. E., Akkur E., Ucgul A., Basak M., and Alaca H., Evaluation and Comparison of Image Quality for Indirect Flat Panel Systems with CsI and GOS Scintillators, *7th International Symposium on Health Informatics and Bioinformatics*, Nevsehir, 19-22 April 2012.

[26] http://www.tipplus.com.tr/radyolojik-goruntuleme-ve-arsivleme-sistemi-pacs/ (Ziyaret Tarihi: 10 Mayıs 2020).

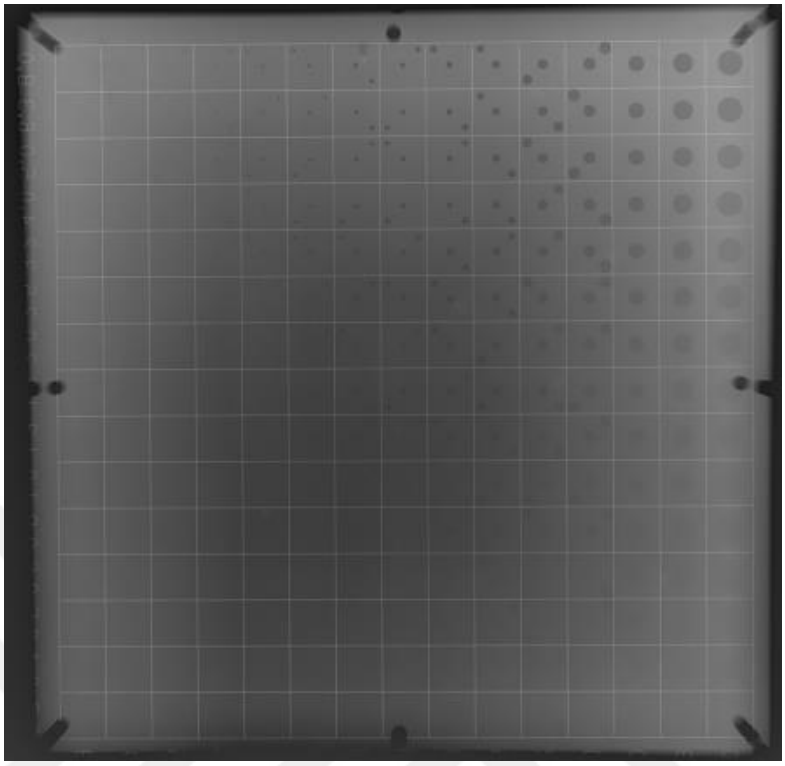
[27] http://www.rayence.com/software_en/15544, (Ziyaret Tarihi: 10 Mayıs 2020).

[28] https://www.softneta.com/solutions/pacs-viewer-for-medical-software-vendors-oems/, (Ziyaret Tarihi: 10 Mayıs 2020).

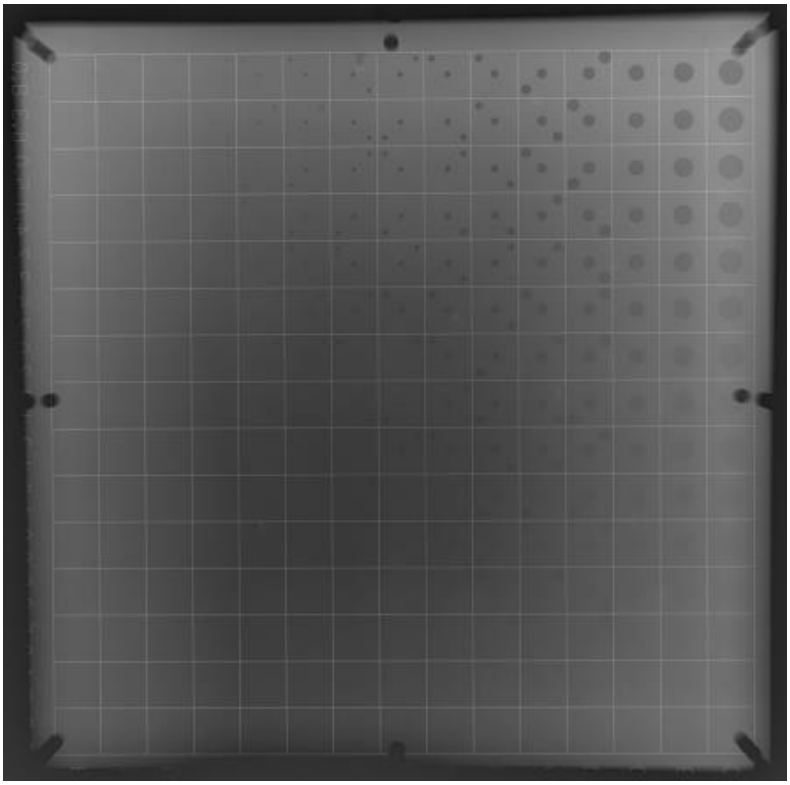
[29] https://www.sejda.com/share/f1f2d79d70404a79857f33fa3d83b14f-AaPZqED-5oUtFR9G7QDRImEwtN-lGQKVWM5pXzLBlU241vDZQSCFuEEyV63EW_b9, (Ziyaret Tarihi: 08 Haziran 2020).

EKLER

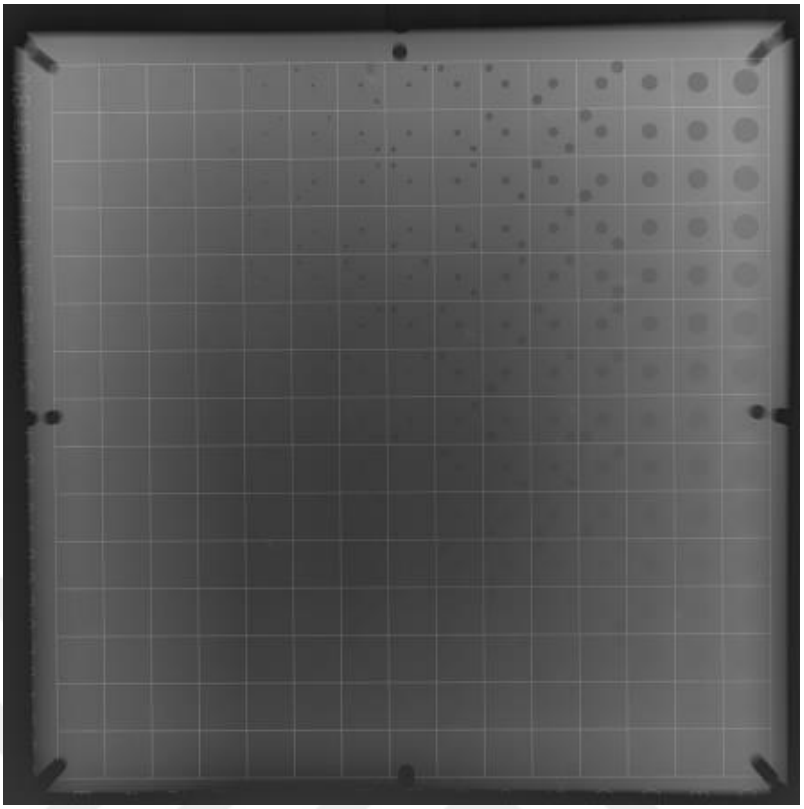
EK-A



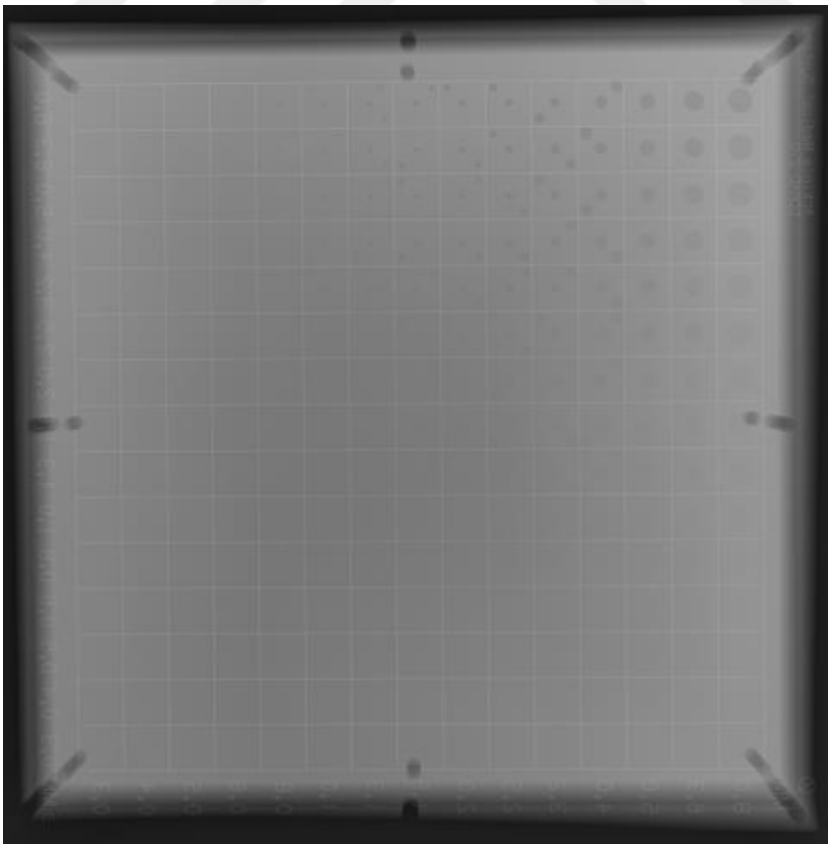
Şekil A.1. A sistemi lumbar spine bölgesinin I0000018 no.lu görüntüsü



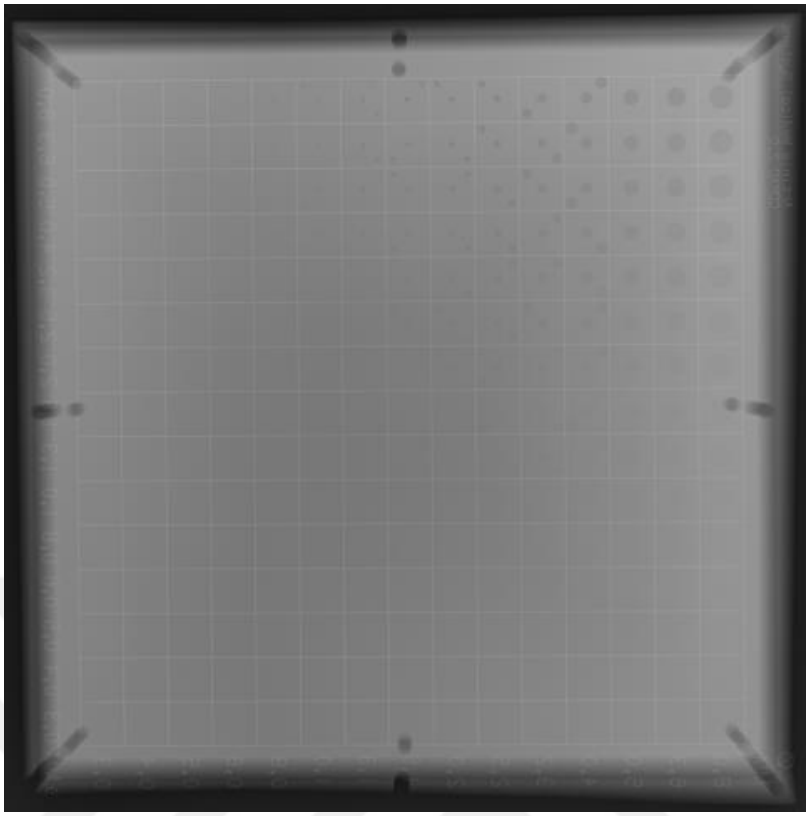
Şekil A.2. A sistemi lumbar spine bölgesinin I0000019 no.lu görüntüsü



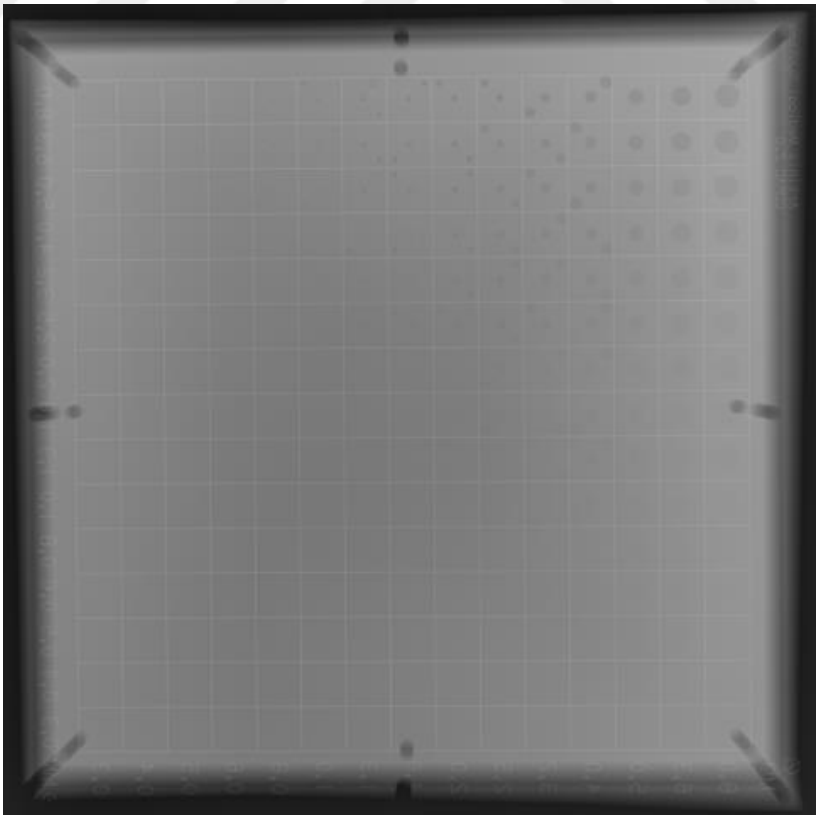
Şekil A.3. A sistemi lumbar spine bölgesinin I0000026 no.lu görüntüsü



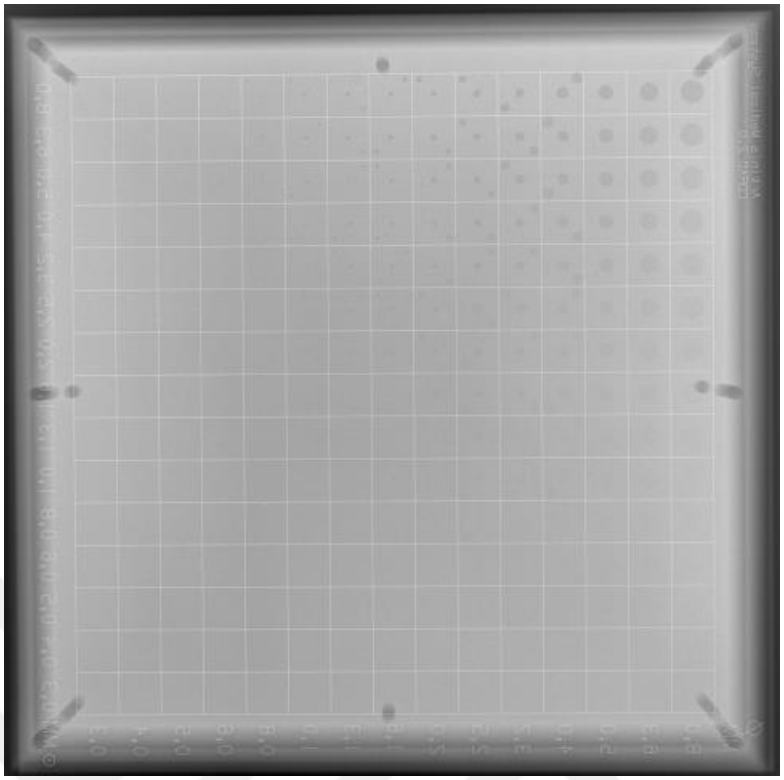
Şekil A.4. A sistemi chest bölgesinin I0000020 no.lu görüntüsü



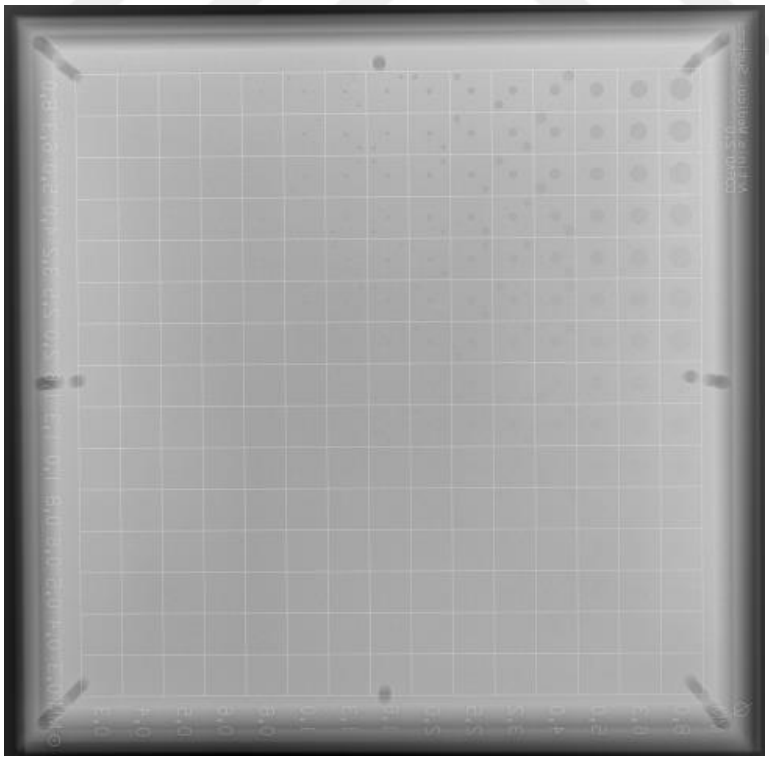
Şekil A.5. A sistemi chest bölgesinin I0000021 no.lu görüntüsü



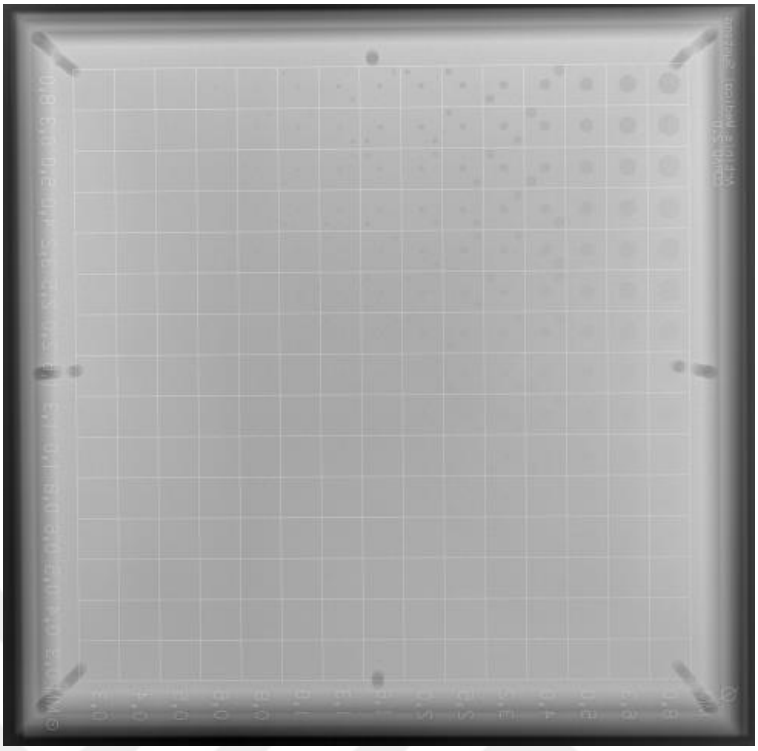
Şekil A.6. A sistemi chest bölgesinin I0000022 no.lu görüntüsü



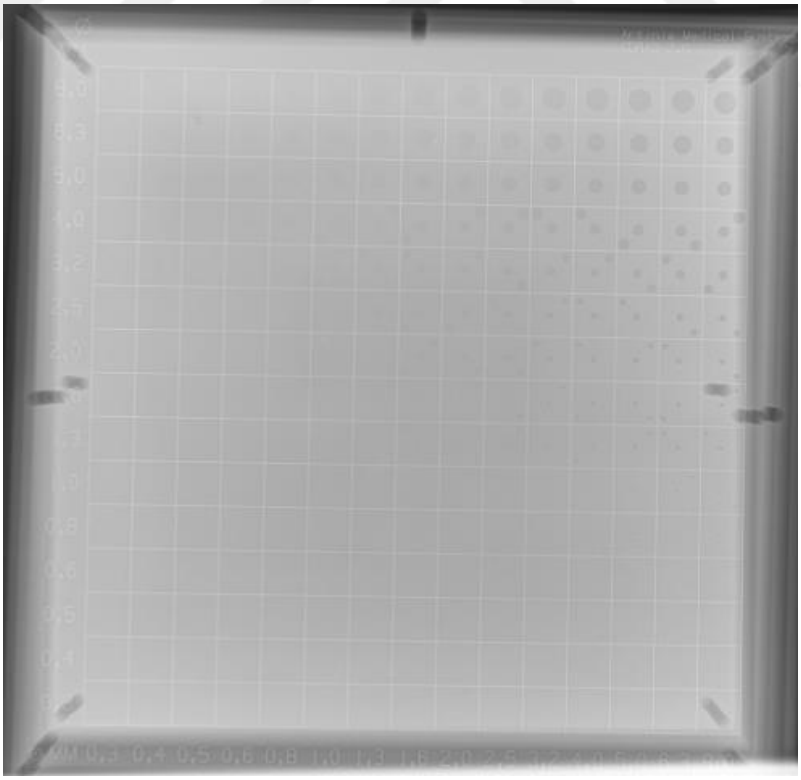
Şekil A.7. A sistemi ekstremite bölgesinin I0000023 no.lu görüntüsü



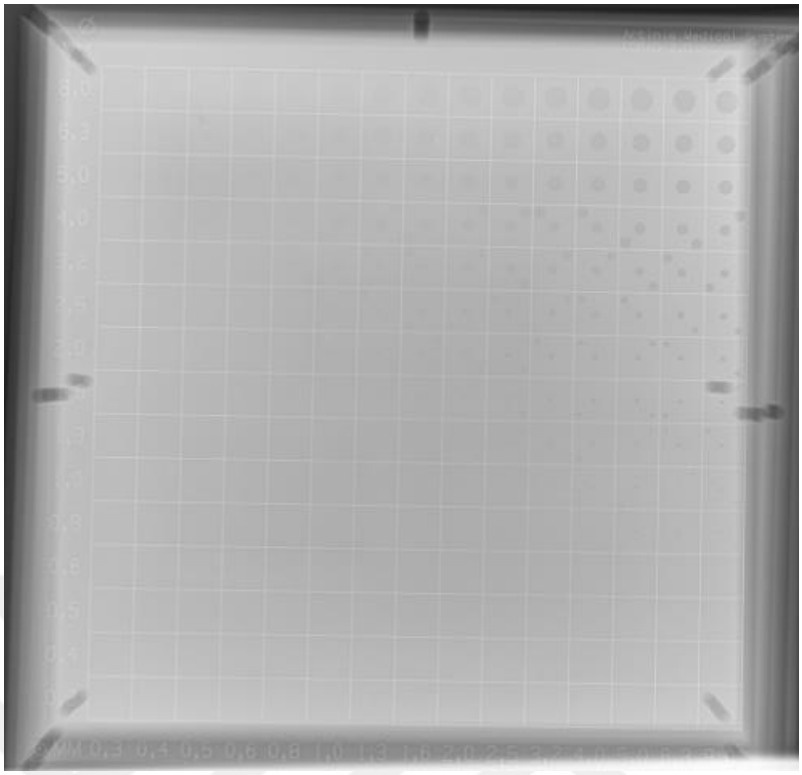
Şekil A.8. A sistemi ekstremite bölgesinin I0000024 no.lu görüntüsü



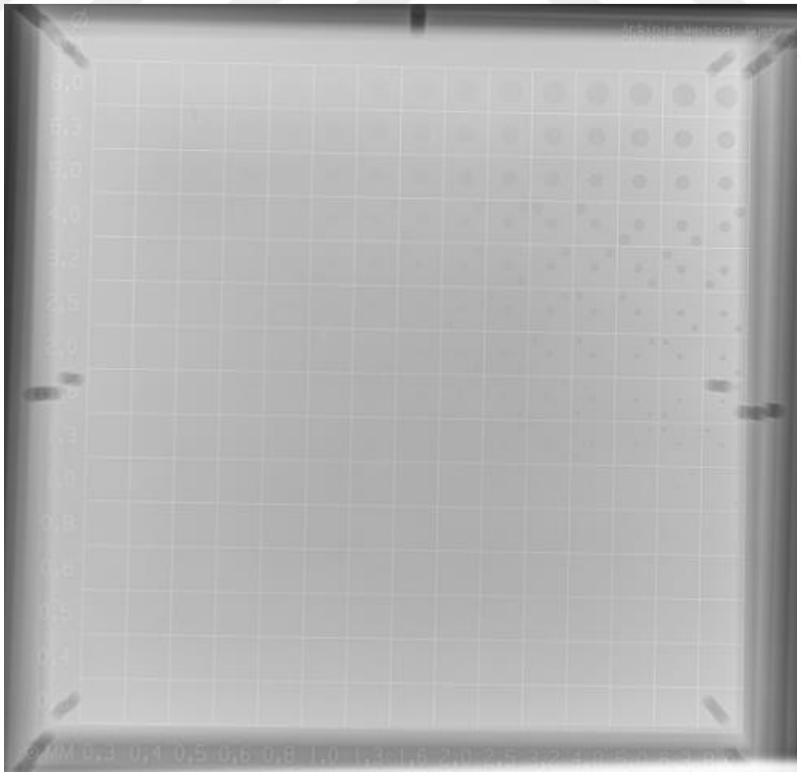
Şekil A.9. A sistemi ekstremite bölgesinin I0000025 no.lu görüntüsü



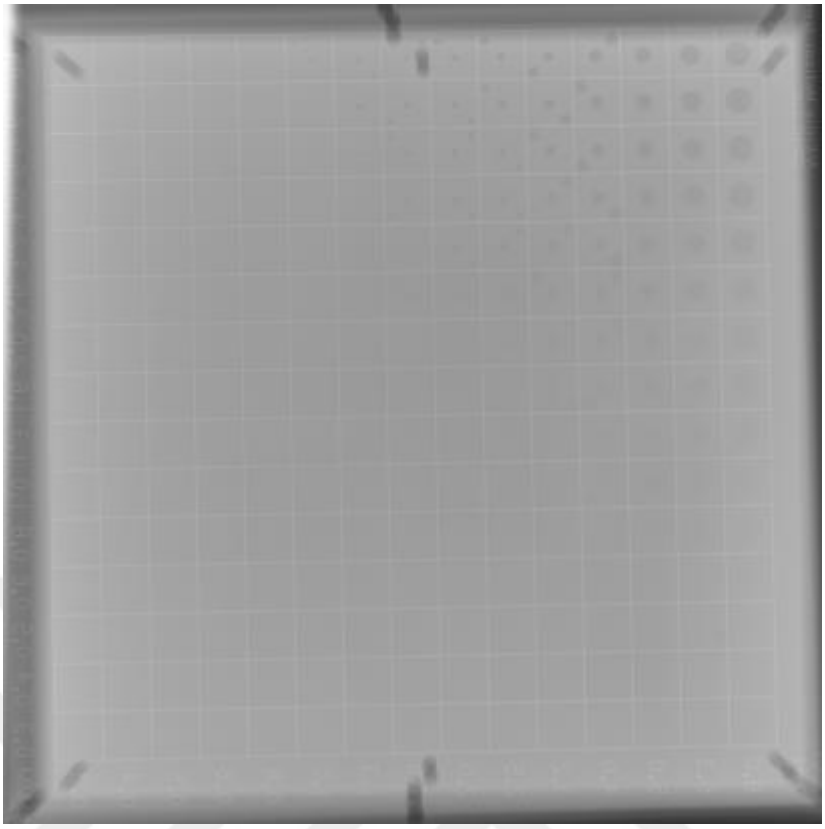
Şekil A.10. B sistemi lumbar spine bölgesinin I0000013 no.lu görüntüsü



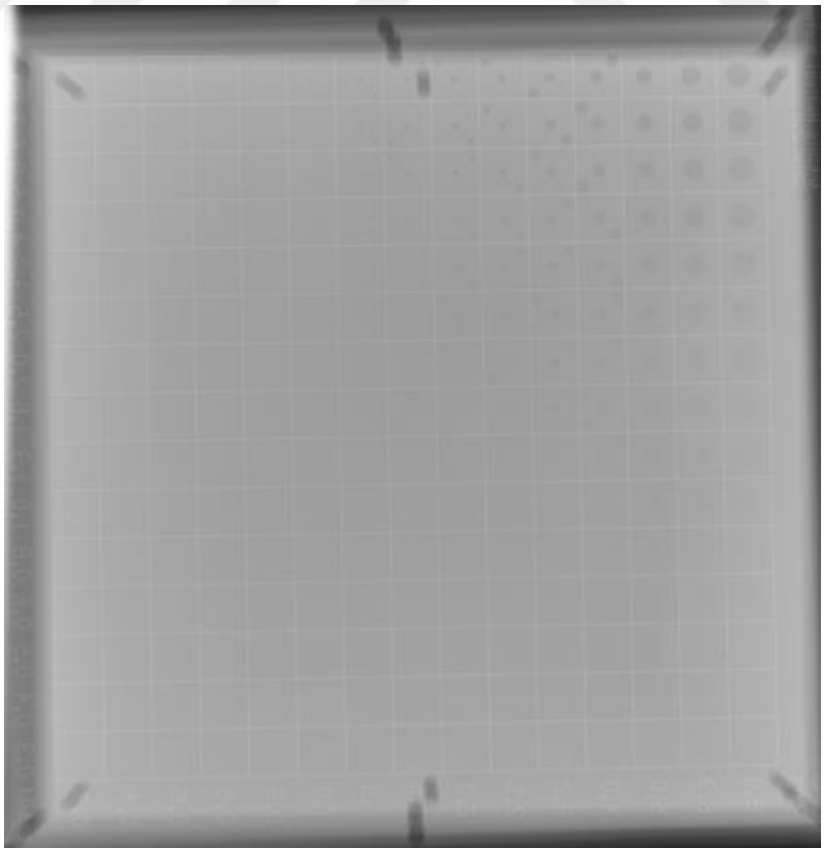
Şekil A.11. B sistemi lumbar spine bölgesinin I0000014 no.lu görüntüsü



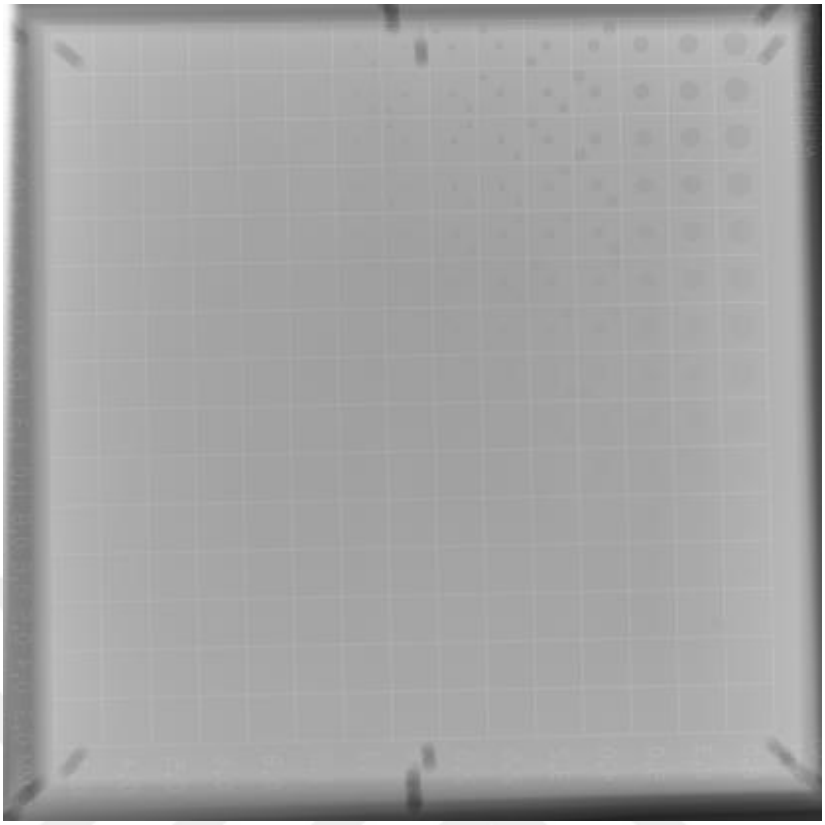
Şekil A.12. B sistemi lumbar spine bölgesinin I0000015 no.lu görüntüsü



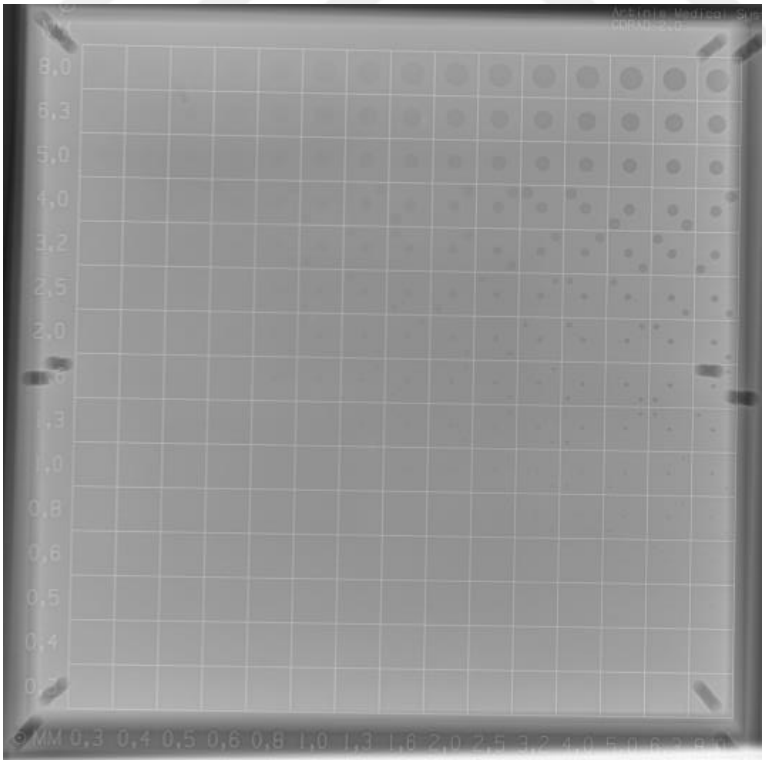
Şekil A.13. B sistemi chest bölgesinin I0000016 no.lu görüntüsü



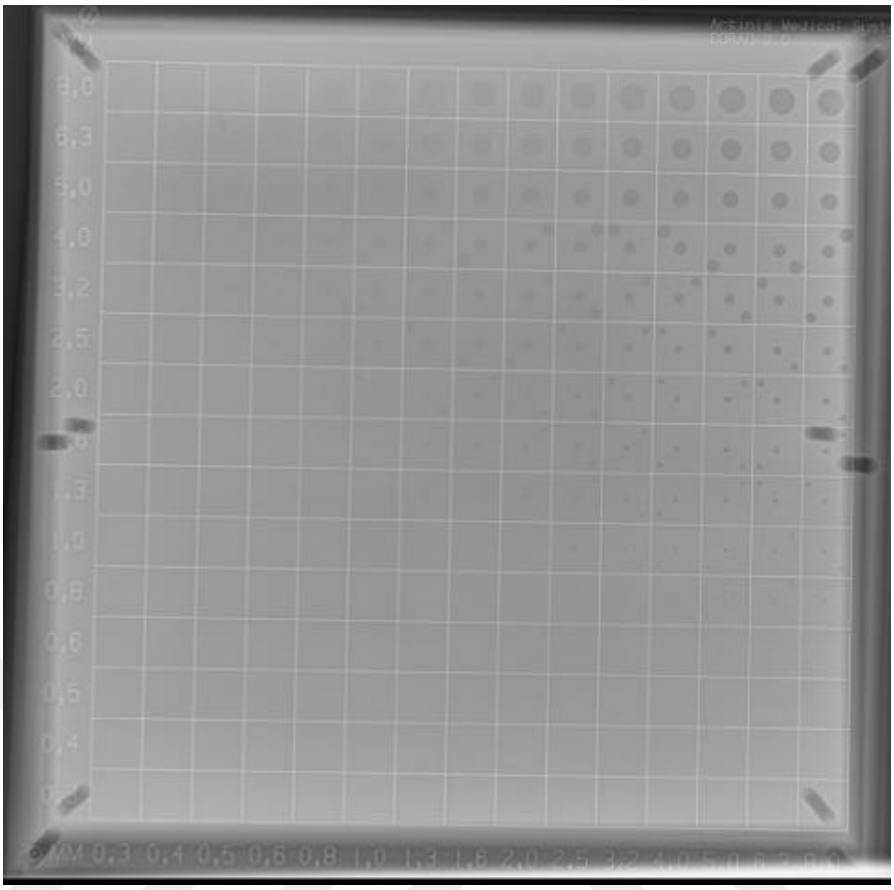
Şekil A.14. B sistemi chest bölgesinin I0000017 no.lu görüntüsü



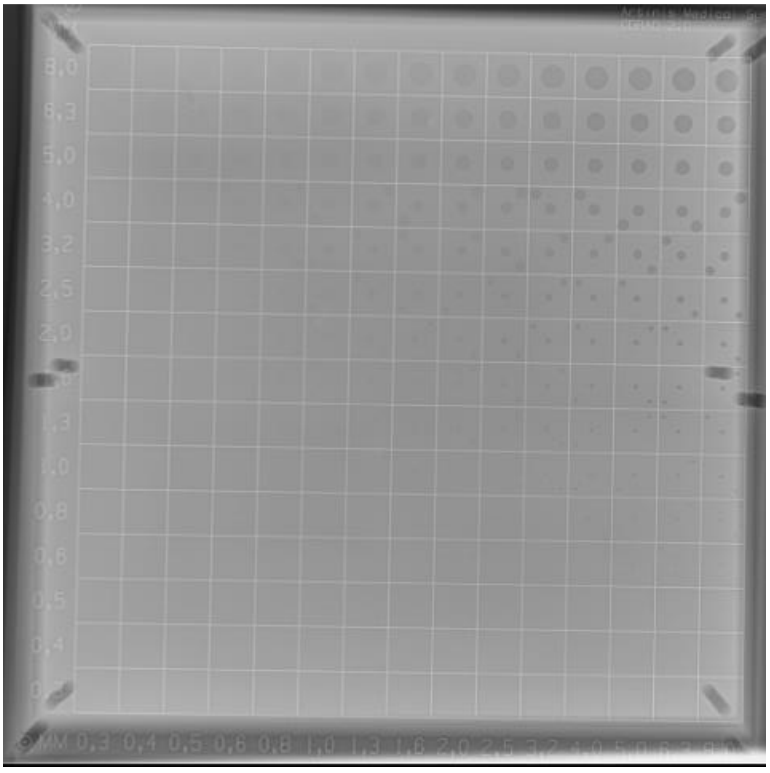
Şekil A.15. B sistemi chest bölgesinin I0000018 no.lu görüntüsü



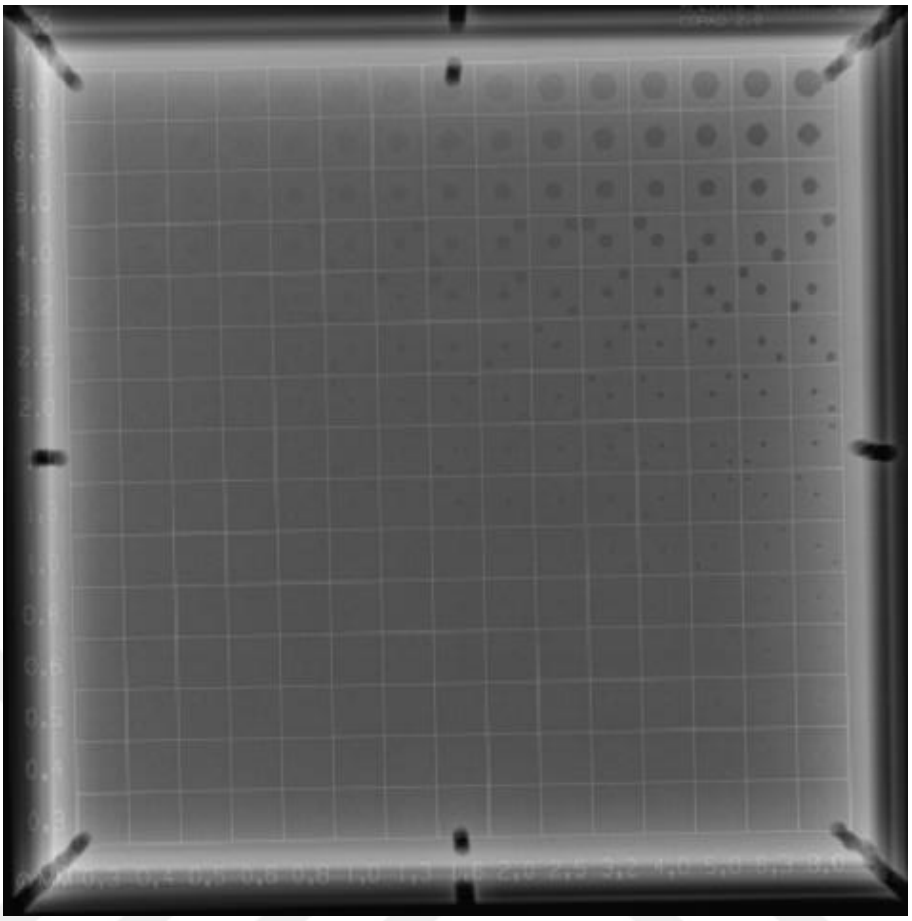
Şekil A.16. B sistemi ekstremite bölgesinin I0000019 no.lu görüntüsü



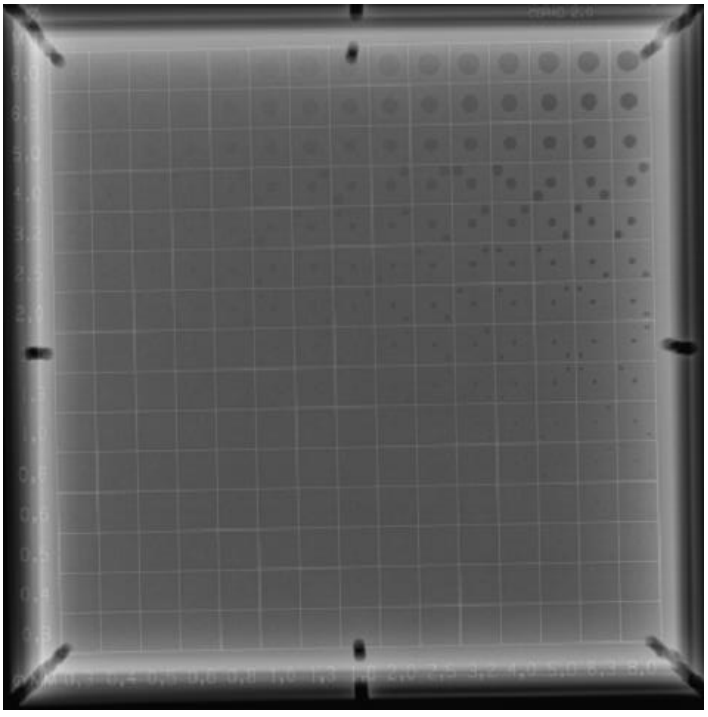
Şekil A.17. B sistemi ekstremite bölgesinin I0000020 no.lu görüntüsü



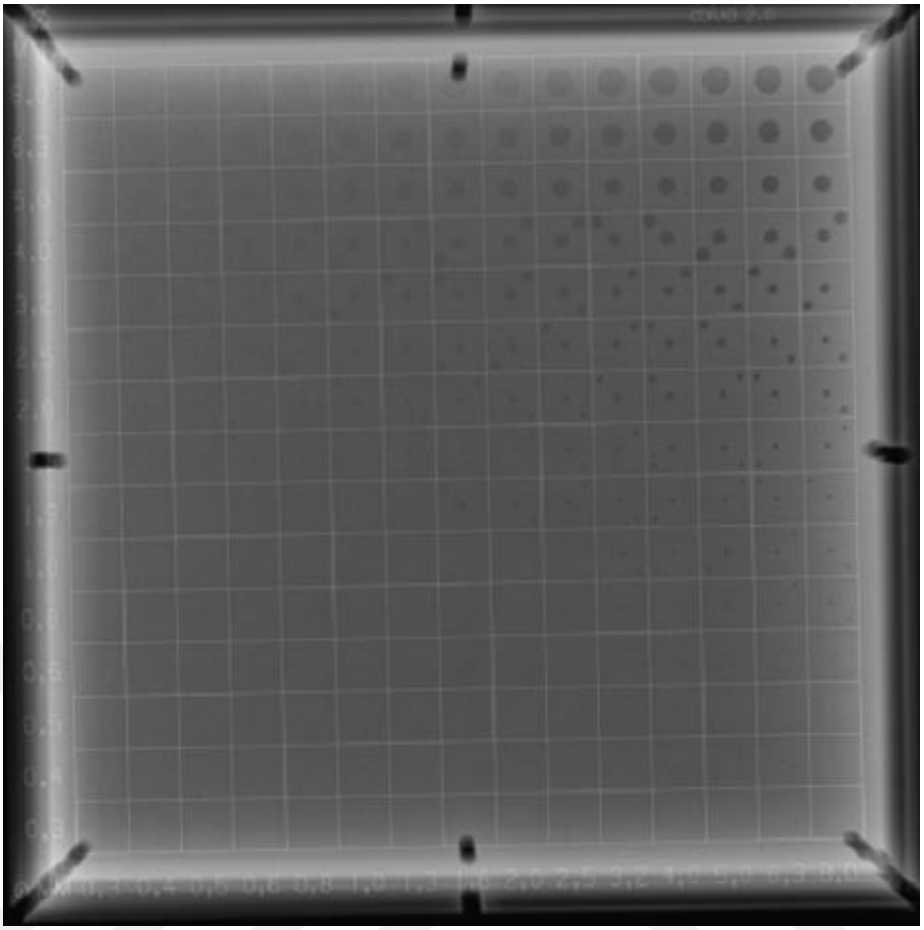
Şekil A.18. B sistemi ekstremite bölgesinin I0000021 no.lu görüntüsü



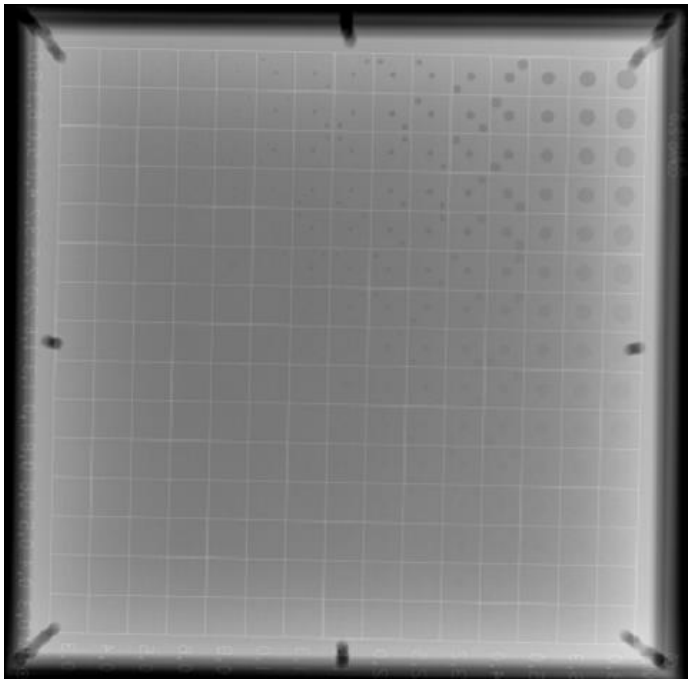
Şekil A.19. C sistemi lumbar spine bölgesinin i108763 no.lu görüntüsü



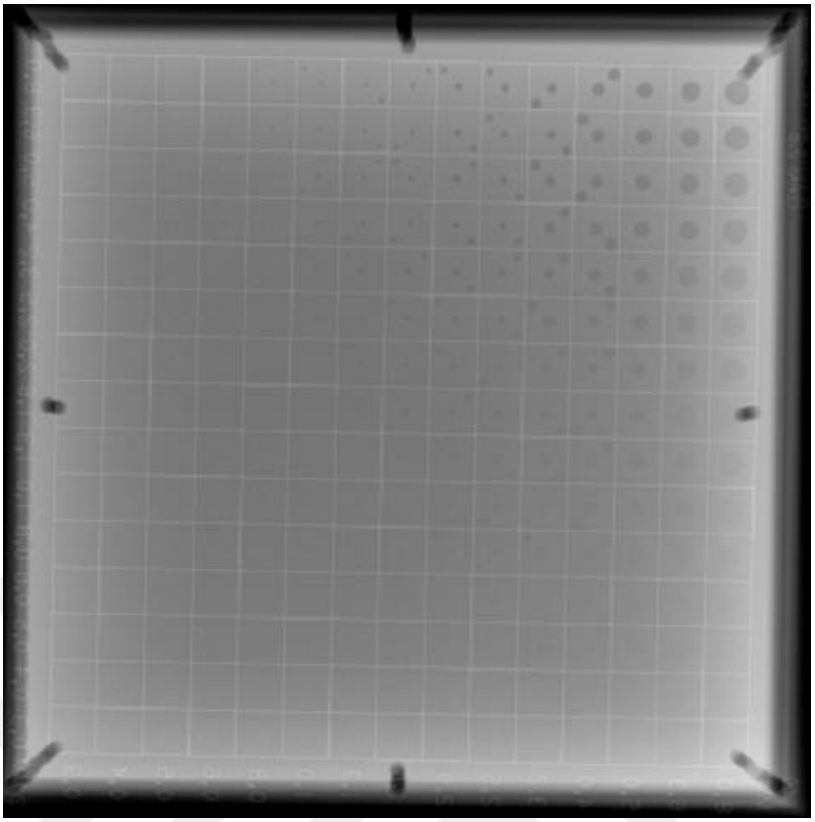
Şekil A.20. C sistemi lumbar spine bölgesinin i108764 no.lu görüntüsü



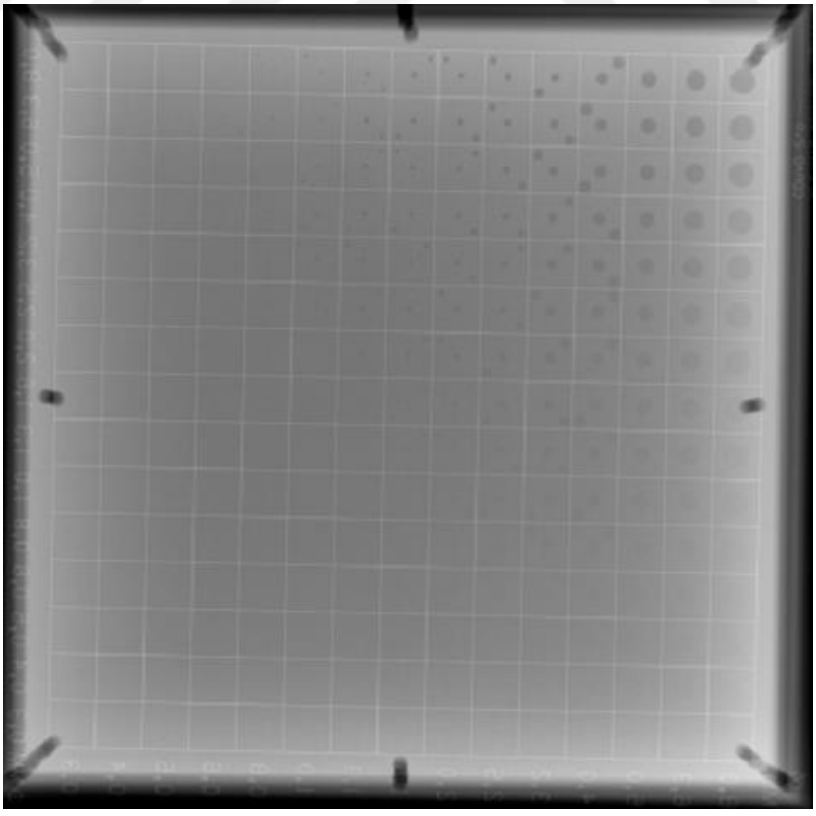
Şekil A.21. C sistemi lumbar spine bölgesinin i108765 no.lu görüntüsü



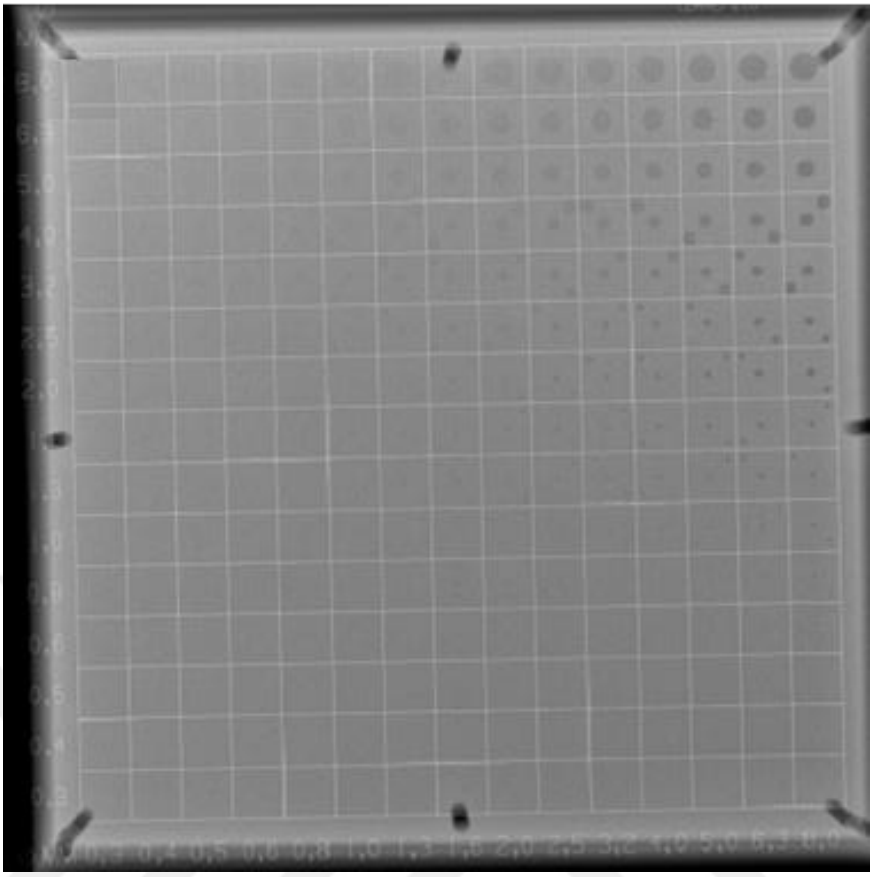
Şekil A.22. C sistemi chest bölgesinin i108766 no.lu görüntüsü



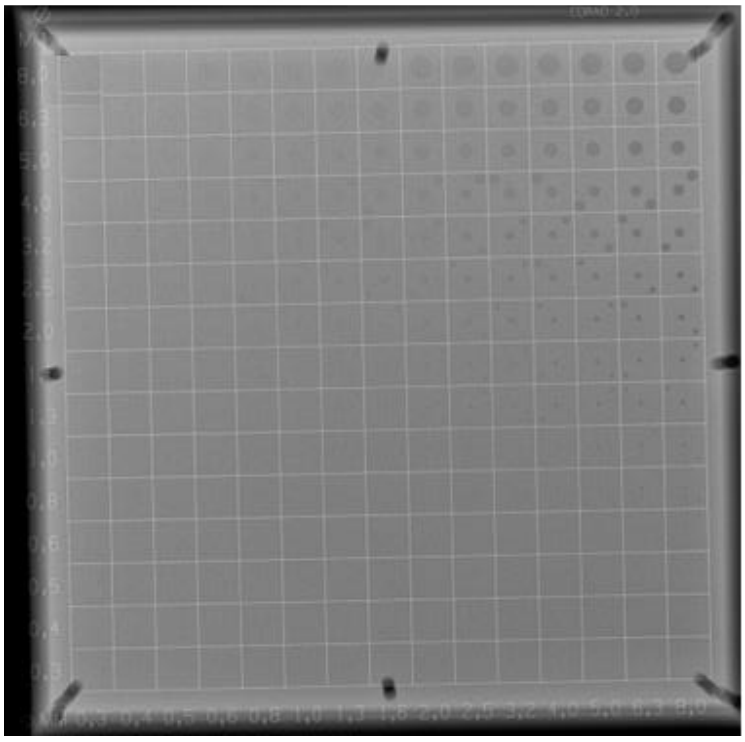
Şekil A.23. C sistemi chest bölgesinin i108767 no.lu görüntüsü



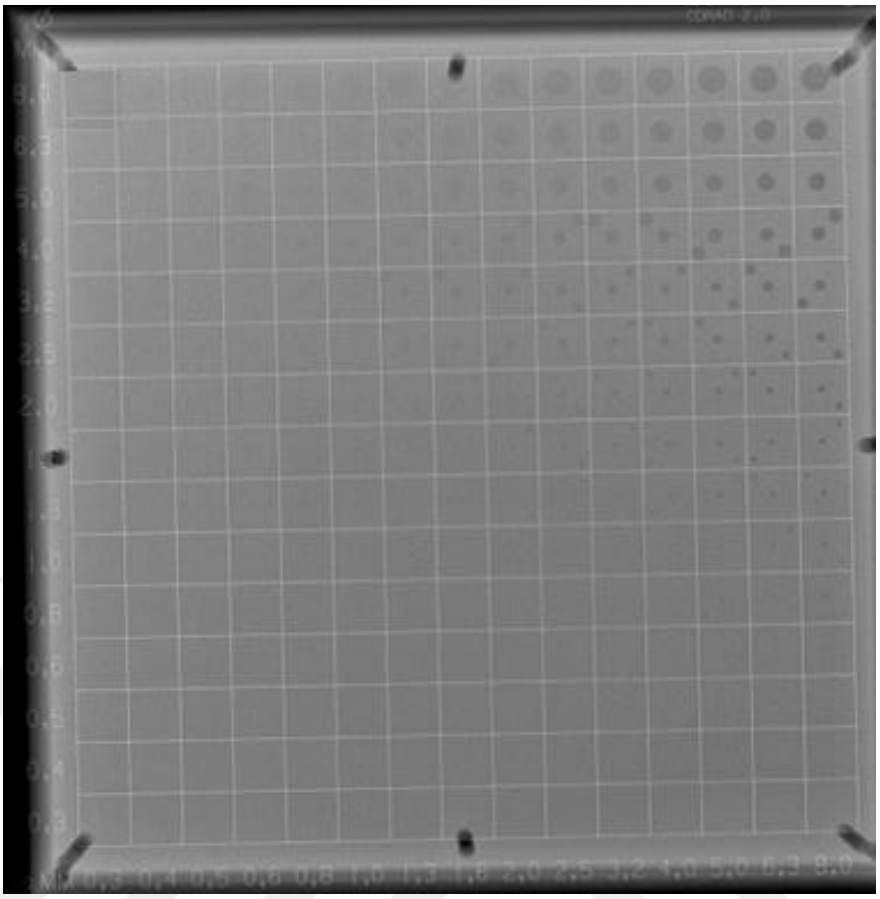
Şekil A.24. C sistemi chest bölgesinin i108768 no.lu görüntüsü



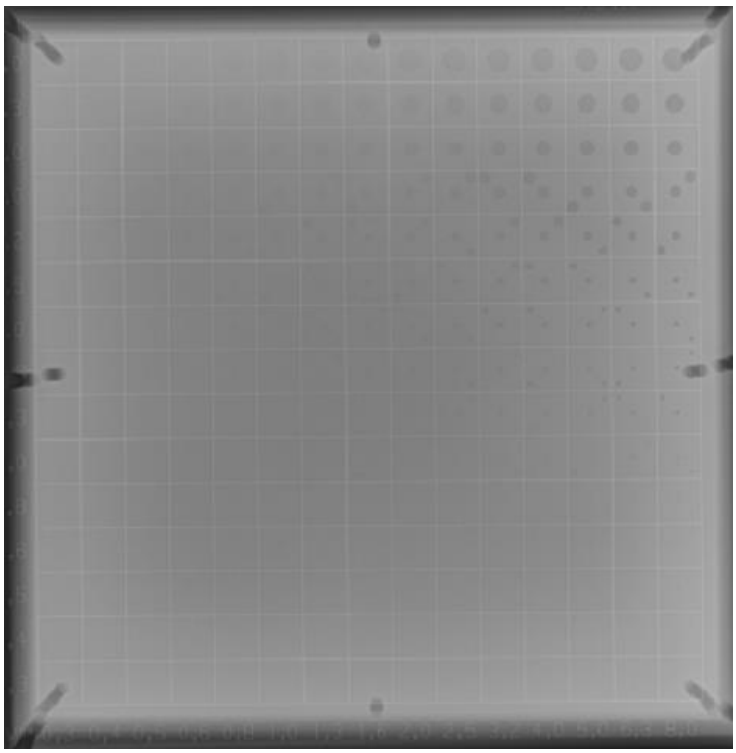
Şekil A.25. C sistemi ekstremite bölgesinin i108769 no.lu görüntüsü



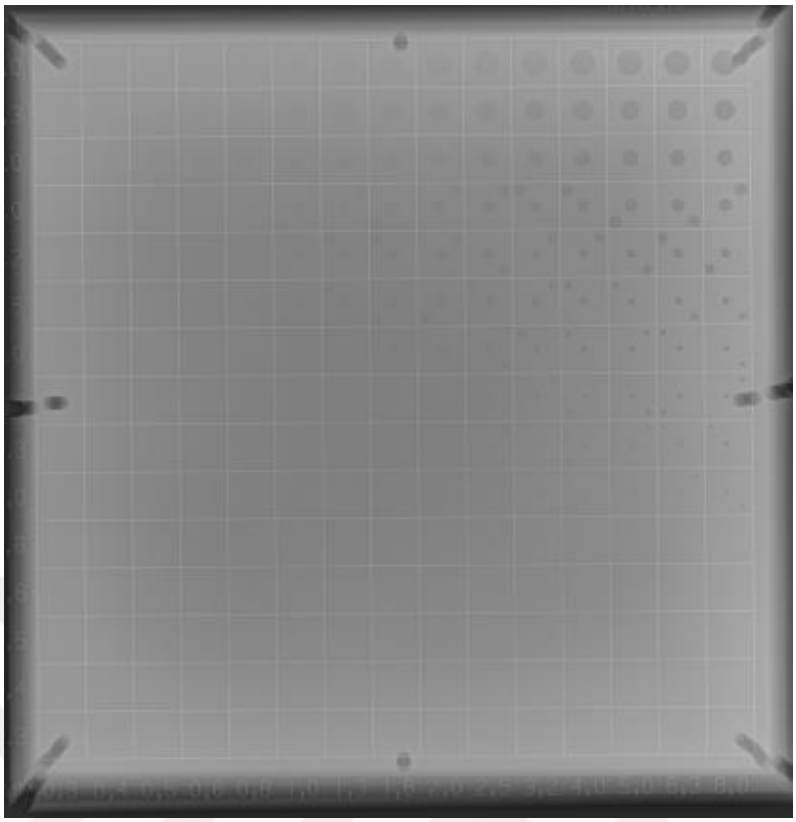
Şekil A.26. C sistemi ekstremite bölgesinin i108770 no.lu görüntüsü



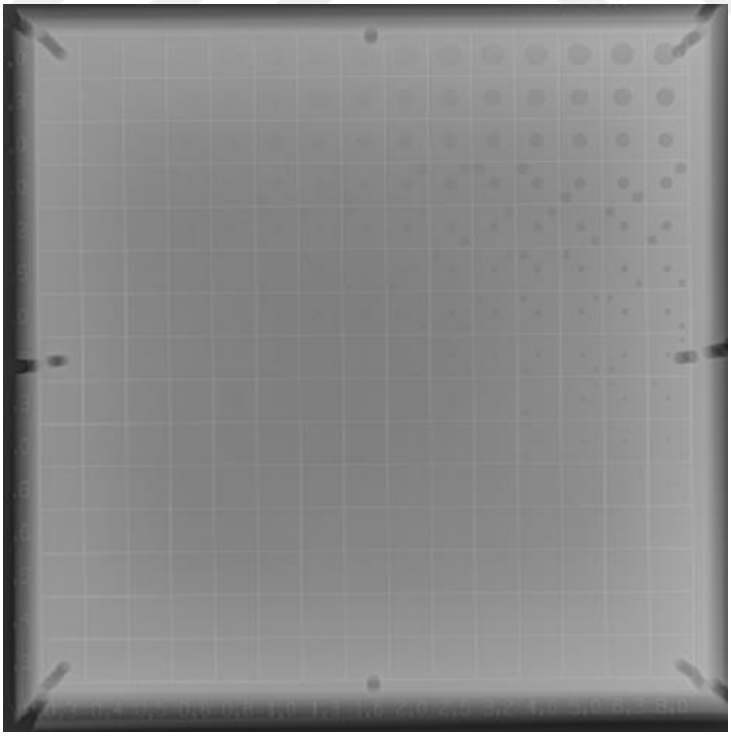
Şekil A.27. C sistemi ekstremite bölgesinin i108771 no.lu görüntüsü



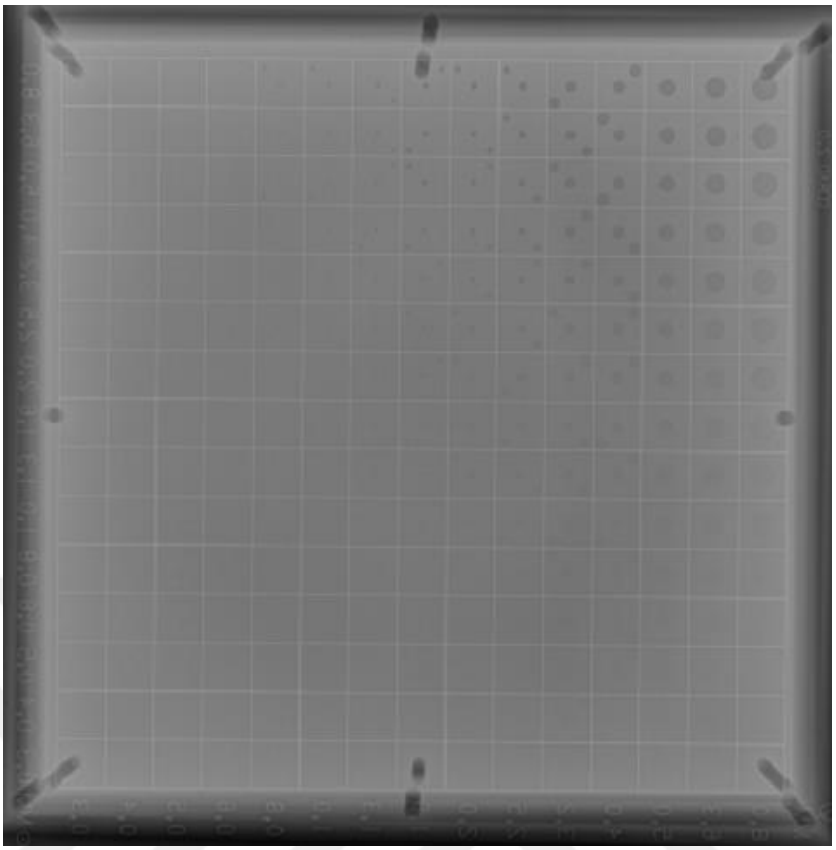
Şekil A.28. D sistemi lumbar spine bölgesinin I0000019 no.lu görüntüsü



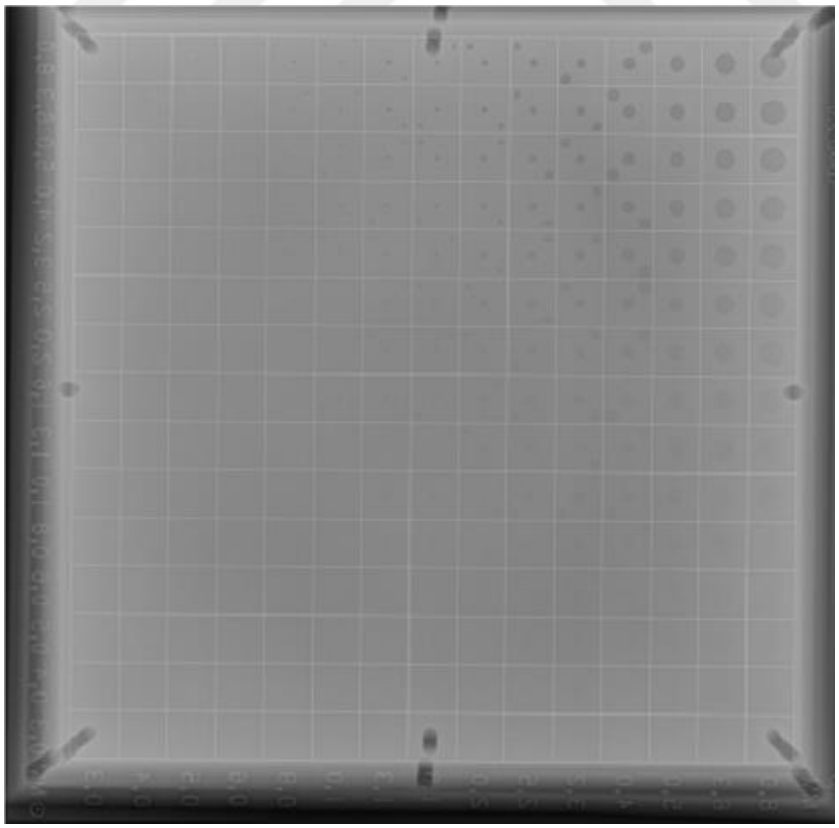
Şekil A.29. D sistemi lumbar spine bölgesinin I0000020 no.lu görüntüsü



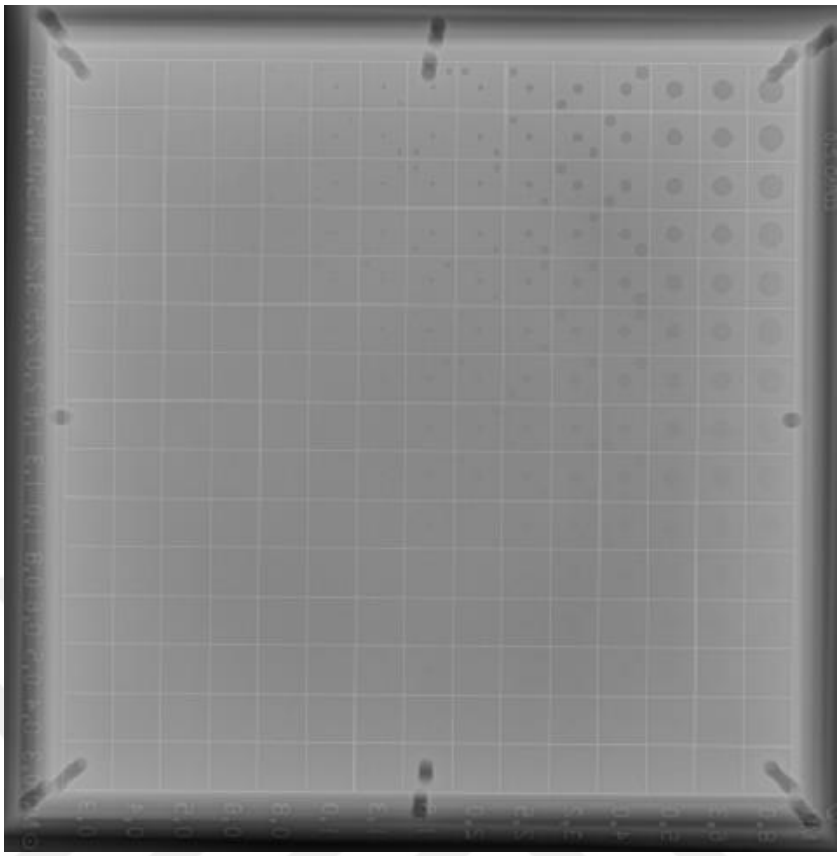
Şekil A.30. D sistemi lumbar spine bölgesinin I0000021 no.lu görüntüsü



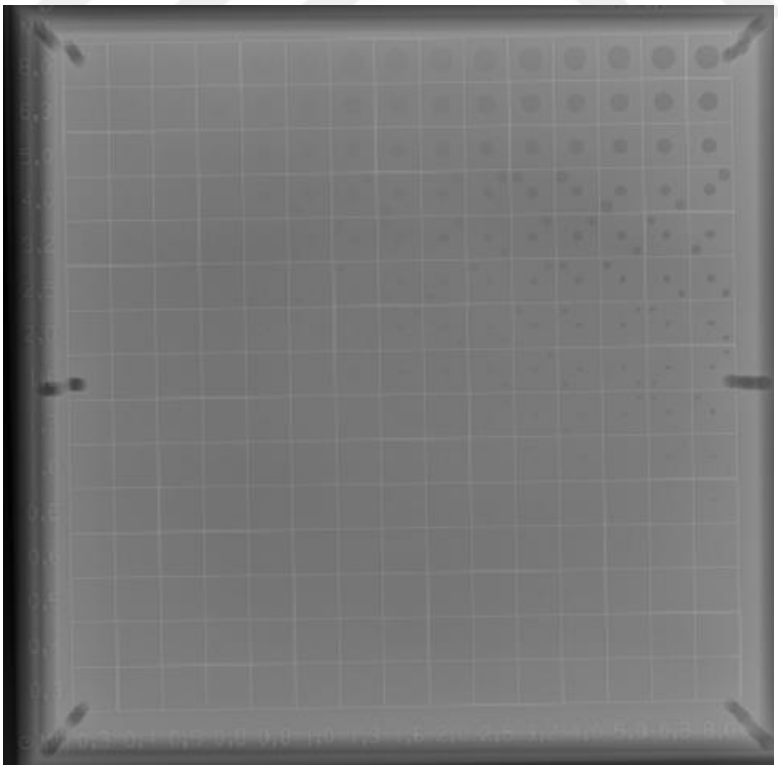
Şekil A.31. D sistemi chest bölgesinin I0000022 no.lu görüntüsü



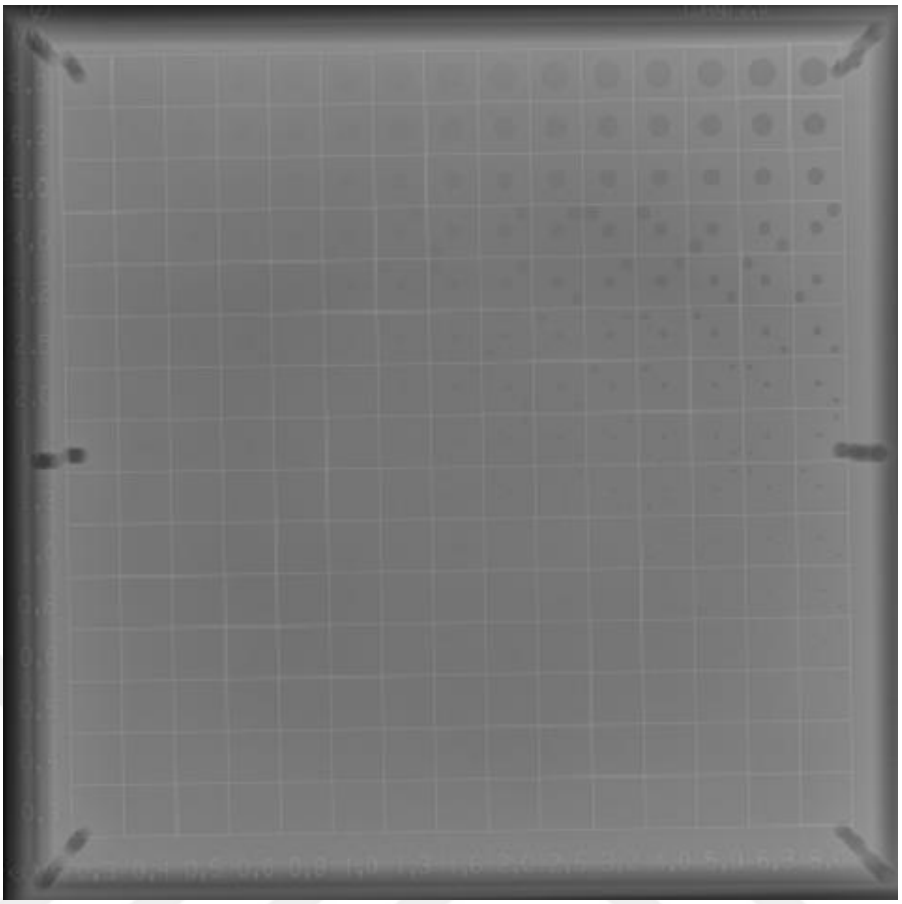
Şekil A.32. D sistemi chest bölgesinin I0000023 no.lu görüntüsü



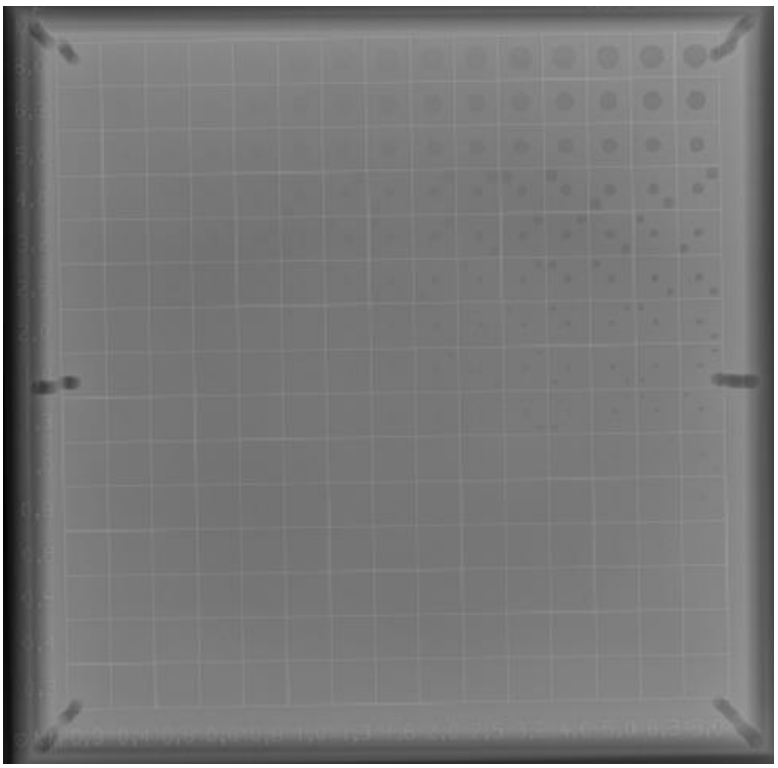
Şekil A.33. D sistemi chest bölgesinin I0000024 no.lu görüntüsü



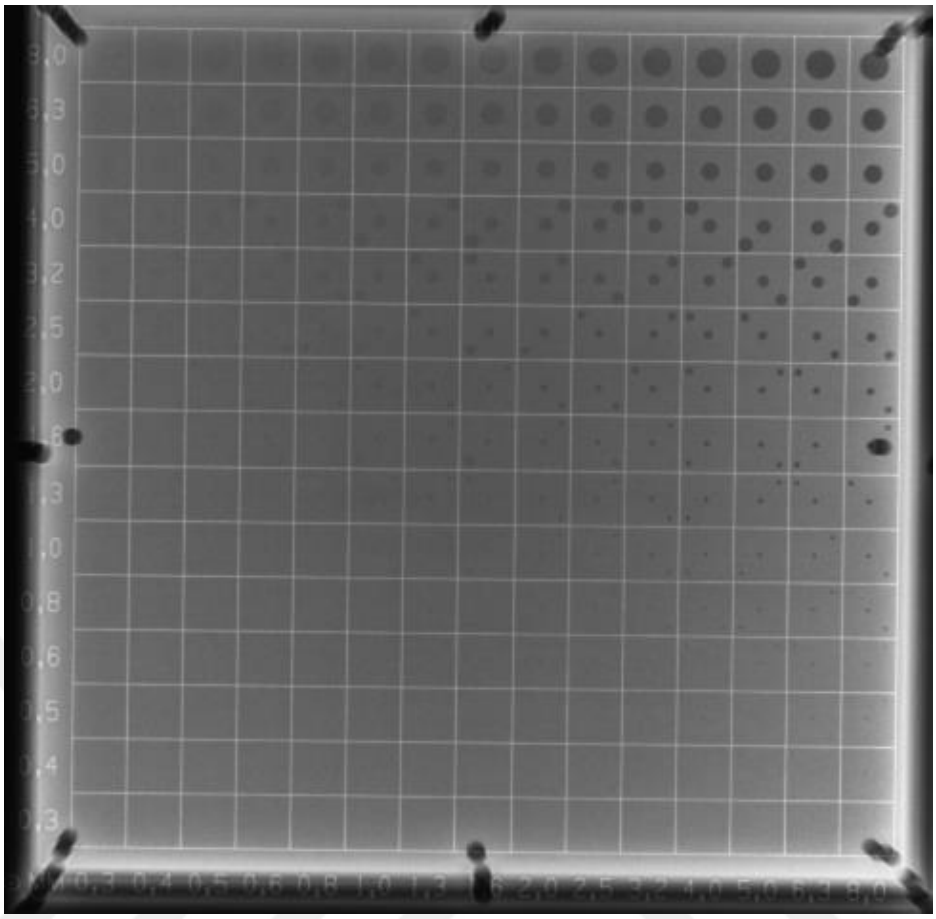
Şekil A.34. D sistemi ekstremite bölgesinin I0000025 no.lu görüntüsü



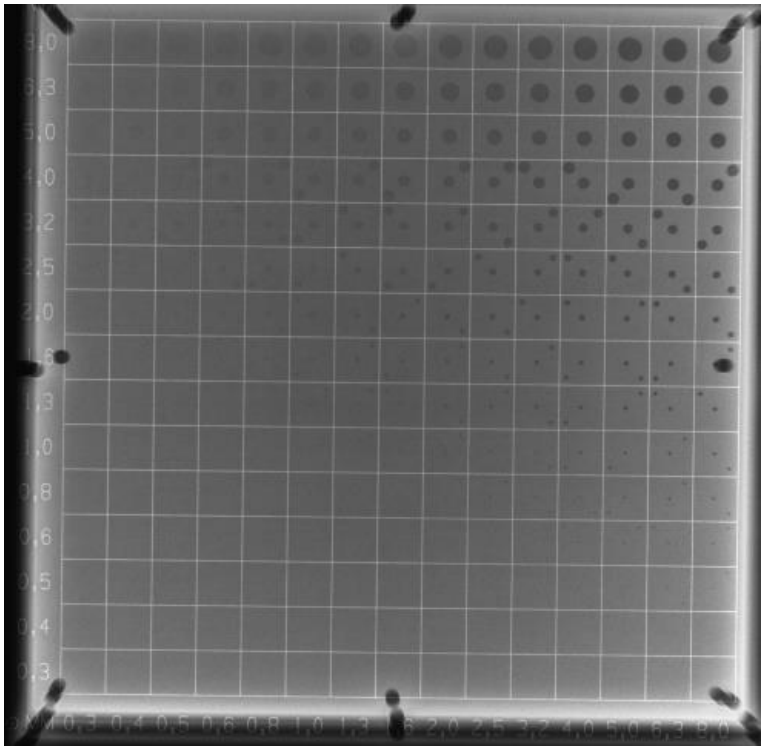
Şekil A.35. D sistemi ekstremite bölgesinin I0000026 no.lu görüntüsü



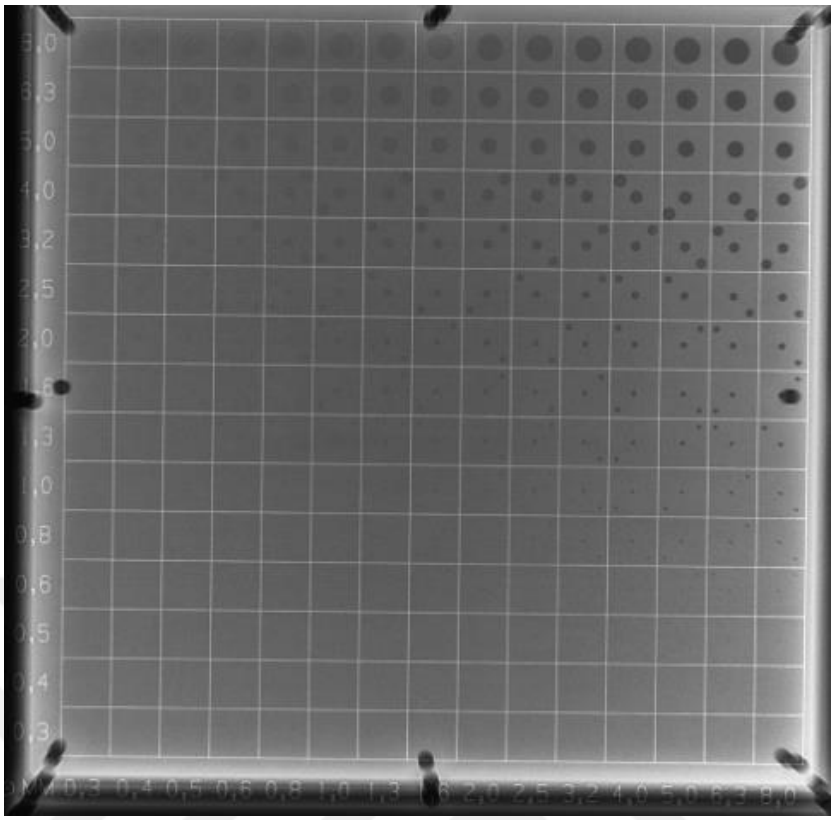
Şekil A.36. D sistemi ekstremite bölgesinin I0000027 no.lu görüntüsü



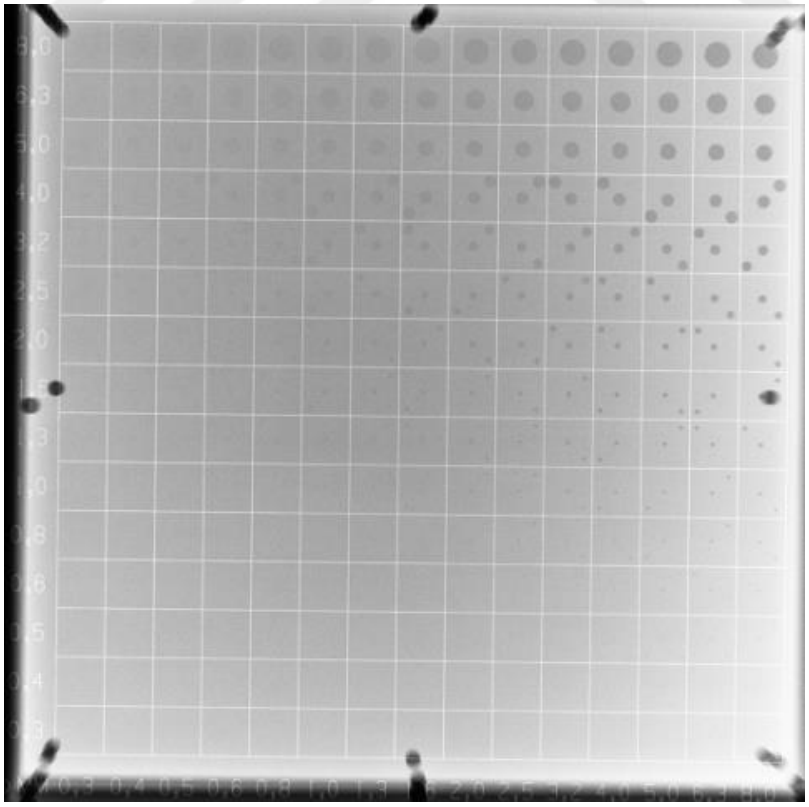
Şekil A.37. E sistemi lumbar spine bölgesinin L_SPINE no.lu görüntüsü



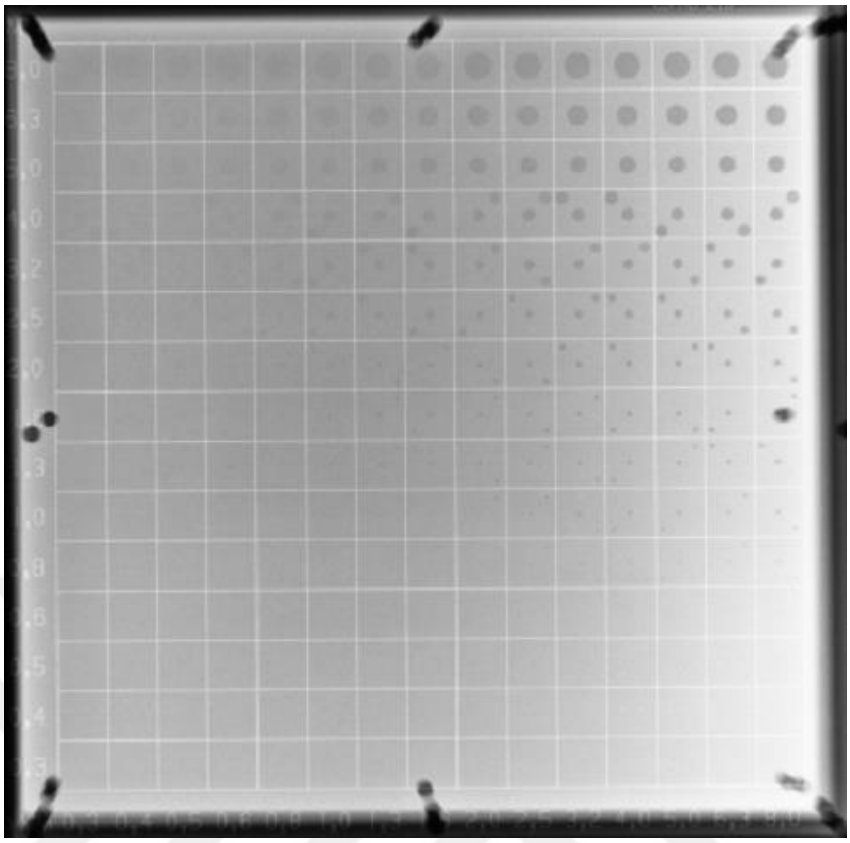
Şekil A.38. E sistemi lumbar spine bölgesinin L_SPINE_2 no.lu görüntüsü



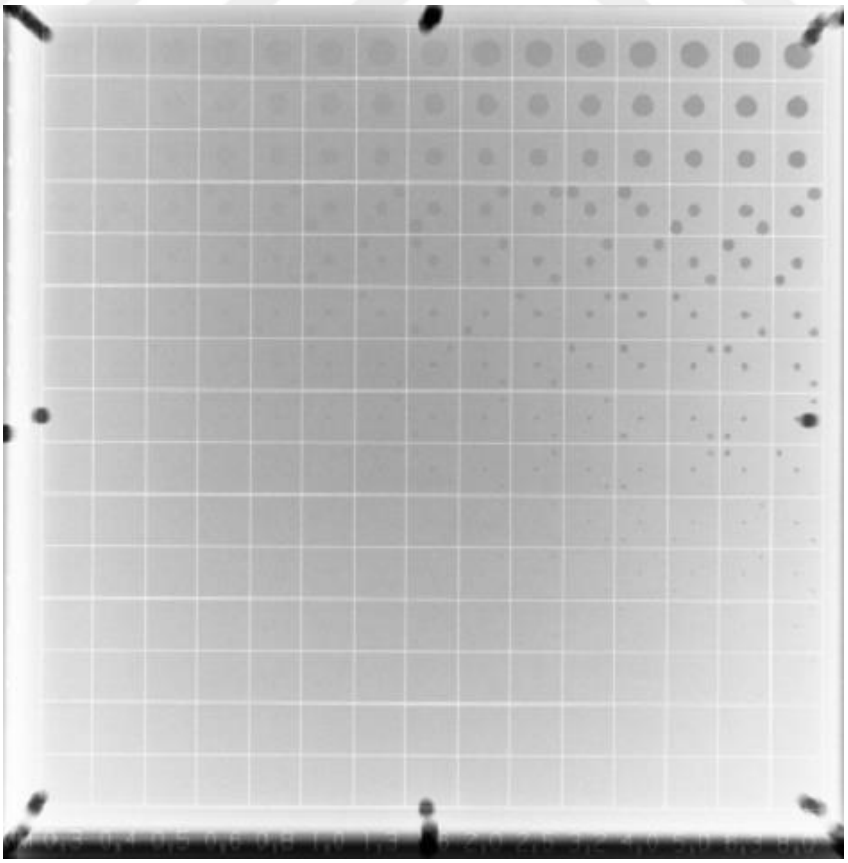
Şekil A.39. E sistemi lumbar spine bölgesinin L_SPINE_3 no.lu görüntüsü



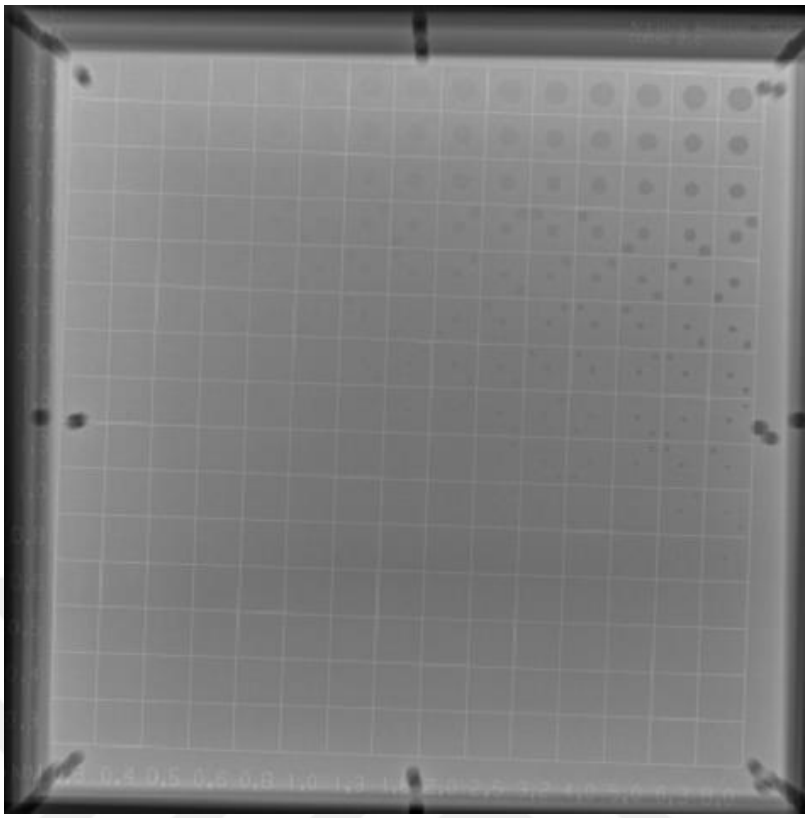
Şekil A.40. E sistemi chest bölgesinin CHEST no.lu görüntüsü



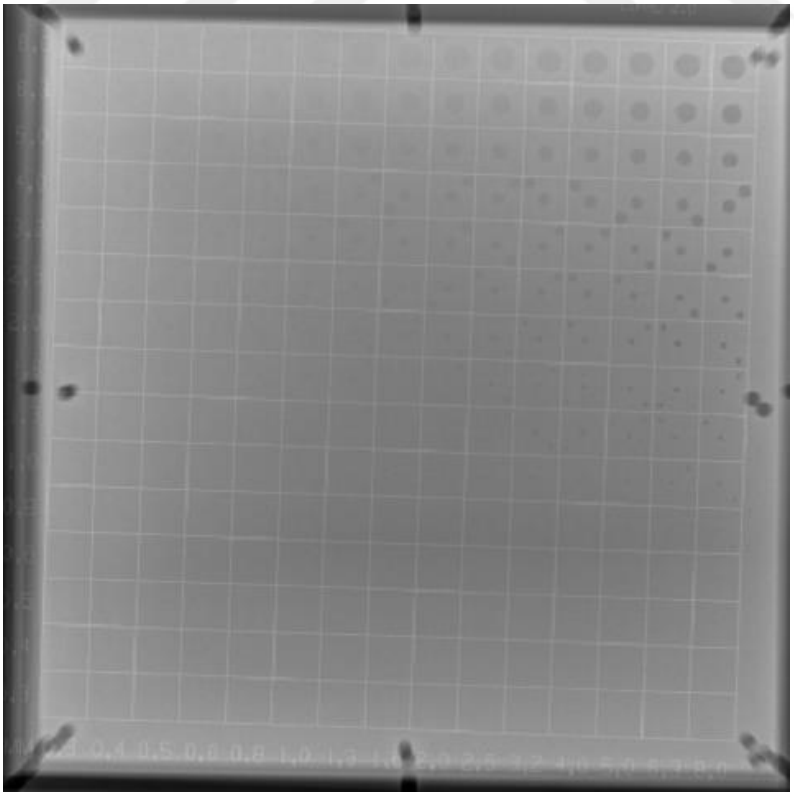
Şekil A.41. E sistemi chest bölgesinin CHEST_2 no.lu görüntüsü



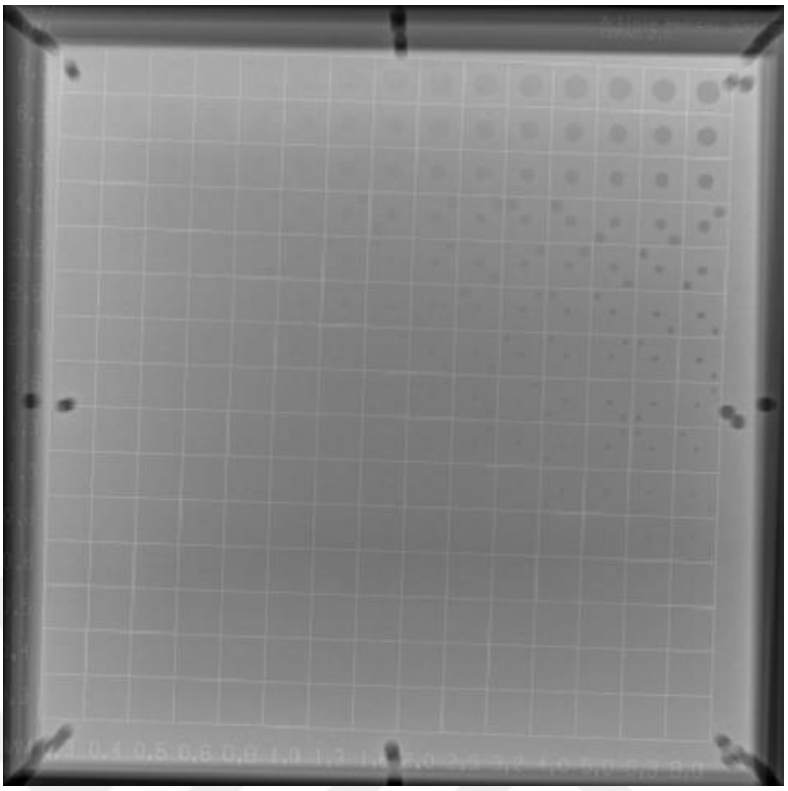
Şekil A.42. E sistemi chest bölgesinin CHEST_3 no.lu görüntüsü



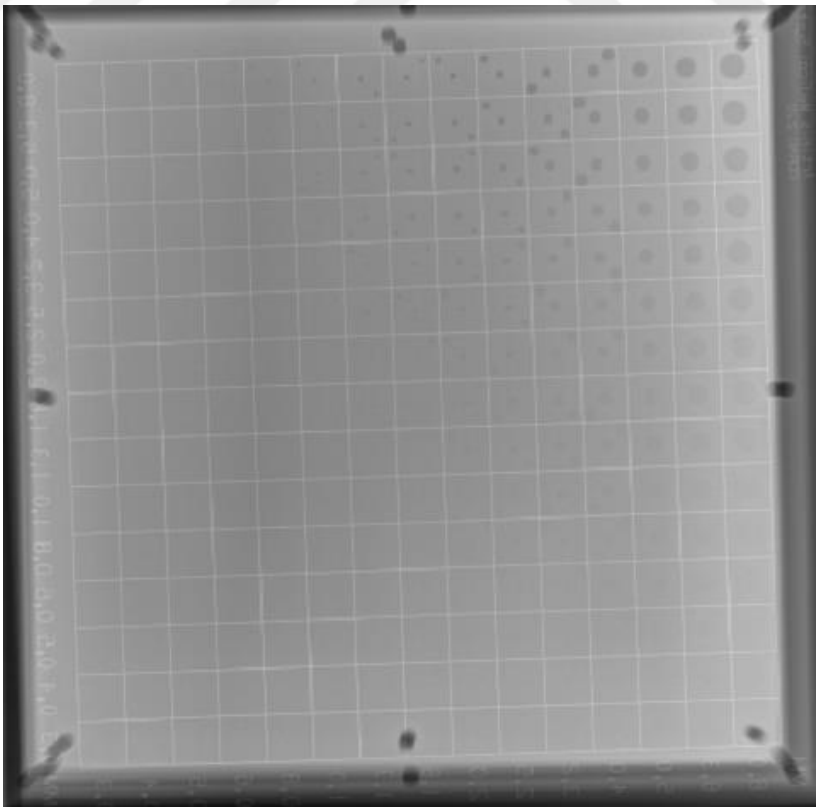
Şekil A.43. F sistemi lumbar spine bölgesinin I0000002 no.lu görüntüsü



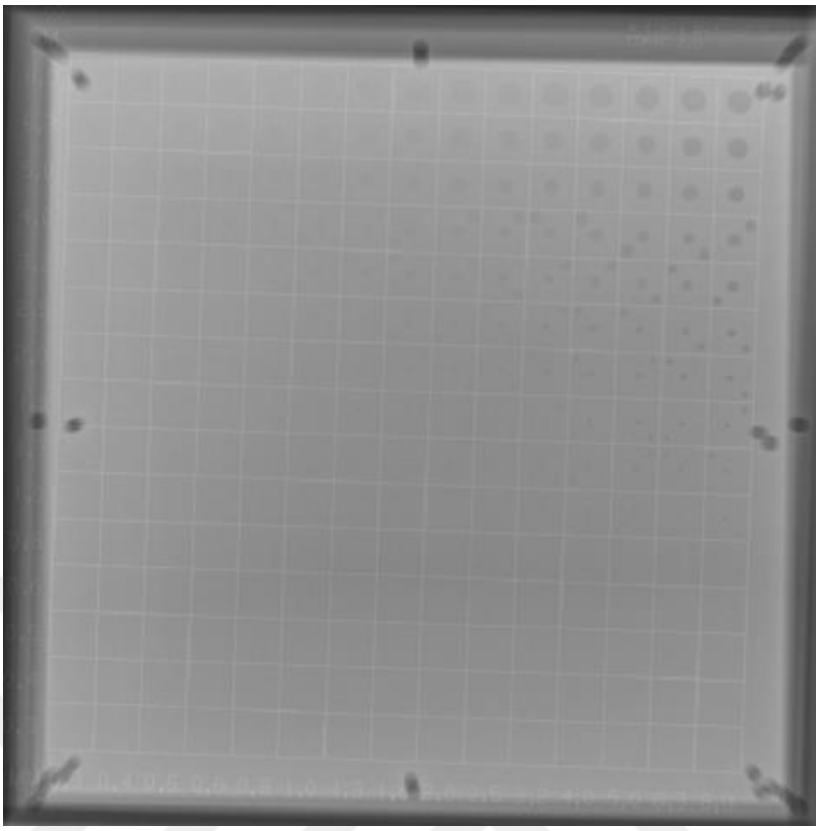
Şekil A.44. F sistemi lumbar spine bölgesinin I0000003 no.lu görüntüsü



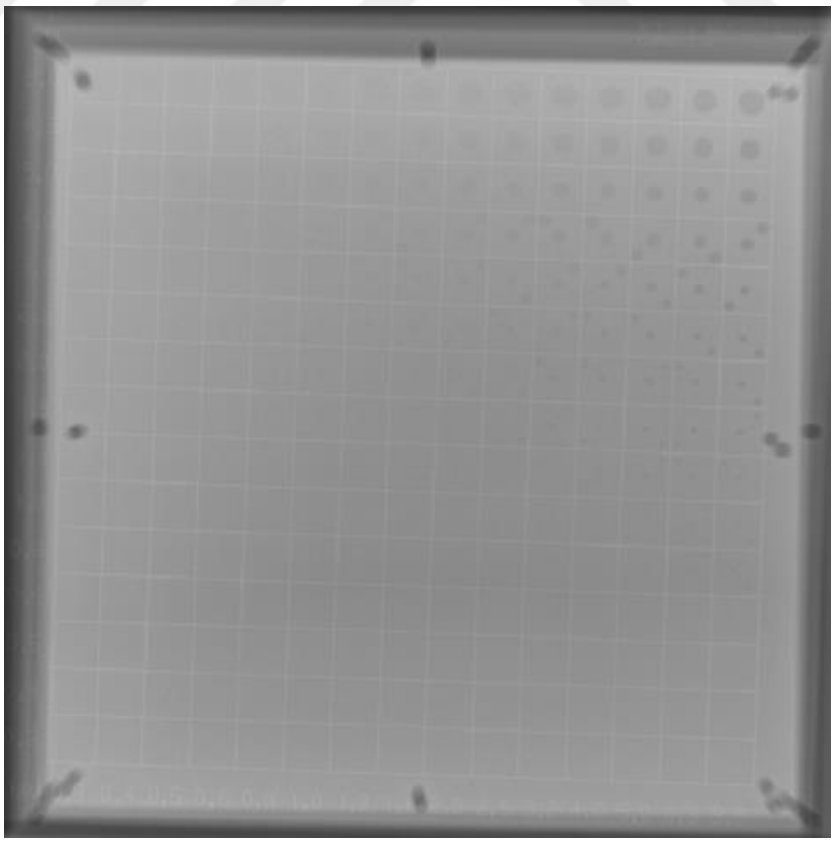
Şekil A.45. F sistemi lumbar spine bölgesinin I0000004 no.lu görüntüsü



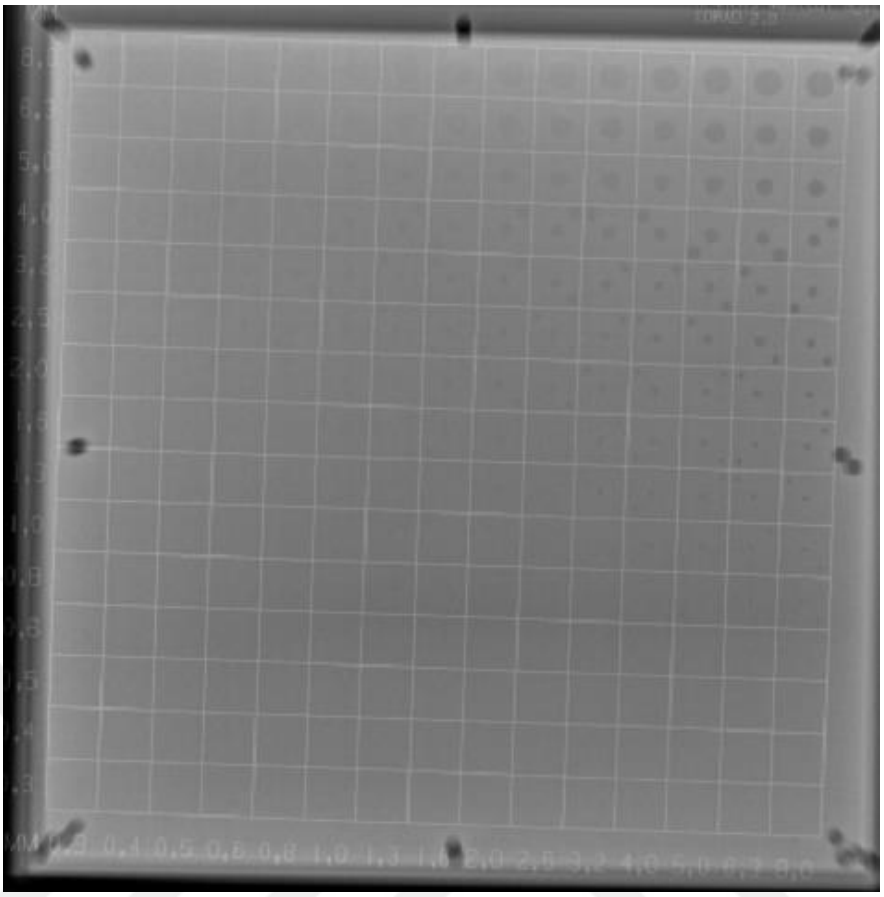
Şekil A.46. F sistemi chest bölgesinin I0000005 no.lu görüntüsü



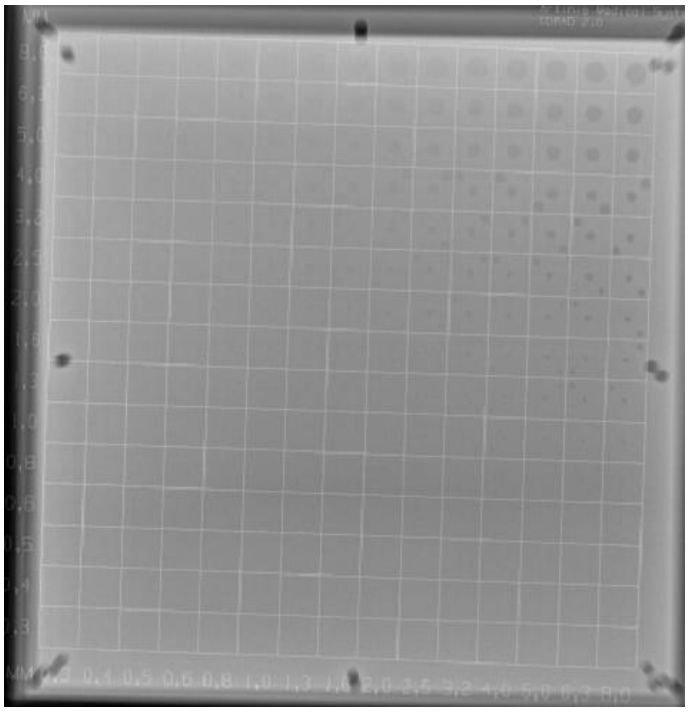
Şekil A.47. F sistemi chest bölgesinin I0000006 no.lu görüntüsü



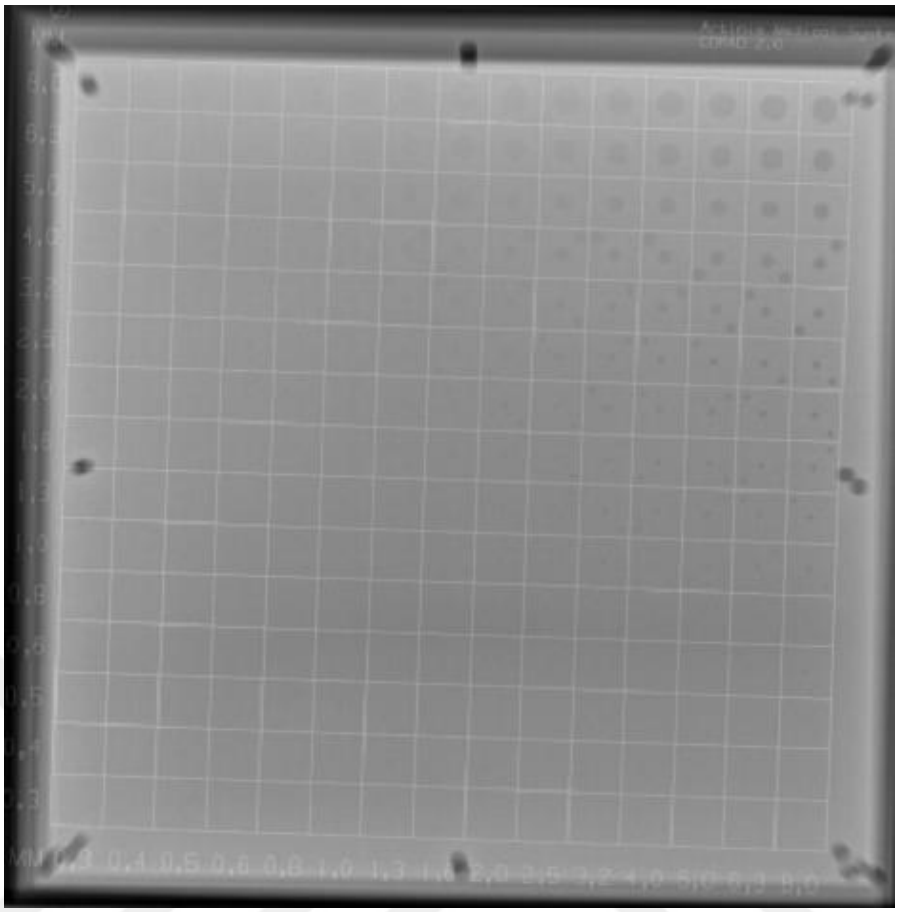
Şekil A.48. F sistemi chest bölgesinin I0000007 no.lu görüntüsü



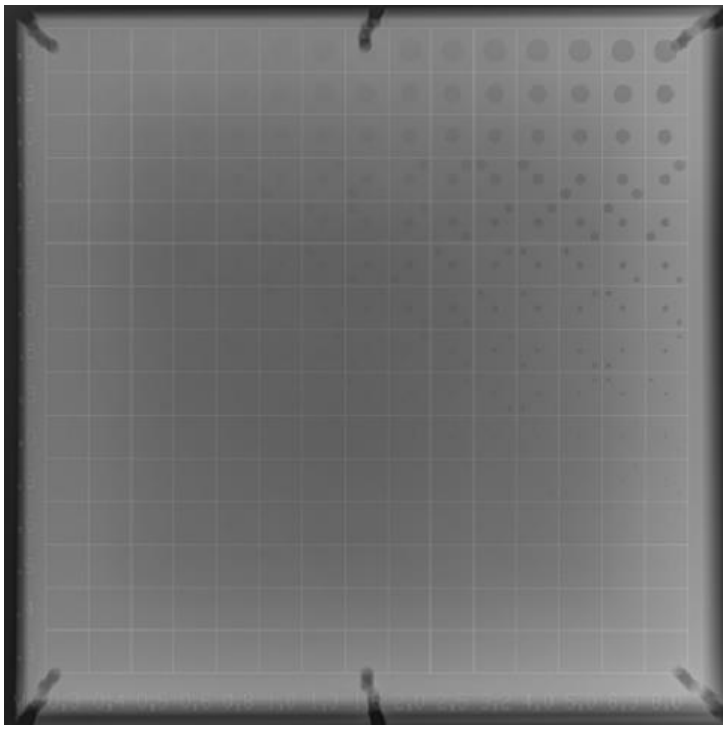
Şekil A.49. F sistemi ekstremite bölgesinin I0000008 no.lu görüntüsü



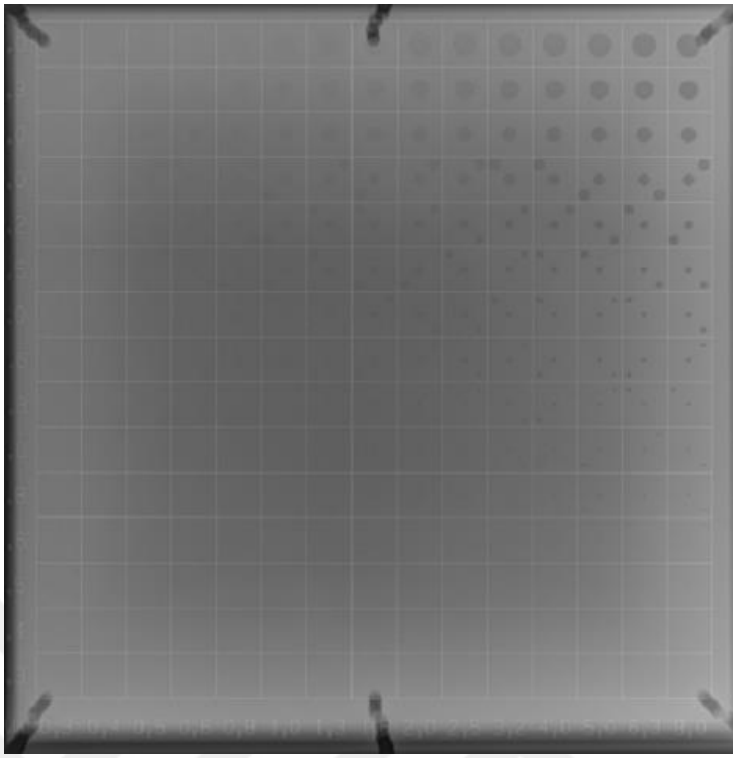
Şekil A.50. F sistemi ekstremite bölgesinin I0000009 no.lu görüntüsü



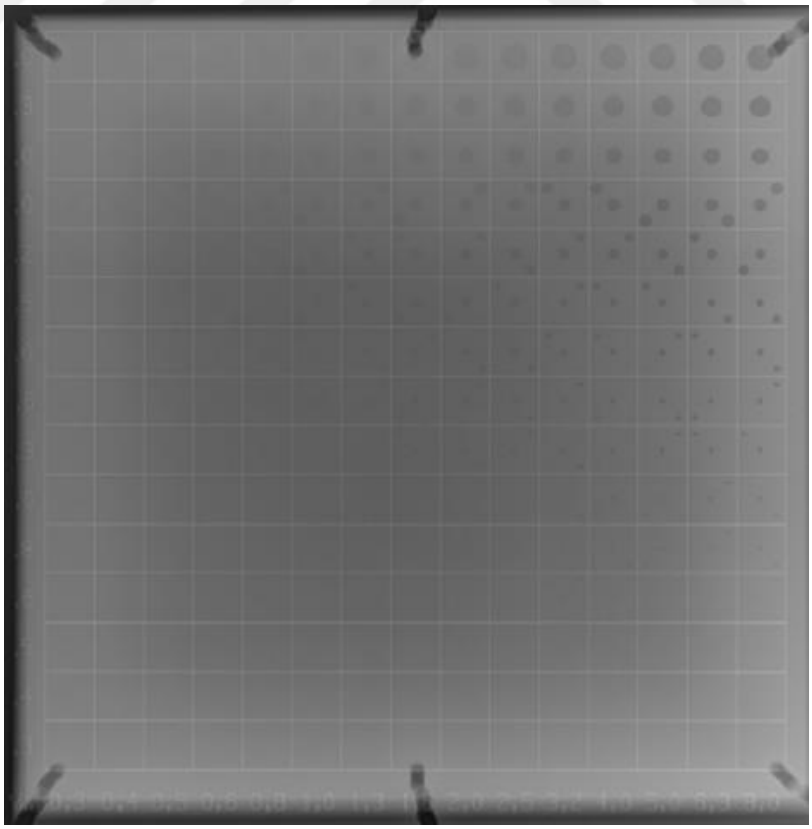
Şekil A.51. F sistemi ekstremite bölgesinin I0000010 no.lu görüntüsü



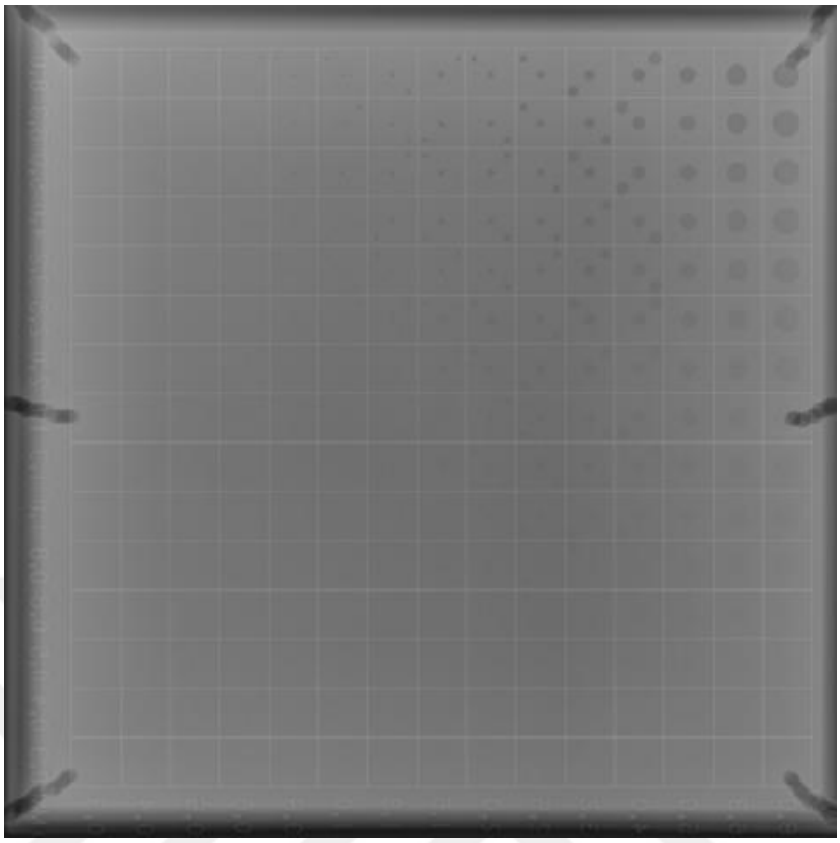
Şekil A.52. G sistemi lumbar spine bölgesinin I0000004 no.lu görüntüsü



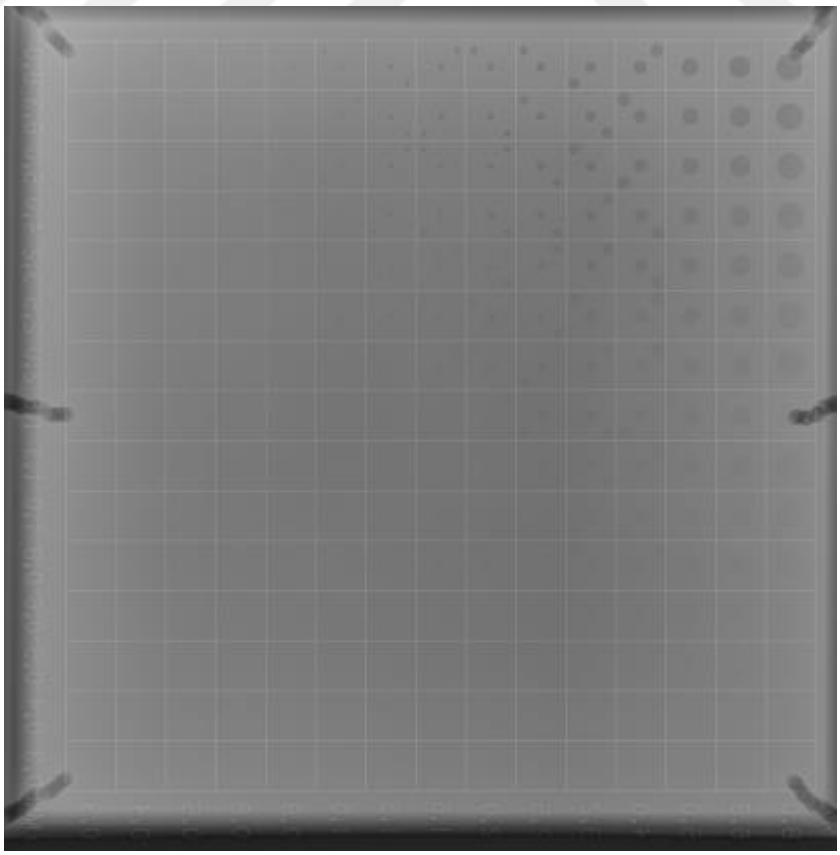
Şekil A.53. G sistemi lumbar spine bölgesinin I0000005 no.lu görüntüsü



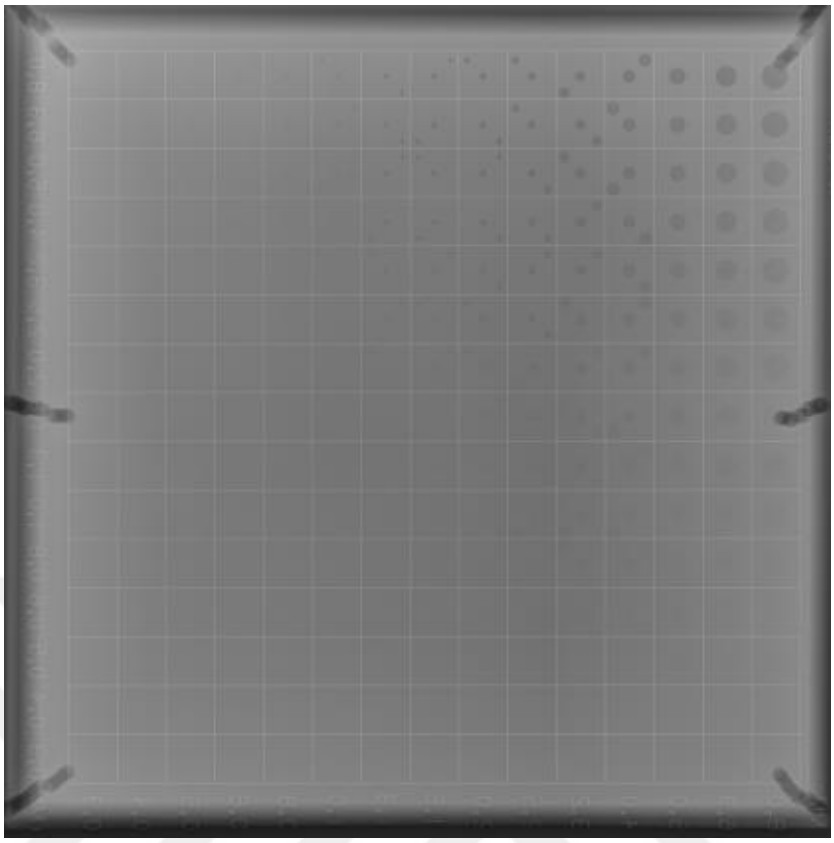
Şekil A.54. G sistemi lumbar spine bölgesinin I0000006 no.lu görüntüsü



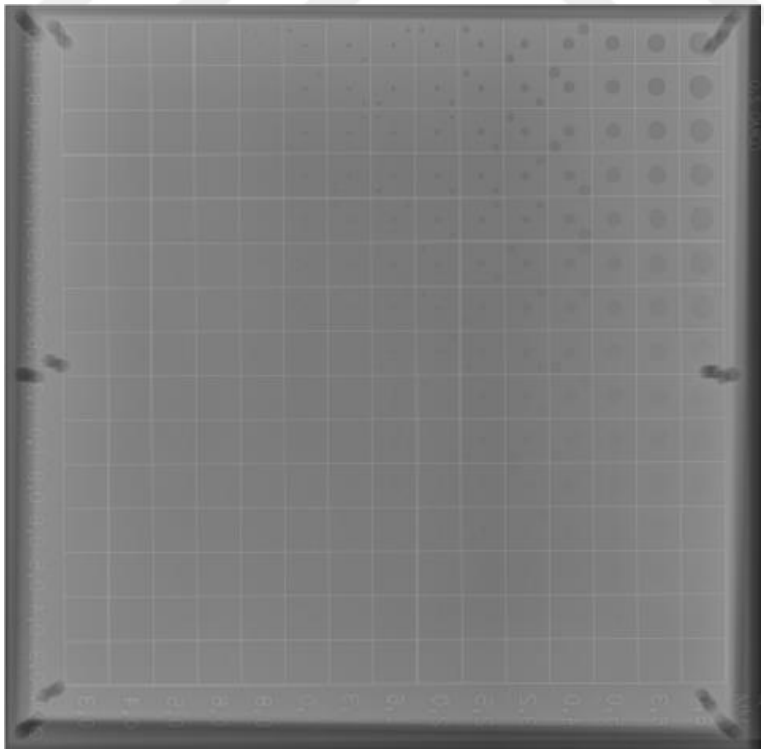
Şekil A.55. G sistemi chest bölgesinin I0000007 no.lu görüntüsü



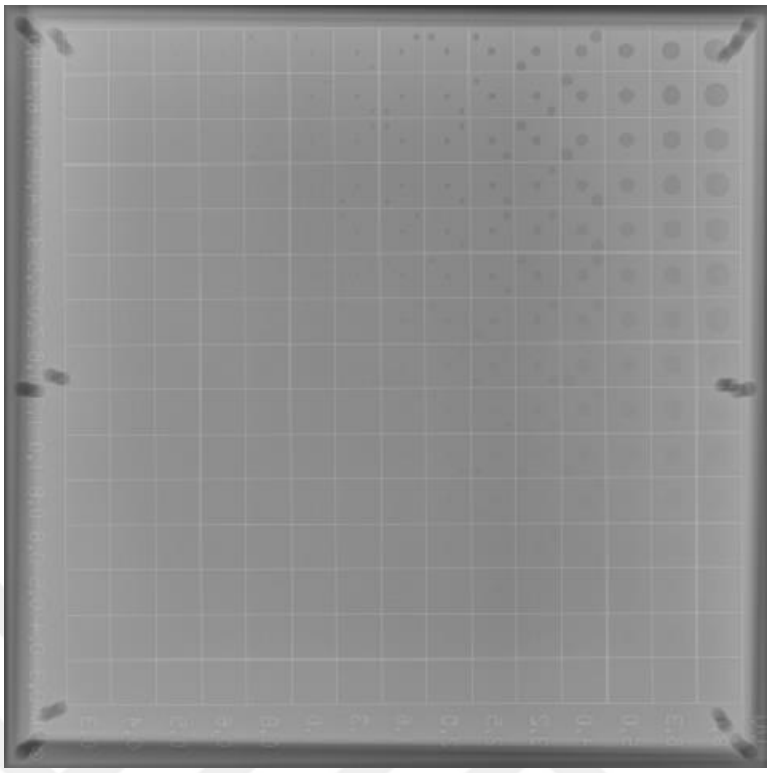
Şekil A.56. G sistemi chest bölgesinin I0000008 no.lu görüntüsü



Şekil A.57. G sistemi chest bölgesinin I0000009 no.lu görüntüsü



Şekil A.58. G sistemi ekstremite bölgesinin I0000010 no.lu görüntüsü



Şekil A.59. G sistemi ekstremite bölgesinin I0000012 no.lu görüntüsü

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

[1] **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.

[2] 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.

ÖZGEÇMİŞ

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