

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FARKLI DİJİTAL RADYOGRAFİ SİSTEMLERİNİN KONTRAST-AYRINTI
DEDEKSİYONU VE DEDEKSİYON KUANTUM ETKİNLİĞİ (DQE)
AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

Tuğba ÇELİK

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA
2019**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Tuğba Çelik tarafından hazırlanan “Farklı Dijital Radyografi Sistemlerinin Kontrast-Ayrıntı Dedeksiyonu ve Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE) Açısından Karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Turan OLGAR

Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. İbrahim Tanzer SANCAK

TOBB ETÜ Tıp Fakültesi



Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü



Doç.Dr. Turan OLGAR

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi



Yukarıdaki sonucu onaylarım



Prof. Dr. Niyazi Meriç

Enstitü Müdürü

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kurallar ve davranışların gerektirdiği şekilde, başka kaynaklardan aldığım tüm materyalleri ve sonuçları alıntı yaparak, bunlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Adı Soyadı: Tuğba ÇELİK

İmza:



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FARKLI DİJİTAL RADYOGRAFİ SİSTEMLERİNİN KONTRAST-AYRINTI DEDEKSİYONU VE DEDEKSİYON KUANTUM ETKİNLİĞİ (DQE) AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Tuğba ÇELİK

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLGAR

Bu tez çalışmasında, farklı dijital radyografi sistemlerinin görüntü kalitesi performansları kontrast-ayrıntı analizi ve dedeksiyon kuantum etkinliği açısından incelenmiştir. Kontrast-ayrıntı analizi ölçümleri, her bir klinikte kurulu dijital radyografi sistemlerinde en çok gerçekleştirilen radyografik incelemeleri simüle eden PMMA kalınlıklarında Kontrast-ayrıntı fantomu (CDRAD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kontrast-ayrıntı fantomu, her bir incelemeyi simüle eden PMMA kalınlıklarının arasına fantomun her iki tarafında eşit kalınlık olacak şekilde yerleştirilerek ışınlanmıştır. Kontrast-ayrıntı ölçümleri, Avrupa Birliği Komisyonu EUR 16260 protokolünde radyoloji kliniklerinde gerçekleştirilen radyografik incelemeler için önerilen ışınlama şartlarında ve halihazırda kliniklerde görüntüleme teknikerleri tarafından uygulanan ışınlama şartlarında gerçekleştirilmiştir. Her iki protokol ile kliniklerde en çok gerçekleştirilen göğüs, karın, pelvis ve lomber vertebra radyografi incelemeleri için elde edilen kontrast ayrıntı analizi test sonuçları karşılaştırılmıştır. Dijital radyografi görüntüleme dedektörlerinin kendilerine has görüntü kalitesi performansları, dedeksiyon kuantum etkinliğinin ölçülmesi ile saptanmıştır. Dedektörlerin kantitatif görüntü kalitesi ölçümleri ile kontrast-ayrıntı analizi testi sonuçları karşılaştırılarak aralarında bir ilişki olup olmadığına bakılmıştır. Radyografik incelemeler için etkin dozlar, PCXMC 2.0 Monte Carlo tabanlı etkin doz hesaplama programı ile bulunmuştur. Dört farklı dijital radyografi görüntüleme sistemi arasında en iyi kontrast-ayrıntı dedeksiyonu, küçük piksel boyutuna ve yüksek grid oranına sahip Toshiba düz panel görüntüleme sisteminde elde edilirken, en düşük kontrast ayrıntı dedeksiyonu ise büyük piksel boyutuna sahip ve dedektör yapısı gereği düz panel dedektörlere göre daha düşük kalitede radyografik görüntüleme sağlayan Fuji bilgisayarlı radyografi sistemi için elde edilmiştir. Aynı görüntüleme sistemleri için gerçekleştirilen fiziksel görüntü kalitesi ölçümleri (Modülasyon Transfer Fonksiyonu, Normalize Gürültü Güç Spektrumu ve Dedeksiyon Kuantum Etkinliği) de benzer sonuçlar vermiştir. Tüm kliniklerde yaygın bir şekilde gerçekleştirilen radyografi incelemeleri için seçilen ışınlama protokollerinin, EUR 16260 protokolünde önerilen ışınlama parametreleri ile büyük ölçüde uygunluk gösterdiği görülmüştür. Bilgisayarlı radyografi sisteminde simüle edilen radyografik incelemeler için hesaplanan etkin dozlar, bu tip dedektörün düz panel dedektörlere göre daha düşük dedeksiyon kuantum etkinliğine sahip olmasından ve dolayısıyla daha yüksek dedektör giriş dozu değeri gerektirmesinden dolayı diğer dedektörlere nazaran daha yüksek bulunmuştur.

2019, 103 sayfa

Anahtar Kelimeler: CD RAD, Görüntü Kalitesi, Dijital Radyografi, Kontrast-Detay Analizi , DQE

ABSTRACT

Master Thesis

COMPARISON OF DIFFERENT DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEMS IN TERMS OF
CONTRAST-DETAIL DETECTABILITY AND DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY
(DQE)

Tuğba ÇELİK

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences

Supervisor: Doç. Dr. Turan OLGAR

In this thesis, image quality performances of different digital radiography systems are examined in terms of contrast-detail analysis and detective quantum efficiency. Contrast-detail analysis measurements were performed using the contrast-detail phantom (CDRAD) at PMMA thicknesses simulating the most common radiographic examinations performed on digital radiography systems installed in each clinic. The contrast-detail phantom was irradiated between the PMMA thicknesses simulating each examination, with equal thickness on both sides of the phantom. Contrast-detail measurements were performed under the irradiation conditions recommended by Commission of the European Communities EUR 16260 protocols for radiographic examinations performed in radiology clinics and under the irradiation conditions currently applied by imaging technicians in clinics. According to both protocols, contrast-detail analysis test results were obtained for the most commonly performed chest, abdominal, pelvic and lumbar spine radiographic examinations in the clinics and they were compared. The inherent image quality performances of digital radiography imaging detectors were determined by measuring the detective quantum efficiency. Quantitative image quality measurements of the detectors and contrast-detail analysis test results were compared to see if there is a relationship between them. Effective doses for radiographic examinations were determined by using PCXMC 2.0 Monte Carlo based effective dose calculation program. Among the four different digital radiography imaging systems, the best contrast-detail detection is achieved in the Toshiba flat panel imaging system with small pixel size and high grid ratio, while the lowest contrast detail detection was obtained for the Fuji computerized radiography system, which has a large pixel size and provides lower quality radiographic imaging than the flat panel detectors due to its detector structure. Physical image quality measurements (Modulation Transfer Function, Normalized Noise Power Spectrum and Detective Quantum Efficiency) were performed for the same imaging systems gave similar results. The irradiation protocols chosen for radiography examinations commonly performed in all clinics have been found to be highly compatible with the irradiation parameters recommended in the EUR 16260 protocols. The effective doses calculated for the simulated radiographic examinations in the computed radiography system were found to be higher than other detectors because this type of detector had lower detective quantum efficiency than flat panel detectors and therefore required higher incident detector air kerma value.

2019, 103 pages

Key Words: CDRAD, Image Quality, Digital Radiography, Contrast-Detail Analysis, DQE

TEŐEKKÖRLER

Bu tez alıŐmasının araŐtırma konusunun belirlenmesinde ve hazırlanma sűrecinin her aŐamasında bana yardımcı olan ve yűnlendiren danıŐman hocam Sayın Doç. Dr. Turan OLĐAR'a, çalıŐma sűresince her konuda desteĐini esirgemeyen hocam Sayın ŐĐretim Gűrevlisi Asena YALÇIN'a teŐekkűr ederim.

Aynı zamanda çalıŐma sűresince hiç bir zaman desteklerini esirgemeyen annem Saadet ÇELİK ve babam Sabahattin ÇELİK'e sonsuz teŐekkűrler.

Tuğba ÇELİK

Ankara, AĞustos 2019

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜRLER	vi
SİMGELER DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	5
2.1 X Işını Oluşumu ve X Işın Tüpleri	5
2.2 Görüntüleme Sistemleri.....	6
2.2.1 Film-Ekran Sistemleri	6
2.2.2 Dijital Görüntüleme Sistemleri.....	7
2.2.3 Bilgisayarlı Radyografi.....	8
2.2.4 Dijital Radyografi	9
2.2.4.1 Direkt Dijital Radyografi	9
2.2.4.2 İndirekt Dijital Radyografi	10
2.2.4.2.1 TFT Yüzeyler.....	10
2.2.4.2.2 CCD	12
2.3 Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler	13
2.3.1 Kontrast	13
2.3.2 Çözünürlük (Uzaysal Ayırma Gücü).....	13
2.3.3 Gürültü.....	14
2.4 Görüntü Kalitesi ve Dedektör Performansı Değerlendirmede Kullanılan Yöntemler	14
2.4.1 Sinyal Aktarım Özelliği	14
2.4.2 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF) ..	15
2.4.3 Gürültü Güç Spektrumu	16
2.4.4 Dedeksiyon Kuantum Etkinliği.....	17
2.4.5 Kontrast-Detay Analizi.....	18
2.5 Hasta Dozu Kavramı.....	19
2.5.1 Soğurulan Doz	20
2.5.2 Eşdeğer Doz (Equivalent Dose) ve Radyasyon Ağırlık Faktörleri	21

2.5.3 Etkin Doz (Effective Dose) ve Doku Ağırlık Faktörleri.....	21
2.5.4 Cilt Giriş Dozu.....	23
3.MATERYAL VE YÖNTEM.....	25
3.1.Görüntüleme Sistemleri.....	25
3.2 CDRAD Fantomu.....	27
3.2.1 CDRAD Fantomu Kullanılarak Elde Edilen Görüntüler	28
3.2.1.1 Klinik Işınlama Parametreleri ve EU Protokolüne Göre Belirlenen Parametreler ile Alınan CDRAD Görüntülerinin Kıyaslanması	28
3.2.1.2 Sabit Dedektör Hava Kerma, Sabit Cilt Giriş Dozu ve Sabit mAs için CDRAD Değerlendirmeleri.....	29
3.3 Dedektör Performansının Fiziksel Olarak Karakterize Edilmesi	36
3.3.1 Sinyal Aktarım Özelliğinin Belirlenmesi	37
3.3.2 Modülasyon Transfer Fonksiyonunun Ölçülmesi.....	38
3.3.3 Normalize Gürültü Güç Spektrumu (NNPS)	39
3.3.4 Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Elde Edilmesi	39
4.ARAŞTIRMA BULGULARI.....	41
4.1 Kontrast-Ayrıntı Eğrileri	41
4.1.1 Klinik Protokoller ve EU protokollerine Uygun Olarak Elde Edilen Kontrast-Ayrıntı Eğrileri	41
4.1.1.1 Klinik Protokollerin ve EU protokollerinin Karşılaştırılması.....	41
4.1.1.2 Farklı Sistemler için Kontrast-Ayrıntı Eğrilerinin Karşılaştırılması	51
4.1.1.2.1 Göğüs radyografisi için farklı sistemlerde EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri	51
4.1.1.2.2 Karın radyografisi için farklı sistemlerde EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri	52
4.1.1.2.3 Pelvis radyografisi için farklı sistemlerde EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri	53
4.1.1.2.4 Lomber vertebra radyografisi için farklı sistemlerde EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri	55
4.1.2 Sabit Detektör Dozu, Sabit Cilt Giriş Dozu ve Sabit Tüp Akımı (mAs) için Elde Edilen IQF _{inv} Değerlerinin Karşılaştırılması	58
4.1.2.1 Sabit dedektör dozu farklı dijital radyografi sistemlerinde ters görüntü kalitesi indeksinin demet enerjisi ile değişimi	58
4.1.2.2 Sabit Cilt Giriş Dozu için farklı dijital radyografi sistemlerinde ters görüntü kalitesi indeksinin demet enerjisi ile değişimi	60

4.1.2.3 Sabit mAs değerleri için farklı dijital radyografi sistemlerinde ters görüntü kalitesi indeksinin demet enerjisi ile değişimi	63
4.1.3 Farklı Sistemlerin Artan Demet Enerjisi ile Değişen IQF _{inv} Değerlerinin Karşılaştırılması	65
4.1.3.1 Sabit Detektör Hava Kerma (DAK) değerinde farklı dijital radyografi sistemleri için IQF _{inv} değerlerinin karşılaştırılması	65
4.1.3.2 Sabit Cilt Giriş Dozu (ESD) değerinde farklı dijital radyografi sistemleri için IQF _{inv} değerlerinin karşılaştırılması	66
4.1.3.3 Sabit mAs değerinde farklı dijital radyografi sistemleri için IQF _{inv} değerlerinin karşılaştırılması	66
4.2 Sinyal Transfer Özelliği (STP)	67
4.2.1 Farklı Dedektörler için RQA5 Demet Kalitesinde Doz-Cevap Eğrileri	67
4.3 Farklı Demet Kaliteleri için Dedektör Performansının Karşılaştırılması	71
4.3.1 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)	71
4.3.1.1 Farklı Dedektörler için Modülasyon Transfer Fonksiyonu	74
4.3.1.1.1 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 5 demet kalitesi için ölçümler	74
4.3.1.1.2 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 6 demet kalitesi için ölçümler	75
4.3.1.1.4 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 9 demet kalitesi için ölçümler	75
4.3.2 Normalize Gürültü Güç Spektrumu (NNPS)	76
4.3.2.1 Farklı Dedektörler için Normalize Gürültü Güç Spektrumu	78
4.3.2.1.1 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 5 demet kalitesi için ölçümler	78
4.3.2.1.2 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 6 demet kalitesi için ölçümler	79
4.3.2.1.4 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 9 demet kalitesi için ölçümler	80
4.3.3 Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE)	80
4.3.3.1 Farklı Dedektörler için Dedeksiyon Kuantum Etkinliği	83
4.3.3.1.1 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiş RQA 5 demet kalitesi için ölçümler	83
4.3.3.1.2 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiş RQA 6 demet kalitesi için ölçümler	84
4.3.3.1.3 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiş RQA 9 demet kalitesi için ölçümler	84
5. SONUÇ VE TARTIŞMA	85
KAYNAKLAR	91
EKLER	98
EK-1 ImageJ programı ile ortalama piksel değerinin belirlenmesinin gösterimi	99

EK-2 OBJ-IQV2 programı kullanılarak MTF değerin belirlenmesi.....	100
EK-3 OBJ-IQV2 programı kullanılarak yapılan STP düzeltmeleri	101
EK-4 OBJ-IQV2 programı kullanılarak yapılan NNPS değerlendirmesi	102
ÖZGEÇMİŞ.....	103



SİMGELER DİZİNİ

DR	Dijital Radyografi
CR	Bilgisayarlı Radyografi
PSP	Işık uyarımlı fosfor
TFT	İnce film transistör
CCD	Yük kuplajlı cihaz
STP	Sinyal transfer özelliği
MTF	Modülasyon transfer fonksiyonu
NPS	Gürültü güç spektrumu
NNPS	Normalize gürültü güç spektrumu
DQE	Dedeksiyon kuantum etkinliği
SNR	Sinyal gürültü oranı
CDA	Kontrast detay analizi
ALARA	Makul olan ulaşılabilir en düşük seviye
ALARP	Makul olan uygulanabilir en düşük seviye
IQF	Görüntü kalitesi indeksi
IQF_{inv}	Ters görüntü kalitesi indeksi
W_R	Radyasyon ağırlık faktörü
W_T	Doku ağırlık faktörü
HK	Hava kerma
ESAK	Cilt girişinde hava kerma
DAP	Doz alan çarpımı
ESD	Cilt giriş dozu
BSF	Geri saçılım faktörü
PMMA	Poly Methyl MethAcrylate

DAK	Dedektör hava kerma
HVL	Yarı değer kalınlığı
DICOM	Tıpta Sayısal Görüntüleme ve Haberleşme
ROI	İlgi alanı
kVp	pik kilovoltaj
mA	mili Amper
s	Saniye
CD	Kontrast-Detay



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 X-ışın tüpü diyagramı ve x-ışını demeti (Lança ve Silva 2013).....	6
Şekil 2.2 Film-ekran ve dijital sistemler için dinamik aralık (Oliveira ve Lança 2011)...	8
Şekil 2.3 Flat panel yapısı (Oliveira ve Lança 2011).....	11
Şekil 2.4 TFT yüzey (Oliveira ve Lança 2011).....	12
Şekil 2.5 a) Lens-kuplajlı CCD sistemi b) Yarık-taramalı CCD sistemi (Körner vd. 2007).....	13
Şekil 2.6 PCXMC programı arayüzü ekran görüntüsü	23
Şekil 3.1 a) CDRAD fantomu b) CDRAD şematik görüntüsü c) CDRAD görüntüsü ...	27
Şekil 3.2 CDRAD çalışmaları için kurulan deney düzeneği.....	30
Şekil 3.3 Dedektörün sinyal cevap eğrisi	38
Şekil 3.4 DQE belirlenirken uygulanan prosedürün diyagramı	40
Şekil 4.1 DRX-1C dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi	42
Şekil 4.2 DRX-1C dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi	43
Şekil 4.3 DRX-1C dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi	43
Şekil 4.4 DRX-1C dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi	44
b) Trixell Pixium 4600 dedektörü için elde edilen kontrast-detay eğrileri	44
Şekil 4.5 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması..	45
Şekil 4.7 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi	46
Şekil 4.8 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi.....	46
Şekil 4.9 Toshiba FDX4343R dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi	47
Şekil 4.10 Toshiba FDX4343R dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerine ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması..	48
Şekil 4.11 Toshiba FDX4343R dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması..	48
Şekil 4.12 Toshiba FDX4343R dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması.....	49

Şekil 4.13 Fuji FCR dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması.....	49
Şekil 4.14 Fuji FCR dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması.....	50
Şekil 4.15 Fuji FCR dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması.....	50
Şekil 4.16 Fuji FCR dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması..	51
Şekil 4.17 Göğüs incelemesi için <i>EU</i> protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması	52
Şekil 4.18 Göğüs incelemesi için <i>klinik parametrelere</i> uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı sistemlerde karşılaştırılması	52
Şekil 4.19 Karın incelemesi için <i>EU</i> protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması	53
Şekil 4.20 Karın incelemesi için <i>klinik parametrelere</i> uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması	53
Şekil 4.21 Pelvis incelemesi için <i>EU</i> protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması	54
Şekil 4.22 Pelvis incelemesi için <i>klinik parametrelere</i> uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması	54
Şekil 4.23 Lomber Vertebra incelemesi için <i>EU</i> protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması.....	55
Şekil 4.24 Lomber Vertebra incelemesi için <i>klinik parametrelere</i> uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması	55
Şekil 4.25 DRX-1C dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	58
Şekil 4.26 Trixell Pixium 4600 dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	59
Şekil 4.27 Toshiba FDX4343R dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	59
Şekil 4.28 Fuji FCR dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	60
Şekil 4.29 DRX-1C dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4 mGy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	61
Şekil 4.30 Trixell Pixium 4600 dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4 mGy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	61
Şekil 4.31 Toshiba FDX4343R dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4 mGy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	62

Şekil 4.32 Fuji FCR dedektörü için sabit sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	62
Şekil 4.33 DRX-1C dedektörü için sabit mAs (32 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	63
Şekil 4.34 Trixell Pixium 4600 dedektörü için sabit mAs (40 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	64
Şekil 4.35 Toshiba FDX4343R dedektörü için sabit mAs (25 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	64
Şekil 4.36 Fuji FCR dedektörü için sabit mAs (40 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	65
Şekil 4.37 Farklı dedektörlerde sabit DAK (~ 4 μ Gy) için artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	65
Şekil 4.38 Farklı dedektörlerde sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) için artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri	66
Şekil 4.39 Farklı dedektörlerde sabit mAs için artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri ..	67
Şekil 4.40 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre $RQA5$ demet kalitesinde doz cevap eğrisi.....	68
Şekil 4.41 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre $RQA5$ demet kalitesinde doz cevap eğrisi	68
Şekil 4.42 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre $RQA5$ demet kalitesinde doz cevap eğrisi	69
Şekil 4.44 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri.....	72
Şekil 4.45 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri	72
Şekil 4.46 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri	73
Şekil 4.47 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri.....	73
Şekil 4.48 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için $RQA5$ demet kalitesinde MTF ölçümleri.....	74
Şekil 4.49 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için $RQA6$ demet kalitesinde MTF ölçümleri.....	75
Şekil 4.50 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için $RQA9$ demet kalitesinde MTF ölçümleri.....	75
Şekil 4.51 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri.....	76

Şekil 4.52 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri.....	77
Şekil 4.53 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri.....	77
Şekil 4.54 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri.....	78
Şekil 4.55 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için <i>RQA5</i> demet kalitesinde NNPS ölçümleri.....	79
Şekil 4.56 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için <i>RQA6</i> demet kalitesinde NNPS ölçümleri.....	79
Şekil 4.57 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için <i>RQA9</i> demet kalitesinde NNPS ölçümleri.....	80
Şekil 4.58 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri.....	81
Şekil 4.59 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri.....	81
Şekil 4.60 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri.....	82
Şekil 4.61 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri.....	82
Şekil 4.62 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için <i>RQA5</i> demet kalitesinde DQE ölçümleri.....	83
Şekil 4.63 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için <i>RQA6</i> demet kalitesinde DQE ölçümleri.....	84
Şekil 4.64 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için <i>RQA9</i> demet kalitesinde DQE ölçümleri.....	84

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 ICRP 103 raporunda önerilmiş Radyasyon Ağırlık Faktörleri	21
Çizelge 2.2 ICRP 103 raporunda önerilmiş doku ağırlık faktörleri	22
Çizelge 3.1 Tez kapsamında kullanılan radyografi cihazları ve özellikleri	26
Çizelge 3.2 Avrupa Birliği Komisyonu tarafından temel radyografik incelemeler için önerilen ışınlama parametreleri (REPORT EUR 16260, 1996).....	28
Çizelge 3.3 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (DRX-1C dedektörü).....	30
Çizelge 3.4 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (Toshiba FDX4343R dedektörü).....	31
Çizelge 3.5 Sabit detektör hava kerma için ışınlama parametreleri (Trixiell Pixium 4600 dedektörü).....	31
Çizelge 3.6 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (Fuji FCR dedektörü).....	32
Çizelge 3.7 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (DRX-1C dedektörü)	32
Çizelge 3.8 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (Toshiba FDX4343R dedektörü).....	33
Çizelge 3.9 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (Trixiell Pixium 4600 dedektörü).....	33
Çizelge 3.10 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (Fuji FCR dedektörü).....	33
Çizelge 3.11 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (DRX-1C dedektörü)	34
Çizelge 3.12 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (Toshiba FDX4343R dedektörü)	35
Çizelge 3.13 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (Trixiell Pixium 4600 dedektörü)	35
Çizelge 3.14 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (Fuji FCR dedektörü).....	35
Çizelge 3.15 IEC 62220-1 standartlarına uygun demet kaliteleri	36
Çizelge 3.16 Farklı dijital radyografi sistemleri için standart HVL değerlerinin elde edildiği demet enerjileri ve Al kalınlıkları	37
Çizelge 4.1 DRX-1C dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU standartlarına uygun parametreler ve ölçüm sonuçları	56
Çizelge 4.2 Trixiell Pixium 4600 dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU ve klinik standartlarına uygun ışınlama parametreleri ve ölçüm sonuçları	56

Çizelge 4.3 Toshiba FDX4343R dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU ve klinik standartlarına uygun ışınlama parametreleri ve ölçüm sonuçları	57
Çizelge 4.4 Fuji FCR dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU ve klinik standartlarına uygun ışınlama parametreleri ve ölçüm sonuçları.....	57
Çizelge 4.5 IEC 62220-1 protokolüne göre <i>RQA5</i> demet kalitesinde 4 farklı dedektör için STP denklemleri.....	70
Çizelge 4.6 IEC 62220-1 protokolüne göre <i>RQA6</i> demet kalitesinde 4 farklı dedektör için STP denklemleri.....	70
Çizelge 4.7 IEC 62220-1 protokolüne göre <i>RQA9</i> demet kalitesinde 4 farklı dedektör için STP denklemleri.....	71
Çizelge 5.1 Farklı dedektörler için tez kapsamındaki MTF ölçümlerinin literatür ile kıyaslanması.....	89
Çizelge 5.2 Farklı dedektörler için tez kapsamındaki DQE ölçümlerinin literatür ile kıyaslanması	90

1. GİRİŞ

Röntgen'in 1895 yılında x-ışınlarını ilk keşfinden bu yana radyografik filmler, radyolojik görüntüleme de kullanılmaktadır. Son 20 yılı aşkın sürede bilgisayar uygulamalarında ve radyolojik teknolojilerde gelişmeler meydana gelmiştir. 1977 yılında ilk kez Kruger tarafından dijital anjiyografinin tanımlanması ve 1980 yılında klinik olarak uygulanmasından bu yana günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte klinik uygulamalar tamamen dijital hale gelmiştir (Körner 2007, Oliveira ve Lança 2011).

Dijital sistemlerin en belirgin avantajları arasında tamamen dijital arşivleme ve hastane içi iletişimi sağlayan PACS (Picture Archive and Communication System) sistemine sahip olması, görüntülerin dijital olarak saklanabilmesi ve görüntülere erişimin kolay olması sayılabilir (Körner 2007).

Dijital sistemlerin beraberinde getirdiği kolaylıklarla birlikte geniş bir dinamik aralığa sahip olmaları da avantajları arasındadır. Geniş dinamik aralık daha iyi bir görüntü kalitesi elde etme imkanı sağlasa da; hastalar fazla doza maruz kalabilir. Tanısal radyoloji uygulamalarında radyasyon dozunun mümkün olduğunca azaltılması önemlidir. Ancak; görüntü kalitesi doz ile doğrudan ilişkilidir ve görüntü kalitesi radyografik prosedürün tanısal değerlendirmesinde hatalara sebep olmayacak kadar düşük olmamalıdır. Bu şekilde doz ve görüntü kalitesi arasında bir denge kurulması süreci, optimizasyon olarak adlandırılır (Alzimami vd. 2008).

Optimizasyon çalışmalarında; hasta dozunun belirlenmesi ve değerlendirilmesi önemlidir. Etkin doz, radyasyonun stokastik etkisinin yol açacağı sağlık problemleri ile doğrudan ilişkilidir (ICRP 2007, Chen vd. 2011). (Alzimami vd. 2008, Mourik vd.2015, Thompson ve Lynch 2016, Paydar vd. 2017). Bu çalışmalardan Paydar vd. çalışmasında farklı kaynak fantom mesafeleri için ve farklı kilovoltajlarda doz ölçümleri gerçekleştirilmiş ve aynı zamanda CDRAD fantomu görüntüleri alınmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre demet enerjisi arttıkça, ED (etkin doz) değerinin arttığı gözlenmiştir. 85 kVp ve 95 kVp için CR cihaz ile alınan görüntüler için yüksek voltajlarda alınan görüntülere göre daha iyi görüntü kalitesi elde edilmiştir ve etkin doz

değerlerinin 125 kVp için elde edilen ED değerlerine göre sırası ile % 13 ve % 4 daha az olduğu gözlenmiştir.

Geleneksel film-ekran (SF), bilgisayarlı radyografi (CR) sistemleri için ve yeni nesil direk ve indirek düz panel (Flat Panel, FP), dijital radyografi sistemlerinin performans değerlendirilmesi ile ilgili bir çok çalışma mevcuttur. Öncelikli çalışmalar; fiziksel görüntü kalitesinin ölçülmesinde kullanılan modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), dedeksiyon kuantum etkinliği (DQE) parametrelerini temel almıştır (Samei ve Flynn 2003, Neitzel vd. 2004, Borasi vd. 2006, Rivetti vd. 2009, Rivetti vd. 2011, Bertollini vd. 2012, Rivetti vd. 2013, Güven 2014, Bor vd. 2019). Fiziksel değerlendirmeleri temel alan çalışmalardan Bertolini vd. çalışmasında, eDQE, MTF, NPS ve DQE parametreleri kullanılarak farklı demet kaliteleri için farklı dijital radyografi sistemlerinin fiziksel görüntü kaliteleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda ışık uyarımlı fosfor dedektörler ile CsI dedektörlerin MTF eğrilerinin benzer olduğu gözlenmiş ve pikseli yapıya sahip olan dedektörlerin düşük NNPS sebebi ile daha iyi performansa sahip oldukları gözlenmiştir. Gadolinyum tabanlı dedektörlerde artan demet enerjisi ile artan ışınlamadan kaynaklanan NNPS azalımının (RQA5 ve RQA9) diğer sistemlere göre daha az belirgin olduğu gözlenmiştir. Yine gadolinyum tabanlı dedektörlerde enerji artışına bağlı olarak DQE azalımının diğer sistemler göre çok belirgin olmadığı gözlenmiştir. Didi VM DQE eğrilerinin artan frekanslarda azalımının, yüksek frekanslarda MTF eğrilerinin düşük azalıma sahip olması sebebi ile yavaş olduğu gözlenmiştir.

DQE, dedektörün kendine has görüntü kalitesini temsil etmektedir. Günümüzde klinik şartlarda görüntüleme sisteminin performansını belirlemede efektif Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (eDQE) kullanılmaktadır. Bu testler her ne kadar daha objektif sonuçlar verse de, klinik ortamlarda uygulanmaları zor ve zaman alıcıdır. DQE ve eDQE çalışmaları genelde ileri akademik çalışmalar için tercih edilmektedir. Bu testlerin yerine, görüntüleme cihazlarının görüntü kalitesi performans ölçümleri için; daha az zaman alan ve nispeten klinik ortamlarda uygulanması daha kolay olan kontrast-ayrıntı eğrilerinin ölçülmesi tercih edilmektedir. Bu sebeple; CD analizi gibi psikofiziksel testlerinde temel alındığı çalışmalar da mevcuttur (Neitzel vd. 2000, Rong vd. 2001, Geijer vd. 2001, Honey vd. 2005, De Hauwere vd. 2005, Borasi vd. 2006,

Bacher 2006, Rivetti vd. 2009, Liaskos vd. 2010, Rivetti vd. 2011, Crop vd. 2011, Thompson ve Lynch 2016, Yalcin ve Olgar 2018). CD analizini temel alan çalışmalardan olan Borasi vd. çalışmasında CDRAD fantomu kullanılarak iki tanesi indirekt dönüşümlü, bir tanesi direkt dönüşümlü olmak üzere üç flat panel sistemin görüntü kaliteleri kıyaslanmıştır ve deneyler üç standart detektör giriş dozu seviyesi için (1, 2.5 ve 10 μ Gy) gerçekleştirilmiştir. Düşük ve orta seviyedeki ışınlamalar için indirekt sistemlerin performansları arasında farklılık gözlenmemiştir. Tüm doz seviyelerinde direk sistemin, indirekt sistemlere göre daha düşük performans gösterdiği gözlenmiştir.

Görüntü kalitesinin tam anlamı ile değerlendirilmesinde ideal olan ise; aynı standart koşullar altında hem fiziksel hem psikofiziksel değerlendirmelerin yapılmasıdır (Liaskos vd. 2010). Fiziksel değerlendirmeler, bir gözlemciden bağımsız olarak standart metodlara dayanır ve sistem performansı ile ilgili kantitatif sonuçlar verir. Psikofiziksel testler ise; gözlemcinin görsel bir uyarıcıya tepki verdiği ve gözlemlediği veya gözlemleyemediği uyarıları rapor ettiği yöntemlerdir. Dolayısı ile bu testlerin sonuçları gözlemciye bağlı olup, öznel sonuçlar verir (Mansson 2000, Alsleem ve Davidson 2012).

Bu tez çalışmasında hem fiziksel hem psikofiziksel testlerin değerlendirilmesi yapılarak dedektör performansı ölçülmüştür. Dedektörün fiziksel performansı değerlendirilirken öncelikli olarak MTF ve NPS değerleri belirlenmiş ve bu değerler kullanılarak DQE hesaplanmıştır. Aynı zamanda psikofiziksel değerlendirme için; kontrast ayrıntı fantomu kullanılarak, kontrast-ayrıntı analizi yapılmıştır. Bu değerlendirmeler yapılırken Avrupa birliği protokolleri ve literatürde daha önceden belirlenmiş ışınlama parametreleri kullanılmıştır. Kontrast ayrıntı fantomu ile Avrupa Birliğinin farklı radyografik incelemeler için önerdiği ışınlama şartlarında elde edilen görüntüler ve klinikte uygulanan parametreler ile elde edilen görüntüler kıyaslanmıştır. Her bir koşul için Monte Carlo tabanlı PCXMC programı ile etkin dozlar elde edilmiş ve mümkün olan en düşük dozda en iyi görüntü kalitesinin elde edildiği parametrelerin uygunluğu araştırılmıştır.

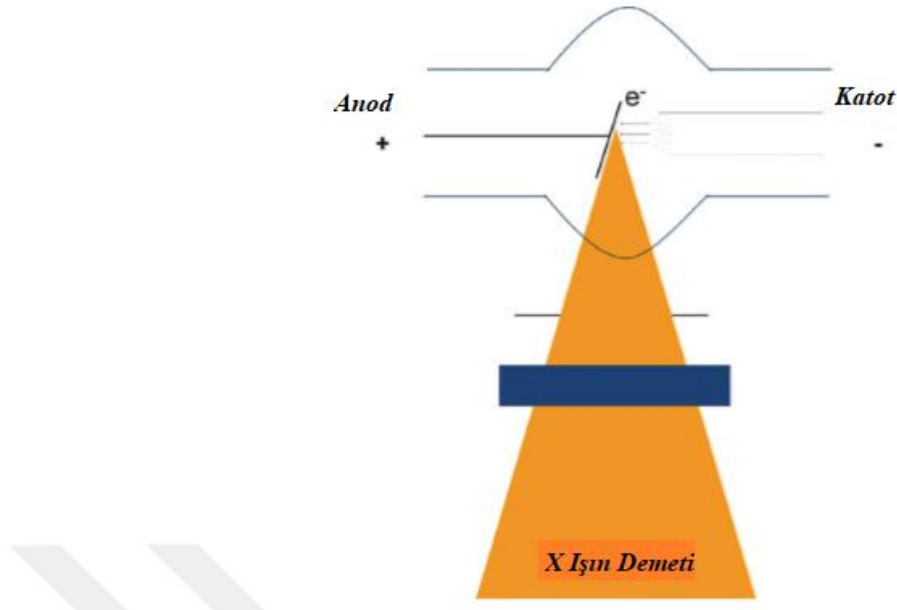
Bu tez beş bölümden oluşmuştur. Birinci bölümde giriş kısmı yer almaktadır. İkinci bölümde farklı dijital radyografi sistemlerinin anlatıldığı ve görüntü kalitesinin ölçülmesinde kullanılan niceliklerin tanımlandığı kuramsal temeller kısmı bulunmaktadır. Üçüncü bölümde görüntülerin elde edimesinde kullanılan deneysel yöntemler açıklanmıştır. Dördüncü bölümde araştırmadan elde edilen sonuçlar ve kıyaslamaları yer almıştır. Son bölüm ise sonuç ve tartışma kısmını içermektedir.



2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 X Işını Oluşumu ve X Işın Tüpleri

X-ışını tüpü vakumlanmış içinde hava bulunmayan cam bir zarftan oluşmaktadır. X-ışını tüpü anot ve katot olmak üzere içinde iki yapı bulundurmaktadır. Tüp içerisindeki yüksek enerjili elektronlar tüp içerisindeki hedef madde ile etkileşir ve kinetik enerjilerini elektromanyetik radyasyona, yani x-ışınına dönüştürür. Anot, tüp içerisindeki yüksek voltaj devresinin pozitif yüklü kutbudur. Bu yapı genellikle tüpün bir ucundan ortasına kadar yerleştirilmiş bakır bir blok şeklindedir ve bir rotora bağlıdır. Bu rotor sayesinde; anot cam zarf içinde rahatlıkla dönebilir. Katot, x-ışın tüpünün negatif elektrotudur ve bobin formunda tungsten bir filaman içerir. Filamanın elektrik akımı ile ısıtılması ile negatif yük salınır ve anoda doğru çekilerek elektromanyetik radyasyon (x-ışını) üretilir (Şekil 2.1). Katot; anot düzlemi boyunca çok yüksek elektrik potansiyeli (kV) uygulandığında; katodun tungsten filamanında üretilen elektronlar hızlandırılır ve anoda bulunan tungsten hedefe doğru çekilirler. Oluşturulan x-ışını demetinin kalitesi uygulanan enerjiye bağlı olarak değişir. Elektronlar anot ile etkileştiğinde bir çoğu diğer elektronlar ile çarpışır ve enerji ısıya dönüşür. X-ışını oluşumunda iki mekanizma söz konusudur. Bunlar Bremstrahlung radyasyonu ve karakteristik X-ışını olarak adlandırılır. Hedef maddenin atomları ile etkileşen elektronların kinetik enerjilerinde kayıp meydana gelir. Hedef materyal ile elektronların çarpışması sonucu ortaya çıkan kinetik enerjinin büyük bir kısmı ısıya dönüşür. Hızlandırılmış elektronların küçük bir kısmı ise hedef maddenin atomunun pozitif alanından etkilenir ve yönünde sapma gözlenir. Bunun sonucu olarak kinetik enerjisinde azalım meydana gelir. Sonuç olarak; enerjisi bu azalıma karşılık gelen bir x-ışını fotonu yayınlanır. Bu ışınım Bremstrahlung radyasyonu ya da frenleme ışınımı olarak adlandırılır. Aynı zamanda eğer elektronlar yeterli enerjiye sahip ise hedef maddesinin atomlarının çekirdeğe yakın yörüngelerindeki elektronlar ile etkileşerek iyonlaşmaya sebep olurlar. Bu aşamada daha yüksek enerji seviyesindeki elektronlar iyonlaşan elektronun oluşturduğu boşluğu doldurur. Enerji seviyeleri arasındaki fark kadar enerjiye sahip x-ışını yayınlanır. Bu x-ışını karakteristik X-ışını adını alır (Busberg vd. 2012, Lança ve Silva 2013).



Şekil 2.1 X-ışın tüpü diyagramı ve x-ışını demeti (Lança ve Silva 2013)

2.2 Görüntüleme Sistemleri

X-ışınlarının keşfinden bir kaç hafta sonrasında ilk tıbbi görüntüler fotografik plakalar ve floresan ekranlar ile elde edilmişti ve bu projeksiyon radyografisinin başlangıcı olmuştur (Aichinger vd. 2012). Günümüzde de büyük ölçüde gelişen teknolojinin etkisi ile düşük risk, düşük maliyet, daha hızlı görüntü alma imkânı ve yüksek tanısal değerleri ile x-ışını projeksiyon görüntüleri tanısal görüntüleme çalışmalarının büyük bir kısmını oluşturmaktadır (Bacher 2006).

Film-ekran sistemler ve dijital sistemler tanısal görüntülemelerde kullanılan sistemlerdir.

2.2.1 Film-Ekran Sistemleri

Film-ekran teknolojisi en basit haliyle her iki yüzeyi de ışığa duyarlı emülsiyona sahip filmin, yoğunlaştırıcı ekranlara sahip kasetin içine yerleştirilmesi ile oluşan film ekran kombinasyonu olarak tanımlanabilir. Yoğunlaştırıcı ekranlar; Gd_2O_2S , $CaWO_4$, $LaOBr$ ve $YTaO_4$ gibi sintilasyon kristallerinden oluşmaktadır. Bu kristaller yardımı ile kaset üzerine gelen X ışınları görünür ışığa dönüştürülür. Sonrasında ise film üzerindeki

gümüş halojen emülsiyon tabakasının görünür ışık fotonlarına maruz kalması ile gizli görüntü elde edilir. Daha sonraki aşamada film indirgeme maddesi içeren kimyasal sıvı ile etkileşir. Bu aşamada gizli görüntüdeki metalik gümüş atomları katalizör işlevi görür ve gümüş iyonlarında azalıma yol açar. Gümüş atomlarındaki azalım ile film üzerindeki siyah bölgeler oluşur. Bunun sonrasında filmin banyo edilmesi ile kalan aktive olmamış gümüş halojenür oksitleyici solüsyon aracılığı ile temizlenir (Bushberg vd. 2012).

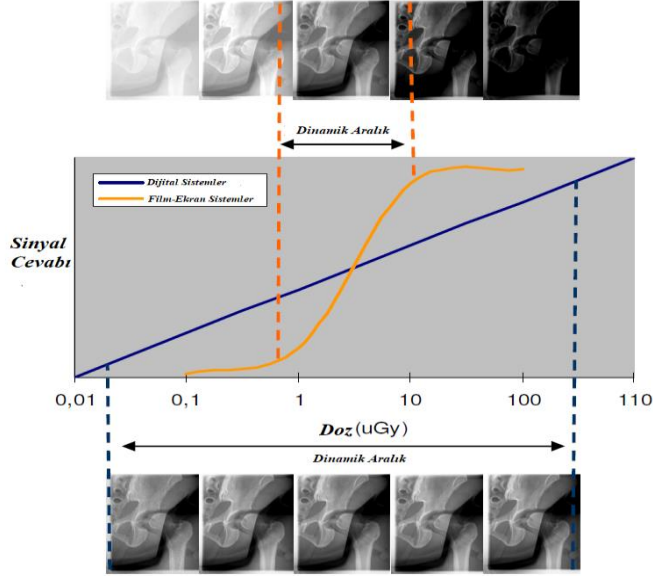
Bu sistemler her ne kadar daha iyi görüntü kalitesine sahip olsa da; sahip olduğu bir takım dezavantajlar yüzünden yerini çoğunlukla dijital sistemlere bırakmıştır.

2.2.2 Dijital Görüntüleme Sistemleri

Fiziksel temellerine bakıldığında dijital görüntüleme sistemleri film-ekran sistemlerden çok da farklılık göstermez. Ayrıldıkları nokta ise film-ekran sistemlerde film hem dedektör hem depolama alanı işlevi görürken; dijital sistemlerde dedektör ve dijital depolama alanının iki farklı eleman olarak işlev görmesidir. Dijital sistemlerde dedektör üzerine gelen x-ışınlarını soğurarak elektrik yüklerine dönüştürerek kaydeder ve sayısal veriler oluşturur. Sayısallaştırılan bu verilerin her biri depolanan x-ışını enerjisine bağlı olarak gri skalada bir değere karşılık gelir. Dijital sistemlerde bu şekilde ham görüntü elde edilir. Ham görüntü örneklenerek ve işlenerek klinikte anlamlı olan nihai organ görüntüsü elde edilir (Körner vd. 2007).

Film-ekran sistemler her ne kadar hala en iyi görüntü kalitesine sahip olsa da; dijital sistemlerde görüntülerin saklanabilmesi ve istenilen anda görüntüye erişim sağlanabilmesi gibi avantajları sayesinde film-ekran sistemlerin yerini almıştır. Fakat dijital sistemlerin de birtakım dezavantajları mevcuttur. Örneğin; bilgisayarlı radyografi, indirekt ve direkt dijital radyografi sistemlerinde hasta dozunda artış söz konusudur. Bunun sebebi; analog radyografiye göre geniş bir dinamik aralığa sahip olmalarıdır (Şekil 2.2). Dijital sistemlerin geniş bir dinamik aralığa sahip olmaları sebebi ile; artan hasta dozu ile görüntü kalitesi de artar. Bunun bir sonucu olarak tanısal anlamda kaliteli bir görüntü elde edilmiş olsa dahi; hastalar gereğinden fazla doza maruz kalabilir. Bu sebeple radyografik görüntüler düzenli olarak değerlendirilmeli ve mümkün olan en

düşük dozda uygun görüntü kalitesine ulaşıldığından emin olunmalıdır (Alseem vd. 2014).



Şekil 2.2 Film-ekran ve dijital sistemler için dinamik aralık (Oliveira ve Lança 2011)

Dijital görüntüleme sistemleri DR (Dijital Radyografi) ve CR (Bilgisayarlı Radyografi) sistemler olarak iki şekilde sınıflandırılabilir.

2.2.3 Bilgisayarlı Radyografi

Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radiography, CR) sistemleri ilk kullanılan dijital görüntüleme sistemidir ve 20 yılı aşkın süredir kullanılmaya devam edilmektedir (Irvine 2009, Mourik vd. 2015).

Bilgisayarlı radyografide kullanılan dedektörler film-ekran sistemlerle yapısal olarak benzerlik gösterir (Doyle 2008). Karakteristik bir bilgisayarlı radyografi dedektörü Evropiyum aktive edilmiş BaFBr ve BaFI içerir. İçerdiği az miktarda Evropiyum sayesinde kristallerde elektronlar daha etkin bir biçimde tuzaklanır (Bacher 2006).

X-ışınının fosfor kristalleri ile etkileşmesi sonucu uyarılan elektronlar yüksek enerji seviyelerine geçerken, F-merkezi olarak adlandırılan yarı kararlı enerji seviyeleri tarafından yakalanırlar. Fosfor tarafından soğurulan x-ışını miktarı ile orantılı olarak

tuzaklanan elektronlar gizli görüntüyü meydana getirir (Bacher 2006, Doyle 2008). Sonrasında gizli görüntüyü içeren ışık uyarımlı fosfor (Photo Simulated Phosphor, PSP) CR okuyucu ile okunur. Okuma işlemi sırasında He-Ne lazer kullanılarak elektronlar tuzaklarından kurtarılır, elektronlar kararlı seviyeye dönerken ışık yayınlanır (Bacher 2006, Irvine 2009). Yayınlanan ışık, foto diyotlar tarafından toplanarak sayısallaştırılır ve görüntüye dönüştürülür (Körner vd. 2007).

CR sistemler geniş bir dinamik aralığa sahiptir ve sahip olduğu bu avantaj sayesinde görüntü tekrarını azaltır. Ayrıca bu sistemlerde de kaset kullanıldığı için var olan sistemlere kolaylıkla entegre edilebilir. Bunun yanı sıra arızalı görüntü plakalarının teknisyen tarafından kolaylıkla değiştirilebilmesine de imkan tanır (Körner vd. 2007). Ancak bu sistemler de birtakım dezavantajlara sahiptir. Konvansiyonel film ekran sistemlerle karşılaştırıldığında daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahiptirler ve yayınlanan ışığın foto diyot tarafından belirli bir kesrinin algılanmasının sonucu olarak düşük x-ışını kuantum dönüşüm etkinliğine sahiptirler (Bacher 2006).

2.2.4 Dijital Radyografi

2.2.4.1 Direkt Dijital Radyografi

Direkt dönüşümlü sistemlerde foto iletkenler ile x-ışınları elektrik yüklerine dönüştürülür. Bu sistemlerde foto iletken malzeme olarak genellikle amorf selenyum, talyum bromür, kurşun iyodür, kurşun oksit, gadolinyum gibi bileşenler kullanılır. Bu bileşenler sistemin yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmasını sağlar. Bu sayede direkt dönüşümlü dedektörlerin uzaysal çözünürlüğü, matris ve piksel boyutu detektör materyali tarafından sınırlandırılmamış olur (Körner vd. 2007).

Yeni nesil direk dönüşümlü DR sistemler olan selenyum bazlı flat-panel detektörler, selenyum tabakası altına dizilmiş ince film transistorlerden (TFT) oluşur. Çalışma prensibi dedektör üzerine gelen x-ışınlarının elektrik yüklerine dönüştürülmesine dayanır. Bu elektrik yükleri TFT yüzeyler üzerine kaydedilir (Körner vd. 2007).

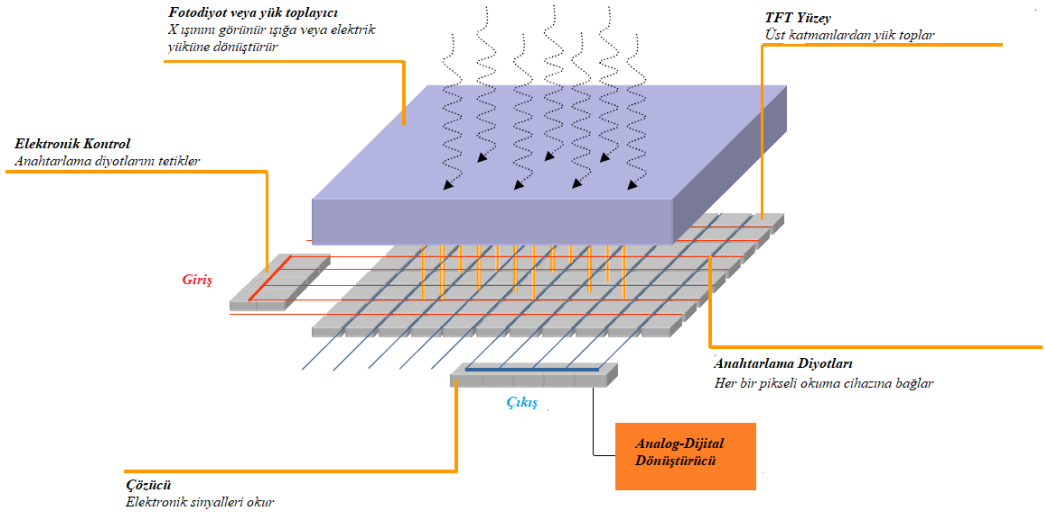
2.2.4.2 İndirekt Dijital Radyografi

Direkt sistemlerden farklı olarak; dedektör ile etkileşen x-ışını elektrik yüküne dönüşmeden önce ışığa dönüşür. Bu sebeple indirekt dijital radyografi sistemleri olarak adlandırılırlar. İndirekt sistemlerde genellikle talyum aktive edilmiş sezyum iyodür kristali kullanılır. Kullanılan sezyum iyodür kristali iğne şeklindeki yapısı itibari ile ışık kılavuzu görevi görür. Bunun bir sonucu olarak 600 µm kadar kalın fosfor tabakaları kullanılarak x-ışını dedeksiyonu artırılır ve kabul edilebilir bir uzaysal çözünürlüğe ulaşılır (Doyle 2008).

İndirekt sistemlerin kullanılan diğer bir şekli ise elektronik paneller ile kaplanmış flat-panel dedektörlerdir. Bu sistemlerde sintilasyon tabakası, amorf silikon foto diyot devre ve TFT yüzey katmanlar halinde yerleştirilmiştir. Bu sistemlerde de dedektör üzerine gelen x-ışını enerjisi ile orantılı olarak yayınlanan ışık, elektrik yüküne dönüşür ve direk dönüşümlü radyografi sistemlerinde de olduğu gibi TFT yüzeyde okunur (Körner vd. 2007).

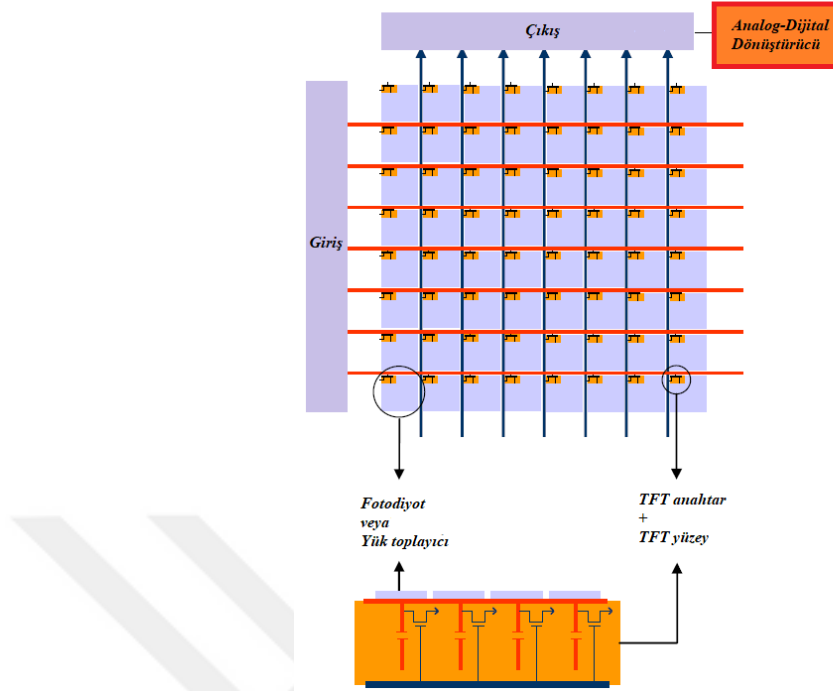
2.2.4.2.1 TFT Yüzeyler

TFT yüzeyler amorf silikondan yapılmıştır. Genellikle cam bir alt katman üzerine çoklu katmanlar halinde yerleştirilen ayrı ayrı dedektör elemanlarından oluşur (Şekil 2.3). Alt katmanlarda okuma devreleri bulunurken; üst katmanlarda ise yük toplayan yüzeyler bulunur (Lança ve Silva 2013).



Şekil 2.3 Flat panel yapısı (Oliveira ve Lança 2011)

Bu yapısı ile TFT elektronik bir şalter görevi görür. Bu yapı üç bileşenle tanımlanabilir: kapı, kaynak, boşaltma. Kapı ve boşaltma hatları; TFT yüzeyi üzerindeki kaynak ve boşaltmayı satırlar ve sütunlar boyunca sırası ile birleştirir. Işınlama süresince TFT şalteri kapalıdır. Böylelikle her bir dedektör elemanı üzerinde yük birikir ve depolanır. Işınlama sona erdikten sonra satır boyunca her bir dedektör elemanı için kapı hatlarının açılması ile; TFT yüzeyler sırası ile her bir satırda aktive olur. Bu şekilde her bir dedektör elemanının kapasitöründe biriken yükler transistörden geçerek boşaltım hattına gelir ve ardından yükseltece bağlanır. Yükselteç, yükü orantılı bir voltaja dönüştürür ve voltaj seviyesini sayısallaştırır (Şekil 2.4). Sonuç olarak her bir satırdaki dedektör elemanı için bir gri skala değeri elde edilir. Bu işlem; tüm satırlar için tüm yüzey okuması tamamlanana kadar devam eder (Bushberg vd. 2012).



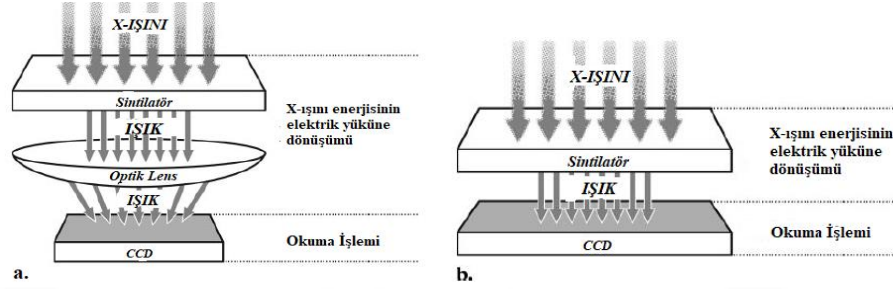
Şekil 2.4 TFT yüzey (Oliveira ve Lança 2011)

2.2.4.2.2 CCD

CCD dedektörler görünür ışıktan görüntü meydana getirilmesini sağlar. Bu dedektör televizyonlarda ve astronomi alanında bilimsel uygulamalarda kullanılmaktadır. Kristali silikon malzemeden yapılmıştır. CCD çipi yüzeyine kazınmış 1024×1024 veya 2048×2048 boyutlarında ayrı ayrı dedektör elemanlarından oluşur (Bushberg vd.2012).

Radyografi sistemlerinde kullanılan CCD dedektörler iki çeşittir. Lens-kuplajlı veya yarık-taramalı CCD dedektörler kullanılmaktadır. Lens-kuplajlı sistemlerde; birden çok CCD çipi içeren yüzeyler flat-panel dedektörlere benzer şekilde bir dedektör alanı oluştururlar. Optik lensler ışık alanını azaltarak CCD yüzeye sığdırırlar (Şekil 2.5 a). Bu sistemlerin bir dezavantajı; CCD yüzeye gelen foton sayısının azalması sebebi ile düşük sinyal gürültü oranına sahip olması dolayısı ile düşük kuantum etkinliğine sahip olmalarıdır. Yarık-taramalı sistemlerde ise; yine tungsten bir anoda sahip özel bir x-ışını tüpü kullanılır. Bu sistemlerde hasta yelpaze şeklinde kolime edilmiş demet ile taranırken bağlı olduğu uyumlu genişlikteki CCD dedektör yüzeyi de eş zamanlı olarak

hareket eder (Şekil 2.5 b). Dar kolime edilmiş demet ve bununla uyumlu dedektörün birleşimi ile saçılan radyasyonun büyük kısmı dedekte edilemez. Dolayısı ile görüntüde saçılan radyasyonun etkisi azdır. Yarık-taramalı sistemler sabit kurulum gerektirdiği için; göğüs radyografisi, mamografi ve diş radyografisinde kullanılır (Körner vd. 2007).



Şekil 2.5 a) Lens-kuplajlı CCD sistemi b) Yarık-taramalı CCD sistemi (Körner vd. 2007)

2.3 Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler

2.3.1 Kontrast

Görüntüleme sistemlerinin; çok az yoğunluk farklılığına sahip iki objeyi ya da başka bir ifade ile çok az azalım farklılığına sahip iki objeyi görüntü üzerinde ayırt edebilme yeteneği kontrast olarak adlandırılır. Kontrast; kolimasyon, foton sayısı, gürültü, saçılan radyasyon, demet filtrasyonu, dedektör özellikleri ve kullanılan algorithmadan etkilenir. Kontrast; obje kontrastı, dedektör kontrastı ve görüntü kontrastı olarak ayrılır (Alseem ve Davidson 2012).

2.3.2 Çözünürlük (Uzaysal Ayırma Gücü)

Çözünürlük; görüntüleme sistemlerinin birbirlerine çok yakın iki küçük cisimi algılayıp birbirlerinden ayırt edebilme becerisini ifade eder. Piksel boyutları ve aralarındaki boşluklar maksimum ayırma gücünü belirler. Yani; bu piksel boyutları küçüldükçe, çözünürlüğün (uzaysal ayırma gücü) arttığı anlamına gelir. Ama bu durum her zaman geçerli değildir. Çözünürlük üzerinde bulanıklık gibi başka faktörlerin de etkisi mevcuttur. CR ve DR sistemlerde çözünürlük kaybının sebepleri arasında dedektör

kalınlığı, matris boyutu, piksel boyutu sayılabilir. Hasta üzerinde görüntülenecek olan lezyon; dedektörün tek bir elementinden daha küçük ise dedektör elementinin tamamına yayılır ve kontrastı azalır (Alseem ve Davidson 2012).

2.3.3 Gürültü

Pikselden piksele değişen istatistiksel dalgalanmalar sonucu ortaya çıkan gürültü; radyografik görüntülerde görüntünün yorumlanmasına etki eden istenmeyen detay veya kullanışsız bilgi olarak tanımlanır. Gürültü tipleri; kuantum gürültüsü, elektronik ya da dedektör gürültüsü olarak ayrılır (Samei 2003, Alseem ve Davidson 2012).

Kuantum gürültüsü; fotonların organlarla etkileşerek azalırma uğraması ile dedektöre çok az sayıda foton ulaşması ile ortaya çıkan bir etkidir. Kuantum gürültüye sebep olan faktörler arasında; anatomik yapının boyutu, azalan piksel boyutları ve saçılan radyasyon sayılabilir. Dedektör performansını doğrudan etkilemez (Alseem ve Davidson 2012).

Dedektörlerin iç elemanlarından; çoğunlukla da görüntü alıcılarından kaynaklanan gürültü elektronik gürültü olarak adlandırılır. Reseptör gürültüsü; sistemin homojen x-ışını demetine sistemin homojen olmayan yanıtından kaynaklanır. Bu gürültü sabit desen gürültüsü olarak da adlandırılır. Buna ek olarak; reseptör elemanlarındaki kusurlar görüntü ile ilgisiz yapılar gözlenmesine sebep olur (Alseem ve Davidson 2012).

2.4 Görüntü Kalitesi ve Dedektör Performansı Değerlendirmede Kullanılan Yöntemler

2.4.1 Sinyal Aktarım Özelliği

Dedektörün sinyal transfer fonksiyonunun (Signal Transfer Property, STP) belirlenmesinde amaç, elde edilen görüntünün piksel değerlerinin dozla doğrusal hale getirilmesidir. Çünkü MTF, NNPS gibi niceliklerin hesaplanması görüntüleme sistemlerinin doğrusal olduğu yaklaşımına dayanmaktadır. Yani, dedektörün herhangi

bir noktasına verilen radyasyon dozu ile elde edilen görüntüde bu noktadaki piksel sayım değeri arasındaki ilişkinin doğrusal olduğu kabul edilir. Ancak, dijital dedektörlerin doza yanıtı doğrusal olabileceği gibi üstel veya logaritmik de olabilmektedir (Marshall 2009b). Olası ortalama piksel değeri (PV_{ort}) ve doz (E) ilişkileri aşağıdaki gibidir:

$$PV_{ort} = a + bE \quad (2.1)$$

$$PV_{ort} = a + b \ln(E) \quad (2.2)$$

$$PV_{ort} = a + bE^c \quad (2.3)$$

Nicel performans değerlendirmelerinin doğru bir biçimde yapılabilmesi için öncelikle dedektörün doz-yanıt ilişkisinin lineerize edilmesi gerekmektedir.

STP, farklı hava kerma (HK, ESAK) değerlerine karşılık gelen piksel değerlerinin çizdirilmesi ile elde edilen eğrilerden bulunur (Michail vd. 2016).

2.4.2 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF)

MTF; frekans uzayında, frekansa bağlı olarak sistemin uzaysal ayırma gücünü tanımlar. MTF uzaysal frekans aralığı boyunca bulanıklık ve kontrastı hesaba kattığı için, gerçek ve etkin çözünürlüğün belirlenmesi için etkili bir ölçüm yöntemidir (Körner vd. 2007).

Kenar metodu; radyografi sistemlerinin performans değerlendirmesinde sıklıkla kullanılan MTF ölçüm yöntemidir. Kenar metodu için kullanılan test objesi, oldukça ince metal malzemenin bir yüzünün cilalanarak keskin ve düzgün bir kenar elde edilmesi ile oluşturulur. Bu metal malzeme yüksek atom numarasına sahip bir malzemedir yapılmış olmalıdır. Aynı zamanda azalımı azami seviyede tutacak ve ikincil radyasyonu azaltacak kadar kalın iken, hizalama hassasiyetini en aza indirecek kadar da ince olmalıdır. Kenar objeleri kalınlıkları 0,1 ile 1 mm arasında değişen kurşun, tungsten gibi malzemelerden yapılmaktadır. Kenar görüntüsünden elde edilen görüntü bilgisinin ortalaması alınarak kenar dağılım fonksiyonu (ESF) elde edilir. Kenar

dağılım fonksiyonunun türevi alınarak çizgi dağılım fonksiyonu (LSF) ve çizgi dağılım fonksiyonunun Fourier dönüşümü ile de MTF elde edilir (Samei 2003). Bu yöntemin avantajları düşük uzaysal frekanslarda yüksek hassasiyet sağlaması, basit olması ve görüntü verisi toplamanın hızlı olmasıdır. Ama yüksek uzaysal frekanslarda düşük hassasiyet sağlaması ve türev işleminden kaynaklanan gürültü bu yöntemin dezavantajlarıdır. Kenar ölçüm yöntemindeki bu gürültü düzgün bir ışınlama ve kenar dağılım fonksiyonu bilgisinde bir miktar düzeltme ile azaltılabilir. Yüksek miktarda kesinliğe sahip, basit, kullanışlı olan bu yöntem günümüzde standart MTF ölçüm yöntemi olarak kabul edilmektedir (Samei 2003).

2.4.3 Gürültü Güç Spektrumu

Wiener spektrumu olarak da isimlendirilen bu metot görüntüde tüm frekanslarda gürültü karakteristiği ve şeklini ölçen bir görüntü kalitesi ölçütüdür (Lança ve Silva 2013).

Radyografik gürültü; Gürültü güç spektrumu (Noise Power Spectrum, NPS) ile karakterize edilir (Samei 2003). Gürültü güç spektrumu; gürültü varyansındaki frekansa bağıllık olarak da tanımlanabilir. İki boyutlu görüntü $I(x,y)$ olmak üzere, gürültü güç spektrumu eşitlik (2.4)' de verilmiş NPS formülü ile ifade edilir.

$$NPS(f_x, f_y) = \left| \int_x \int_y [I(x, y) - \bar{I}] e^{-2\pi i(xf_x + yf_y)} dx dy \right|^2 \quad (2.4)$$

Bu formülde f_x , x düzlemindeki uzaysal frekansı, f_y ise y düzlemindeki uzaysal frekansı ifade eder. \bar{I} ise; $I(x,y)$ ile ifade edilen iki boyutlu görüntünün ortalamasıdır. MTF görüntüleme sisteminin giriş sinyalini nasıl etkilediğinin frekansa bağlı bir ölçüsü idi. Buna benzer olarak NPS de, görüntü girdisinin sistemi nasıl etkilediğinin bilgilendirici ve frekansa bağlı bir ölçüsüdür (Bushberg vd. 2012).

Homojen görüntünün merkezinde bir alan seçilir ve bu bölgedeki piksel değerleri STP eğrisinin tersi kullanılarak doğrusal hale getirilir. Bunun akabinde doğrusal hale gelen bu bölgenin ortalaması; görüntünün alındığı hava kerma değerine eşit hale gelir (Marshall 2009a).

NPS genellikle DQE (Deteksiyon Kuantum Etkinliği) hesaplanırken kullanılır. DQE hesabında; sistem kazancı için düzeltme yapılması gereklidir. Bunun için NPS değeri analiz için kullanılan piksel değerlerinin ortalamasının karesine bölünür. Bu oran normalize edilmiş gürültü güç spektrumu olarak adlandırılır ve birimi mm^2 dir.

$$\text{NNPS} = \frac{\text{NPS}}{(\text{geniş alandan alınan sinyal})^2} \quad (2.5)$$

Bu oran piksel değerlerinin ışınlamaya göre doğrusal hale getirildiğini varsayar (Dobbins III vd. 2006).

2.4.4 Dedeksiyon Kuantum Etkinliği

Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (Detective Quantum Efficiency, DQE) tüm sistemin frekansa bağlı sinyal gürültü oranı (Signal-to-Noise Ratio, SNR) performansını tanımlar. Konsept olarak sistemin çıkışındaki sinyal gürültü oranının karesinin (SNR_{in}^2); sistemin girişindeki sinyal gürültü oranının karesine ($\text{SNR}_{\text{out}}^2$); oranlanması olarak tanımlanabilir (Bushberg vd. 2012).

$$\text{DQE} = \frac{\text{SNR}_{\text{out}}^2}{\text{SNR}_{\text{in}}^2} \quad (2.6)$$

Sistem girişindeki sinyal gürültü oranının karesi görüntüleme sistemine gelen ortalama foton akısına eşittir. Diğer taraftan; sistem çıkışındaki sinyal gürültü oranının karesi MTF ve NPS'in bir fonksiyonudur. MTF; görüntüleme sisteminin sinyali ne kadar iyi işlediğinin bir ölçüsü iken; NPS sistemin gürültüyü ne kadar iyi işlediğini gösterir. Bu iki kavram birleştirilir ise $\text{SNR}_{\text{out}}^2$ değeri elde edilir.

$$\text{SNR}_{\text{out}}^2 = \frac{|\text{MTF}(f)|^2}{\text{NPS}(f)} \quad (2.7)$$

Bu tanımlanmış olan SNR_{in}^2 ve $\text{SNR}_{\text{out}}^2$ değerleri kullanılarak DQE formülü aşağıda verilen bağıntı ile ifade edilir.

$$DQE(f) = \frac{GXMTF(f)^2(u)}{qNPS(u)} \quad (2.8)$$

G; kazanç faktörü olarak adlandırılır ve G=1 olduğu varsayılır. X; NPS ölçümü ile ilişkili olan dedektördeki hava kerma değeridir (μGy cinsinden) ve q birim alan ve birim doz başına x-ışın foton sayısını ifade eder. Günümüzde DQE dedektör performansının belirlenmesi için önerilen bir yöntemdir. DQE değeri ne kadar yüksek ise; sistemin SNR karakteristiği o kadar iyidir (Busberg vd.2012, Lança ve Silva 2013).

2.4.5 Kontrast-Detay Analizi

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan araçlardan biri de kontrast-detay analizidir (Contrast-Detail Analysis, CDA). Bu metot düşük kontrastın sayısal değerlendirilmesi ve medikal görüntülerdeki küçük detayların ölçülmesinde gereken bilgiyi sağlar. Görüntüleme sistemlerinin çok düşük kontrasta sahip küçük boyuttaki objeleri görüntüleyebilme becerisi sistemin düşük kontrast-detay ayırt edebilirliği olarak tanımlanır. Düşük kontrast-detay ayırt edilebilirliği; gözlemcinin arka plan ile değişen kontrast farklılıklarına sahip en küçük objeyi ayırt edebilme becerisinin ölçülmesi ile belirlenir. CDA; görüntü kalitesini kontrast (değişen derinlikte) ve detay (değişen çaplarda boşluklar) bağlamında açıklayan bir yaklaşımdır (Alseem ve Davidson 2012). Bu yöntem fantom kullanımını temel alır, gönüllü hasta gerektirmez (Alseem vd. 2014). Gözlemcilerden istenen, fantom görüntüsünde ilk üç satır için ayırt edebildikleri boşlukları ve geri kalan satırlar için boşluğun hangi köşede olduğunu belirlemeleridir. Sonrasında tüm satırlarda (i); gözlenebilen en küçük çapa (C_i) karşılık gelen, gözlenebilen en küçük derinlikler için (D_i) bir grafik elde edilir ve IQF (image quality figure) denklem (2.9)'da verilmiş olan bağıntı yardımı ile hesaplanır (Alseem ve Davidson 2012).

$$IQF = \sum_{i=1}^{15} C_i \times D_{(i,th)} \quad (2.9)$$

Yukarıdaki bağıntıda gösterilmiş olan matematiksel ifade için artan görüntü kalitesi ve IQF ters orantılı olduğundan sonuçların daha anlaşılır ifade edilebilmesi için IQF_{inv} değeri kullanılır.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D_{(i,th)}} \quad (2.10)$$

Böylelikle artan IQF_{inv} değeri ile düşük kontrast-detay ayırt edilebilirliği dolayısı ile görüntü kalitesi artar (Alseem ve Davidson 2012).

CDA metodu, düşük kontrastın sayısal olarak değerlendirilebilmesini ve medikal görüntülerde küçük detayların ölçülmesini sağlar. Bu sebeple; görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için anlaşılır ve basit bir metot olarak kabul edilir. Buna ek olarak düşük kontrast-detay analizi çalışmaları görüntüleme sistemlerindeki; ışınlama parametreleri, dedektör tasarımı, görüntünün elde edilmesi, işlenmesi ve gösterimini içeren tüm süreci göz önünde bulundurur. Bundan dolayı CDA; CR ve DR sistemlerin görüntüleme performansının anlaşılmasında gerekli bilgiyi sağlayan etkili bir yöntemdir (Alseem ve Davidson 2012).

2.5 Hasta Dozu Kavramı

Radyasyon dozu ölçülürken ışınlamalar; mesleki ışınlamalar, hastaların medikal ışınlanması ve halkın ışınlanması olmak üzere üç ayrı kategoride değerlendirilir (ICRP 103, 2007).

Radyasyonun neden olduğu biyolojik risk faktörleri ise; stokastik ve deteterministik etkiler olmak üzere iki ayrı kategoride tanımlanır.

ICRP 103 (2007) raporunda zararlı doku reaksiyonu olarak da adlandırılan deterministik etki; radyasyona bağlı hücre ölümlerinden kaynaklanmaktadır. Eğer yeterince yüksek oranda ise organların ve dokuların bütünlüğünü ve fonksiyonlarını bozabilir. Klinik olarak bir hasarın gözlenmesi için; dozun belirli bir eşik değerinde olması gereklidir. Aynı zamanda bu hasarın kapsamı; soğurulan doz, doz hızı ve radyasyon kalitesine bağlı olarak değişir. Bu sebeple; etkinin ciddiyeti soğurulan doz ile birlikte artar. Erken doku reaksiyonları arasında; gastrointestinal belirtiler (hemorajik ishal), cilt rahatsızlıkları (eritema, epilasyon), kemik iliği yetersizliği (anemi, lökositopeni)

sayılabilir. Geç doku reaksiyonları arasında; katarakt, kardiyovasküler rahatsızlıklar ve nekroz sayılabilir (Hamada ve Fujimichi 2014, Kamiya vd. 2015).

İyonize radyasyonlarla ışınlamalarda, düşük dozlar söz konusu olduğunda bile hücrelerin genetik materyali zarar görebilir. Bunun bir sonucu olarak yıllar sonra ışınlanan bireyde ve sonraki nesillerde radyasyona bağlı kanser veya kalıtsal hastalıkların görülmesi olasılığı söz konusudur. İyonize radyasyonun bu etkileri stokastik etki olarak adlandırılır. Stokastik etkinin gözlenmesinde herhangi bir eşik değeri yoktur. Bu etki sonucu; radyasyona bağlı kanser veya kalıtsal hastalık gözlenmesi tamamen olasılığa bağlıdır (Kamiya vd. 2015).

Radyasyonun sebep olduğ u risklerden korunmak için; radyasyon ışınlamaları ALARP (As low as reasonably practicable) prensibine uygun olarak uygulanması mümkün olan en düşük seviyede olmalıdır (Olievera ve Lana 2011). Radyasyon ışınlamalarından kaynaklı riski en aza indirmek için radyasyondan korunmanın temel prensipleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Radyasyondan korunma prensipleri; gerekçelendirme, doz sınırları ve optimizasyon olmak üzere 1990 yılında Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Comisson of Radiation Protection, ICRP) tarafından önerilmiştir.

Radyasyon ışınlamalarından kaynaklı dozun belirlenmesi için dozimetrik birimler geliştirilmiştir. Temel radyasyondan korunma birimleri insan vücudunda organ ve dokularda depolanan enerjinin ölçülmesini temel alan birimler olarak komisyon tarafından kabul edilmiştir (ICRP 103, 2007).

2.5.1 Soğurulan Doz

Soğurulan doz, D, temel fiziksel doz birimidir ve tüm radyasyon geometrileri ve tüm iyonize radyasyon tipleri için geçerlidir. Aşağıdaki formül ile ifade edilir.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.11)$$

de; iyonize radyasyonun maddeye aktardığı ortalama enerjidir ve d_m ise; maddenin kütlesini ifade eder. Soğurulan dozun SI birimi $J.kg^{-1}$ ile ifade edilir. Özel adı ise Gray (Gy) 'dir (ICRP 103, 2007).

2.5.2 Eşdeğer Doz (Equivalent Dose) ve Radyasyon Ağırlık Faktörleri

Radyasyondan korunma birimleri tanımlanırken belirli bir organda ya da dokuda soğurulan doz (radyasyon tipine bağlı olarak) temel alınır. Bu radyasyondan korunma birimlerinden olan eşdeğer doz H_T ile tanımlanır. Denklem (2.12)'de verilen bağıntı kullanılarak hesaplanır.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.12)$$

R ile belirtilen radyasyon tipi için W_R radyasyon ağırlık faktörüdür ve $D_{T,R}$ ise spesifik bir organ ya da T dokusunda ortalama soğurulan dozdur. Birimi $J.kg^{-1}$, özel adı ise Sievert (Sv) ile ifade edilir. Radyasyon ağırlık faktörleri ise; Çizelge 2.1'de belirtilmiştir (ICRP 103, 2007).

Çizelge 2.1 ICRP 103 raporunda önerilmiş Radyasyon Ağırlık Faktörleri

Radyasyon Tipi	Radyasyon Ağırlık Faktörleri, W_R
<i>Fotonlar</i>	1
<i>Elektronlar</i>	1
<i>Alfa Parçacıkları</i>	20
<i>Protonlar</i>	2
<i>Nötronlar</i>	<i>Nötron enerjisinin sürekli bir fonksiyonu</i>

2.5.3 Etkin Doz (Effective Dose) ve Doku Ağırlık Faktörleri

ICRP 1990 yılında etkin doz birimini; başlıca organ ve dokulardaki eşdeğer dozların toplamının her bir organa özgü ağırlık faktörleri ile çarpılması olarak tanımlanmıştır.

Etkin doz denklem 2.13’de verilmiş olan bağıntıdan hesaplanır (ICRP 60, 1991).

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.13)$$

W_T ; doku ağırlık faktörüdür. Doku ağırlık faktörlerinin toplamı ($\sum W_T$) 1 değerini alır. Bu toplam işlemi; insan vücudunda stokastik etkinin indüksiyonlarına hassas sayılan tüm organ ve dokulara uygulanır. W_T (doku ağırlık faktörleri), stokastik etkiden kaynaklı radyasyonun her bir doku ve organ üzerindeki etkilerine olan katkılarını temsil edecek biçimde seçilmiştir. Etkin doz birimi, eşdeğer doz birimi ile aynı olup $J.kg^{-1}$ ile ifade edilir ve özel adı Sievert (Sv)’dir. Organ ve dokular için ağırlık faktörleri Çizelge 2.2’de belirtilmiştir (ICRP 103, 2007).

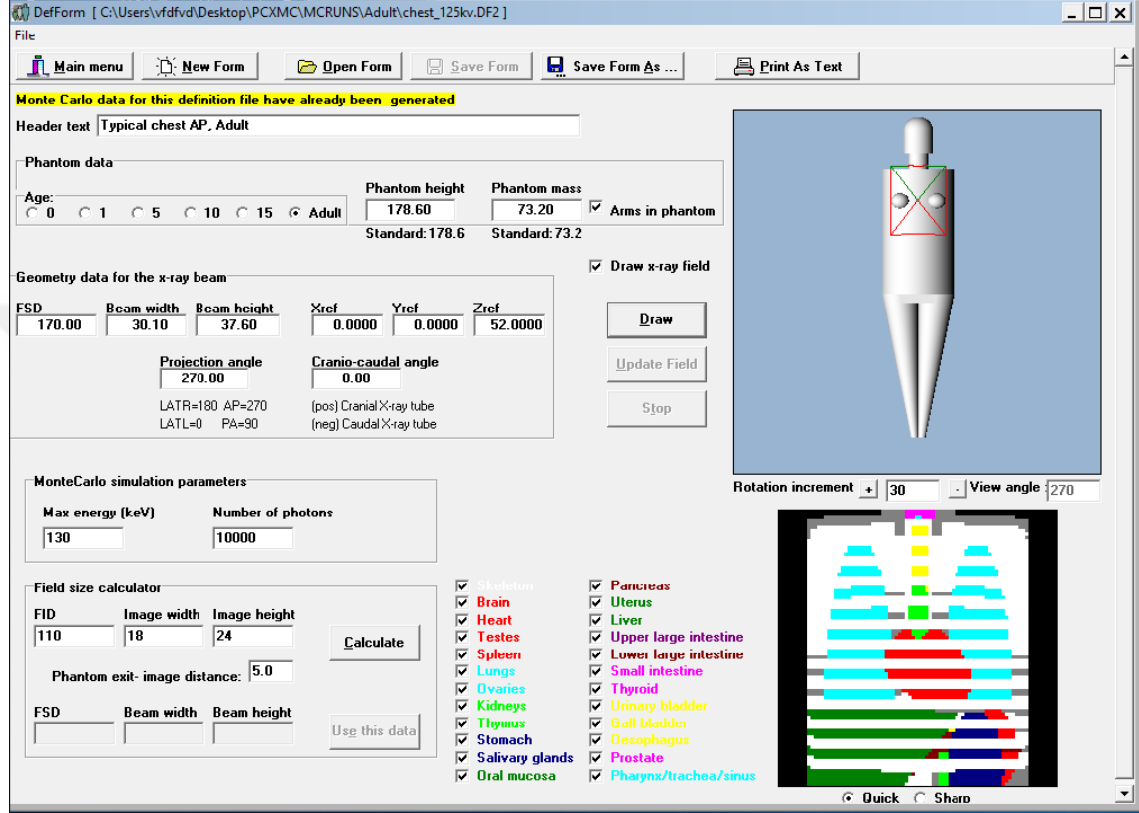
Çizelge 2.2 ICRP 103 raporunda önerilmiş doku ağırlık faktörleri

Doku	W_T	$\sum W_T$
Kemik iliği(kırmızı), Kolon, Akciğer, Mide, Göğüs	0,12	0,72
Geri kalan dokular*		
Gonadlar	0,08	0,08
İdrar kesesi, karaciğer, tiroid, yemek borusu	0,04	0,16
Kemik yüzeyi, Beyin, Tükürük bezleri, Cilt	0,01	0,04
Toplam		1

* Geri kalan dokular: Adrenal bezleri, Safra kesesi, ekstratorasik(ET) bölge, Kalp, Böbrekler, Lenf Bezleri, Kaslar, Oral mukoza, Pankreas, Prostat, İnce Bağırsak, Dalak, Timüs, Uterus

Organ dozlarının ve etkin dozların fiziksel fantom kullanılarak deneysel yöntemlerle elde edilmesi zaman alır ve zor bir yöntemdir. Bunun için medikal amaçlı ışınlamalarda organ dozlarının ve etkin dozun hesaplanması için Monte Carlo tabanlı PCXMC (STUK, Helsinki, Finland) gibi doz hesaplama programları kullanılır (Olievera ve Lança 2011). PCXMC programı ile, hastanın girişindeki hava kerma değeri ve önceden belirlenmiş olan radyolojik inceleme faktörleri kullanılarak elde edilir. Değerlendirmenin yapılması için programa girilecek olan veriler; tüp voltajı (kVp), tüp akımı ile ışınlama süresinin çarpımı (mAs), toplam filtrasyon, tüp filtrasyonunun malzemesi, anot açısı ve odak-detektör arası mesafedir (STUK-A231, Tapiovaara ve Siiskonen 2008). Fakat kullanıcı, radyolojik incelemeye ait hastanın girişindeki hava

kerma (HK, mGy) ya da doz-alan çarpımı (Dose-Area Product, mGy.cm²) değerini daha önceden belirlemiş ise, bu değerlerden biri girilerek organ dozları ve etkin doz, ICRP60 ve ICRP103'te verilen doku ağırlık faktörlerine göre hesaplanır. Programın ara yüzü Şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.6 PCXMC programı arayüzü ekran görüntüsü

2.5.4 Cilt Giriş Dozu

Cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose, ESD) radyografik işlamlalarda hastanın aldığı dozu belirlemede önemli bir parametredir. Avrupa birliği (EU) bu birimi hasta dozlarını optimize etmek için izlenmesi gereken bir doz referans seviyesi olarak tanımlamıştır. Ölçümünün kolay olması ve ölçümlerin eksik olduğu durumda makul doğrulukta tahmin yapılmasına imkan sağladığı için sıklıkla kullanılır (Bushbong 2013, Ofori vd. 2014). Tanısal radyoloji incelemelerinde radyografi başına hasta dozları en iyi şekilde ESD ile tanımlanır (European Commission 1996, Ofori vd. 2014).

ESD, hasta üzerine yönelen x-ışın demetinin merkezindeki cilt giriş dozunu temsil eder. SI birim sisteminde Gray (Gy) birimi ile gösterilir. Işınlanan bölgenin altında ve çevresindeki dokular ile doğrudan etkileşen ve saçılan x-ışın demetlerinin toplamıdır. Bu sebeple ESD demet merkezinde saçılan radyasyonu da içerecek şekilde soğurulan doz olarak tanımlanır (Oliveira ve Lança 2011). ESD, havada ölçülüp fantom girişine düzeltilen HK değerinden aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$ESD= HK \times BSF \times f \quad (2.14)$$

BSF, geri saçılma faktörüdür. Işınlanan bölgenin boyutuna, kVp'ye ve x-ışın tüpünün toplam filtrasyonuna bağlıdır. Bu tez çalışmasında, hasta kalınlığının 15 cm PMMA ile simüle edildiği durumlar için; 1,35 olarak alınmıştır. f ise dokunun kütle azalım katsayısının, havanın kütle azalım katsayısına oranıdır ve diagnostik enerji aralığında 1,06 olarak kabul edilir. Klinik protokoller için yapılan hesaplamalarda; göğüs(chest) protokolü için BSF değeri 1,3, karın(abdomen), lomber vertebra ve pelvis radyografileri için ise 1,4 olarak alınmıştır (IAEA 457, 2007).

3.MATERYAL VE YÖNTEM

3.1.Görüntüleme Sistemleri

Bu tez kapsamındaki testler; üç dijital radyografi (DR) ve bir bilgisayarlı radyografi (CR) cihazı olmak üzere dört farklı sistem kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan x-ışını görüntüleme cihazlarına ait teknik özellikler Çizelge 3.1’de belirtilmiştir.

- GE Silhouette VR jeneratör + Carestream DRX-1C (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü)
- Philips Digital Diagnost VM jeneratör + Philips Trixell Pixium 4600 (TOBB ETÜ Hastanesi)
- USX-RAY X3C jeneratör + Toshiba FDX4343R (Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesi)
- GE Silhouette VR jeneratör + Fuji FCR Profect CS with IP Cassette Type CC (Ufuk Üniversitesi Dr. Rıdvan Ege Hastanesi)

Çizelge 3.1 Tez kapsamında kullanılan radyografi cihazları ve özellikleri

	CARESTREAM DRX-1C	PHILIPS TRIXELL PIXIUM 4600	TOSHIBA FDX4343R	FUJI FCR PROFECT CS with IP CASSETTE TYPE CC
Jeneratör	GE Silhouette VR	Philips Digital Diagnost VM	USX-RAY X3C	GE Silhouette VR
Dedektör Tipi	Flat panel	Flat panel	Flat panel	Storage-phosphor plate
Dönüştürme Fosforu	Pixelated CsI	Columnar CsI	Pixelated CsI	Powder BaFBr:Eu ²⁺
Matris boyutu	3072x2560	3001x3001	3008x3072	1750x2150
Pixel boyutu(mm)	0,139	0,148	0,143	0,200
Grid Tipi	Sabit	Hareketli	Sabit	Sabit
Grid Oranı	10:1	8:1	12:1	10:1
Grid Frekansı(çizgi/cm)	60 çizgi/cm	40 çizgi/cm	40 çizgi/cm	60 çizgi/cm
Grid Odak Mesafesi (cm)	180	140	140	180
Odak Nokta Boyutu (mm)	1,2	1,2	1,2	1,2

Görüntü kalitesi testleri ve doz ölçümünde kullanılan cihazlar:

a) Doz ölçüm cihazı

İyon odası: Radcal Model

Tipi: Accu Pro 10X- 6, 6cc iyon odası

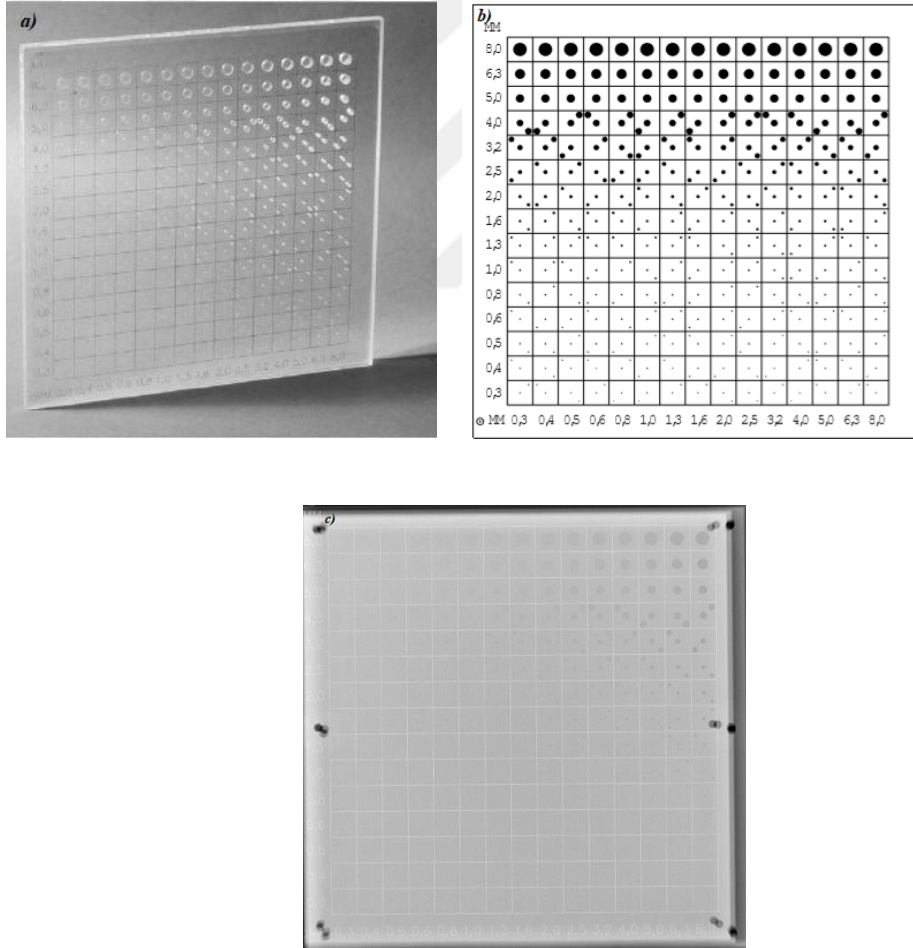
Elektrometresi: Radcal Model

b) Test Objeleri

- CDRAD 2.0 fantomu
- 8 adet 2,54 cm kalınlığında PMMA blokları
- 1 mm kalınlığında Tungsten kenar objesi
- IEC-62220 protokolüne uygun olarak belirlenen RQA5, RQA6, RQA9 demet kaliteleri için sırası ile 6,8 mm, 8,2 mm ve 11,6 mm kalınlığında alüminyum plakalar

3.2 CDRAD Fantomu

Dijital radyoloji sistemlerinde görüntüleme performanslarının değerlendirilmesinde kontrast-detay fantomu kullanılmıştır. Kullanılan CDRAD 2.0 fantomu (Artinis Medical Systems, The Netherlands) 10 mm kalınlığında pleksiglass bir tabakadır (şekil 3.1a). Bu tabaka üzerinde özdeş derinlik ve çaplarda silindirik boşluklar bulunur (toleransları 0,03 mm). 15 satır ve 15 sütundan oluşan bu fantomun üzerindeki boşluklar 0,3 mm'den 8 mm'ye kadar değişen çap ve derinliklerde dir. Bu fantomun görüntüsü alındığında 225 kare gözlenir. Her bir kare içerisinde bir veya iki hava boşluğu bulunmaktadır. İlk üç satırda yalnızca bir hava boşluğu bulunur. Geri kalan 12 satırda ise biri merkezde, diğeri rastgele seçilmiş bir köşede olmak üzere ikişer boşluk bulunur.



şekil 3.1 a) CDRAD fantomu b) CDRAD şematik görüntüsü c) CDRAD görüntüsü

3.2.1 CDRAD Fantomu Kullanılarak Elde Edilen Görüntüler

3.2.1.1 Klinik Işınlama Parametreleri ve EU Protokolüne Göre Belirlenen Parametreler ile Alınan CDRAD Görüntülerinin Kıyaslanması

Tezin bu kısmında, CDRAD fantomu hasta kalınlığını simüle eden poly methyl methacrylate (PMMA) arasına simetrik olacak şekilde, Şekil 3.2’de gösterildiği yerleştirilmiştir. Klinikte kullanılan protokollere göre; görüntülenecek bölgeyi simüle edecek biçimde PMMA kalınlıkları değiştirilmiştir. Klinikte en çok kullanılan uygulamalar için (Göğüs, Karın, Pelvis, Lomber vertebra) Avrupa birliği protokollerinde belirlenmiş Çizelge 3.2’de belirtilen ışınlama parametreleri (REPORT EUR 16260, 1996) ve klinikte kullanılan ışınlama parametreleri için CDRAD fantomu görüntüleri alınmıştır.

Çizelge 3.2 Avrupa Birliği Komisyonu tarafından temel radyografik incelemeler için önerilen ışınlama parametreleri (REPORT EUR 16260, 1996)

Işınlanan Bölge	Projeksiyon	Tüp Gerilimi (kVp)	Odak Dedektör Mesafesi, FDD* (cm)
Göğüs	PA	125	180(140-200)
Karın	AP	75-90	115(100-150)
Pelvis	AP	75-90	115(100-150)
Lomber vertebra	AP	75-90	115(100-150)

*FDD: Odak detektör mesafesi (Focus detector distance), PA: Posteroanterior (arka-ön), AP: Anteroposterior(ön-arka)

Göğüs (Chest) kalınlığına karşılık gelen PMMA kalınlığı 10 cm kabul edilmiştir (Honey vd. 2005, Bacher vd. 2005, Crop vd. 2011). Karın (Abdomen), Pelvis ve Lomber Vertebra (Lumbar Spine) bölgelerini simüle etmek için 20 cm PMMA kalınlığı kullanılmıştır. (Jansson vd. 2006, Geijer vd. 2009, Berner 2010, Akkur 2011, Notohamiprodjo vd. 2017). Çizelge 3.2’de belirtilen Avrupa Birliği Komisyonu

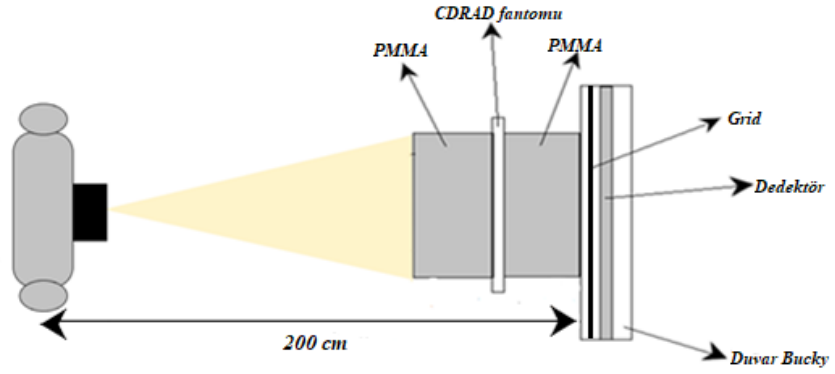
tarafından EUR 16260 protokolünde önerilmiş olan ışınlama parametreleri ve klinikte kullanılan ışınlama parametreleri ile CDRAD fantomu görüntüleri elde edilmiştir. Her bir parametre için üçer görüntü alınarak değerlendirmeler CDRAD kullanım kılavuzunda önerilmiş olan düzeltmelere uygun olarak gerçekleştirilmiş ve IQF_{inv} değerleri elde edilmiştir.

Klinik koşullarda ve EU protokollerine uygun ışınlamalar için her bir radyografik inceleme için Radcal iyon odası (6cc) ile odaktan 90 cm mesafede ölçülmüş ve her bir inceleme için fantom girişindeki HK değerleri kullanılarak, Monte Carlo tabanlı PCXMC programı ile etkin doz değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen ölçüm sonuçlarına göre mümkün olan en düşük doz ile en iyi görüntü kalitesi, klinik ışınlama parametreleri kullanılarak veya EU protokollerine ve literatüre uygun olarak belirlenmiş parametreler kullanılarak belirlenmiş ve üstünlükleri tartışılmıştır.

3.2.1.2 Sabit Dedektör Hava Kerma, Sabit Cilt Giriş Dozu ve Sabit mAs için CDRAD Değerlendirmeleri

Bu çalışmada, Şekil 3.2' de şematik olarak gösterildiği gibi CDRAD fantomu yetişkin bir hastayı simüle edecek biçimde 15 cm PMMA kalınlığı arasına simetrik olacak biçimde (7,5 cm PMMA+CDRAD+7,5 cm PMMA) yerleştirilmiştir. Tüm ışınlamalar duvar bucky'sinde grid varken yapılmıştır. Odak noktası ve detektör arasındaki mesafe 200 cm olarak ayarlanmıştır. Deney geometrisi Şekil 3.2'de gösterildiği gibi kurulmuştur. Tüm kurulumlar için tüp önünde 0,1 mm bakır (Cu) ilave filtre yerleştirilerek artan ortalama demet enerjisi ile daha yüksek giriciliğe sahip fotonlar için ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Detektör hava kerma değeri, cilt giriş dozu ve mAs değerlerinin sabit olduğu durumlar için CDRAD fantomu görüntüleri alınmıştır.



Şekil 3.2 CDRAD çalışmaları için kurulan deney düzeneği

a) Sabit Dedektör Hava Kerma Ölçümleri İçin Işınlama Parametreleri

İlk aşamada, 60, 81,100 ve 125 kVp demet enerjilerinde, dedektör dozu yaklaşık $4 \mu\text{Gy}$ olacak şekilde mAs değerleri belirlenmiştir. Sabit dedektör hava kerma değerinin (DAK, Dedector Air Kerma) belirlenmesi için 6 cc hacimli iyon odası (RADCAL) kullanılmıştır. Farklı dedektörler kullanılarak elde edilen DAK değerleri sırası ile Çizelge 3.3, Çizelge 3.4, Çizelge 3.5 ve Çizelge 3.6’da verilmiştir.

Çizelge 3.3 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (DRX-1C dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	160	$4,30 \pm 0,09$
81	32	$3,90 \pm 0,15$
100	12,8	$3,80 \pm 0,34$
125	6,25	$4,10 \pm 0,05$

Çizelge 3.4 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (Toshiba FDX4343R dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μ Gy)
60	200	3,84±%0,05
81	50	3,60±%0,11
100	25	3,74±%0,03
125	12,5	3,49±%0,09

Çizelge 3.5 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (Trixell Pixium 4600 dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μ Gy)
60	100	3,91±%0,15
81	31,5	4,01±%0,07
102	12,5	3,44±%0,03
125	8,0	4,06±%0,02

Çizelge 3.6 Sabit dedektör hava kerma için ışınlama parametreleri (Fuji FCR dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μ Gy)
60	158	3,51±%0,28
81	40	3,72±%0,08
100	20	3,82±%0,42
125	10	3,68±%0,03

b) Sabit Cilt Giriş Dozu Ölçümü İçin Işınlama Parametreleri

İkinci aşamada, fantomun girişindeki hava kerma değerleri yaklaşık 0,4 mGy olacak şekilde sabit tutulmuştur. Bu hava kerma değerlerinin geri saçılım faktörü ile çarpılması sonucu (bu çalışma için 1,35 değeri ile) elde edilen fantom giriş dozları Çizelge 3.7, Çizelge 3.8, Çizelge 3.9 ve Çizelge 3.10'da farklı dijital radyografi sistemleri için belirtilmiştir. ESD ölçümleri, Radcal (6cc) iyon odası kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.7 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (DRX-1C dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Fantom Giriş Dozu, mGy	Detektör Giriş Dozu, DAK (μ Gy)
60	125	0,57±%0,18	3,30±%0,12
81	50	0,57±%0,08	5,90±%0,98
100	31,3	0,57±%0,18	8,90±%0,24
125	16	0,52±%2,89	10,60±%0,14

Çizelge 3.8 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (Toshiba FDX4343R dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Fantom Giriş Dozu, mGy	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	160	0,48±%0,63	3,15±%0,03
81	64	0,48±%0,21	4,78±%0,04
100	32	0,40±%0,50	5,02±%0,04
125	20	0,41±%1,95	6,20±%0,03

Çizelge 3.9 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (Triexell Pixium 4600 dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Fantom Giriş Dozu, mGy	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	80	0,50±%0,40	3,03±%0,03
81	40	0,57±%2,98	4,77±%0,06
102	20	0,52±%2,88	5,21±%0,19
125	12,5	0,52±%1,35	5,99±%0,02

Çizelge 3.10 Sabit cilt giriş dozu için ışınlama parametreleri (Fuji FCR dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Fantom Giriş Dozu, mGy	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	125	0,58±%0,17	3,55±%0,70
81	50	0,54±%0,37	4,74±%0,21
100	31,3	0,57±%0,18	6,03±%0,23
125	16	0,49±%0,61	6,00±%1,20

c) Sabit mAs (mili Amper saniye) İçin Işınlama Parametreleri

Son olarak ise farklı dedektörlere sahip dijital radyografi sistemlerinde, sabit bir mAs değeri referans alınarak ve bu defa tüp gerilimleri değıştirilerek (60, 81, 100 ve 125 kVp) ışınlamalar yapılmıştır. DRX-1C, Toshiba FDX4343R, Trixell Pixium 4600, Fuji FCR dedektörleri için sırası ile 32, 25, 40, 40 mAs değeri referans kabul edilmiştir ve 60, 100 ve 125 kVp için de aynı mili Amper-saniye değeri içinde ışınlamalar yapılmıştır. Referans mAs değeri belirlenirken, AEC ile yaklaşık 4 µGy dedektör giriş dozunun elde edildiği mAs değeri kabul edilmiştir. Toshiba FDX4343R dedektörü için AEC ile elde edilen dedektör giriş dozları düşük olduğu için 100 kVp için yaklaşık 4 µGy dedektör giriş dozunun elde edildiği mAs değeri referans alınmıştır. Elde edilen dedektör giriş dozları Çizelge 3.11, Çizelge 3.12, Çizelge 3.13 ve Çizelge 3.14' de belirtilmiştir.

Çizelge 3.11 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (DRX-1C dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (µGy)
60	32	0,90±%0,77
81	32	3,90±%0,03
100	32	9,30±%0,02
125	32	21,08±%0,14

Çizelge 3.12 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (Toshiba FDX4343R dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	25	0,45±%0,44
81	25	1,82±%0,66
100	25	3,95±%0,03
125	25	7,90±%0,01

Çizelge 3.13 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (Triexell Pixium 4600 dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	40	1,52±%0,13
81	40	4,97±%0,02
102	40	10,83±%0,02
125	40	19,88±%0,01

Çizelge 3.14 Sabit mAs kullanılarak CDRAD görüntülerinin elde edildiği ışınlama parametreleri (Fuji FCR dedektörü)

Tüp Gerilimi, kVp	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	Detektör Giriş Dozu, DAK (μGy)
60	40	1,00±%2,10
81	40	3,32±%1,27
100	40	6,83±%0,03
125	40	13,47±%0,24

3.3 Dedektör Performansının Fiziksel Olarak Karakterize Edilmesi

Detektör performansının fiziksel olarak ölçülmesi ve değerlendirilmesi için kullanılan metotlar; Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF), Normalize Gürültü Güç Spektrumu (NNPS), Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE)'dir. Değerlendirmeler IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak yapılmıştır (IEC 2015). Ölçümler; RQA5, RQA6 ve RQA9 olmak üzere üç farklı demet kalitesi için gerçekleştirilmiştir. Hastayı temsil eden bu demet kalitelerinin elde edilmesi için gerekli ilave alüminyum kalınlıkları, demet enerjileri (kVp), demet şiddetini yarıya indiren alüminyum eşdeğer kalınlıkları (HVL) Çizelge 3.15'de belirtilmiştir.

Çizelge 3.15 IEC 62220-1 protokolüne uygun demet kaliteleri

Demet kalitesi	Demet Enerjileri (kVp)	HVL (mm-Al)	Alüminyum Kalınlıkları(mm)
RQA5	70	6,8	21
RQA6	80	8,2	26
RQA9	120	11,6	40

Çizelge 3.16 Farklı dijital radyografi sistemleri için IEC 62220-1 protokolünde önerilmiş standart HVL değerlerinin elde edildiği demet enerjileri ve Al kalınlıkları

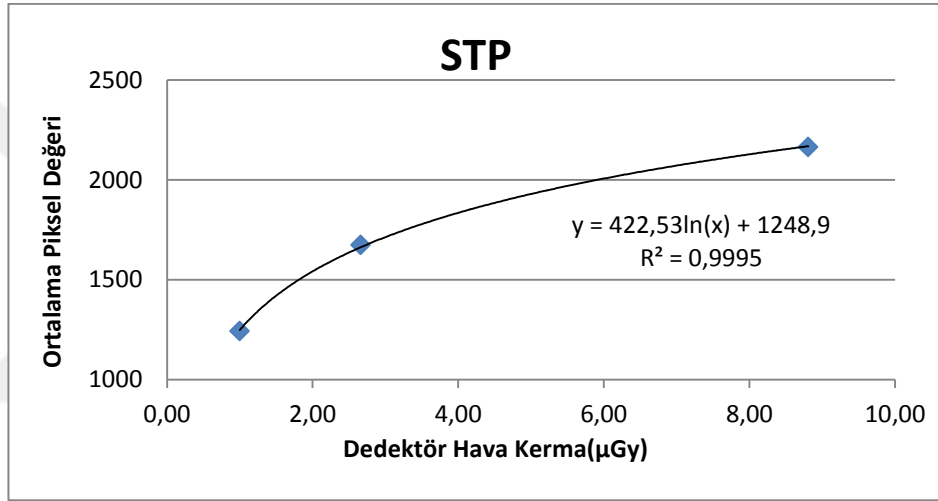
Dedektörler	Demet kalitesini belirleyen faktörler	Demet kaliteleri		
		RQA5	RQA6	RQA9
DRX1-C Carestream	Demet Enerjileri (kVp)	70	80	120
	Al Kalınlıkları(mm)	21	26	40
Toshiba FDX4343R	Demet Enerjileri (kVp)	72	82	122
	Al Kalınlıkları(mm)	23	30,5	44,5
Philiphs Trixell Pixium 4600	Demet Enerjileri (kVp)	70	81	125
	Al Kalınlıkları(mm)	21	26	33
Fuji FCR	Demet Enerjileri (kVp)	70	80	120
	Al Kalınlıkları(mm)	21	26	35

Öncelikle dört farklı demet kalitesi için; HVL değerleri ölçülmüştür. IEC 62220-1 protokolünde belirtilmiş HVL değerleri ile birebir aynı değerlerin elde edilemediği durumlarda kVp değerleri ve Al kalınlıkları değiştirilerek standart HVL değerlerine ulaşılmaya çalışılmıştır. Burada en önemli kriter standart HVL değerinin elde edilmesidir. Escartin (2017) çalışması göz önüne alınarak; kVp için (+/- 5 kVp) ve Al filtre kalınlığı için (+/- 7 mm) aralığına kadar olan değişimler kabul edilmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan farklı dijital radyografi sistemleri için; IEC 62220-1 protokolünde önerilmiş HVL değerlerinin elde edildiği kVp değerleri ve Al filtre kalınlıkları Çizelge 3.16'da belirtilmiştir.

3.3.1 Sinyal Aktarım Özelliğinin Belirlenmesi

Dedektör performansı belirlenirken ilk aşamada sinyal aktarım özelliği belirlenmiştir. Bu çalışmada yer alan tüm dedektörler için, üç farklı demet kalitesinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. Öncelikle; dedektör dozu 2,5 µGy olacak şekilde, mAs değerleri belirlenmiştir. Bu mAs değerlerinin üç kat altında ve üç kat üstündeki mAs değerleri için de dedektör dozları belirlenmiştir ve belirlenen tüm parametreler için homojen

dedektör görüntüleri alınmıştır. Homojen dedektör görüntülerinden ImageJ programı kullanılarak merkezde seçilen ROI (Region of Interest, ilgi alanı) için ortalama piksel değerleri belirlenmiştir (EK-1). Sonrasında; Office Excel programı kullanılarak belirlenen tüm mAs değerlerinde ölçülen doz değerlerine karşılık gelen ortalama piksel değerleri için eğriler elde edilmiştir. Örnek olarak Şekil 3.3’de DRX-1C dedektörüne ait sinyal cevap eğrisi verilmiştir. Bu dedektörde logaritmik yükselteç kullanıldığı için dedektör yanıtı logaritmik olarak elde edilmiştir. Son olarak; elde edilen sinyal cevap eğrisi uygun bir eğriye fit edilmiş ve sinyal aktarım özelliğini ifade eden denklem elde edilmiştir.



Şekil 3.3 Dedektörün sinyal cevap eğrisi

3.3.2 Modülasyon Transfer Fonksiyonunun Ölçülmesi

Modülasyon transfer fonksiyonu belirlenirken kenar objesi metodu kullanılmıştır. Kenar metodu için; 1 mm kalınlığında tungsten levha kullanılmıştır. Tungsten levha, 3°'yi geçmeyecek şekilde açılarak kenar görüntüleri alınmıştır. Tüm ölçümler grid kullanılmadan ve IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Ölçümler gerçekleştirilirken; odak-detektör mesafesi 180 cm olarak belirlenmiş ve görüntüler duvar buckysinde alınmıştır.

Kenar görüntülerinin değerlendirilmesinde OBJ-IQv2 (Marshall 2009b) programı kullanılmıştır. Önce; DICOM görüntüleri programda açılmış ve STP menüsü altında

ilgili görüntü için STP eğrisinden elde edilen değerler girilmiştir. Sonrasında MTF görüntülerine filtre işlemi uygulanmıştır. Yarı kenar fantomu içinde, yarı homojen bölge içerisinde kalacak biçimde hem yatay hem dikey düzlemde ROI'ler seçilmiştir (EK-2).

Yatay ve dikey düzlemden elde edilen ölçüm sonuçlarının ortalamasından MTF hesaplanmıştır.

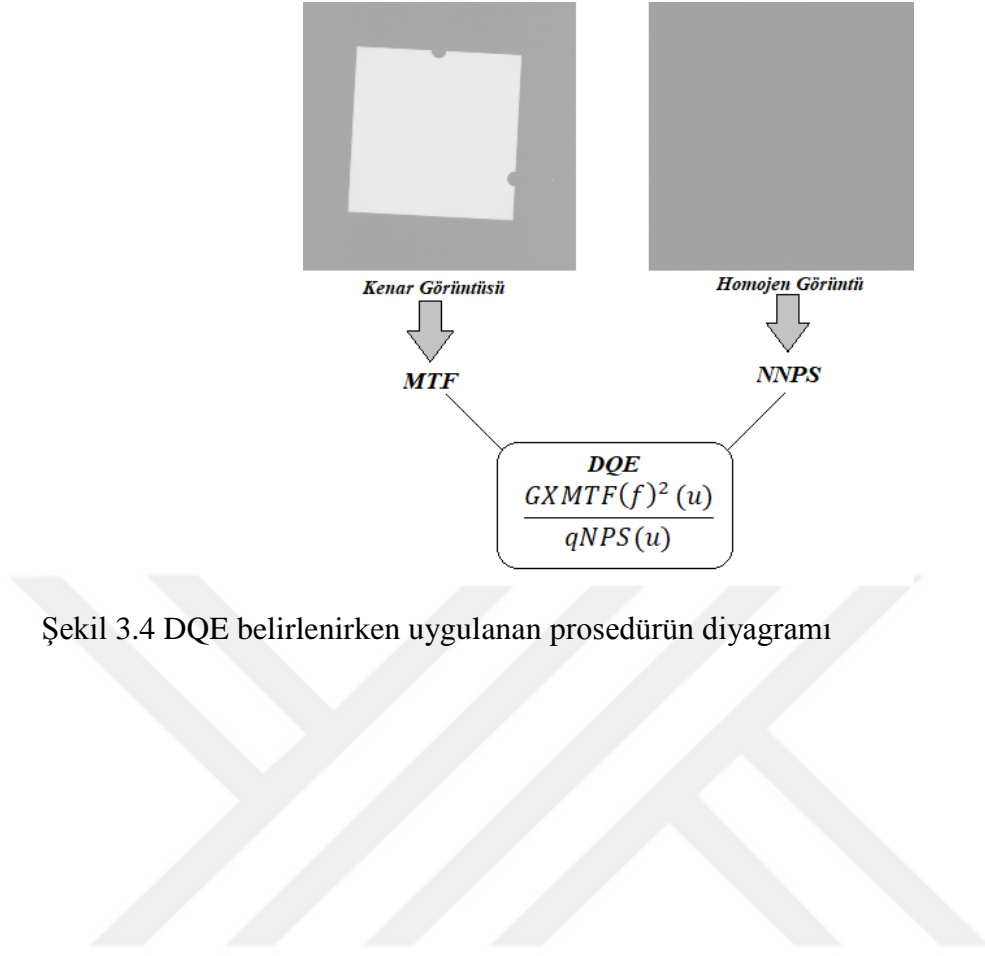
3.3.3 Normalize Gürültü Güç Spektrumu (NNPS)

Gürültü güç spektrumunun elde edilmesinde; 2,5 μ Gy dedektör giriş dozu (DAK) için; üç farklı demet kalitesinde (RQA5, RQA6, RQA9) alınan homojen dedektör görüntüleri kullanılmıştır. Görüntüler grid olmadığı durumda alınmıştır. Odak-dedektör mesafesi 180 cm olarak ayarlanmıştır. DICOM görüntüleri OBJ-IQv2 programı kullanılarak STP denkleminde elde edilen değerler kullanılarak doğrusal hale getirilmiştir (EK-3).

Daha sonra; homojen dedektör görüntüsü üzerinde 512×512 seçilen ROI için eşitlik 2.4 kullanılarak NNPS hesaplanmıştır (EK-4). Program her iki düzlem için NNPS verilerini vermektedir. Ancak bu çalışmada sadece yatay düzlem için elde edilen veriler kullanılmıştır.

3.3.4 Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Elde Edilmesi

Üç farklı demet kalitesinde (RQA5, RQA6, RQA9) dört görüntüleme cihaz için DQE hesaplanmıştır. Bu sistemlerin performans değerlendirmesi için MATLAB® programından yararlanılmıştır. MTF ve NNPS görüntülerinden elde edilen sonuçlar, eşitlik 2.8'de yerine yazılarak DQE hesaplanmıştır. DQE'nin belirlenmesi şematik olarak Şekil 3.4'de gösterilmiştir.



Şekil 3.4 DQE belirlenirken uygulanan prosedürün diyagramı

4.ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu tez çalışmasında biri CR, diğer üçü DR olmak üzere dört farklı dijital radyografi sisteminde; klinikte kullanılan ışınlama parametreleri için ve EU protokollerinde belirlenmiş parametreler için CDRAD 2.0 fantomu kullanılarak elde edilen kontrast-ayrıntı (Contrast-Detail, CD) eğrileri kıyaslanmıştır. Bunun dışında sabit detektör dozu, sabit cilt giriş dozu ve sabit tüp akımı için; artan demet enerjilerinde (kVp) elde edilen, işlenmemiş CDRAD görüntüleri için IQF_{inv} değerleri hesaplanmıştır. Dört farklı görüntüleme sistemi için STP, NNPS, MTF ve DQE ölçüm sonuçları, üç demet kalitesinde (RQA5, RQA6, RQA 9) değerlendirilmiştir.

4.1 Kontrast-Ayrıntı Eğrileri

Dört farklı dijital radyografi sisteminde klinikte en sık kullanılan radyografik incelemeler için (Karın, Göğüs, Pelvis ve Lomber Vertebra) klinikte kullanılan ışınlama parametrelerinde ve Avrupa birliği protokollerine göre belirlenmiş ışınlama parametrelerinde elde edilen CDRAD 2.0 fantomu görüntüleri manual değerlendirilerek, CD eğrileri elde edilmiştir. Klinik parametrelere uygun olarak elde edilen eğriler ile Avrupa birliği protokollerine uygun ışınlama parametreleri kullanılarak elde edilen eğriler kıyaslanmıştır.

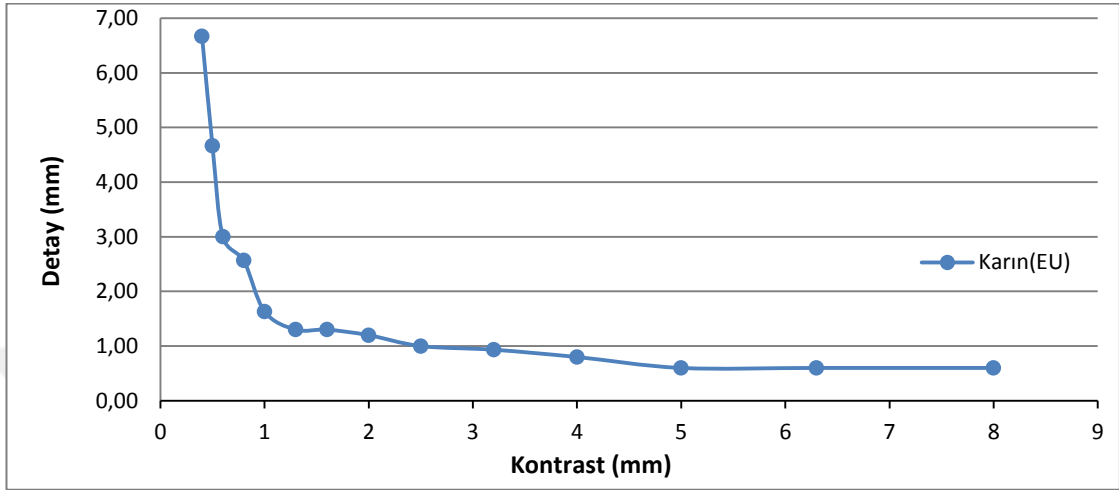
4.1.1 Klinik Protokoller ve EU protokollerine Uygun Olarak Elde Edilen Kontrast-Ayrıntı Eğrileri

4.1.1.1 Klinik Protokollerin ve EU protokollerinin Karşılaştırılması

a) DRX-1C Carestream dedektörü için elde edilen kontrast-detay eğrileri

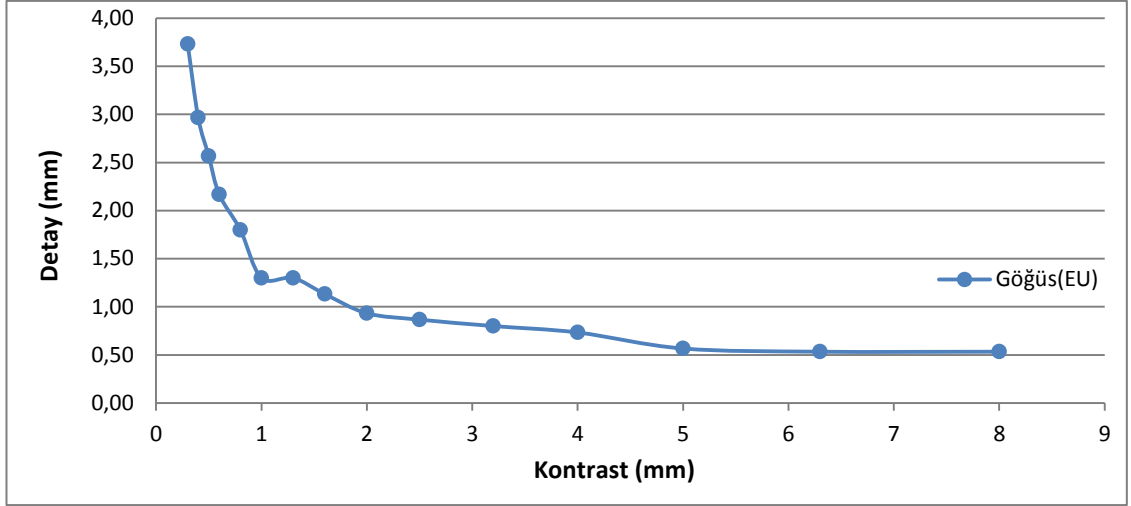
DRX-1C dedektörü için; karın bölgesi 20 cm PMMA kalınlığı ile simüle edilmiştir. CDRAD fantomu PMMA kalınlıkları arasına simetrik olacak şekilde (10cm PMMA+CDRAD+10cm PMMA) yerleştirilmiştir. DRX-1C Carestream dedektörü ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Diyagnostik Radyoloji Laboratuvarında alınan görüntüler için klinik protokol bulunmadığından sadece Avrupa Birliği

protokollerinde önerilen ışınlama parametreleri için elde edilen sonuçlar verilmiştir. Alınan görüntünün manuel değerlendirilmesi sonucu elde edilen kontrast-ayrıntı eğrisi Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



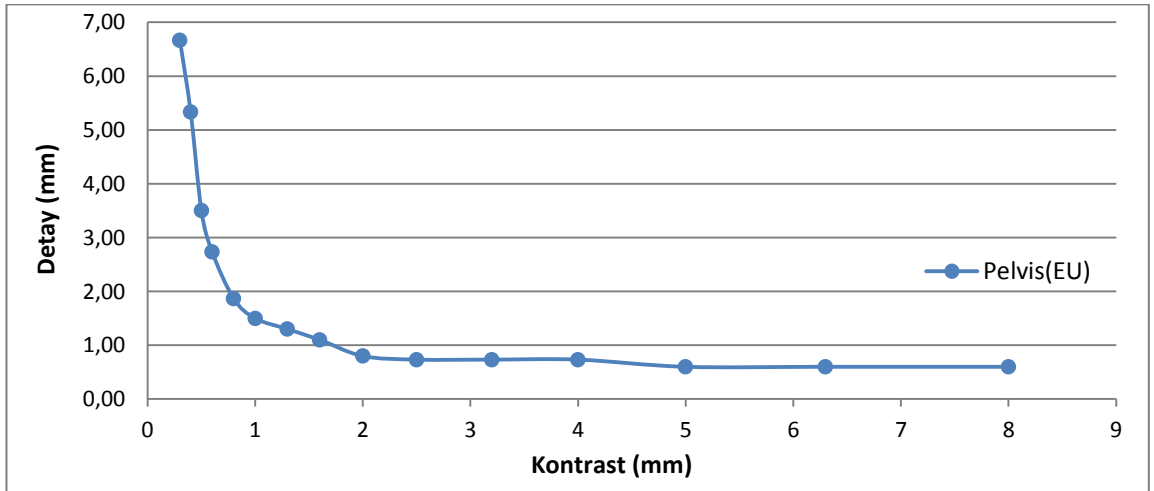
Şekil 4.1 DRX-1C dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi

DRX-1C Carestream dedektörü için; göğüs bölgesi 10 cm PMMA kalınlığı arasına CDRAD fantomunun simetrik olarak yerleştirilmesi ile (5cm PMMA+CDRAD+5cm PMMA) simüle edilmiştir. Alınan görüntülerin manuel değerlendirilmesi ile elde edilen kontrast-ayrıntı eğrisi Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2 DRX-1C dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi

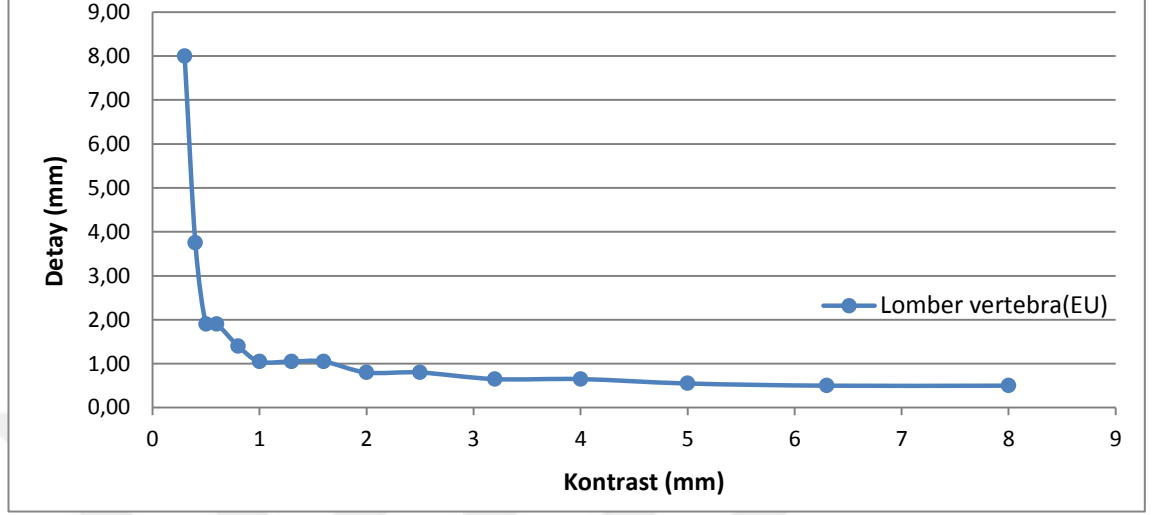
DRX-1C Carestream dedektörü için; pelvis bölgesi 20 cm PMMA kalınlığı arasına CDRAD fantomunun simetrik olarak yerleştirilmesi ile (10 cm PMMA+CDRAD+10 cm PMMA) simüle edilmiştir. Alınan görüntülerin manuel değerlendirilmesi ile elde edilen kontrast-ayrıntı eğrisi şekil 4.3’de gösterilmiştir.



Şekil 4.3 DRX-1C dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi

DRX-1C dedektörü için; lomber vertebra bölgesi 20 cm PMMA kalınlığı arasına CDRAD fantomunun simetrik olarak yerleştirilmesi ile (10 cm PMMA+CDRAD+10

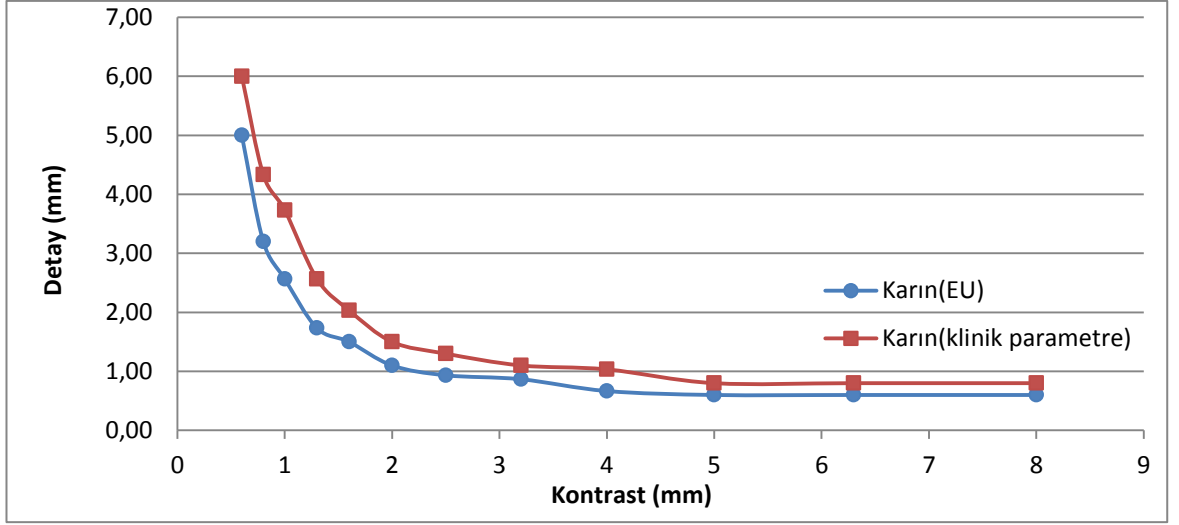
cm PMMA) simüle edilmiştir. Alınan görüntülerin manuel değerlendirilmesi ile elde edilen kontrast-ayrıntı eğrisi şekil 4.4’de gösterilmiştir.



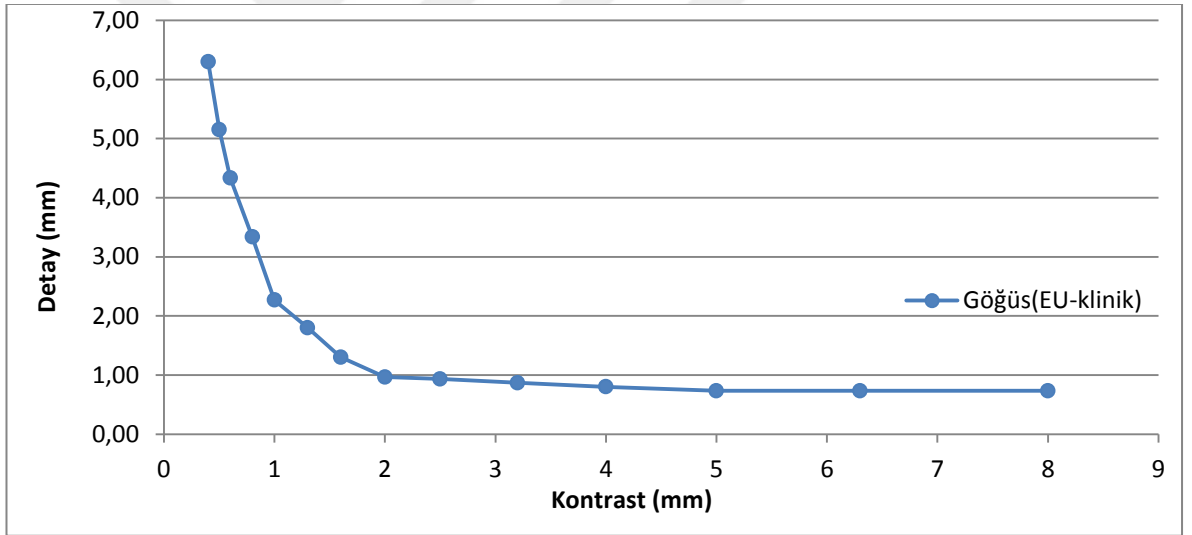
Şekil 4.4 DRX-1C dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi

b) Trixell Pixium 4600 dedektörü için elde edilen kontrast-detay eğrileri

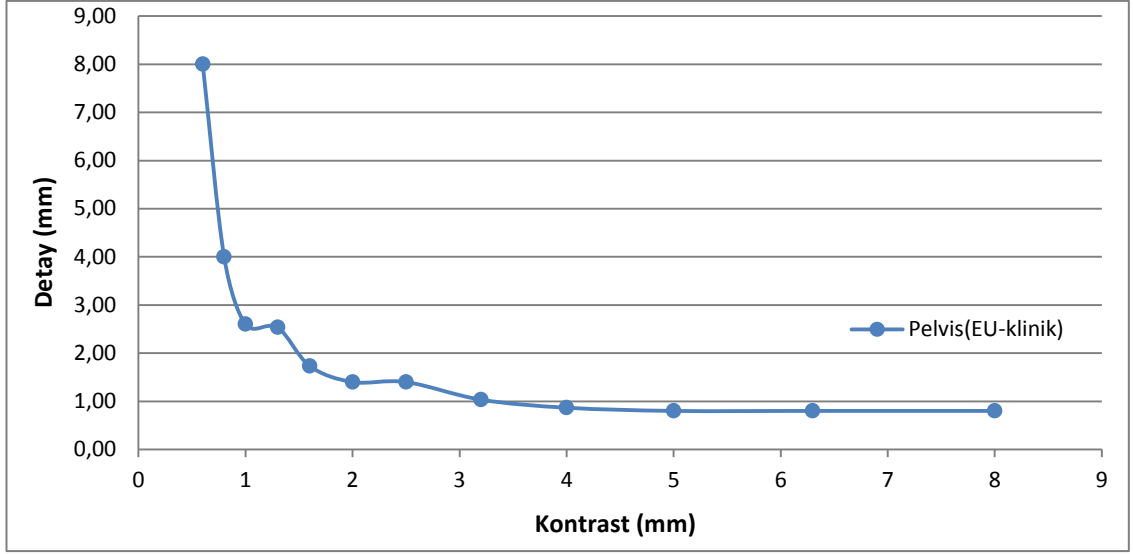
Trixell Pixium 4600 markalı dedektör kullanılarak klinikte kullanılan standart radyografi incelemeleri için; EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilmiş görüntüler Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır. Klinikte kullanılan ışınlama parametreleri ile EU protokollerine göre belirlenmiş parametrelerin aynı olduğu protokoller için kıyaslama yapılmamıştır.



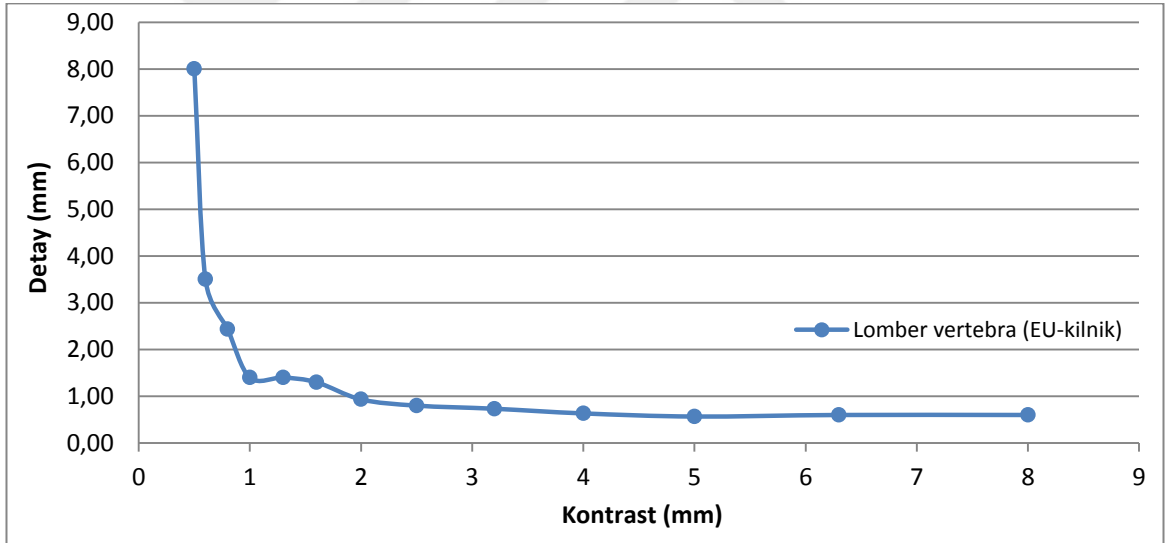
Şekil 4.5 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 4.6 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi



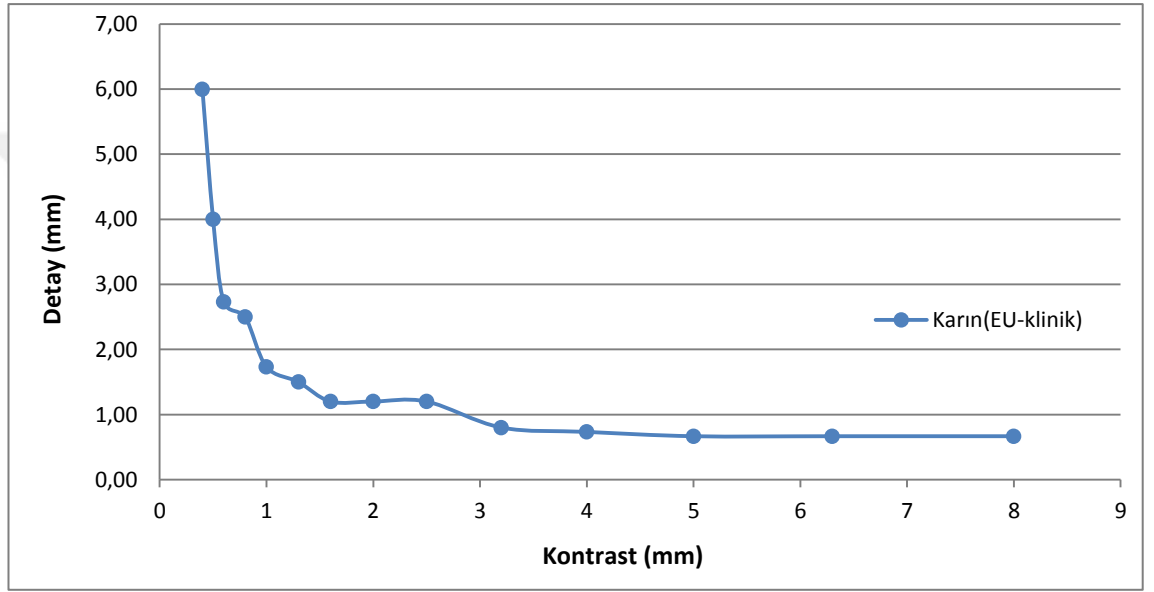
Şekil 4.7 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi



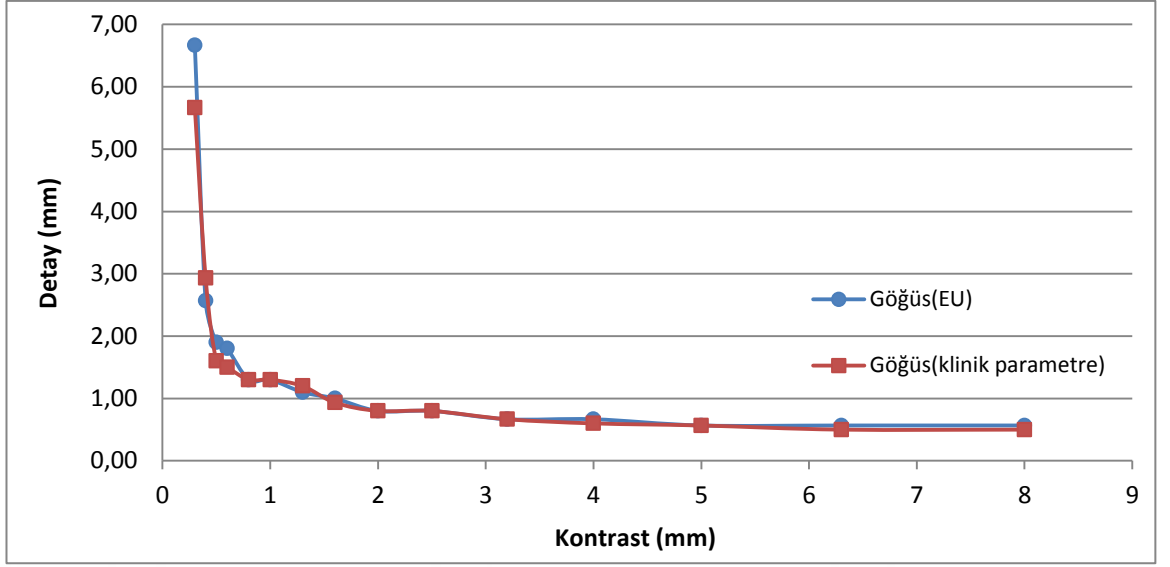
Şekil 4.8 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi

c) Toshiba FDX4343R dedektörü için elde edilen kontrast-detay eğrileri

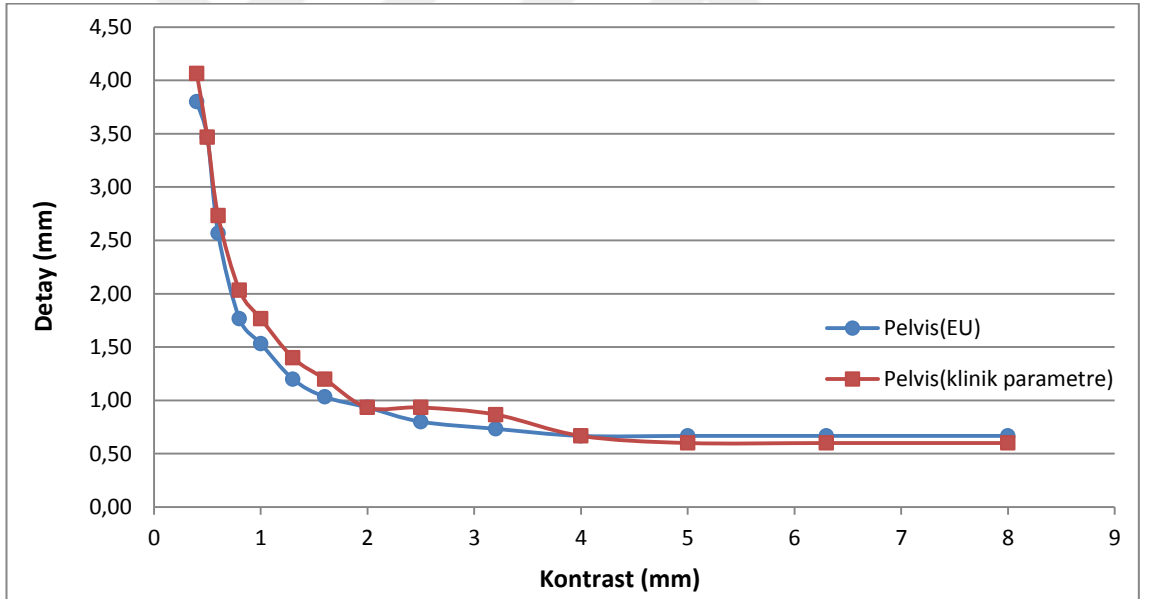
Toshiba FDX4343R dedektörü kullanılarak klinikte kullanılan standart radyografi incelemeleri için; EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilmiş görüntüler Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır. Klinikte kullanılan ışınlama parametreleri ile EU protokollerine göre belirlenmiş parametrelerin aynı olduğu protokoller için kıyaslama yapılmamıştır.



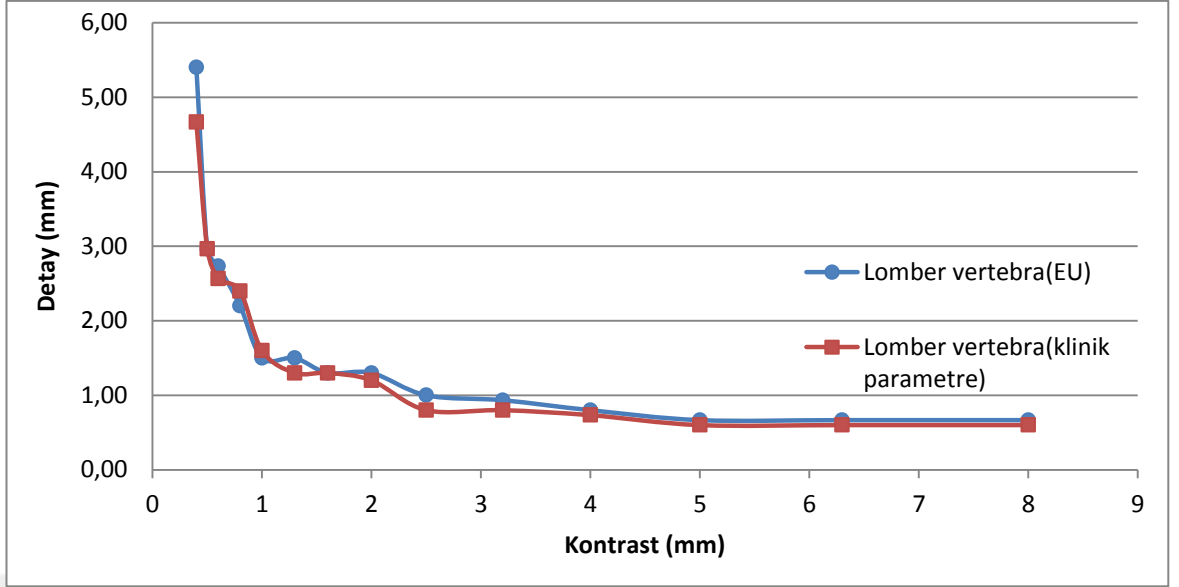
Şekil 4.9 Toshiba FDX4343R dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerine göre elde edilen CD eğrisi



Şekil 4.10 Toshiba FDX4343R dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerine ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması



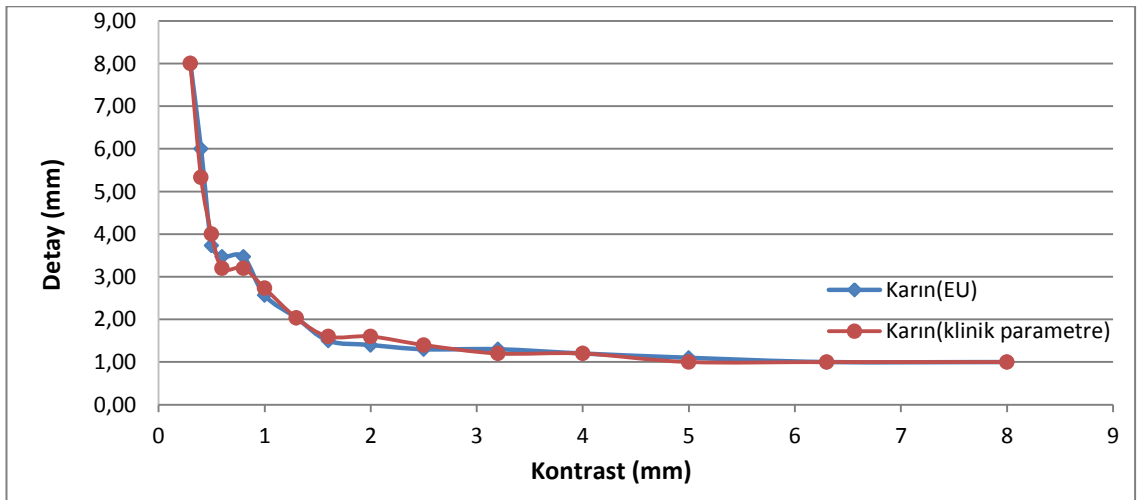
Şekil 4.11 Toshiba FDX4343R dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 4.12 Toshiba FDX4343R dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması

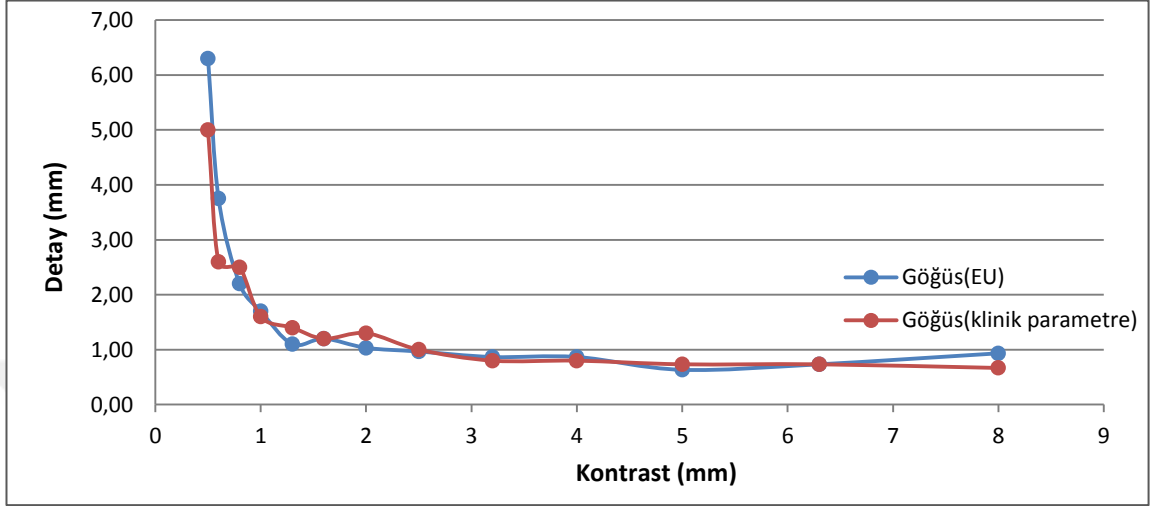
d) Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi için elde edilen kontrast-detay eğrileri

Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi kullanılarak karın bölgesi için; EU protokollerinde ve klinikte kullanılan parametrelere uygun olarak elde edilmiş görüntüler Şekil 4.13’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır.



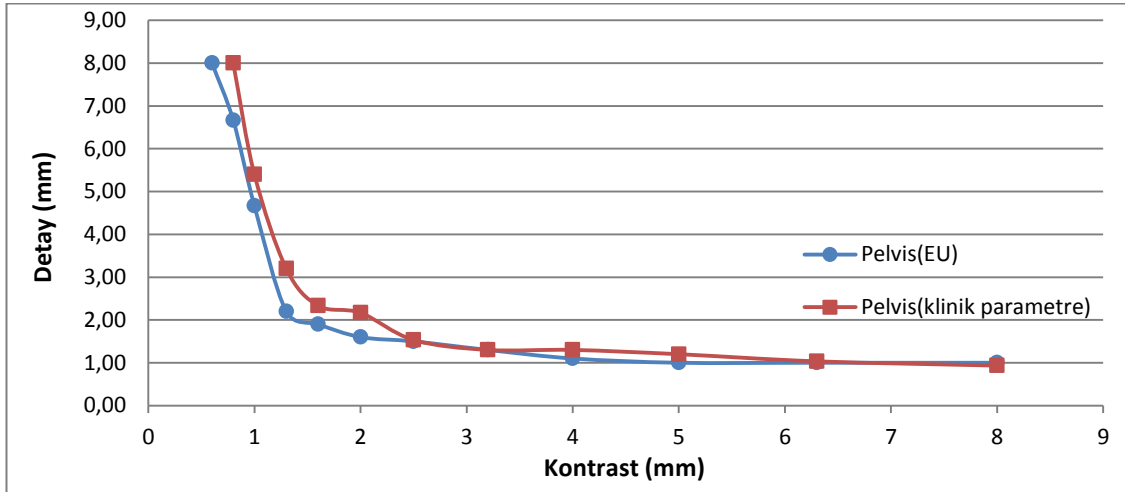
Şekil 4.13 Fuji FCR dedektörü ile karın incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması

Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi kullanılarak göğüs bölgesi için; EU protokollerinde ve klinikte kullanılan parametrelere uygun olarak elde edilmiş görüntüler Şekil 4.14’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır.



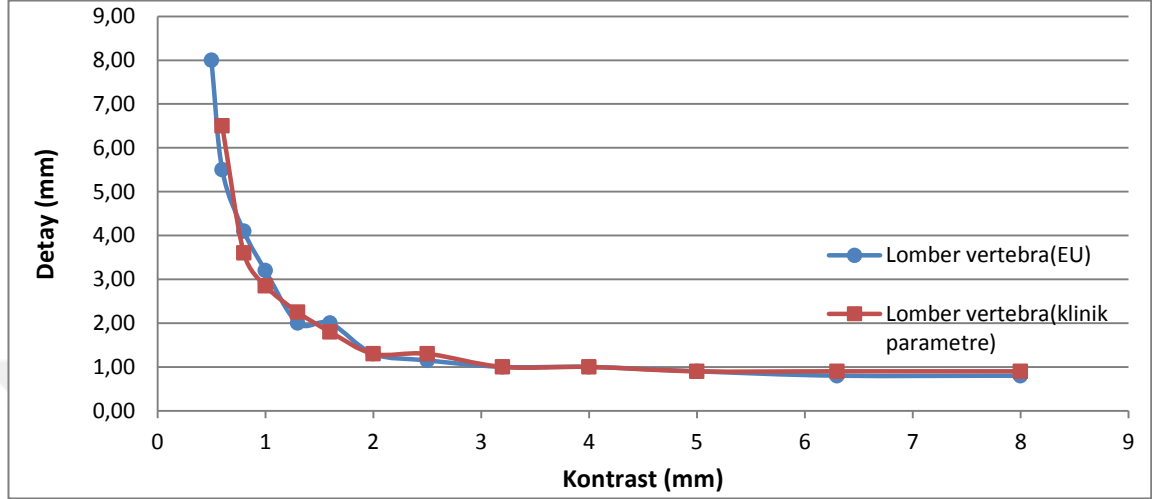
Şekil 4.14 Fuji FCR dedektörü ile göğüs incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması

Fuji FCR markalı bilgisayarlı radyografi sistemi kullanılarak pelvis bölgesi için; EU protokollerinde ve klinikte kullanılan parametrelere uygun olarak elde edilmiş görüntüler Şekil 4.15’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır.



Şekil 4.15 Fuji FCR dedektörü ile pelvis incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması

Fuji FCR markalı bilgisayarlı radyografi sistemi kullanılarak lomber vertebra bölgesi için; EU protokollerinde ve klinikte kullanılan parametrelere uygun olarak elde edilmiş görüntüler Şekil 4.16’da gösterildiği gibi kıyaslanmıştır.



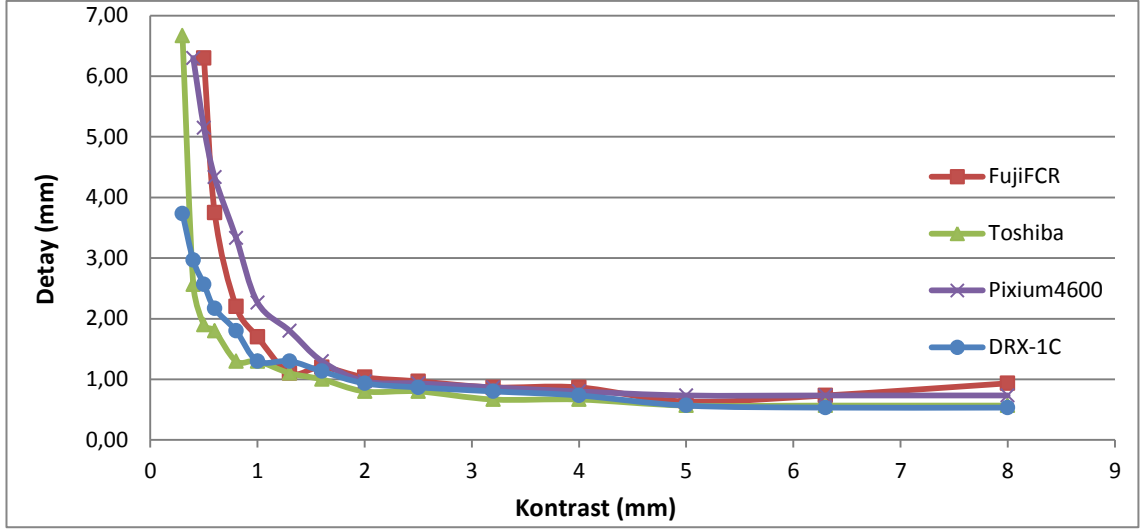
Şekil 4.16 Fuji FCR dedektörü ile lomber vertebra incelemesi için EU protokollerinde ve klinik ışınlama koşullarında elde edilen CD eğrilerinin karşılaştırılması

4.1.1.2 Farklı Sistemler için Kontrast-Ayrıntı Eğrilerinin Karşılaştırılması

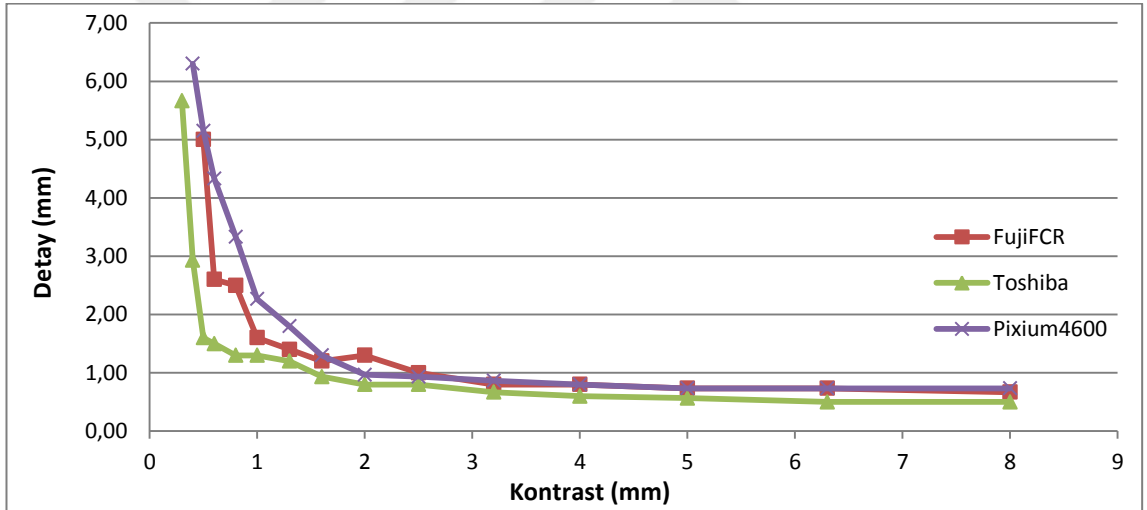
Tez kapsamında kullanılan dört farklı dedektör ve standart radyografi incelemeleri için EU protokollerinde belirlenmiş ve klinik ışınlama parametrelerine uygun olarak alınmış görüntülerden elde edilen Kontrast-detay (CD) eğrileri bu bölümde kıyaslanmıştır.

4.1.1.2.1 Göğüs radyografisi için farklı sistemlerde EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri

Bu tez çalışmasında kullanılan Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi ve Toshiba FDX4343R, Philips Trixell Pixium 4600, DRX-1C Carestream dijital radyografi sistemleri için EU protokollerine ve klinik ışınlama parametrelerine uygun olarak, göğüs incelemesi için elde edilen CD eğrileri Şekil 4.17 ve Şekil 4.18’de kıyaslanmıştır.



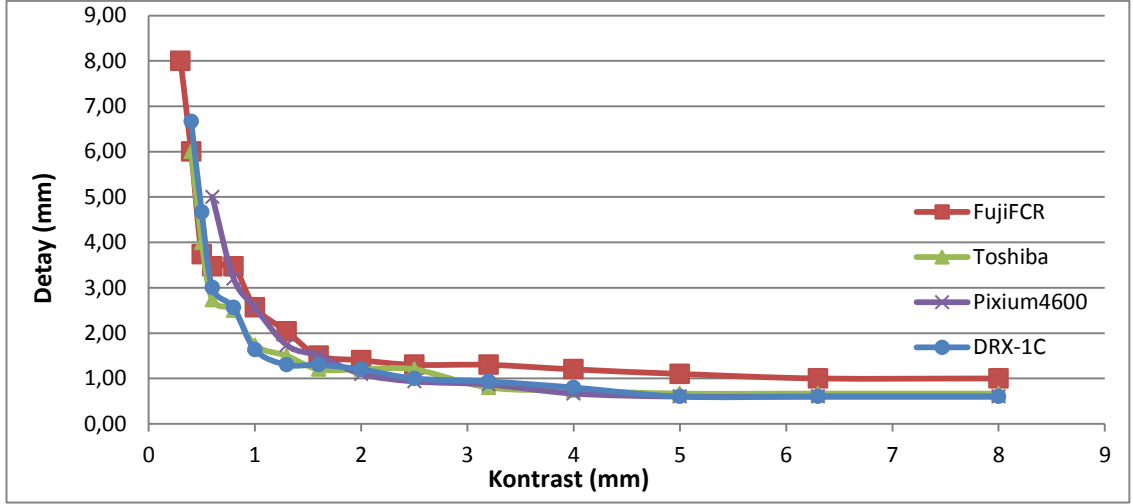
Şekil 4.17 Göğüs incelemesi için *EU* protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması



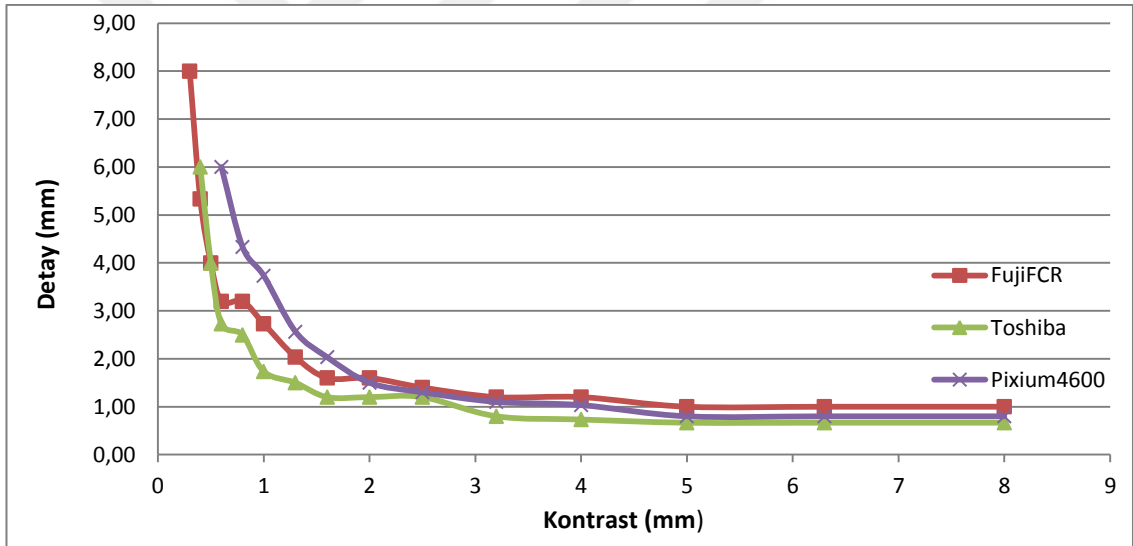
Şekil 4.18 Göğüs incelemesi için *klinik parametrelere* uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı sistemlerde karşılaştırılması

4.1.1.2.2 Karın radyografisi için farklı sistemlerde *EU* protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri

Bu tez çalışmasında kullanılan Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi ve Toshiba, Trixell Pixium 4600, DRX-1C dijital radyografi sistemleri için *EU* protokollerine ve klinik ışınlama parametrelerine uygun olarak, karın incelemesi için elde edilen CD eğrileri Şekil 4.19 ve Şekil 4.20’de kıyaslanmıştır.



Şekil 4.19 Karın incelemesi için *EU* protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması

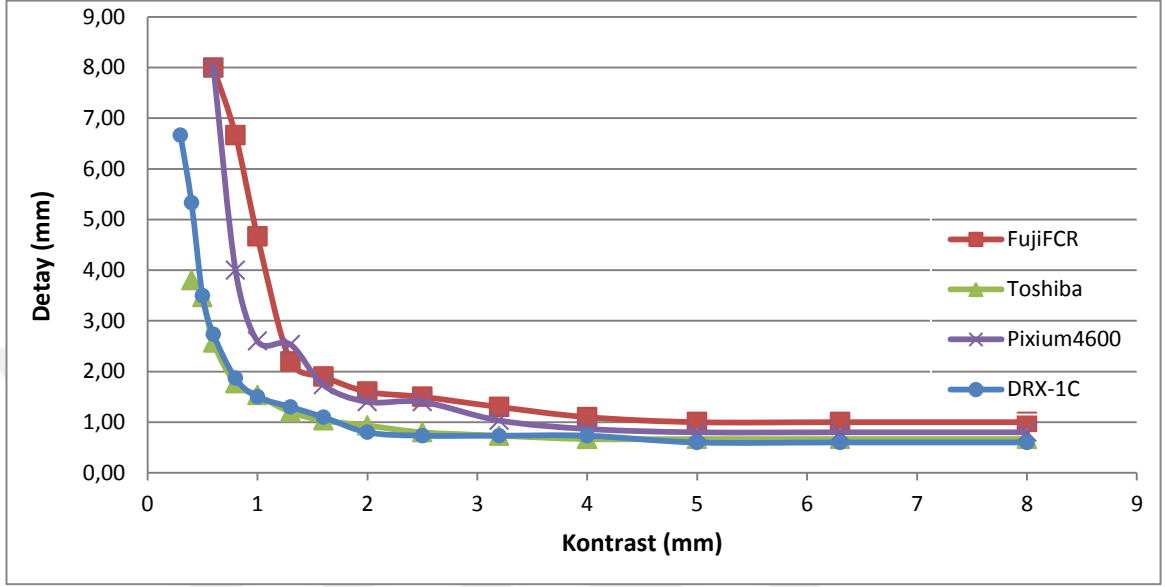


Şekil 4.20 Karın incelemesi için *klinik parametrelere* uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması

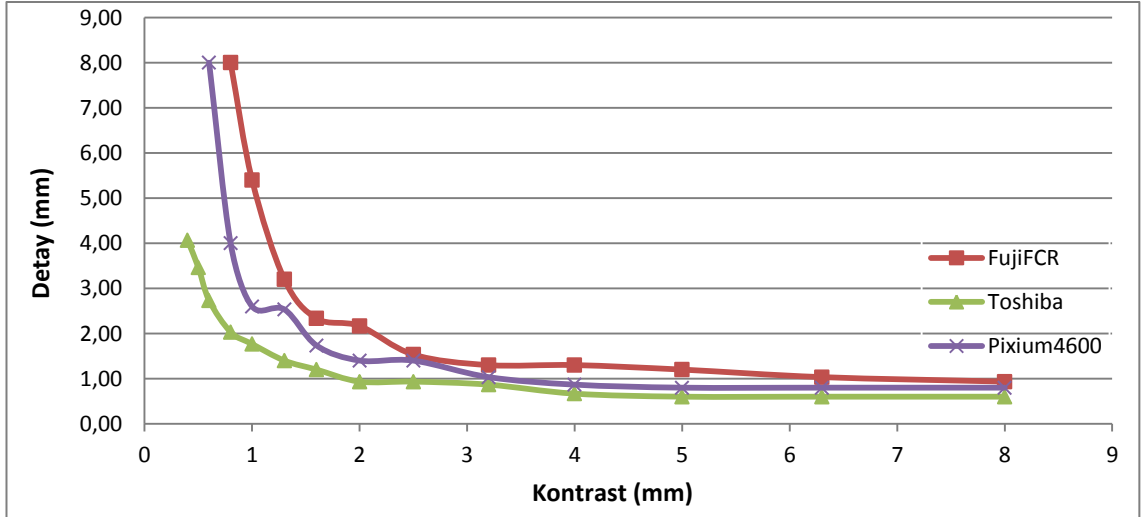
4.1.1.2.3 Pelvis radyografisi için farklı sistemlerde *EU* protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri

Bu tez çalışmasında kullanılan Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi ve Toshiba FDX4343R, Philips Trixell Pixium 4600, DRX-1C Carestream dijital radyografi

sistemleri için EU protokollerine ve klinik ışınlama parametrelerine uygun olarak, pelvis incelemesi için elde edilen CD eğrileri Şekil 4.21 ve Şekil 4.22’de kıyaslanmıştır.



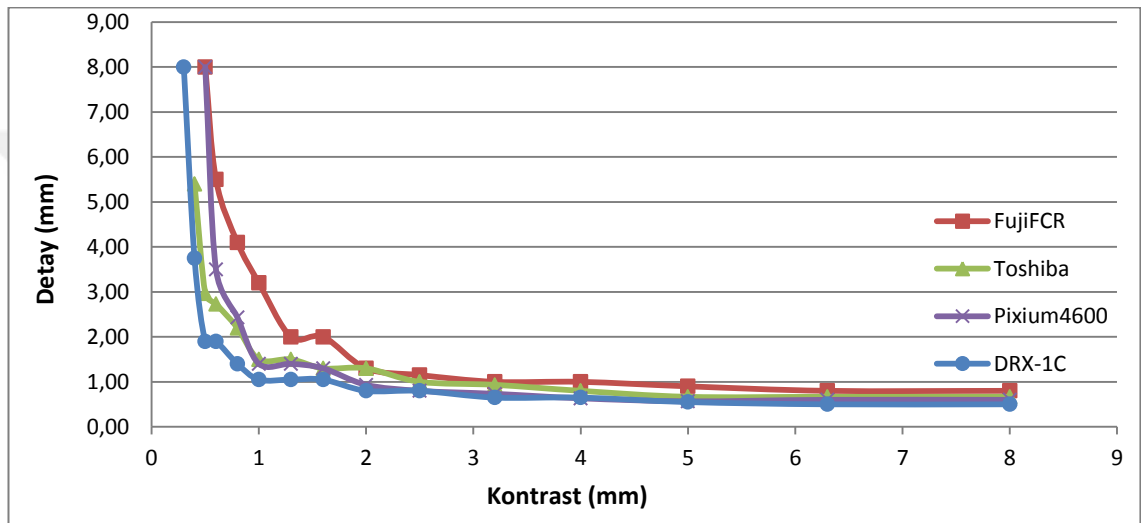
Şekil 4.21 Pelvis incelemesi için *EU* protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması



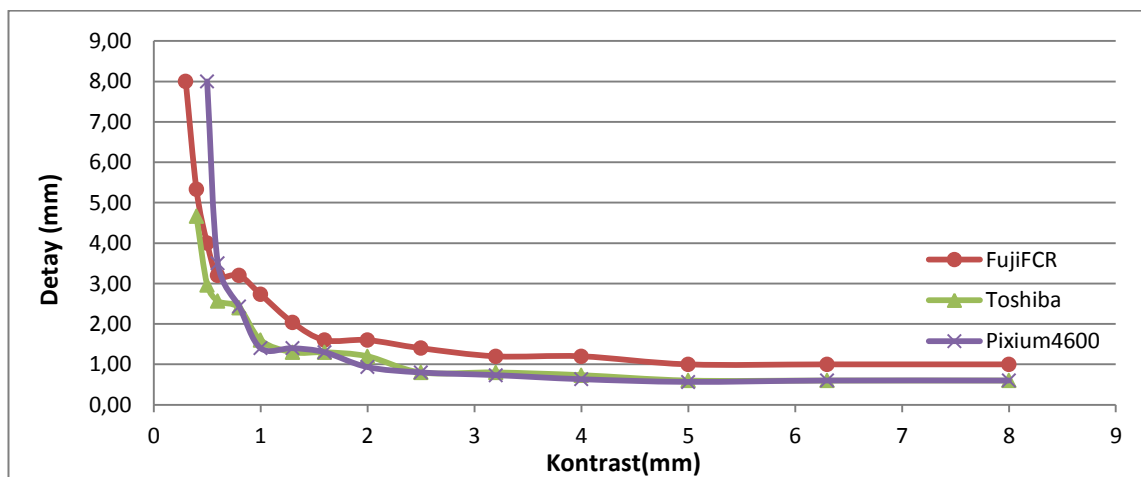
Şekil 4.22 Pelvis incelemesi için *klinik parametrelere* uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması

4.1.1.2.4 Lomber vertebra radyografisi için farklı sistemlerde EU protokollerinde ve klinik parametrelere uygun olarak elde edilen CD eğrileri

Bu tez çalışmasında kullanılan Fuji FCR bilgisayarlı radyografi sistemi ve Toshiba FDX4343R, Philips Trixell Pixium 4600, DRX-1C Carestream dijital radyografi sistemleri için EU protokollerine ve klinik ışınlama parametrelerine uygun olarak, lomber vertebra incelemesi için elde edilen CD eğrileri Şekil 4.23 ve Şekil 4.24'de kıyaslanmıştır



Şekil 4.23 Lomber Vertebra incelemesi için *EU* protokollerine uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması



Şekil 4.24 Lomber Vertebra incelemesi için *klinik parametrelere* uygun olarak elde edilen CD eğrilerinin farklı dijital radyografi sistemlerinde karşılaştırılması

Çizelge 4.1, Çizelge 4.2, Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4’de dört farklı dedektör kullanılarak klinik koşullarda ve EU protokollerine göre alınan CDRAD görüntüleri için; ışınlama parametreleri, dedektör hava kerma değerleri, ters görüntü kalitesi indeksi (IQF_{inv}), etkin doz değerleri belirtilmiştir. EU protokollerine göre belirlenmiş parametreler ile klinikte kullanılan ışınlama parametrelerinin aynı olduğu durumlar aynı satırlarda belirtilmiştir.

Çizelge 4.1 DRX-1C dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU protokollerine uygun parametreler ve ölçüm sonuçları

Görüntülenen Bölge	Demet Enerjisi (kVp)	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)= mAs	ESD (mGy)	DAK (μGy)	IQF_{inv} (manual)	Etkin Doz (ICRP 103, mSv)
Karın	80	10,00	1,312	2,15	2,70	0,197
Göğüs	125	0,80	0,048	2,40	3,23	0,015
Lomber Vertebra	77	10,00	1,203	2,33	3,72	0,117
Pelvis	80	10,00	1,312	2,15	3,10	0,123

Çizelge 4.2 Trixell Pixium 4600 dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU ve klinik protokollere uygun ışınlama parametreleri ve ölçüm sonuçları

Görüntülenen Bölge	Demet Enerjisi (kVp)	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)=mAs	ESD (mGy)	DAK (μGy)	IQF_{inv} (manual)	Etkin Doz (ICRP 103, mSv)
Karın (EU)	81	10,00	1,412	3,44	2,91	0,194
Karın (klinik)	85	4,00	1,146	1,85	2,26	0,166
Göğüs (EU-klinik)	125	1,60	0,059	4,06	2,47	0,043
Lomber Vertebra (EU-klinik)	77	12,50	1,544	4,03	3,11	0,149
Pelvis (EU-klinik)	80	5,00	0,668	1,87	2,42	0,063

Çizelge 4.3 Toshiba FDX4343R dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU ve klinik protokollere uygun ışınlama parametreleri ve ölçüm sonuçları

Görüntülenen Bölge	Demet Enerjisi (kVp)	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)=mAs	ESD (mGy)	DAK (μGy)	IQF_{inv} (manual)	Etkin Doz (ICRP 103, mSv)
<i>Karın (EU-klinik)</i>	80	19,60	1,387	3,35	2,82	0,183
<i>Göğüs (EU)</i>	125	1,80	0,051	2,84	3,38	0,015
<i>Göğüs (klinik)</i>	120	2,00	0,055	2,93	3,57	0,017
<i>Lomber Vertebra (EU)</i>	77	23,80	1,599	3,66	2,74	0,151
<i>Lomber Vertebra (klinik)</i>	80	20,00	1,416	3,42	2,98	0,139
<i>Pelvis (EU)</i>	80	20,00	1,416	3,42	3,10	0,130
<i>Pelvis (klinik)</i>	78	23,10	1,549	3,61	3,03	0,139

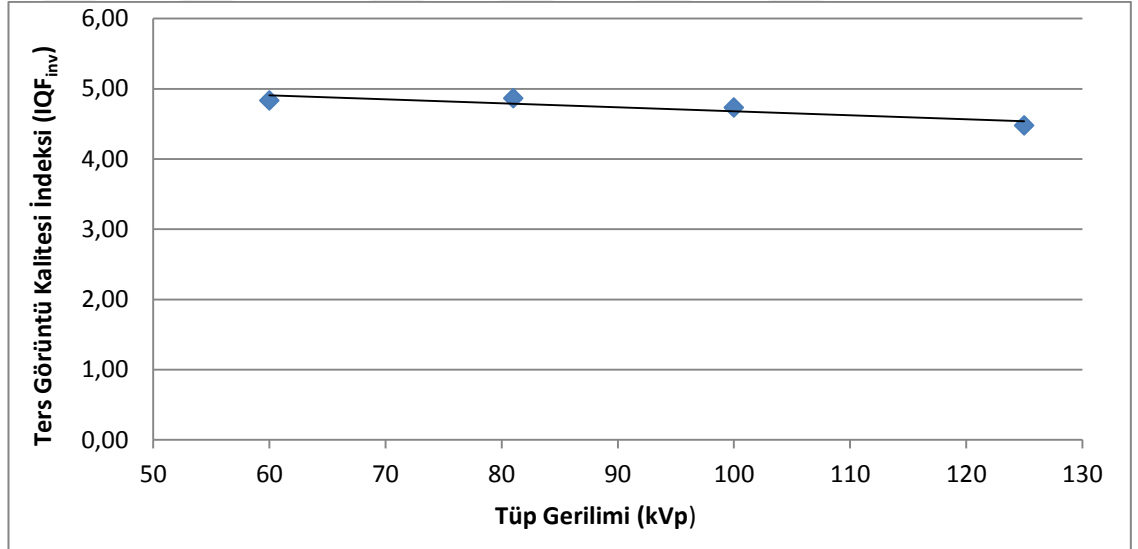
Çizelge 4.4 Fuji FCR dedektörü ile alınan CDRAD görüntüleri için EU ve klinik protokollere uygun ışınlama parametreleri ve ölçüm sonuçları

Görüntülenen Bölge	Demet Enerjisi (kVp)	Tüp Akımı (mA)×ışınlama süresi (s)=mAs	ESD (mGy)	DAK (μGy)	IQF_{inv} (manual)	Etkin Doz (ICRP 103, mSv)
<i>Karın (EU)</i>	80	20,00	1,490	5,52	1,88	0,299
<i>Karın (klinik)</i>	85	20,00	1,680	6,31	1,92	0,360
<i>Göğüs (EU)</i>	125	2,56	0,130	6,72	2,10	0,040
<i>Göğüs (klinik)</i>	120	3,20	0,149	7,92	2,18	0,045
<i>Lomber Vertebra (EU)</i>	77	20,00	1,370	4,96	2,16	0,196
<i>Lomber Vertebra(klinik)</i>	80	20,00	1,480	5,31	2,18	0,212
<i>Pelvis (EU)</i>	80	6,25	0,710	1,72	1,92	0,067
<i>Pelvis (klinik)</i>	75	8,00	0,828	1,82	1,82	0,073

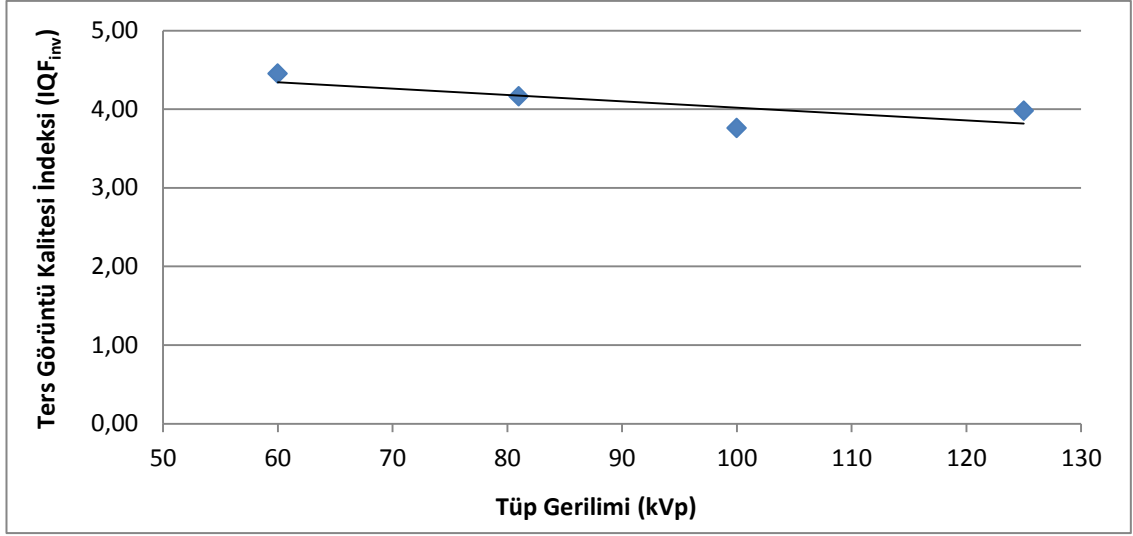
4.1.2 Sabit Detektör Dozu, Sabit Cilt Giriş Dozu ve Sabit Tüp Akımı (mAs) için Elde Edilen IQF_{inv} Değerlerinin Karşılaştırılması

4.1.2.1 Sabit dedektör dozu farklı dijital radyografi sistemlerinde ters görüntü kalitesi indeksinin demet enerjisi ile değişimi

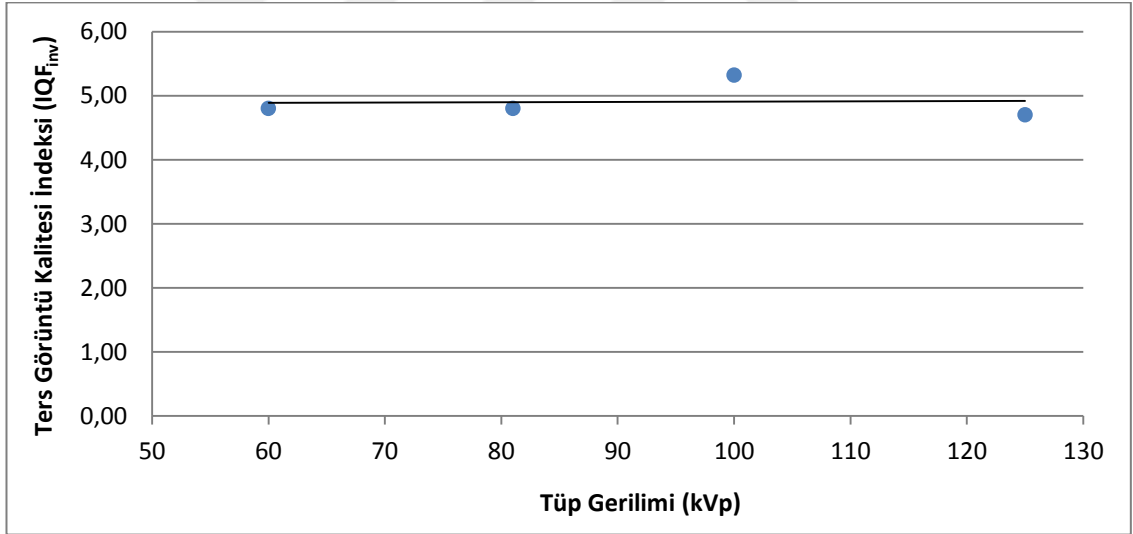
Bu tez çalışmasında kullanılan dört farklı detektör için; detektör hava kerma değeri yaklaşık 4 μ Gy değerinde sabit tutularak elde edilmiş CDRAD görüntüleri için; artan demet enerjilerine (60, 81, 100 ve 125 kVp için) karşılık gelen ters görüntü kalitesi indeksi (IQF_{inv}) değerleri için çizilmiş grafikler sırası ile Şekil 4.25, Şekil 4.26, Şekil 4.27 ve Şekil 4.28'de gösterilmiştir.



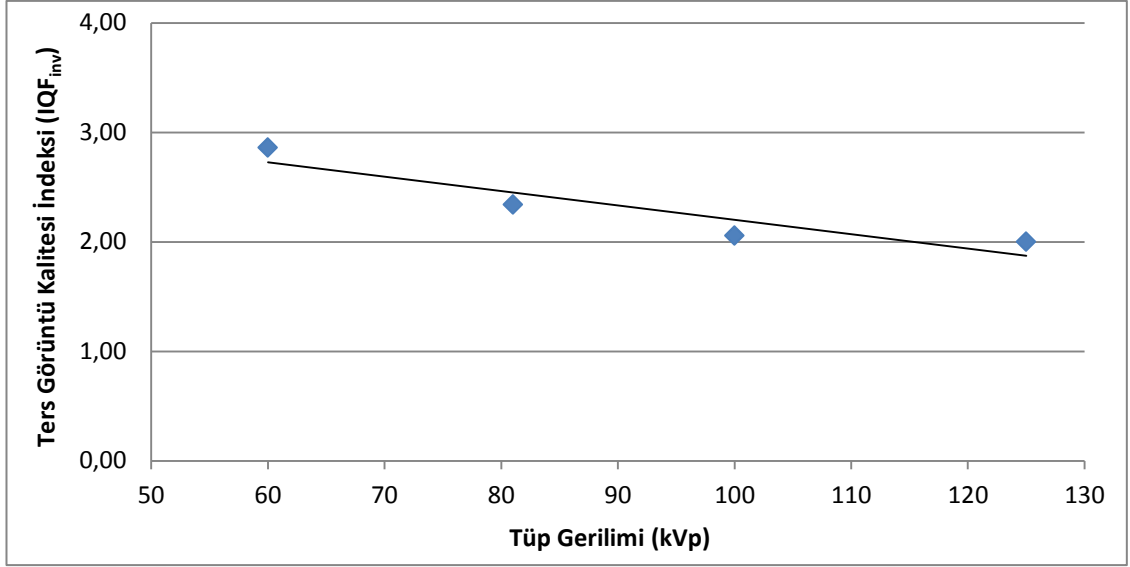
Şekil 4.25 DRX-1C dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu$ Gy) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



Şekil 4.26 Trixell Pixium 4600 dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



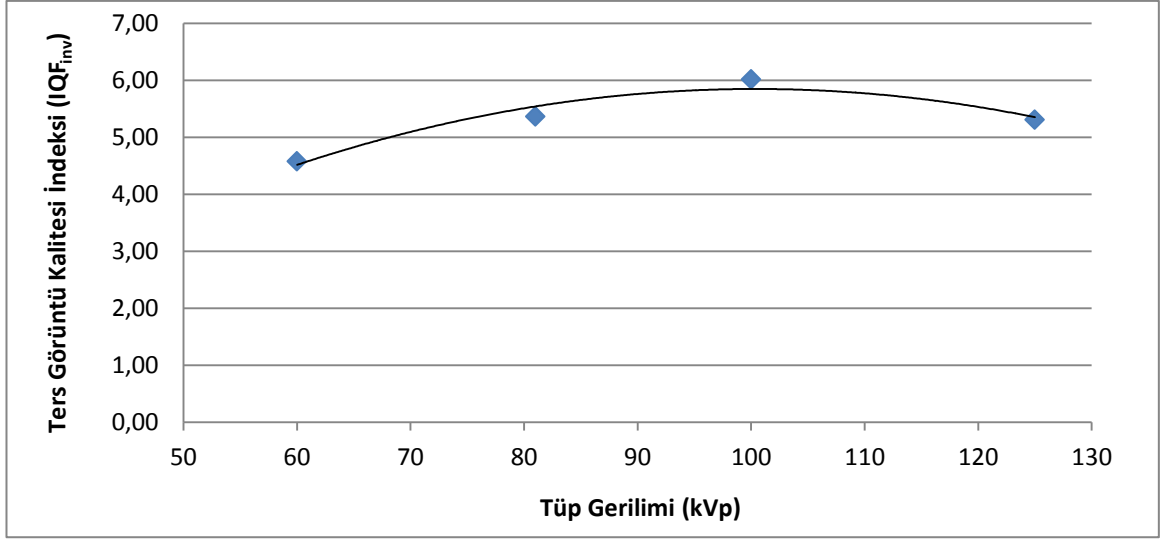
Şekil 4.27 Toshiba FDX4343R dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



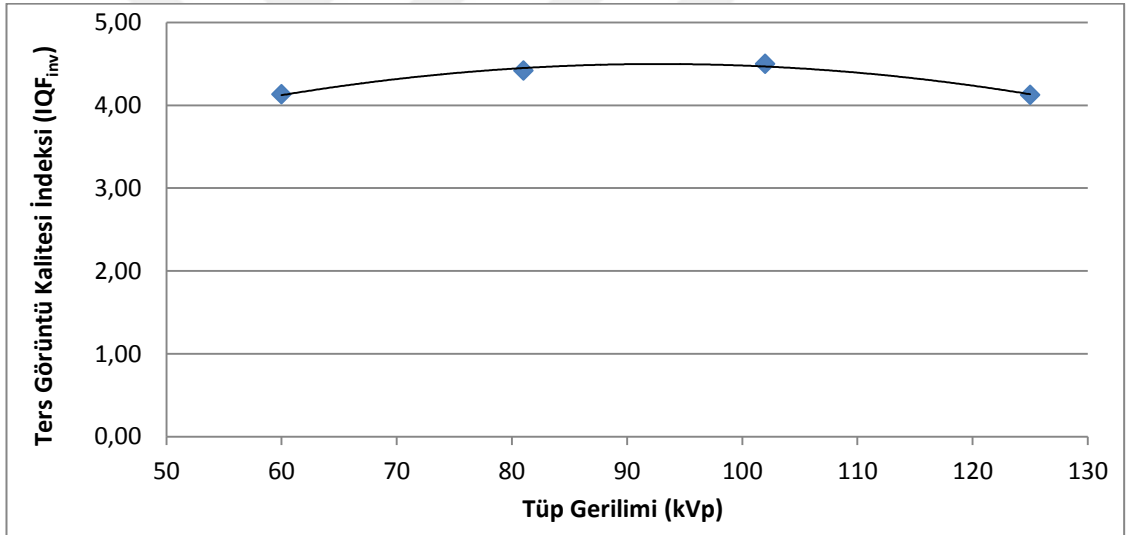
Şekil 4.28 Fuji FCR dedektörü için sabit DAK ($\sim 4 \mu Gy$) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri

4.1.2.2 Sabit Cilt Giriş Dozu için farklı dijital radyografi sistemlerinde ters görüntü kalitesi indeksinin demet enerjisi ile değişimi

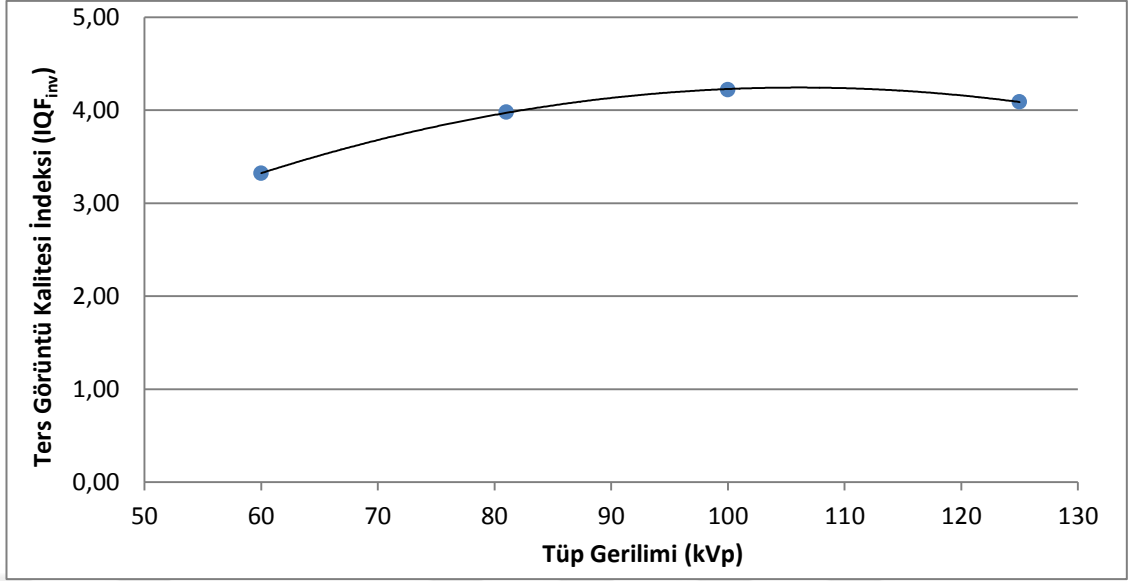
Bu tez çalışmasında kullanılan dört farklı detektör için; cilt giriş dozu değeri yaklaşık 0,4 mGy değerinde sabit tutularak CDRAD görüntüleri alınmıştır. Artan demet enerjilerine (60, 81, 100 ve 125 kVp için) karşılık gelen IQF_{inv} değerleri için çizilmiş grafikler sırası ile Şekil 4.29, Şekil 4.30, Şekil 4.31 ve Şekil 4.32’de gösterilmiştir.



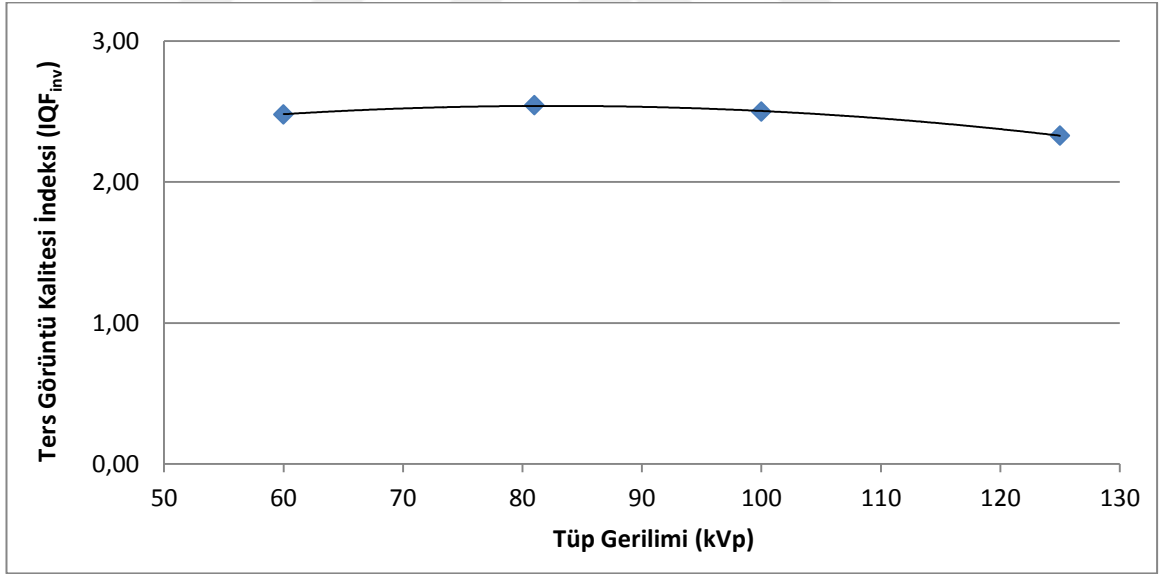
Şekil 4.29 DRX-1C dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



Şekil 4.30 Trixell Pixium 4600 dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



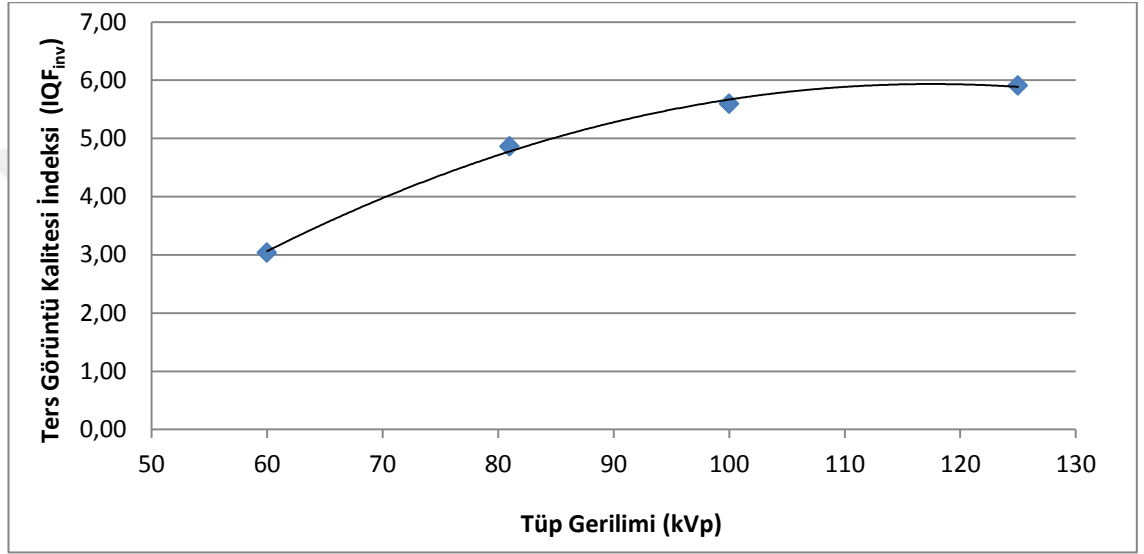
Şekil 4.31 Toshiba FDX4343R dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



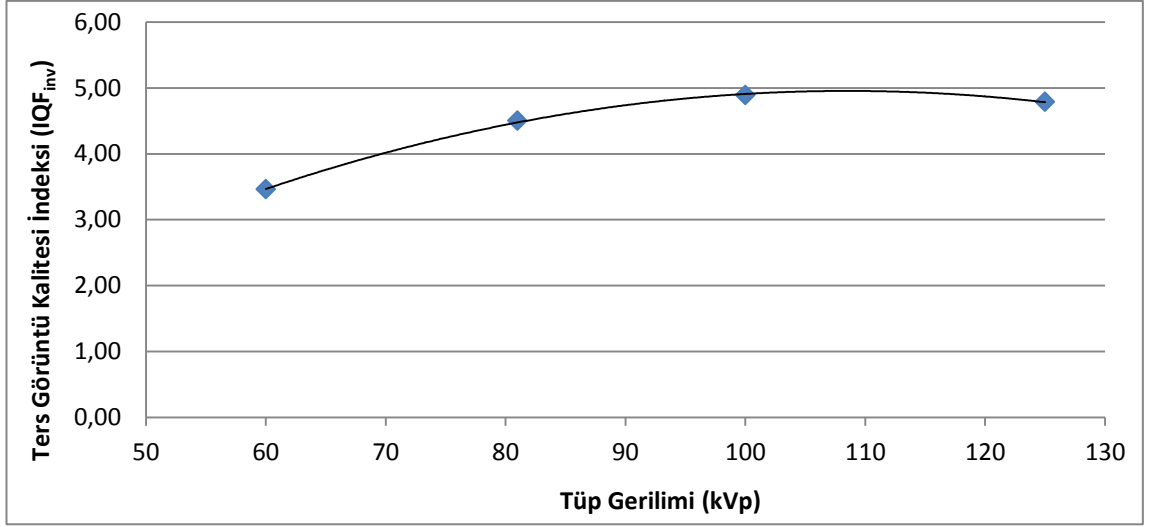
Şekil 4.32 Fuji FCR dedektörü için sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri

4.1.2.3 Sabit mAs değerleri için farklı dijital radyografi sistemlerinde ters görüntü kalitesi indeksinin demet enerjisi ile değişimi

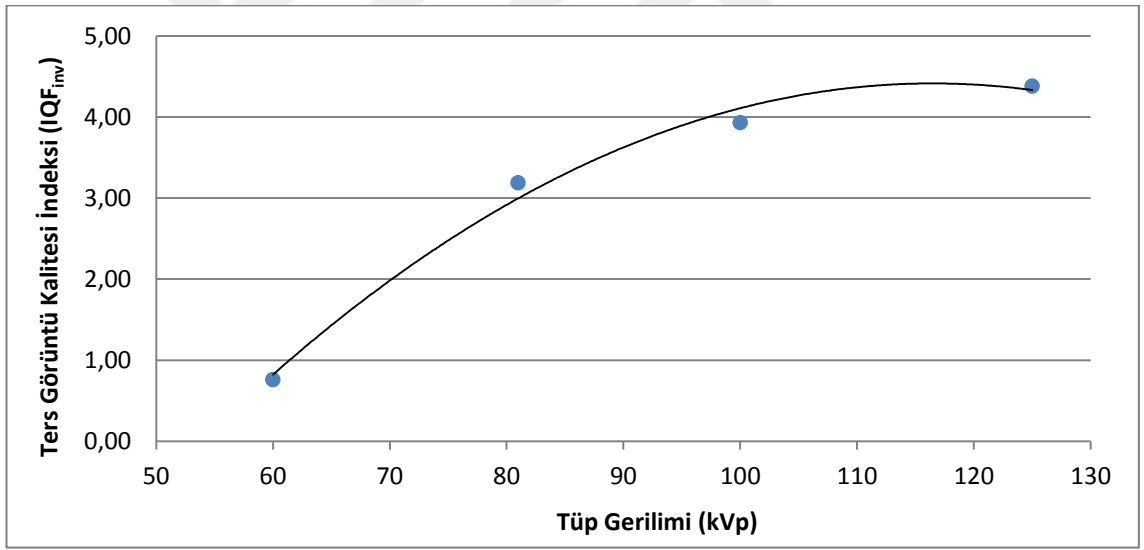
Bu tez çalışmasında kullanılan dört farklı detektör için; tüp akımı referans olarak belirlenmiş bir mAs değerinde sabit tutulmuş ve artan demet enerjilerine (60, 81, 100 ve 125 kVp için) karşılık gelen IQF_{inv} değerleri için elde edilen grafikler Şekil 4.33, Şekil 4.34, Şekil 4.35 ve Şekil 4.36'da gösterilmiştir.



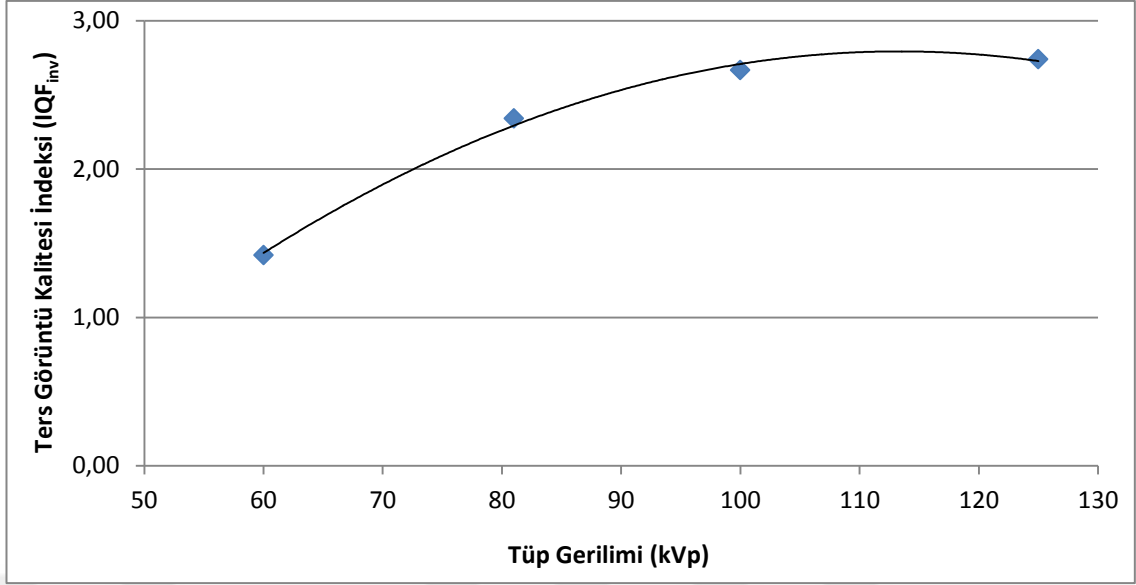
Şekil 4.33 DRX-1C dedektörü için sabit mAs (32 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



Şekil 4.34 Trixell Pixium 4600 dedektörü için sabit mAs (40 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



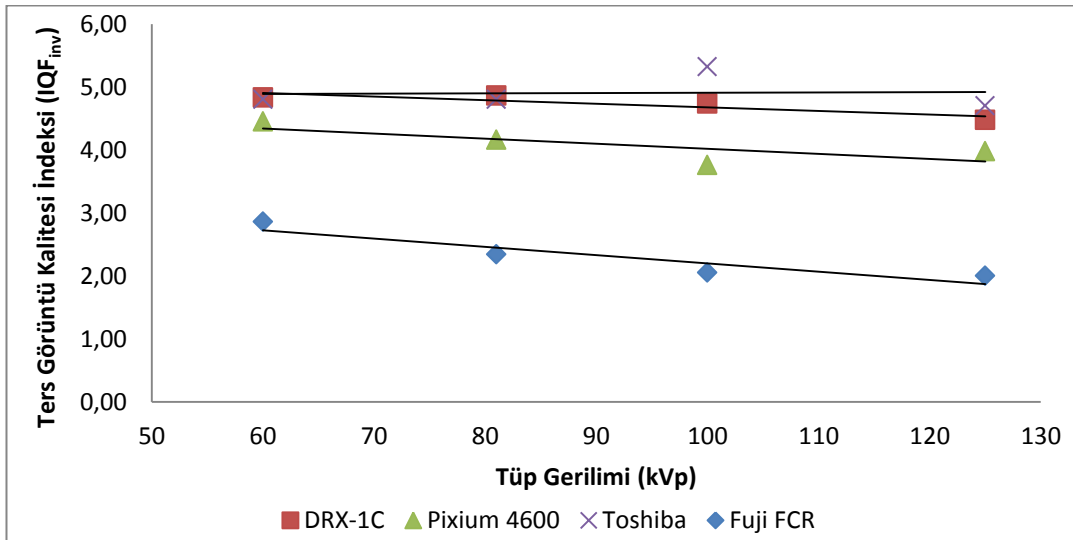
Şekil 4.35 Toshiba FDX4343R dedektörü için sabit mAs (25 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri



Şekil 4.36 Fuji FCR dedektörü için sabit mAs (40 mAs) değerinde artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri

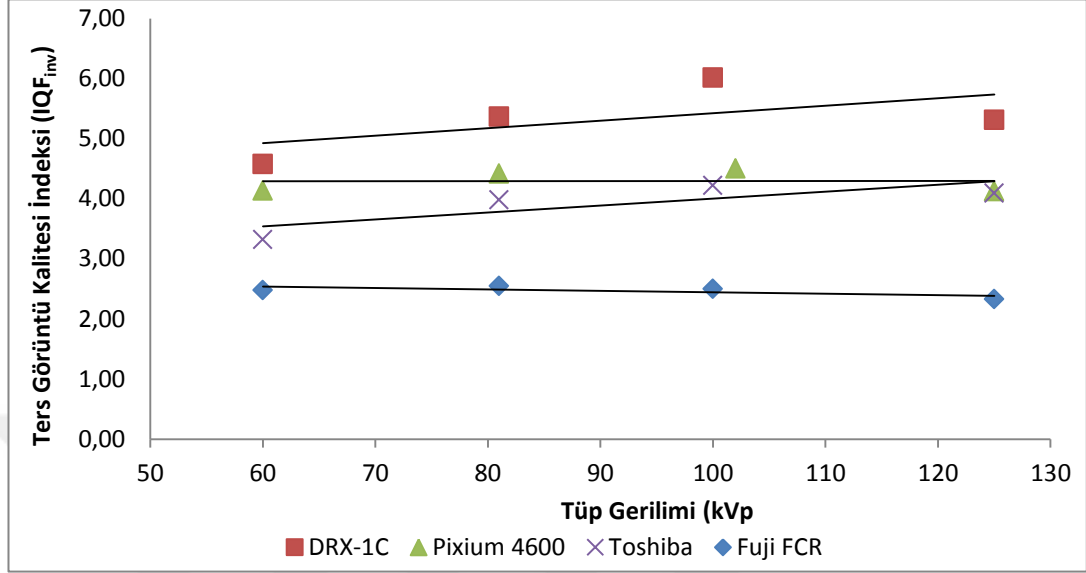
4.1.3 Farklı Sistemlerin Artan Demet Enerjisi ile Değişen IQF_{inv} Değerlerinin Karşılaştırılması

4.1.3.1 Sabit Detektör Hava Kerma (DAK) değerinde farklı dijital radyografi sistemleri için IQF_{inv} değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.37 Farklı dedektörlerde sabit DAK ($\sim 4\ \mu\text{Gy}$) için artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri

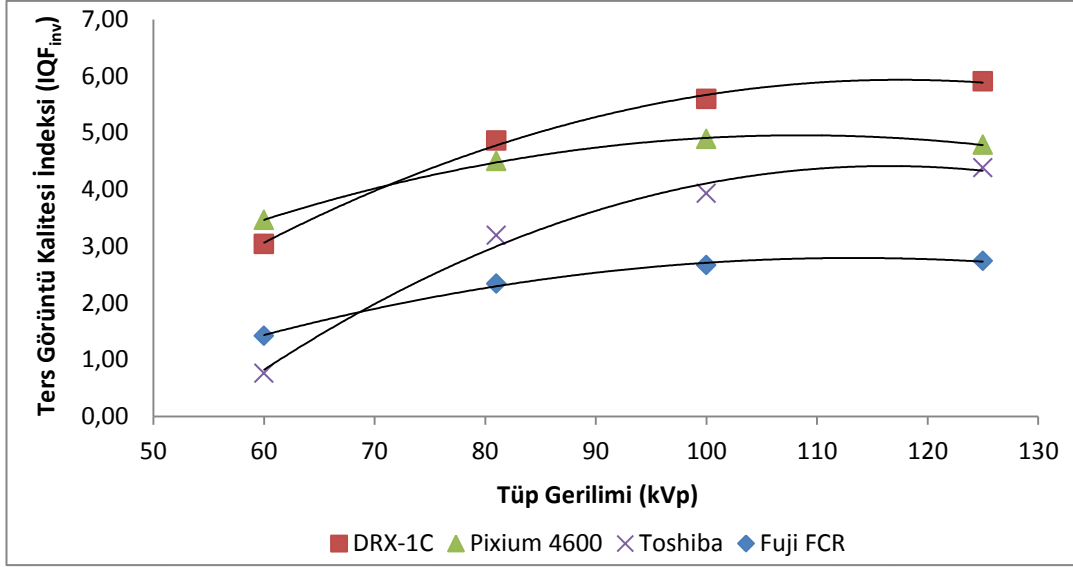
4.1.3.2 Sabit Cilt Giriş Dozu (ESD) değerinde farklı dijital radyografi sistemleri için IQF_{inv} değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.38 Farklı dedektörlerde sabit ESD ($\sim 0,4$ mGy) için artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri

4.1.3.3 Sabit mAs değerinde farklı dijital radyografi sistemleri için IQF_{inv} değerlerinin karşılaştırılması

Sabit mAs değerleri için; farklı dijital radyografi sistemlerinde, IQF_{inv} değerlerinin artan kVp ile değişimi Şekil 4.39’da gösterilmiştir. Çizelge 3.11, Çizelge 3.12, Çizelge 3.13 ve Çizelge 3.14’de belirtilmiş mAs değerleri için karşılaştırmalar yapılmıştır.



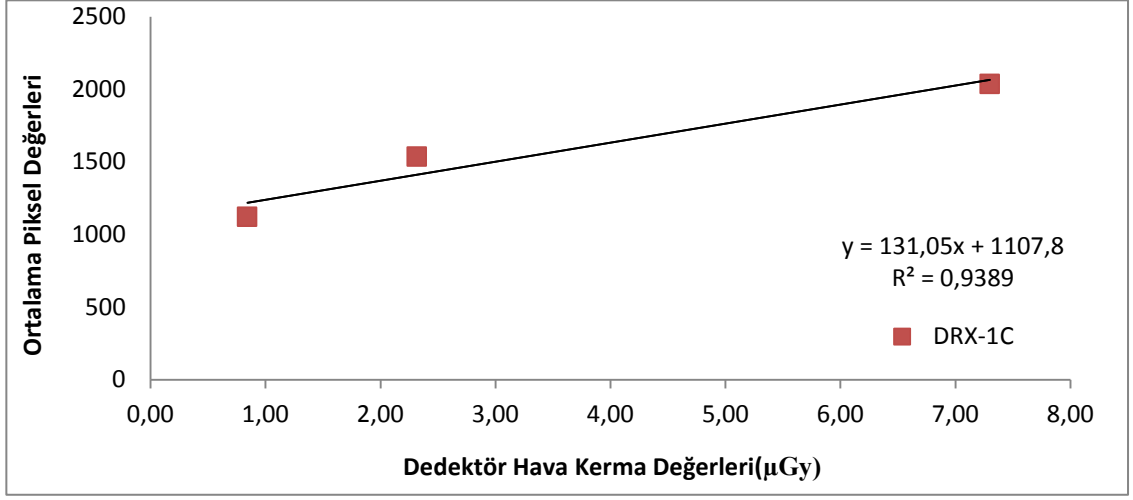
Şekil 4.39 Farklı dedektörlerde sabit mAs için artan kVp ile değişen IQF_{inv} değerleri

4.2 Sinyal Transfer Özelliği (STP)

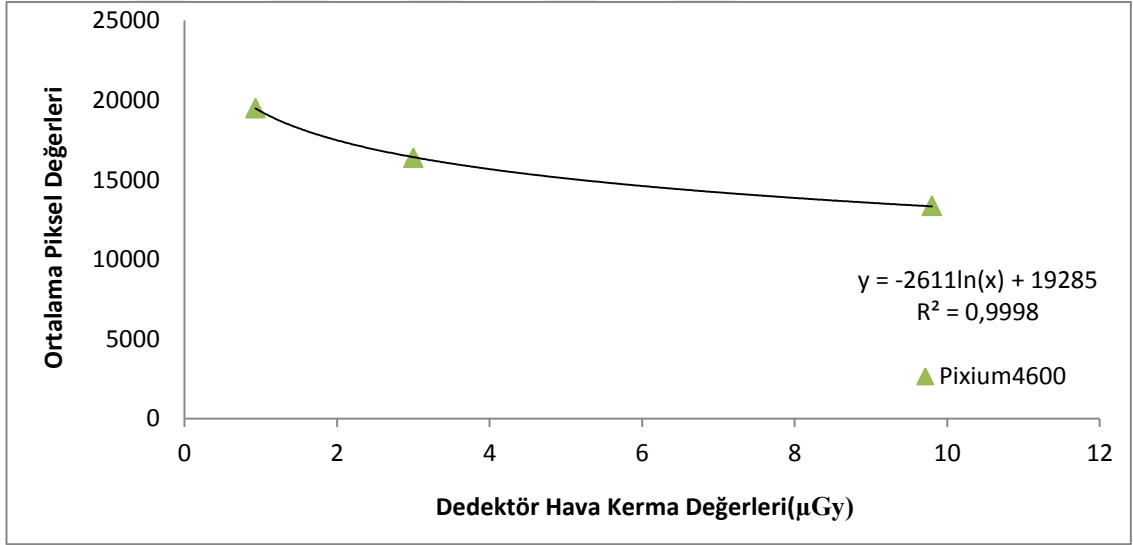
Tez çalışması kapsamında kullanılan her bir dedektör için üç farklı demet kalitesinde 2,5 μ Gy dedektör hava kerma değeri ve bu değerin yaklaşık üç kat altı ve üstündeki doz değerleri için homojen dedektör görüntüleri alınmıştır. Bu görüntülerin merkezinden seçilen ilgi alanları (ROI) için hesaplanan ortalama piksel değerlerine karşılık gelen doz değerleri için grafikler çizilmiştir. Tez çalışması kapsamında dört farklı dedektör için RQA5 demet kalitesindeki doz-cevap eğrileri Şekil 4.40, Şekil 4.41, Şekil 4.42 ve Şekil 4.43’de verilmiştir. Ayrıca bu grafiklerden elde edilen tüm STP eşitlikleri her bir demet kalitesinde çalışmada kullanılan tüm dedektörler için Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3’de gösterilmiştir.

4.2.1 Farklı Dedektörler için RQA5 Demet Kalitesinde Doz-Cevap Eğrileri

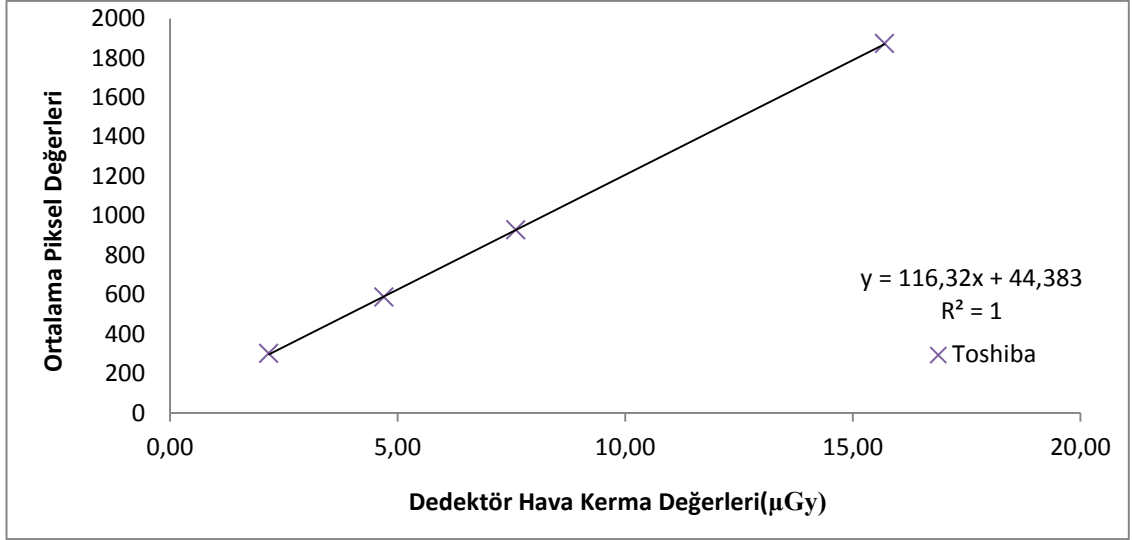
Tez kapsamında kullanılan tüm dedektörler için; IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak RQA5 demet kalitesi için elde edilen doz-cevap eğrileri Şekil 4.40, Şekil 4.41, Şekil 4.42 ve Şekil 4.43’de gösterilmiştir.



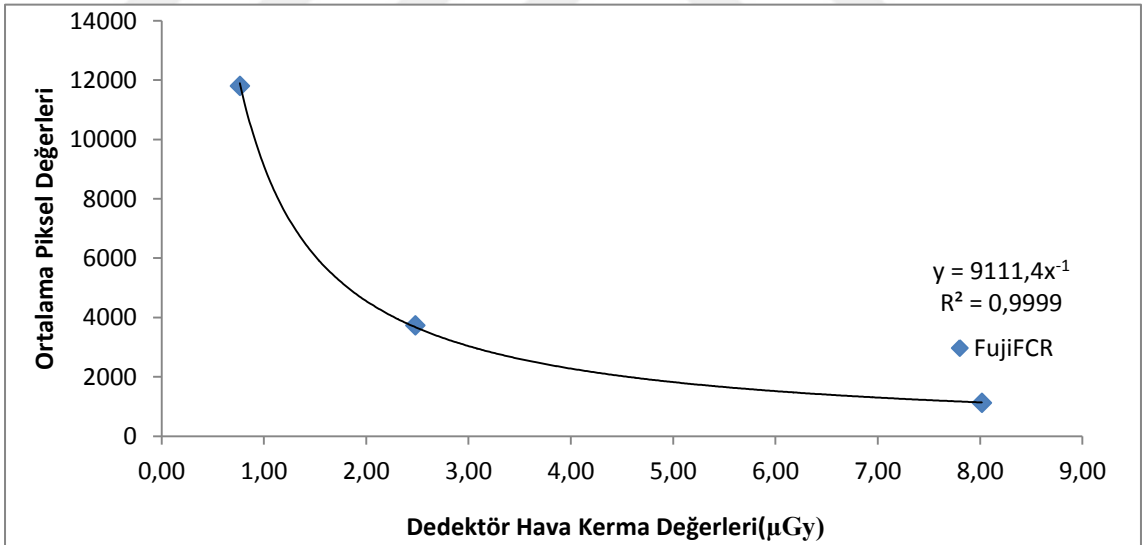
Şekil 4.40 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre *RQA5* demet kalitesinde doz cevap eğrisi



Şekil 4.41 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre *RQA5* demet kalitesinde doz cevap eğrisi



Şekil 4.42 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre RQA5 demet kalitesinde doz cevap eğrisi



Şekil 4.43 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne göre RQA5 demet kalitesinde doz cevap eğrisi

Çizelge 4.5 IEC 62220-1 protokolüne göre *RQA5* demet kalitesinde 4 farklı dedektör için STP denklemleri

Dedektör	Demet Kalitesi (<i>RQA5</i>)	Regresyon Sabiti (R^2)
<i>Carestream DRX-1C</i>	$PV = 423.6 \ln(E) + 1189.5$	0,99
<i>Trixell Pixium 4600</i>	$PV = -2611 \ln(E) + 19285$	0,99
<i>Toshiba FDX4343R</i>	$PV = 116.32E + 44.383$	1,00
<i>Fuji FCR Profect CS</i>	$PV = 9111.4E^{-1}$	0,99

E: Dedektör hava kerma değeri

Çizelge 4.6 IEC 62220-1 protokolüne göre *RQA6* demet kalitesinde 4 farklı dedektör için STP denklemleri

Dedektör	Demet Kalitesi (<i>RQA6</i>)	Regresyon Sabiti (R^2)
<i>Carestream DRX-1C</i>	$PV = 422.53 \ln(E) + 1248.9$	0,99
<i>Trixell Pixium 4600</i>	$PV = -2605 \ln(E) + 18808$	1,00
<i>Toshiba FDX4343R</i>	$PV = 134.99E + 51.191$	1,00
<i>Fuji FCR Profect CS</i>	$PV = 8866.8E^{-1.007}$	0,99

E: Dedektör hava kerma değeri

Çizelge 4.7 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA9 demet kalitesinde 4 farklı dedektör için STP denklemleri

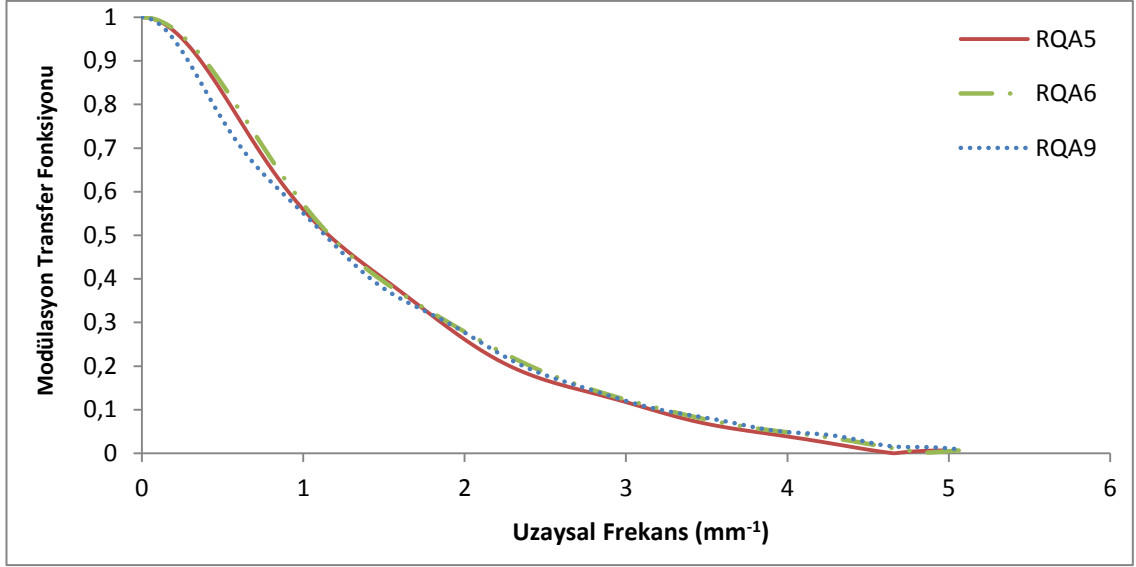
<i>Dedektör</i>	<i>Demet Kalitesi</i> <i>(RQA9)</i>	<i>Regresyon Sabiti</i> <i>(R²)</i>
<i>Carestream DRX-1C</i>	$PV = 428.78 \ln(E) + 1226.4$	1,00
<i>Trixell Pixium 4600</i>	$PV = -2594 \ln(E) + 18956$	1,00
<i>Toshiba FDX4343R</i>	$PV = 144.35E + 59.086$	1,00
<i>Fuji FCR Profect CS</i>	$PV = 9493.3E^{-0.932}$	0,99

E: Dedektör hava kerma değeri

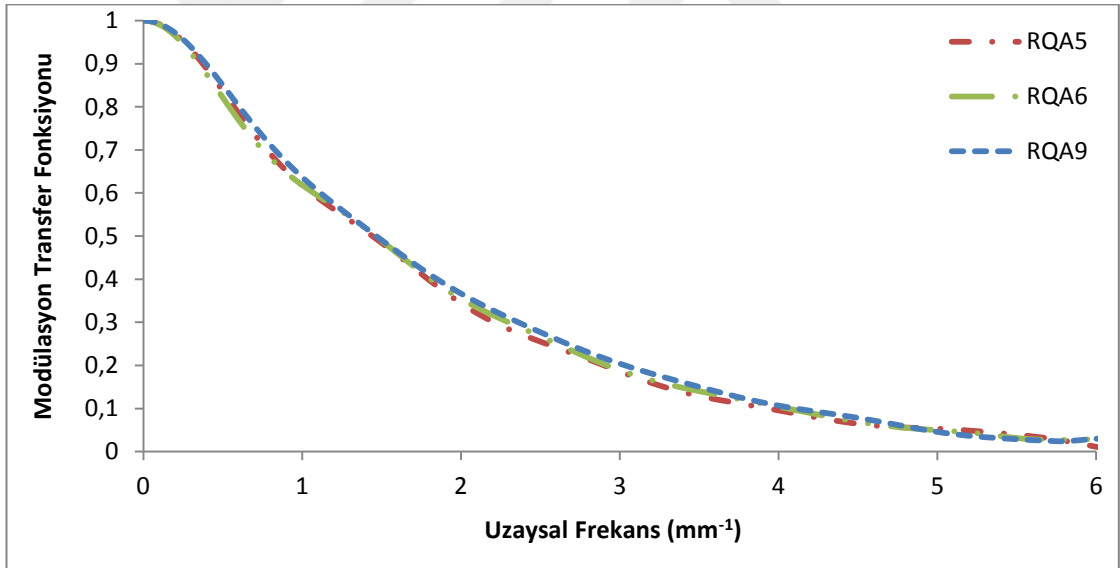
4.3 Farklı Demet Kaliteleri için Dedektör Performansının Karşılaştırılması

4.3.1 Modülasyon Transfer Fonksiyonu(MTF)

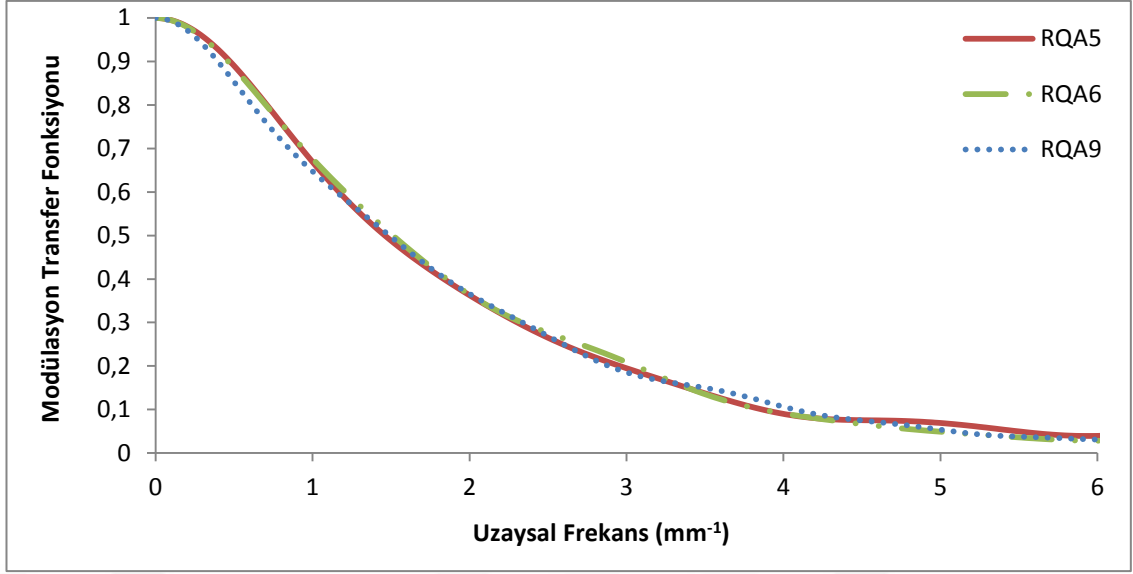
Bu kısımda IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak; üç demet kalitesinde (RQA5, RQA6 ve RQA9) ve 2,5 µGy detektör hava kerma değerinde dikey ve yatay yönde örneklenmiş görüntülerin ortalamasından elde edilen MTF sonuçları her bir dedektör için Şekil 4.44, Şekil 4.45, Şekil 4.46 ve Şekil 4.47’de verilmiştir.



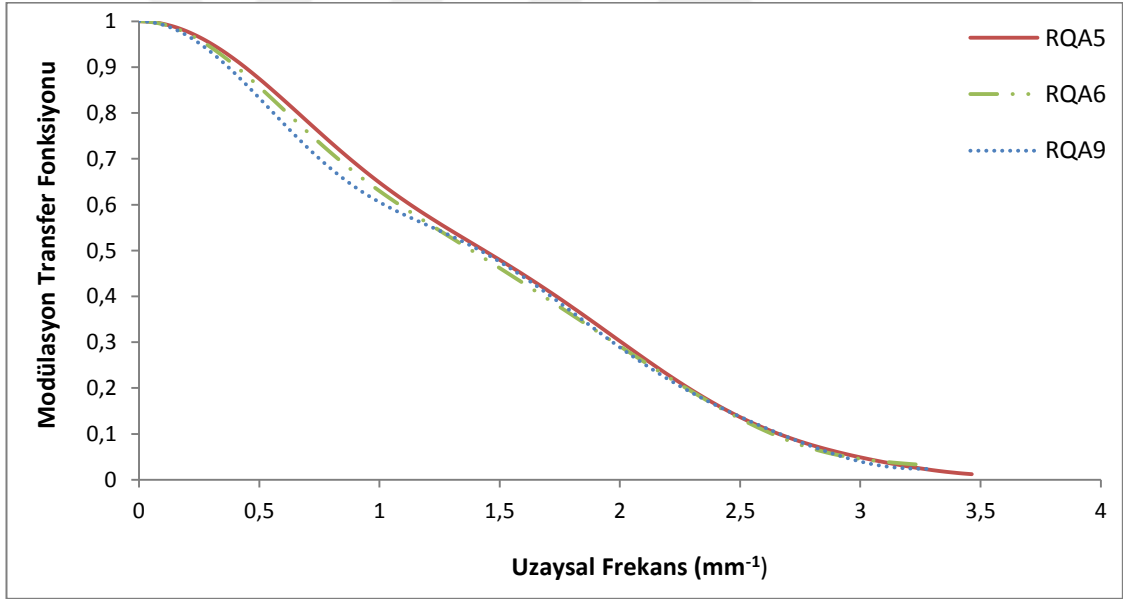
Şekil 4.44 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri



Şekil 4.45 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri



Şekil 4.46 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri

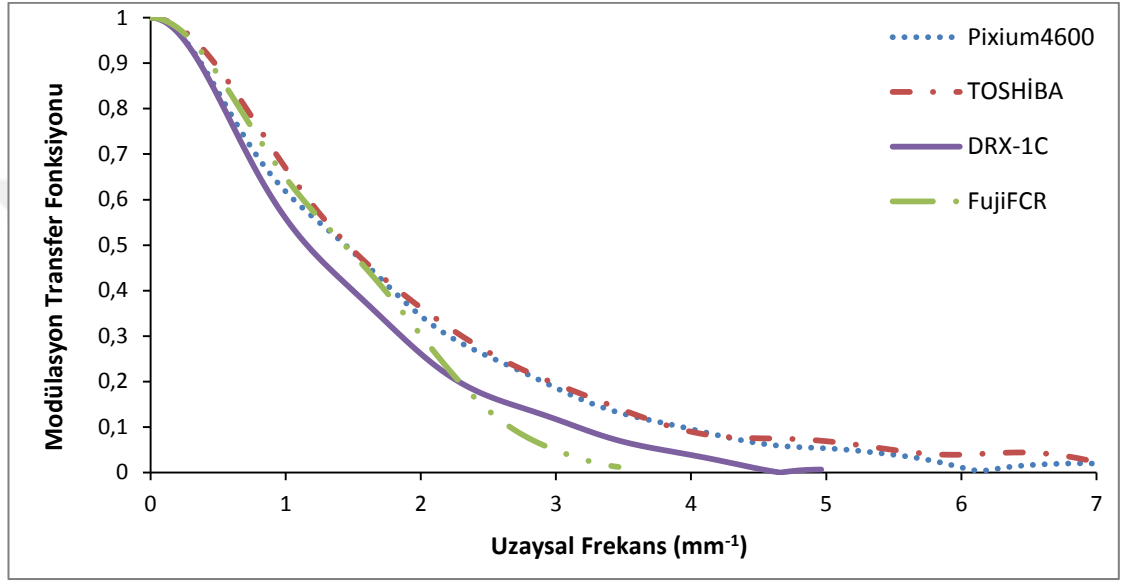


Şekil 4.47 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için MTF ölçümleri

4.3.1.1 Farklı Dedektörler için Modülasyon Transfer Fonksiyonu

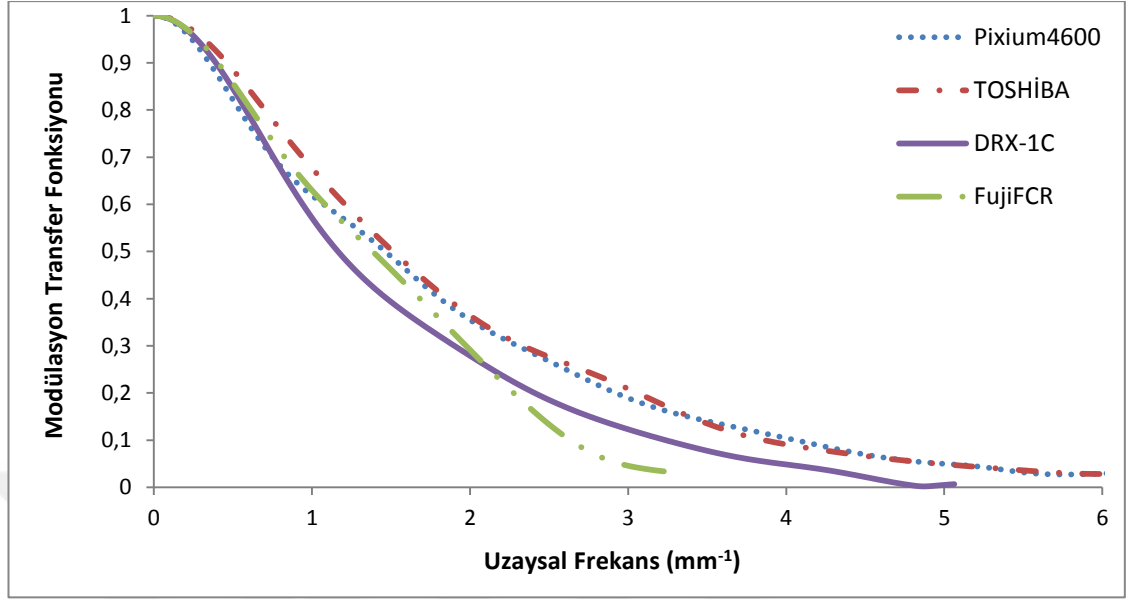
Dört farklı dijital radyografi sistemi için her bir demet kalitesinde elde edilen MTF eğrileri Şekil 4.48, Şekil 4.49, Şekil 4.50 ve Şekil 4.51’de kıyaslanmıştır.

4.3.1.1.1 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 5 demet kalitesi için ölçümler



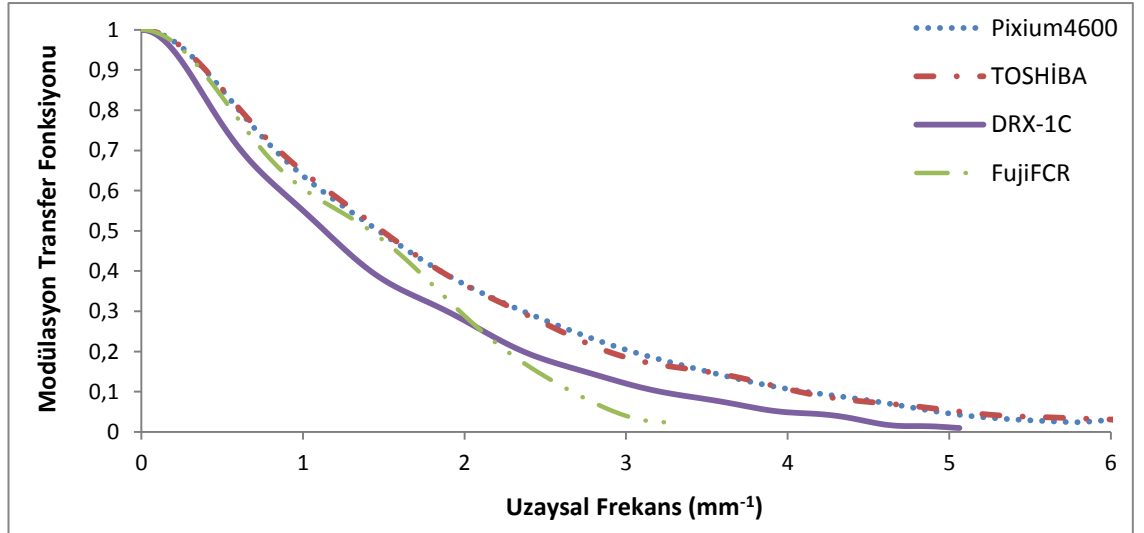
Şekil 4.48 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA5 demet kalitesinde MTF ölçümleri

4.3.1.1.2 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 6 demet kalitesi için ölçümler



Şekil 4.49 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA6 demet kalitesinde MTF ölçümleri

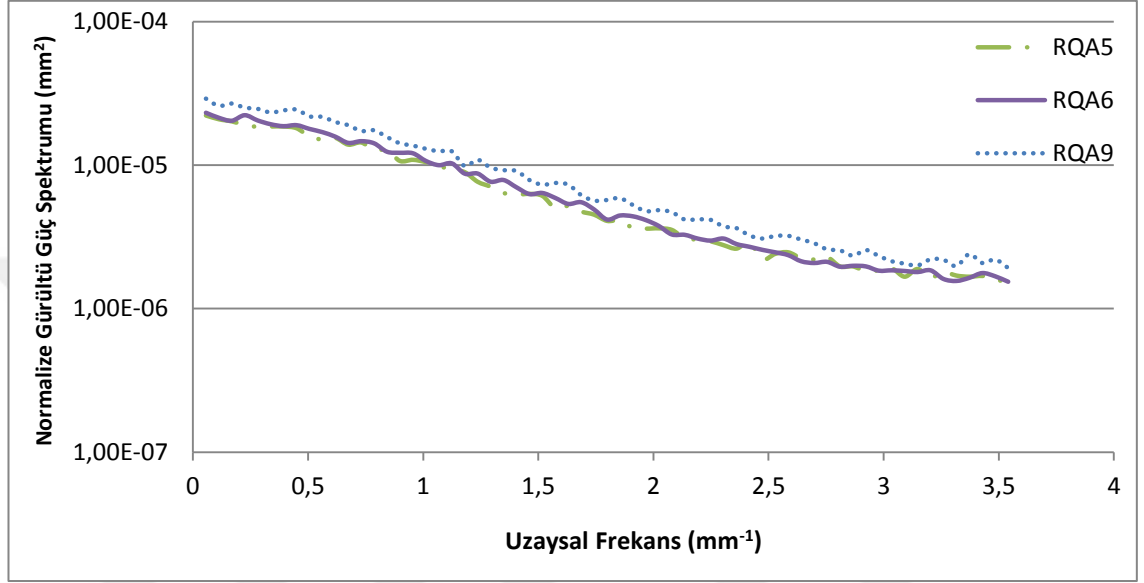
4.3.1.1.4 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 9 demet kalitesi için ölçümler



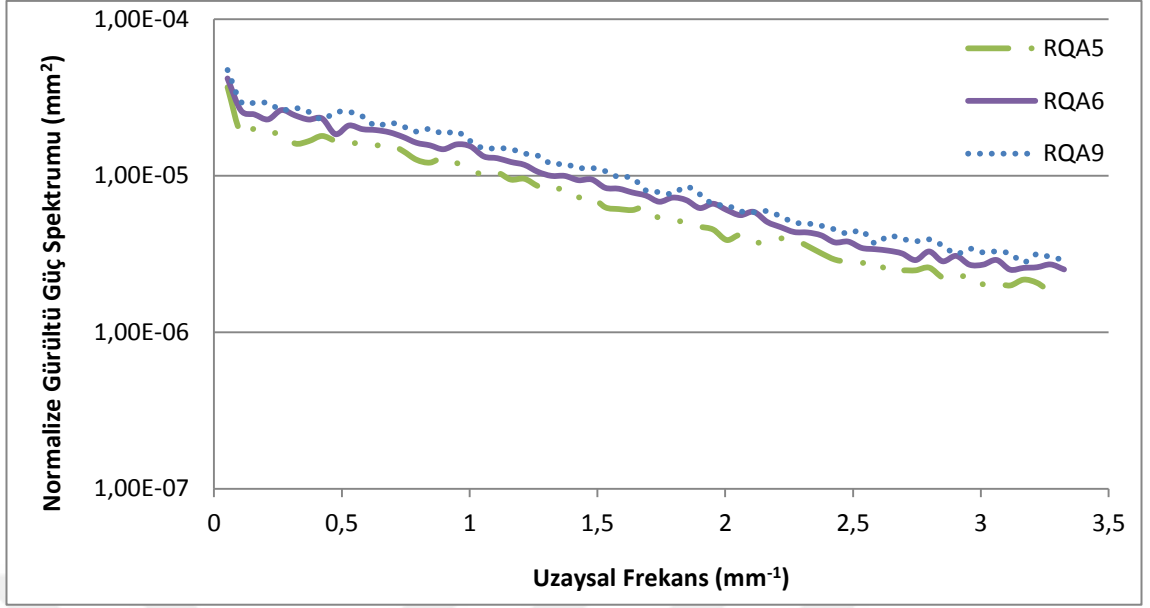
Şekil 4.50 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA9 demet kalitesinde MTF ölçümleri

4.3.2 Normalized Noise Power Spectrum (NNPS)

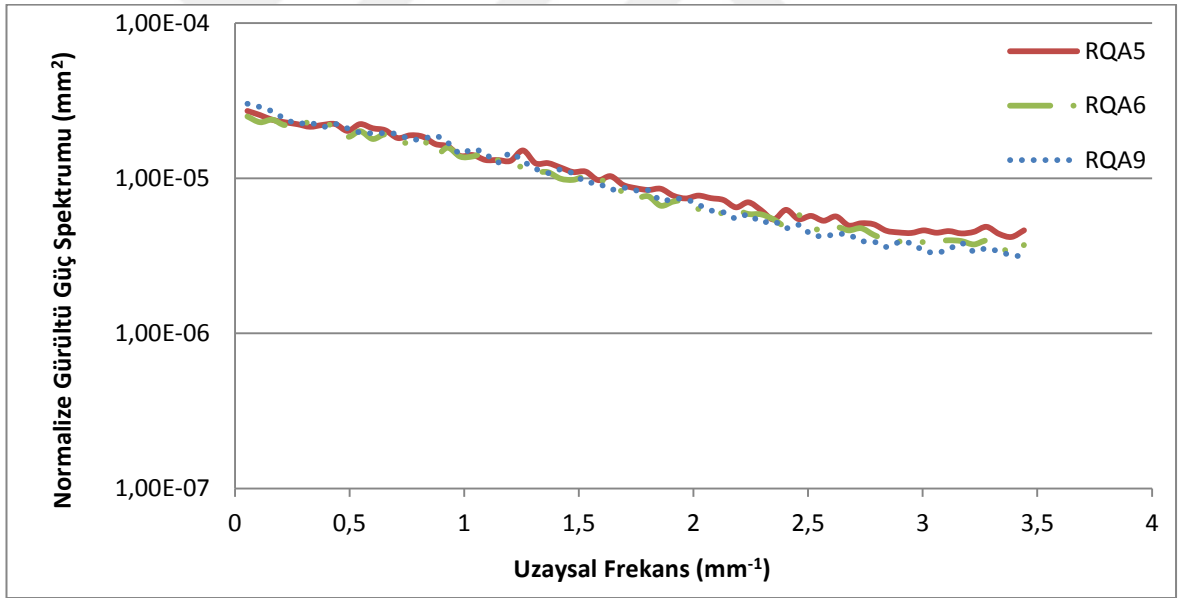
Tez kapsamında kullanılan dört farklı detektör için RQA5, RQA6 ve RQA9 demet kaliteleri ve 2,5 μGy detektör hava kerma değeri için elde edilen dikey yönde NNPS sonuçları Şekil 4.51, Şekil 4.52, Şekil 4.53 ve Şekil 4.54'de gösterilmiştir.



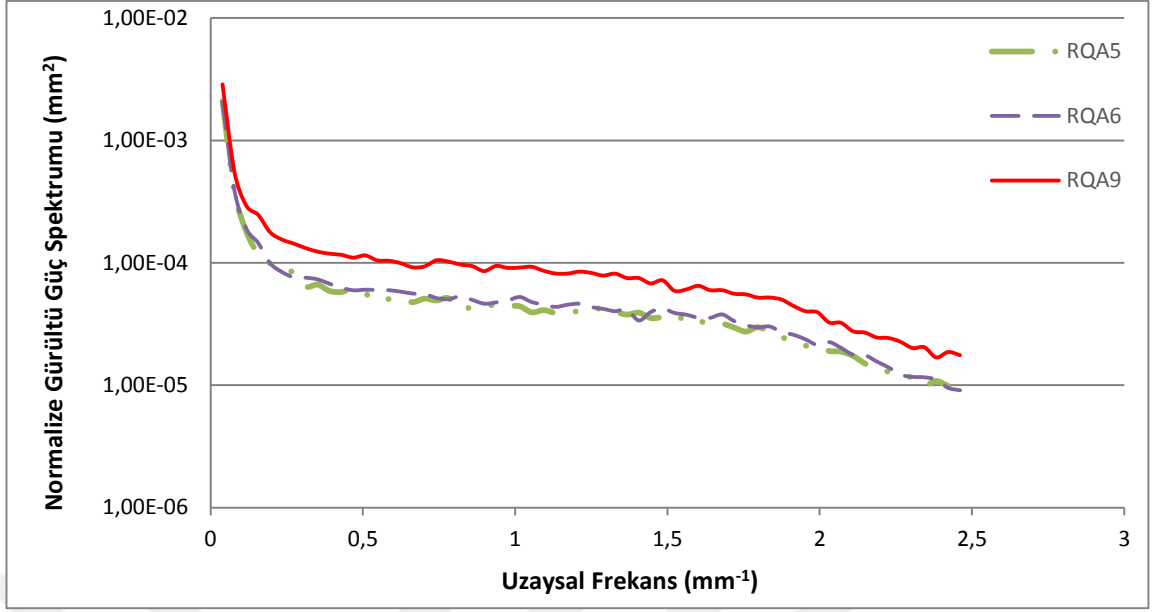
Şekil 4.51 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri



Şekil 4.52 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri



Şekil 4.53 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri

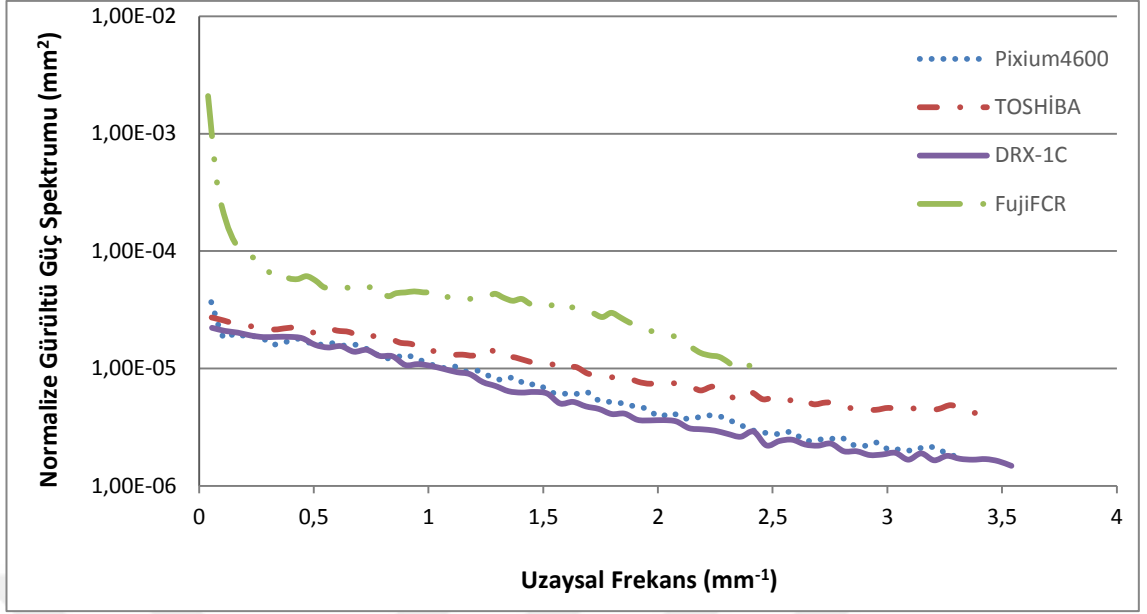


Şekil 4.54 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için NNPS ölçümleri

4.3.2.1 Farklı Dedektörler için Normalize Gürültü Güç Spektrumu

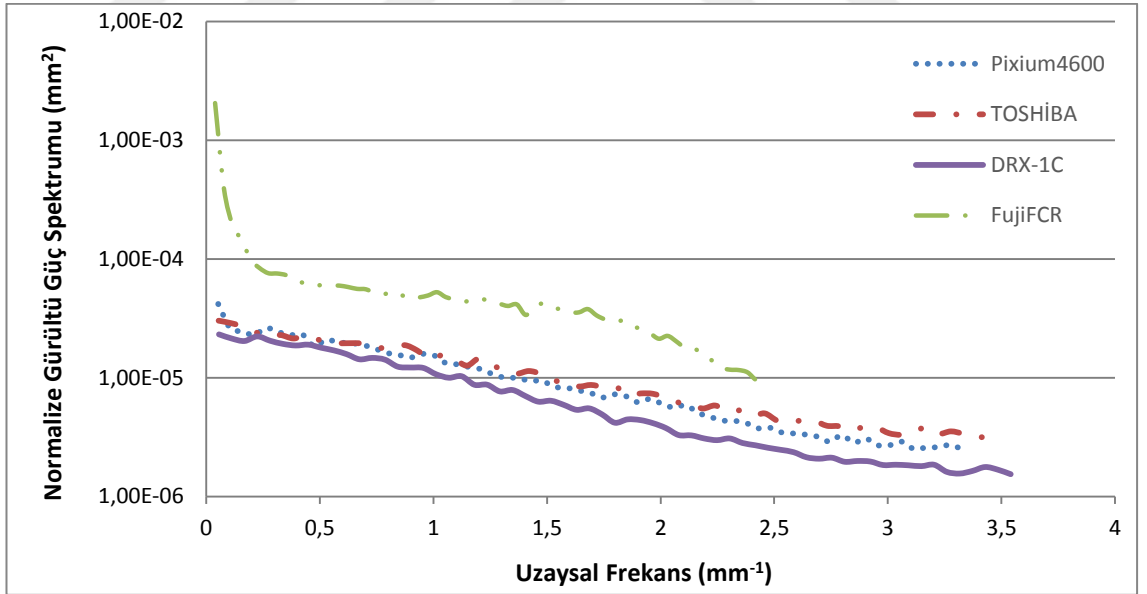
4.3.2.1.1 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 5 demet kalitesi için ölçümler

Dört farklı dijital radyografi sistemi için elde edilen dikey yöndeki NNPS eğrileri, bu çalışmada incelenen her bir demet kalitesi için Şekil 4.55, Şekil 4.56, Şekil 4.57, Şekil 4.58'de kıyaslanmıştır.



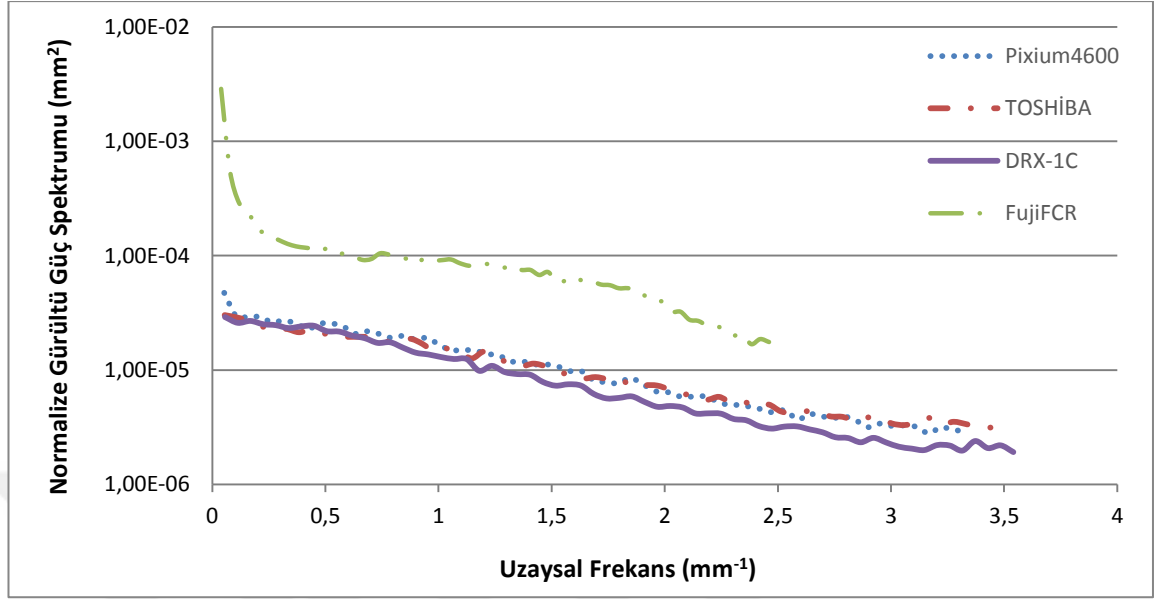
Şekil 4.55 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA5 demet kalitesinde NNPS ölçümleri

4.3.2.1.2 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 6 demet kalitesi için ölçümler



Şekil 4.56 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA6 demet kalitesinde NNPS ölçümler

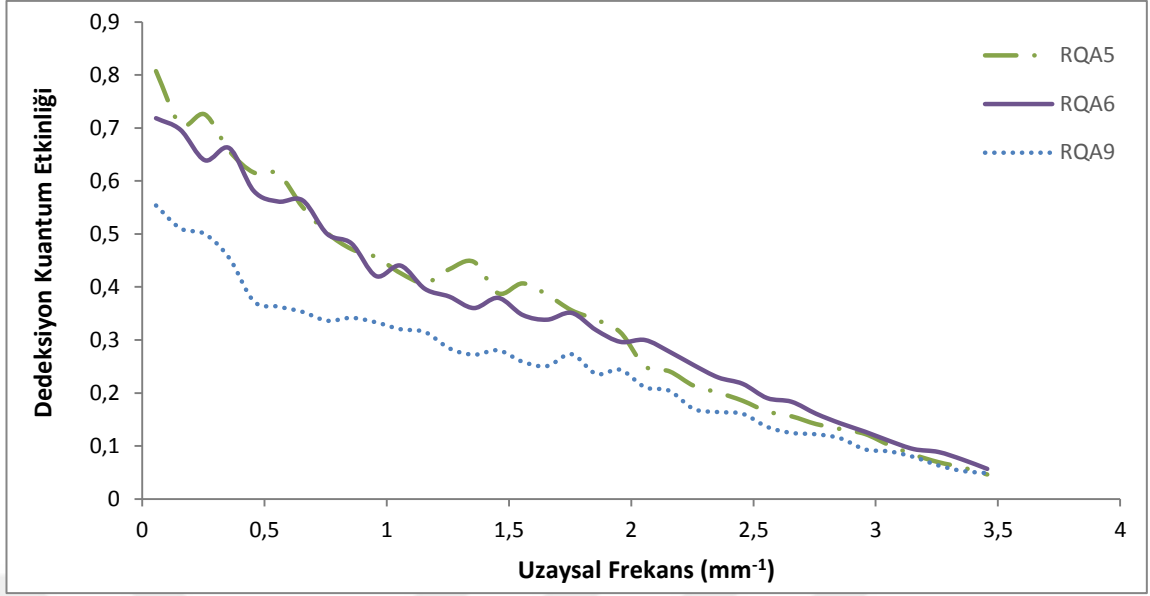
4.3.2.1.4 IEC 62220-1 protokolüne göre RQA 9 demet kalitesi için ölçümler



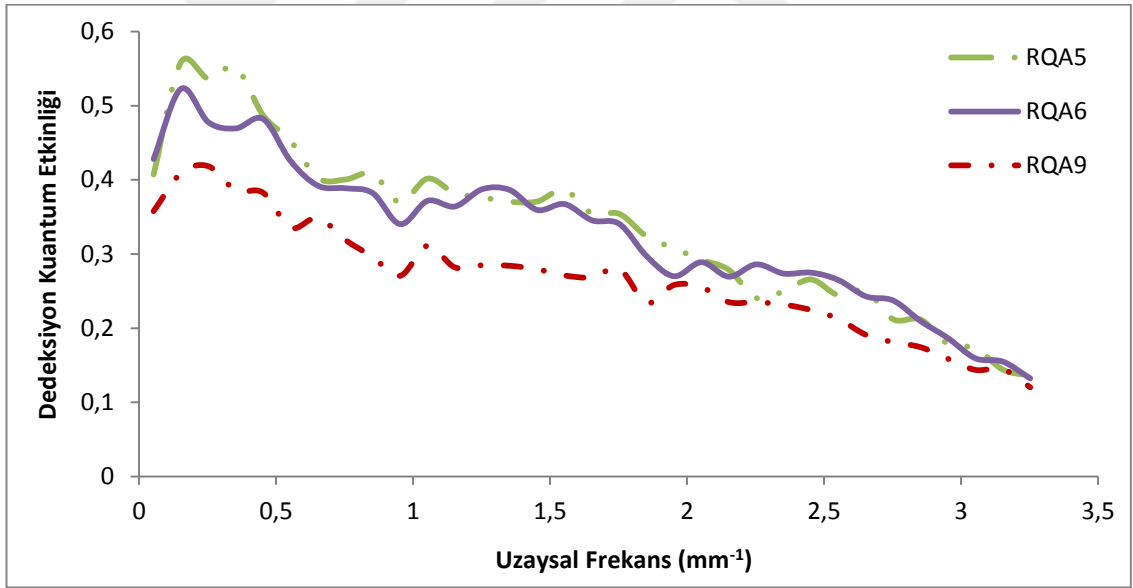
Şekil 4.57 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA9 demet kalitesinde NNPS ölçümleri

4.3.3 Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE)

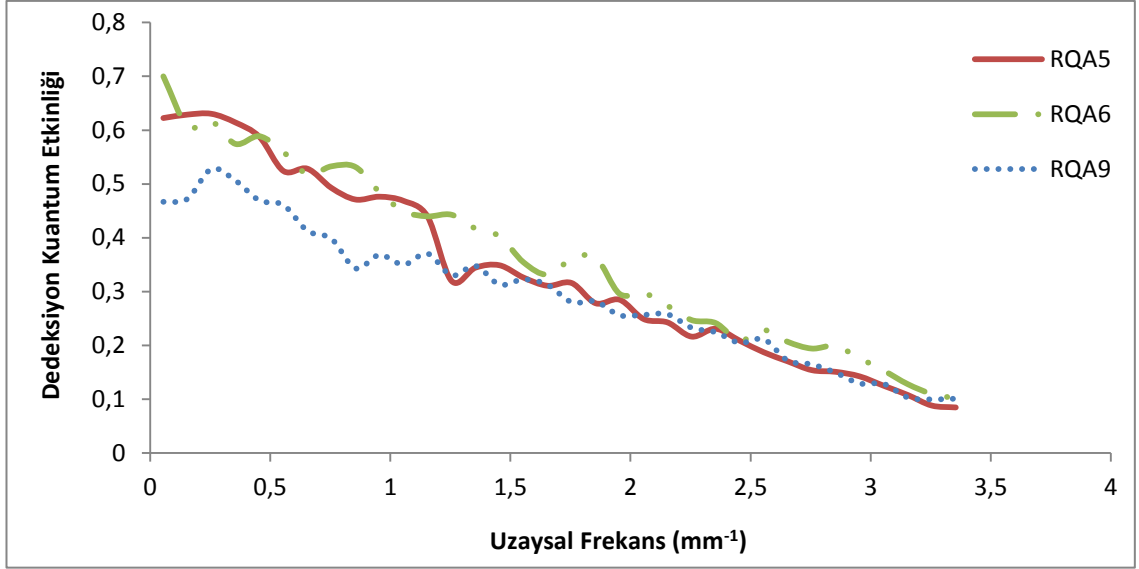
Tez kapsamında kullanılan dört farklı dedektör için; IEC 62220-1 protokolüne göre RQA5, RQA6 ve RQA9 demet kalitelerinde MTF ve NNPS ölçüm sonuçları kullanılarak DQE hesaplamaları yapılmıştır. Elde edilen eğriler Şekil 4.58, Şekil 4.59, Şekil 4.60, ve Şekil 4.61’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır.



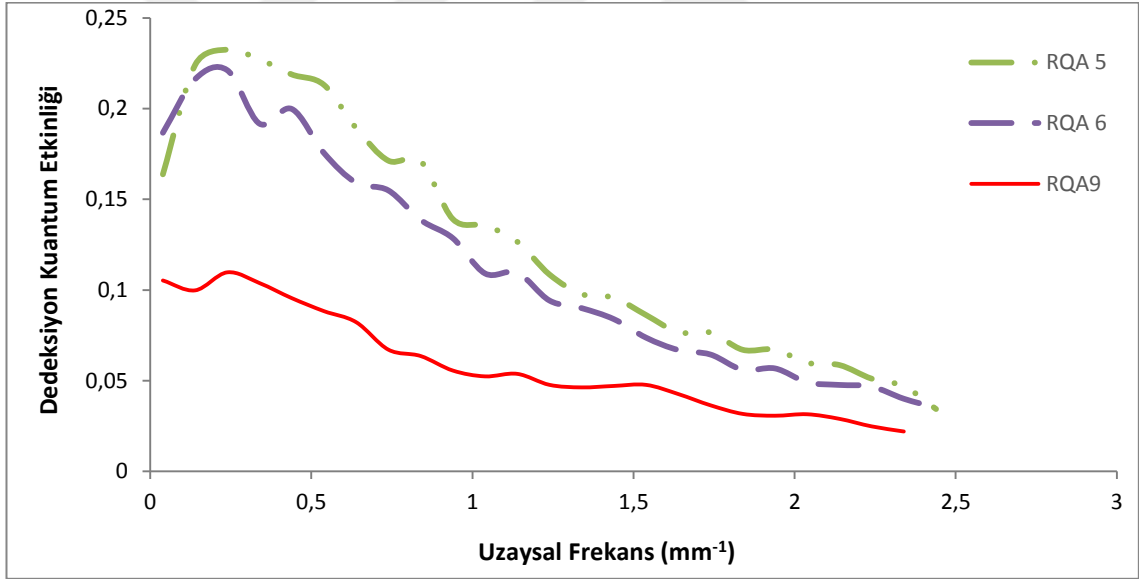
Şekil 4.58 DRX-1C dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri



Şekil 4.59 Trixell Pixium 4600 dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri



Şekil 4.60 Toshiba FDX4343R dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri

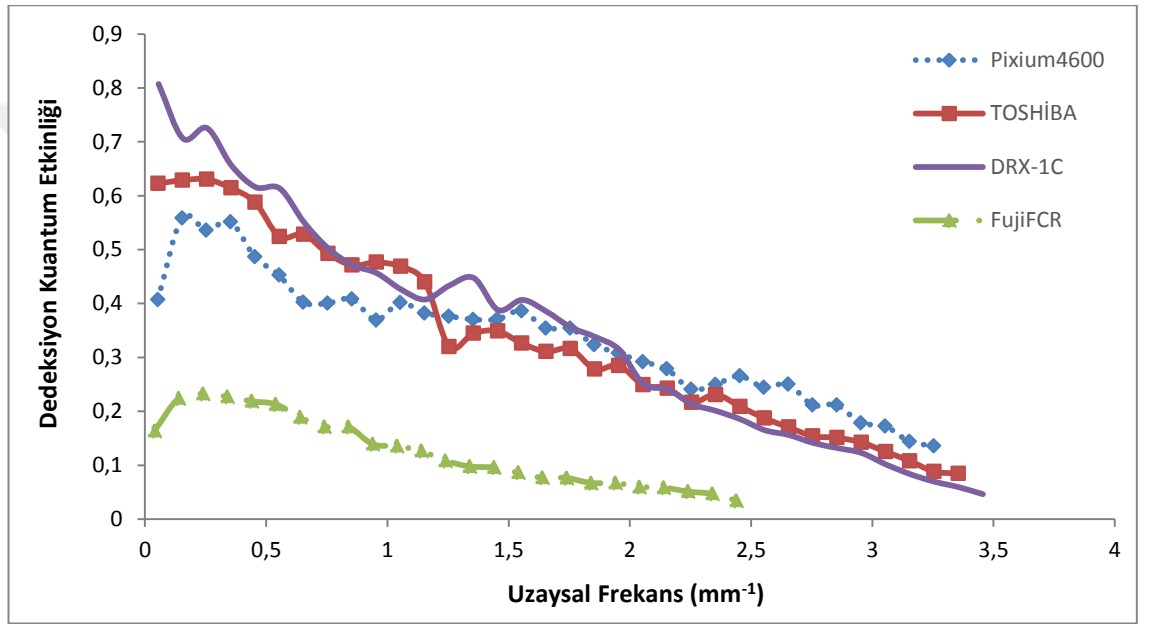


Şekil 4.61 Fuji FCR dedektörü için IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak farklı demet kaliteleri için DQE ölçümleri

4.3.3.1 Farklı Dedektörler için Dedeksiyon Kuantum Etkinliği

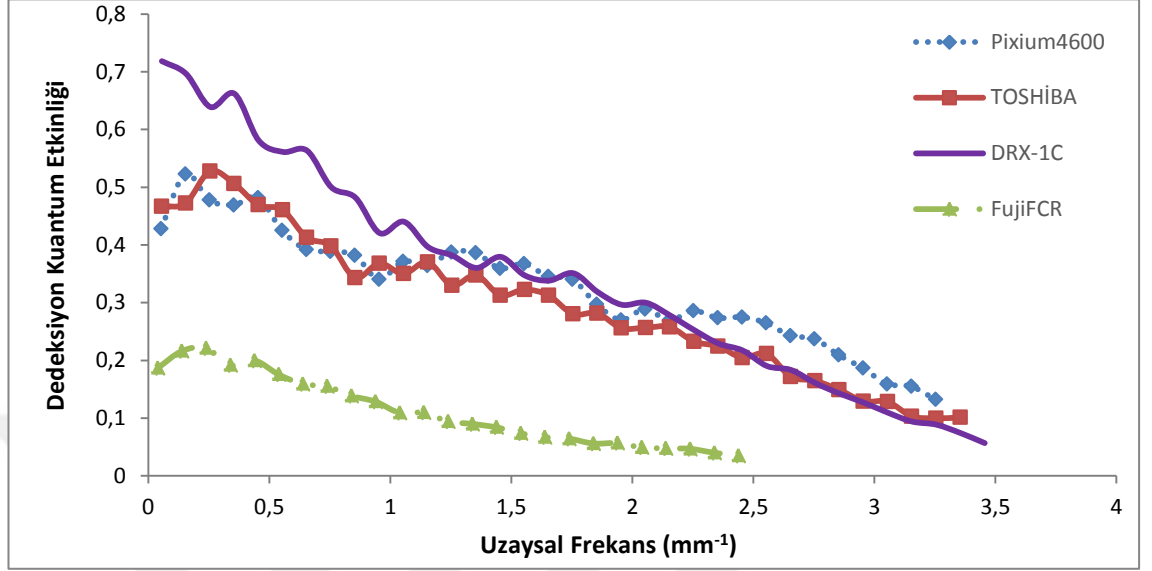
Dört farklı dijital radyografi sistemi için; elde edilen dikey yöndeki MTF ve NNPS eğrileri kullanılarak hesaplanan DQE eğrileri her bir demet kalitesinde Şekil 4.62, Şekil 4.63, Şekil 4.64, ve Şekil 4.65’de gösterildiği gibi kıyaslanmıştır.

4.3.3.1.1 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiş RQA 5 demet kalitesi için ölçümler



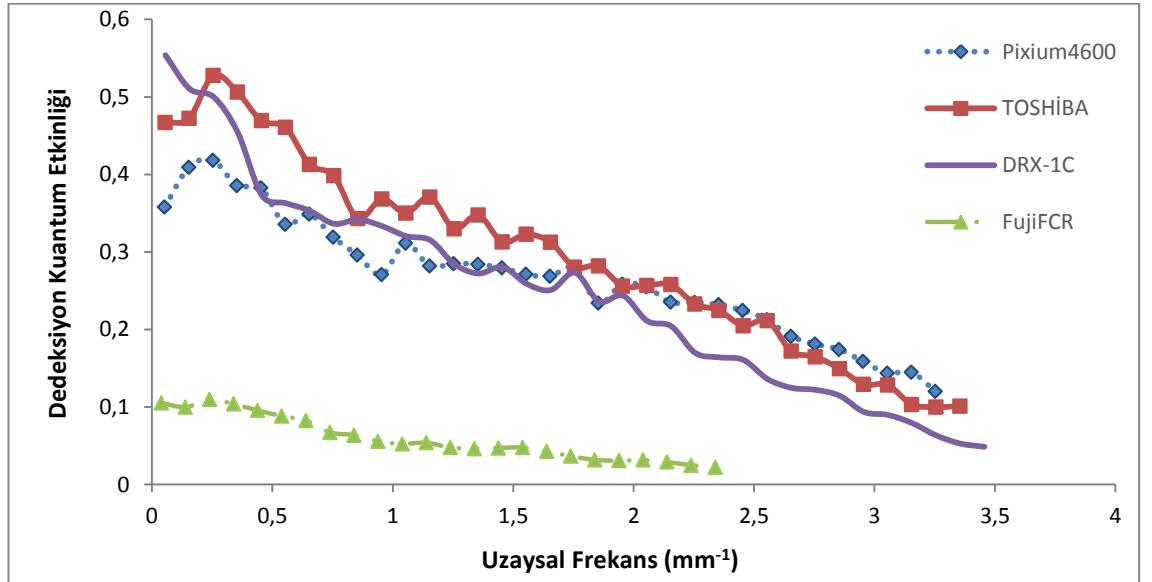
Şekil 4.62 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA5 demet kalitesinde DQE ölçümleri

4.3.3.1.2 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiş RQA 6 demet kalitesi için ölçümler



Şekil 4.63 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA6 demet kalitesinde DQE ölçümleri

4.3.3.1.3 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak gerçekleştirilmiş RQA 9 demet kalitesi için ölçümler



Şekil 4.64 IEC 62220-1 protokolüne uygun olarak 4 farklı dedektör için RQA9 demet kalitesinde DQE ölçümleri

5. SONUÇ VE TARTIŞMA

DRX-1C dedektörü, A.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsünde eğitim amaçlı kullanılmaktadır. Dolayısıyla kontrast–ayrıntı ölçümleri sadece EUR 16260 protokolünde önerilen ışınlama protokolüne göre yapılmıştır (REPORT EUR 16260, 1996).

Trixell Pixium 4600 dedektörü ile klinikte göğüs, pelvis ve lomber vertebra incelemeleri için kullanılan ışınlama parametrelerinin, EUR 16260 protokolünde önerilen parametreler ile aynı olduğu görülmüştür. Sadece karın incelemesi için klinik tarafından kullanılan ışınlama protokolü farklılık göstermiştir. Karın incelemesi için klinik protokol kullanılarak elde edilen kontrast-detay eğrisinden hesaplanan IQF_{inv} değeri 2,21 iken, EUR 16260 protokolü kullanılarak elde edilen IQF_{inv} değeri 2,91 dir Bunun sebebi EU protokolünde ışınlamada kullanılan kVp değeri (81 kVp), klinik protokolde kullanılan kVp değerinden (85 kVp) daha düşük olmasıdır. Klinik protokolde daha yüksek kVp kullanılması, karın incelemesini simüle eden PMMA tabakalarından saçılan x-ışın foton sayısında artışa sebep olmuş ve daha düşük boyuttaki ve kontrasttaki objelerin ayırt edilebilirliği azalmıştır.

Toshiba FDX4343R ve Fuji FCR dedektörü ile klinikte karın, göğüs, pelvis ve lomber vertebra incelemeleri için kullanılan ışınlama protokolleri EUR 16260 protokolünde önerilen ışınlama protokolleri ile hemen hemen aynıdır. Bu da kliniğin, Avrupa Birliği tarafından önerilen tavsiyelere uyduğunu göstermektedir.

Klinik incelemeler için, PCXMC Monte Carlo programı kullanılarak hesaplanan etkin dozların bilgisayarlı radyografi sisteminde, diğer flat panel dedektörler için hesaplanan değerlerden daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, bilgisayarlı radyografi sistemlerinin otomatik ışınlama kontrolü dedektörünün referans doz değerinin 200 hızlı film-ekran sistemine eşdeğer olacak şekilde ayarlanmasından (yaklaşık 5 μ Gy) ve bu sistemlerin sınırlı dedeksiyon kuantum etkinliğine sahip olmasıdır.

Dedektörler kendi içinde karşılaştırıldığında en iyi kontrast-ayrıntı performansını gösteren dedektör Toshiba FDX4343R iken, en düşük kontrast ayrıntı performansı Fuji

Bilgisayarlı radyografi sistemi için elde edilmiştir. Toshiba FDX4343R dedektöründe küçük piksel boyutu ve yüksek oranlı grid kullanılması daha düşük boyutlu ve daha düşük kontrastlı objelerin ayırt edilmesini sağlamıştır. Tam aksine Fuji dedektöründe büyük piksel boyutu kullanılması ve bu dedektörün yapısı gereği yüksek gürültü değerine sahip olması düşük kontrastlı ve küçük boyutlu objelerin ayırt edilebilirliğini zorlaştırmıştır.

Bacher vd. (2006) çalışmasında göğüs bölgesi için Trixell Pixium 4600 dedektörü ile yaklaşık 50 μGy fantom giriş dozu için; IQF_{inv} değerini 2,5 olarak bulmuşlardır ve bu tez çalışmasında 59 μGy fantom giriş dozu için elde edilen IQF_{inv} değeri (2,47) ile uyumlu olduğu görülmüştür. Huawere vd. (2006) çalışmasında; Trixell Pixium 4600 dedektörü ile alınan ölçümler için, 10 cm PMMA kalınlığı kullanılarak göğüs bölgesi simüle edilmiş ve 125 kVp tüp voltajında ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Bu parametreler için elde edilen IQF_{inv} değerinin 2,17 olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda Trixell Pixium 4600 dedektörü ile yine aynı kalınlıkla simüle edilen chest bölgesi için aynı tüp voltajında IQF_{inv} değerinin 2,47 olduğu görülmüştür. Huawere vd. çalışması için görüntüler 400 hızlı film-ekran sistemine eşdeğer doz (2,5 μGy detektör dozu) ile AEC kullanılarak alınmıştır. Bizim çalışmamızda detektör giriş dozu 4,06 μGy olarak ölçülmüştür. IQF_{inv} değerleri arasındaki farklılık, dedektör giriş dozlarındaki bu farklılık ile açıklanabilir. Normann vd. (2005) çalışmasında Trixell Pixium 4600 dedektörü ile yetişkin bir hastadaki saçılmayı simüle etmek için 15 cm PMMA kalınlığı kullanılarak elde edilen CDRAD görüntülerinden (klinikte lomber vertebra ve ürografi incelemelerinde kullanılan görüntü işleme algoritması ile), 77 kVp ve 16 mAs ışınlama parametreleri için; IQF_{inv} değeri 3,33 olarak rapor edilmiştir. Aynı dedektör ile bu tez çalışmasında 77 kVp ve 12,5 mAs ışınlama parametrelerinde 20 cm saçıcı kalınlığı kullanılarak elde edilen IQF_{inv} değeri 3,11 olarak ölçülmüştür. Normann vd. çalışmasında elde edilen değerin, bu tez çalışmasına göre daha yüksek olduğu görülmüştür. IQF_{inv} değerlerindeki bu farklılık bu çalışmada kullanılan saçıcı kalınlığının daha fazla olması ile açıklanabilir. Saçıcı kalınlığı arttıkça, saçılan foton sayısı artış göstermiş ve dolayısı ile görüntü kalitesinde azalmıştır. Yine lomber vertebra incelemesi için Trixell Pixium 4600 dedektörünün kullanıldığı Geijer vd. (2009) çalışmasında 20 cm PMMA kalınlığı ile lomber vertebra bölgesi simüle edilmiş ve 400

hızlı film-ekran sistemlerine eşdeğer dedektör dozu (2,5 μ Gy dedektör dozu) için; 77 kVp tüp voltajında IQF_{inv} değeri 2,13 olarak bulunmuştur. Bu ışınlama parametreleri için hesaplanmış etkin doz değeri ise 0,10 mSv olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise; yine 20 cm PMMA kalınlığı ile simüle edilmiş lomber vertebra bölgesi için 77 kVp tüp voltajında, IQF_{inv} değeri 3,11 bulunmuştur. Dedektör giriş dozu 4,03 μ Gy olarak ölçülmüştür. Hesaplanan etkin doz değeri ise 0,149 mSv değerini almıştır. IQF_{inv} değerlerinde gözlenen farklılığın; bizim çalışmamızda daha yüksek dedektör giriş dozu kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu çalışmada; fantom girişinde ölçülen HK değerinden hesaplanan etkin doz değerinin yüksek olması ise; Geijer vd. çalışmasında cihazın toplam filtrasyonu 4.5 mm-Al iken, bizim çalışmamızda kullanılan görüntüleme cihazının toplam filtrasyonun 3.5 mm-Al değeri ile daha düşüktür. Bu durum bizim çalışmamızda etkin dozların daha yüksek çıkmasına sebep olmuştur. Chris. vd. (2006) çalışmasında ise abdomen için Trixell Pixium 4600 markalı detektör ile yapılan ölçümler için 1,58 mGy cilt giriş dozu ile IQF_{inv} değerlerinin 2,91 değerini aldığı gözlenmiştir. Bu çalışmada klinikte kullanılan ışınlama parametrelerinde 1,146 mGy cilt dozu için; IQF_{inv} değeri 2,26 olarak hesaplanmıştır. IQF_{inv} değerleri arasında % 22 oranındaki farklılık cilt giriş dozlarının farklı olması ile açıklanabilir. Geijer vd. (2001) çalışmasında insan vücudu 15 cm akrilik ile simüle edilmiş ve ışınlamalar AEC kullanılarak intravenöz ürografi uygulamaları için kullanılan standart ışınlama parametrelerinde gerçekleştirilmiştir. Bu koşullarda Fuji ST-V dedektörü ile alınan ölçümler için; 0,64 mGy cilt giriş dozunda IQF_{inv} değeri 2,5 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise; Fuji FCR dedektörü ile sabit cilt giriş dozu için (0,54 mGy), 81 kVp tüp voltajı ile alınan ölçümlerde IQF_{inv} değerinin 2,55 olduğu görülmüştür. Yine Geijer vd. çalışması için, Trixell pixium detektörü ile aynı koşullarda gerçekleştirilen ölçümlerde 0,44 mGy detektör dozu için; IQF_{inv} 3,33 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda Trixell Pixium 4600 dedektörü ile 0,57 mGy sabit cilt giriş dozu için yine 81 kVp tüp voltajı ile alınan ölçümlerde IQF_{inv} değeri 4,42 olarak bulunmuştur. Trixell Pixium 4600 dedektörü için bizim çalışmamızda daha yüksek IQF_{inv} değerlerinin elde edilmesi (yaklaşık % 32 daha büyük), Geijer vd. çalışmasına göre bizim çalışmamızda % 29 civarında daha yüksek cilt giriş dozu kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

Sabit dedektör hava kerma değerinde, artan kVp değeri ile tüm dedektörlerde en yüksek kVp değerinde IQF_{inv} değeri düşmüştür. Bu durumun yüksek enerji değerinde, dedektörle etkileşmeden geçen foton sayısında artıştan kaynaklandığı düşünülmektedir. Sabit fantom giriş dozları ve sabit mAs değerlerine karşılık artan kVp değerlerinde, dedektör hava kerma değerleri de artmaktadır. Böylece sinyal gürültü oranı da arttığından düşük kontrast ve boyuttaki objelerin ayırt edilebilirliği artmaktadır. Artan dedektör hava kerma değerleri ile kontrast-ayrıntı eğrilerinden elde edilen IQF_{inv} değerleri belirli bir değere kadar artmış ve yüksek kVp değerlerine karşılık gelen yüksek dedektör hava kerma değerlerinde düşüşe geçmiştir. Bunun sebebinin artan kVp değerleri ile daha enerjik hale dönüşen x-ışın fotonlarının dedektörle etkileşmeden dedektörü geçmesi ya da yüksek dedektör hava kerma değerlerinde dedektörlerde belirgin hale gelmeye başlayan yapısal gürültüden kaynaklandığı düşünülmektedir. Sabit mAs ve artan kVp ile yapılan kontrast-ayrıntı ölçümleri otomatik ışınlama dedektörünün kullanılmadığı duruma karşılık gelmektedir. Düşük kVp değerlerinde tüp çıkış dozu düşük olduğundan ve buna bağlı olarak da her bir incelemeyi simüle eden PMMA tabakalarının girişindeki cilt giriş dozu da düşük olacağından kontrast-ayrıntı eğrilerinden elde edilen IQF_{inv} değerleri de düşüktür. Yani düşük kVp'lerde düşük görüntü kalitesi elde edilmiştir. Örneğin; 60 kVp de sabit mAs değerinde tüm görüntüleme sistemlerde ölçülen dedektör hava kerma değerleri yaklaşık 1 μ Gy değerindedir. Bu doz değerinde görüntü kalitesine elektronik gürültünün etkisi fazladır. Bu nedenle otomatik ışınlama kontrolünün kullanıldığı durumlarda, dedektör giriş hava kerma değeri genellikle flat panel dedektörler için yaklaşık 2,5 μ Gy ve bilgisayarlı radyografi sistemleri için de yaklaşık 5 μ Gy'dir.

Dijital görüntüleme dedektörleri için daha gerçekçi görüntü kalitesi değerlendirmesi sonuçları veren fiziksel ölçümler (MTF, NNPS ve DQE), kontrast-ayrıntı ölçüm sonuçlarına benzer sonuçlar vermiştir. Fuji bilgisayarlı radyografi sistemi için klinik incelemelerde kullanılan demet kalitesine yakın demet kalitelerinde ölçülen DQE değerleri en düşük iken, Toshiba dedektörü için en yüksek değerler ölçülmüştür. Bu da fiziksel görüntü kalitesi ölçümlere göre nispeten ölçülmesi daha kolay olan kontrast-ayrıntı ölçüm sonuçlarını desteklemektedir. Dedeksiyon kuantum etkinliği, bir görüntüleme dedektörünün sinyal gürültü oranı performansının karakterizasyonunda

kullanılan önemli bir niceliktir. Flat panel dedektörlerin dedeksiyon kuantum etkinliği (yaklaşık % 60-70), bilgisayarlı radyografi sistemlerinin dedeksiyon kuantum etkinliğinden (yaklaşık % 20-30) daha yüksektir. Bu da genel anlamda flat panel dedektörlerin, bilgisayarlı radyografi sistemlerine göre daha iyi kontrast-ayrıntı dedeksiyonuna sahip olmasını açıklamaktadır.

Fiziksel testler için literatürdeki diğer çalışmalar incelenmiştir. Çizelge 5.1’de bu tez çalışması ve literatürde daha önce yapılmış çalışmalar için benzer koşullar altında elde edilen MTF değerleri kıyaslanmıştır. Buradaki verilere göre; bu tez çalışması için ölçülen MTF değerlerinin Bertolini vd. ve Samei vd. çalışmaları ile uyumlu olduğu gözlenmiştir. Çizelge 5.2’de DRX-1C ve Trixell Pixium 4600 dedektörleri için tez kapsamında elde edilen DQE ölçüm sonuçları Bertolini vd. ve Samei vd. çalışmaları ile kıyaslanmıştır. RQA5 demet kalitesinde, her iki dedektör için belirli frekans değerlerinde karşılaştırılan DQE sonuçları Bertolini vd. ve Samei vd. çalışmaları ile uyumluluk göstermektedir. Benzer şekilde DRX1-C dedektörü için RQA9 demet kalitesinde elde edilen DQE sonuçları için de; Bertolini vd., Samei vd. ve Bor vd. çalışmaları ile benzer sonuçlar gözlemlendiği görülmektedir.

Çizelge 5.1 Farklı dedektörler için tez kapsamındaki MTF ölçümlerinin literatür ile kıyaslanması

Dedektör	Uzaysal Frekans (mm ⁻¹)	<i>Deneysel</i> ¹		<i>Bertolini vd.(2012)</i> ²		<i>Samei vd.(2013)</i> ³	
		MTF		MTF		MTF	
		(RQA5)	(RQA9)	(RQA5)	RQA9)	(RQA5)	(RQA9)
<i>Pixium 4600</i>	0,5	0,82	0,76	0,74	0,64	0,80	0,77
	1,5	0,47	0,37	0,40	0,40	0,38	0,36
	2,5	0,25	0,17	0,20	0,20	0,18	0,18
<i>DRX-1C</i>	0,5	0,81	0,76	0,82	0,80	0,80	0,77
	1,5	0,40	0,37	0,37	0,37	0,40	0,37
	2,5	0,16	0,17	0,18	0,17	0,17	0,20

¹Tez kapsamında ölçülen MTF sonuçları verilmiştir. ²Bertolini vd. çalışmasında 1 mm tungsten kullanılarak elde edilen dikey yöndeki MTF sonuçları verilmiştir. ³Samei vd. çalışması için dikey yönde elde edilmiş MTF sonuçları verilmiştir.

Çizelge 5.2 Farklı dedektörler için tez kapsamındaki DQE ölçümlerinin literatür ile kıyaslanması

Dedektör	Uzaysal Frekans (mm^{-1})	DeneySEL ¹		Bertolini vd.(2012) ²		Samei vd.(2013) ³		Bor vd. (2019) ⁴	
		DQE		DQE		DQE		DQE	
		(RQA5)	(RQA9)	(RQA5)	(RQA9)	(RQA5)	(RQA9)	(RQA5)	(RQA9)
Pixium 4600	0,5	0,45	0,34	0,43	0,22	0,52	0,34	-	-
	1,5	0,39	0,27	0,32	0,18	0,37	0,24	-	-
	2,5	0,27	0,21	0,23	0,12	0,25	0,16	-	-
DRX-1C	0,5	0,61	0,36	0,61	0,41	0,62	0,41	0,66	0,45
	1,5	0,41	0,26	0,39	0,24	0,43	0,28	0,5	0,35
	2,5	0,17	0,14	0,25	0,17	0,28	0,19	0,31	0,24

¹Tez kapsamında ölçülen DQE sonuçları verilmiştir(2,5 μ Gy dedektör giriş dozu için). ²Bertolini vd. çalışmasında 2,5 μ Gy dedektör giriş dozu için elde edilen DQE sonuçları verilmiştir. ³Samei vd. çalışmasında 8,73 μ Gy dedektör giriş dozu için elde edilen DQE sonuçları verilmiştir. ⁴Bor vd. çalışmasında IEC protokolüne uygun olarak elde edilen DQE sonuçları verilmiştir.

Bu tez çalışmasının kapsamı, gerçekleştirilecek bir optimizasyon çalışması ile genişletilebilir. Ayrıca, her bir klinik inceleme için görüntü kalitesinin ve dozun değişimi, farklı kalınlıklardaki ilave filtrasyonların kullanıldığı durumlar için araştırılabilir.

KAYNAKLAR

- Aichinger H, Dierker J, Joite-Barfuß S, Sabel M. 2012. Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology, Physical Principles and Clinical Applications, Second Edition. Springer-Verlag, p.307, Berlin, Heidelberg.
- Akkur E. 2011. Evaluation and comparison of image quality for indirect flat panels with CsI and GOS scintillators. Master thesis. Istanbul Technical University, p.32, İstanbul.
- Alsleem H, Davidson R .2012. Quality parameters and assessment methods of digital radiography images. *The Radiographer*, 59 (2):46-55.
- Alsleem H, U P, Mong KS, Davidson R. 2014. Effects of Radiographic Techniques on the Low-Contrast Detail Detectability Performance of Digital Radiography Systems. *Radiologic Technology*, July/August ;85(6):615-622.
- Alzimami K, Sassi S, Alkhorayef M, Britten AJ, Spyrou NM. 2008. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. doi:10.1016/j.nima.2008.12.023.
- Bacher K. 2006. Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital radiology. Doctoral thesis. Ghent University, p.140, Belgium.
- Bacher K, Smeets P, Vereecken L, Hauwere AD, Duyck P, De Man R, Verstraete K, Thierens H. 2006. Image quality and radiation dose on digital chest imaging: Comparison of amorphous silicon and amorphous selenium flat-panel systems. *AJR*, September; 187:630-637. doi:10.2214/AJR.05.0400.
- Berner K., Bath M, Jonasson P, Cappelen-Smith J, Fogelstam P, Soderberg J. 2010. Dose optimisation of double-contrast barium-enema examinations. *Radiation Protection Dosimetry*, March; 139(1-3):388-392.
- Bertolini M, Nitrosi A, Rivetti S, Lanconelli N, Pattacini P, Ginocchi V, Iori M. 2012. A comparison of digital radiography systems in terms of effective detective quantum efficiency. *Med Phys.*, May;39(5):2617-27. doi:10.1118/1.4704500.

- Borasi G, Samei E, Bertolini M, Nitrosi A, Tassoni D. 2006. Contrast-Detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography. *Am. Assoc. Phys. Med.*, June;33(6):1707-18. doi:10.1118/1.2191014.
- Bor D, Guven A, Yusuf A R, Birgul O, Yuksel S , Yalcin A, Marshall N, Olgar T. 2019. A modified formulation of eDQE for digital radiographic imaging. *Radiation Physics and Chemistry* ,156:6-14. doi: /10.1016/j.radphyschem.2018.10.010.
- Bushberg JT ,Seibert JA, Leidholdt JR EM, JM Boone JM. 2012. The essential physics of medical imaging ,3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, p.1030.
- Bushong, S. C. 2013. Radiologic science for technologists, tenth ed. Mosby, p.672, St. Louis
- Christodoulou E, Goodsitt M Kim J, Bailey B. 2006. SU-FF-I-52: Evaluation of the Contrast-Detail Response of Digital Radiographic Systems Using the CDRAD Contrast-Detail Phantom with the CDRAD Analyser Software. *Med Phys*, July; 33(6):2008-2008. doi: 10.1118/1.2240292.
- Chen TR, Tyan YS, Yang JJ, Shao CH, Lin JY, Tung CJ. 2011. Measurements and applications dose indices in radiography. *Radiation Measurements*, p.2044-2047. doi: 10.1016/j.radmeas.2011.07.001.
- De Crop A, Bacher K, Hoof TV, Smeets PV, Smet BS. , Vergauwen M ,Kiendys U, Duyck P, Verstraete K, D'Herde K, Thierens H. 2012. Correlation of Contrast-Detail Analysis and Clinical Image Quality Assessment in Chest Radiography with a Human Cadaver Study. *Radiology*, January;262(1):298-394.
- De Hauwere A, Bacher K, Smeets P, Verstraete K, Thierens H. 2005. Analysis of image quality in digital chest imaging. 2006. *Radiation Protection Dosimetry*, February;117(1-3):174-177. doi:10.1093/rpd/nci748.
- Dobbins III, JT. Samei, E. Ranger, NT.Chen, Y. 2006. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med. Phys.*, May; 33(5):1466-75. doi: 10.1118/1.2188819.

- Doyle P. 2008. Assessment and optimization of digital radiography systems for clinical use. Doctoral thesis. University of Glasgow, p.220.
- Escartin TR. 2017. Determining the detective quantum efficiency (DQE) of X-ray detectors in clinical environments. Master thesis. Western University, p.84.
- European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Report EUR 16260 (1996).
- Geijer H, K-W Beckman KW, Andersson T, Persliden J. 2001. Image quality vs radiation dose for a flat panel amorphous silicon detector: a phantom study, *European Radiology*, 11:1704-1709.
- Geijer H, Norrman E, Persliden J. 2009. Optimizing the tube potential for lumbar spine radiography with a flat-panel digital detector. *The British Journal of Radiology*, January; 82: 62–68. doi: 10.1259/bjr/56572915.
- Hamada N, Fujimichi Y. 2014. Classification of radiation effects for dose limitation purposes: history, current situation and future prospects. *Journal of Radiation Research*, May; 55:629-640. doi: 10.1093/jrr/rru019.
- Güven A. 2014. Farklı Dijital Radyolojik Görüntüleme Sistemleri için Dedeksiyon Kuantum Etkinliği ve Efektif Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Ölçülmesi ve Karşılaştırılması. Yüksek lisans tezi. 119 sayfa.
- Honey ID, MacKenzie A, Evans DS. 2005. Investigation of optimum energies for chest imaging using film-screen and computed radiography. *The British Journal of Radiology*, May;78(2005):422-427. doi:10.1259/bjr/32912696.
- ICRP 1991 Recommendations of the international commissions on radiological protection. ICRP publication 60 (1991).
- ICRP 2007 Recommendations of the international commissions on radiological protection. ICRP publication 103 (2017).
- IEC 62220-1-1: Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging (2015).

- International Atomic Energy Agency 2007. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna.
- Irvine MA. 2009. Image Quality and Radiation Dose Comparison of a Computed Radiography System and an Amorphous Silicon Flat Panel System in Paediatric Radiography: A Phantom Study. Master thesis. RMIT University, p.73.
- Jansson M, Geijer H, Persliden J, Andersson T. 2006. Reducing dose in urography while maintaining image quality—a comparison of storage phosphor plates and a flat-panel detector, *European Radiology*, 16:221-226.
- Kamiya K, Ozasa K, Akiba S, Niwa O, Kodama K, Takamura N, Zaharieva EK, Y Kimura Y, Wakeford R. 2015. Long-term effects of radiation exposure on health. *The Lancet*, August; 386:469-478.
- Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. 2007. Advances in digital radiography: physical principles and system overview, *RSNA*, p. 675-686.
- Lança L, Silva A. 2013. *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*. 2013. Springer, p. 161.
- Liaskos M, Michail C, Kalyvas N, Toutountzis A, Tsantis S, Fountos G, Cavouras D, Kandarakis I. 2010. Implementation of a Software Phantom for the Assessment of Contrast Detail in Digital Radiography. *e-Journal of Science & Technology (e-JST)*, April; 5(2):15-23.
- Månsson LG. 2000. Methods for the Evaluation of Image Quality: A review. *Radiation Protection Dosimetry*, 90:89-99.
- Marshall NW. 2009a. An examination of automatic exposure control regimes for two digital radiography systems. *Phys. Med. Biol.*, 54:4645–70. doi:10.1088/0031-9155/54/15/002.
- Marshall NW. 2009b. Calculation of quantitative image quality parameters. 2009. NHSBSP Equipment Report 0902. NHS Breast Screening Programme, Sheffield.

- Michail C, Valais I, Martini N, Koukou V, Kalyvas N, Bakas A, Kandarakis I, Fountos G. 2016. Determination of the detective quantum efficiency (DQE) of CMOS/CsI imaging detectors following the novel IEC 62220-1-1:2015 international standard. *Radiation Measurements*, 94: 8-17. doi: 10.1016/j.radmeas.2016.04.005.
- Mourik JEM, Tol P van der, Veldkamp WHJ, Geleijns J. 2015. Comparison of wireless detectors for digital radiography systems: Image quality and dose. *Radiation Protection Dosimetry*, November;169(1-4), p.303-307. doi:10.1093/rpd/ncv450.
- Neitzel U, Boehm A, Maack I. 2000. Comparison of low-contrast detail detectability with five different conventional and digital radiographic imaging systems. *Proc. SPIE 3981, Medical Imaging 2000: Image Perception and Performance*, April; 3981:216-223. doi:10.1117/12.383113.
- Neitzel U, Günther-Kohfahl S, Borasi G, Samei E. 2004. Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set. *Med. Phys.*, August; 31 (8):2205-11. doi: 10.1118/1.1766421.
- Norrman E, Gardestig M, Persliden J, Geijer H. 2005. A Clinical Evaluation of the Image Quality Computer Program, CoCIQ. *Journal of Digital Imaging*, June; 18(2):138-144. doi: 10.1007/s10278-004-1036-0.
- Notohamiprodjo S, Verstreep L, Wanninger F, Hoberg B, Röper KM, Mück FG, Treitl KM, Maxien D, Wirth S. 2018. Dependence of low contrast detail on exposure dose and tube voltage in digital flat-panel detector radiography—a pre-clinical phantom study. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 4(2). doi:/10.1088/2057-1976/aa9b8a.
- Ofori K, Gordon SW, Akrobortu E, Ampene AA, Darko EO. 2014. Estimation of adult patient doses for selected X-ray diagnostic examinations. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 7:459-462. doi:10.1016/j.jrras.2014.08.003.

- Oliveira LJ, Lança C. 2011. Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose. Doctoral thesis. University of Aveiro, p, 209.
- Paydar R, Mousavie Anijdan SH, Khorrami AR, Mohammadi M, Reiazi R. 2017. Optimization of image quality and patient dose in digital Radiography of the chest. *J Babol Univ. Med. Sci.* July;19(7):57-62.
- Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M and Borasi G, Golinelli P and Acchiappati D, Gallo E. 2009. Physical and psychophysical characterization of a novel clinical system for digital mammography. *Med. Phys*, November; 36(11):5139-47. doi: 10.1118/1.3245879.
- Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Acchiappati D. 2011. A new clinical unit for digital radiography based on a thick amorphous Selenium plate: Physical and psychophysical characterization. *Med. Phys*, August; 38 (8):4480-88. doi: 10.1118/1.3605471.
- Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M and Nitrosi A, Burani A. 2013. Characterization of a clinical unit for digital radiography based on irradiation side sampling technology. *Med Phys*, October; 40 (10):101902-1-101902-11. doi:10.1118/1.4820364.
- Rong XJ, Shaw CC, Liu X, Lemaks MR., Thompson SK. 2001. Comparison of an amorphous silicon cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen film and computed radiograph systems -A contrast-detail phantom study *Am. Assoc. Phy. Med.*, November; 28 (11):2328-35. doi:10.1118/1.1408620.
- Samei E, Flynn MJ. 2003. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys*, Apr;30(4):608-22.
- Samei E. 2003. Performance of digital radiographic detectors: Quantification and Assessment Methods. In: *Advances in digital radiography*. RSNA, p. 37-47.

- Samei E, Murphy S, Christianson O. 2013. DQE of wireless digital detectors: Comparative performance with differing filtration schemes. *Med. Phys.*, August; 40 (8): 081910-1- 081910-9. doi:/10.1118/1.4813298.
- STUK-A231, Tapiovaara, M. Siiskonen, T. PCXMC – A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations 2nd ed., Helsinki, 2008.
- Thompson K, Lynch J. 2016. Optimization of planar chest pa exposures using the cdrad contrast detail phantom. *Medical Physics International Journal*, 4(2).
- Yalcin A, Olgar T. 2018. Characterizing the digital radiography system in terms of effective detective quantum efficiency and CDRAD measurement. *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research*, A 896: 113-121. doi:/10.1016/j.nima.2018.04.013

EKLER

EK-1: ImageJ programı ile ortalama piksel değerinin belirlenmesinin gsterimi

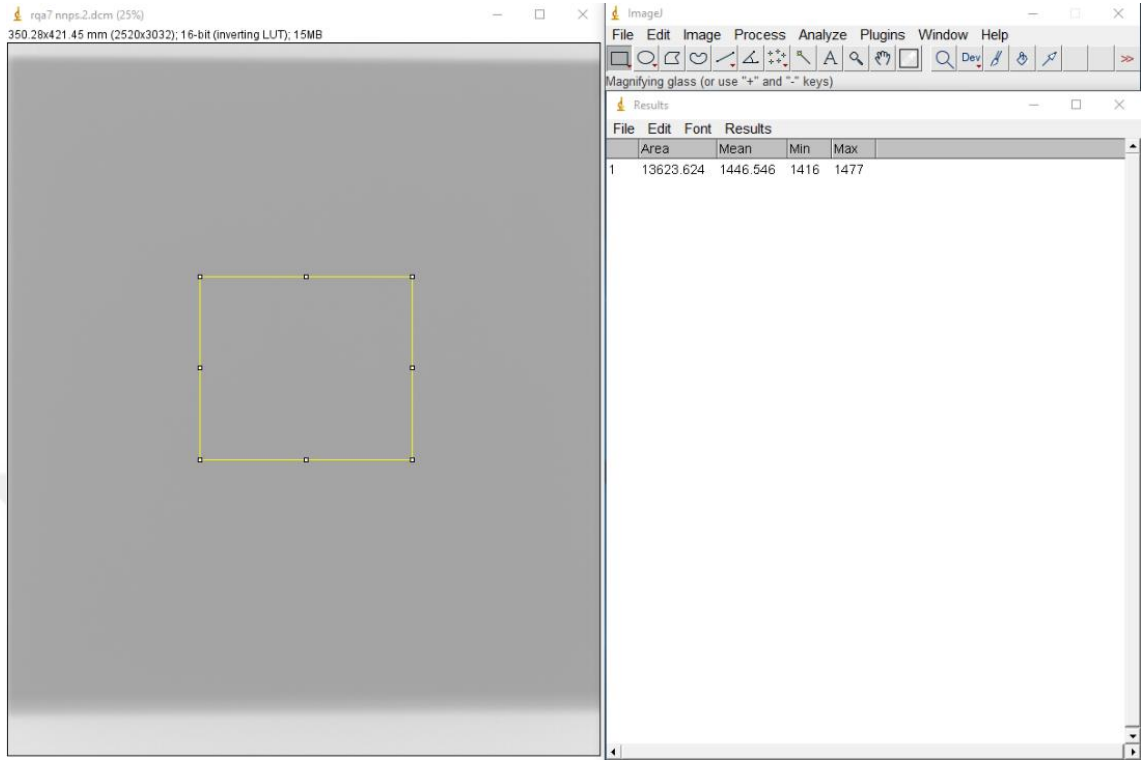
EK-2: OBJ-IQV2 programı kullanılarak MTF değerinin belirlenmesi

EK-3: OBJ-IQV2 programı kullanılarak yapılan STP düzeltmeleri

EK-4: OBJ-IQV2 programı kullanılarak yapılan NNPS değerlendirmesi

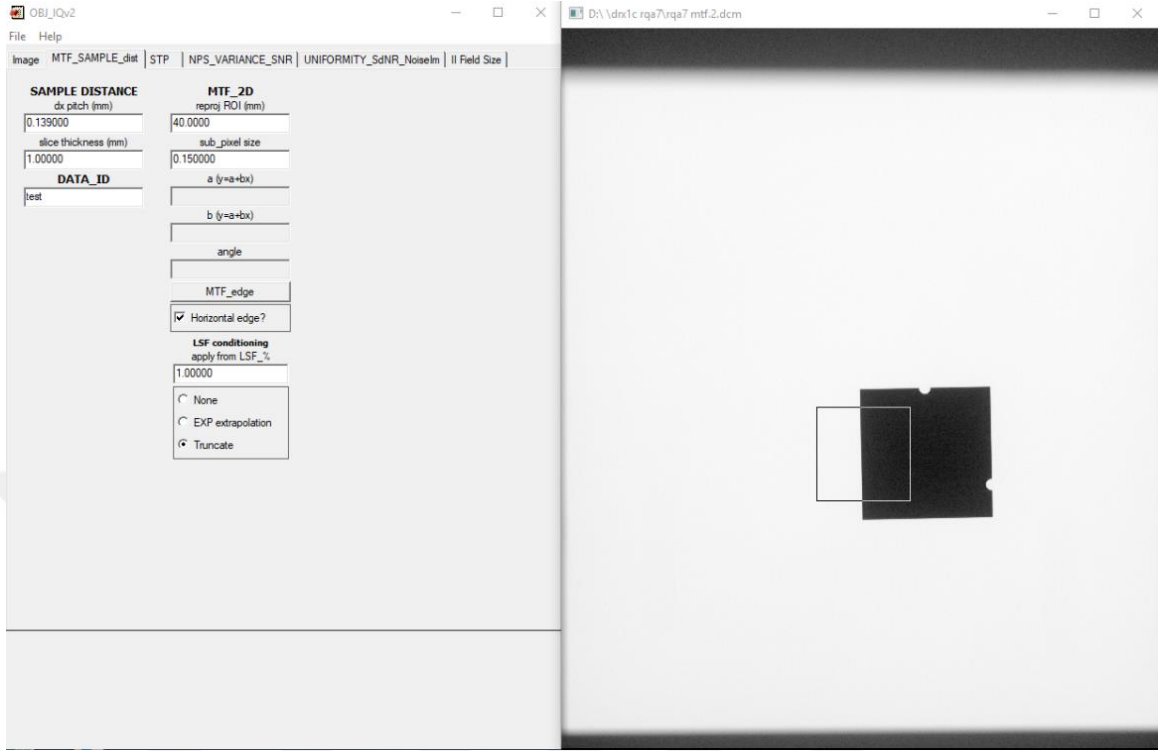


EK-1 ImageJ programı ile ortalama piksel değerinin belirlenmesinin gsterimi



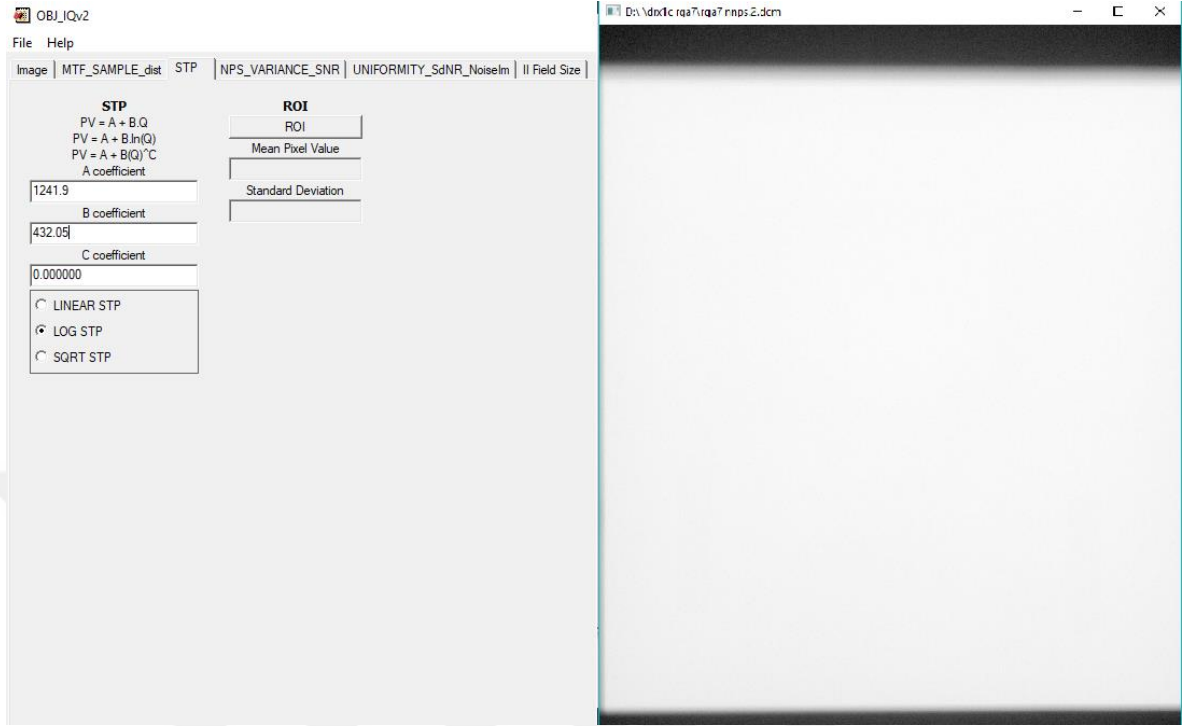
Şekil 1 ImageJ programı ile ortalama piksel değerinin belirlenmesi

EK-2 OBJ-IQV2 programı kullanılarak MTF değerin belirlenmesi



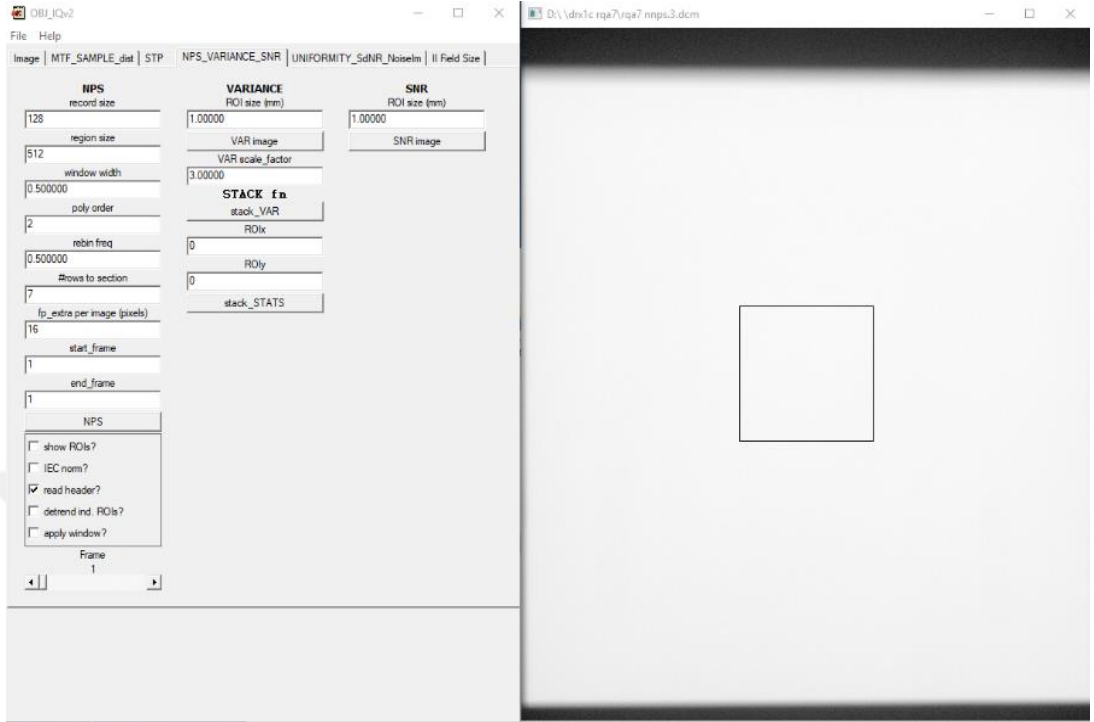
Şekil 1 MTF ölçümü için OBJ-IQV2 programı ile kenar görüntüsünde seçilen dikey düzlem

EK-3 OBJ-IQV2 programını kullanarak yapılan STP düzeltmeleri



Şekil 1 OBJ-IQV2 yazılımı STP düzeltmelerinin yapıldığı menünün ekran görüntüsü

EK-4 OBJ-IQV2 programı kullanılarak yapılan NNPS değeriendirilmesi



Şekil 1 OBJ-IQV2 programı ile NNPS değeriendirmeleri için ROI seçimi

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Tuğba ÇELİK

Doğum Yeri : Altındağ/ Ankara

Doğum Tarihi :14/10/1990

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Kaya Bayazıtöğlu Lisesi (YDA)-(2004-2008)

Lisans : Ankara Üniversitesi Fizik Bölümü-(2009-2016)

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü-(2016-2019)

Yayınlar (SCI ve diğer)

Projeler

Sayısal Radyografi Sistemlerinde Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Geliştirilmesi, 117F294 nolu Tübitak projesi (Bursiyer-Yüksek Lisans öğrencisi, 2018-2019)

Aldığı Burslar

TÜBİTAK- Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı- 117F294 nolu projede yüksek lisans bursiyeri (2018-2019)