

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**DİJİTAL RADYOGRAFİDE SİSTEM PERFORMANSININ MONTE CARLO
VE DENEYSEL TEKNİKLER KULLANILARAK SAPTANMASI**

ASENA YALÇIN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**ANKARA
2020**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Asena YALÇIN tarafından hazırlanan "Dijital Radyografide Sistem Performansının Monte Carlo ve Deneysel Teknikler Kullanılarak Saptanması" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde (DOKTORA TEZİ) olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Turan OLĞAR

Jüri Üyeleri :

(Doç. Dr. Turan OLĞAR)
(Ankara Üniversitesi, Fizik Mühendisliği)

(Prof. Dr. Niyazi MERİÇ)
(Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü)

(Prof. Dr. Bengül GÜNALP)
(Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Nükleer Tıp ABD)

(Prof. Dr. Tanzer SANCAK)
(TOBB ETÜ Hastanesi, Radyoloji ABD)

(Prof. Dr. Tülay SERİN)
(Ankara Üniversitesi, Fizik Mühendisliği)

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ETİK

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edinildiğini 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.

Ad-Soyad: Asena YALÇIN

İmza :



ÖZET

Doktora Tezi

DİJİTAL RADYOGRAFİDE SİSTEM PERFORMANSININ MONTE CARLO VE DENEYSEL TEKNİKLER KULLANILARAK SAPTANMASI

ASENA YALÇIN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLGAR

Medikal görüntüleme hastalıkların teşhisi (diagnostik) ve tedavisi amacı ile gerçekleştirilir. Doğru teşhis için görüntü kalitesi son derece önemlidir. Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılır. Bu yöntemler genel olarak fiziksel, fizikofiziksel ve klinik değerlendirmeler olarak sınıflandırılır ve her yöntemin kendine özgü bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Bu yöntemlerin birlikte yürütülmesi ve yorumlanması gereklidir. Ancak, bu değerlendirmeler oldukça karmaşıktır ve çok sayıda donanım gerektirmektedir. Bu nedenle değerlendirme yöntemlerinin bir arada yürütülmesi pratik olarak oldukça zordur. Ayrıca, literatürde fiziksel yöntemlerle klinik görüntü kalitesi arasındaki ilişki tam olarak saptanamamıştır. Bu tez çalışmasının amacı literatürdeki bu eksikliklerin giderilmesi için dijital radyografide sistem performansının farklı ölçüm teknikleri ile değerlendirip, değerlendirmelere pratik çözümler sağlanarak ölçüm teknikleri arasındaki ilişkinin araştırılmasıdır.

Tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar üç ana kısımdan oluşmaktadır. İlk kısımda indirekt dijital radyografi dedektörünün performans testleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, grid parametrelerinin etkin Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (eDQE) üzerindeki etkisi ilk kez irdelenmiş ve fiziksel ve fizikofiziksel değerlendirmeler arasındaki ilişkinin doğrudan elde edilebilmesi amacı ile integrali alınmış eDQE değerleri ile kontrast-detay eğrilerinden elde edilen ters Görüntü Kalitesi İndeksi (Inverse Image Quality Figure, IQF_{inv}) arasındaki korelasyon araştırılmıştır. Çalışmanın ikinci kısmında beş farklı dijital görüntüleme sisteminde görüntü kalitesi ve performans değerlendirmeleri yukarıda bahsedilen üç yöntemle gerçekleştirilmiş ve yöntemlerin birbiri ile ilişkisi araştırılmıştır. Yapılan bu çalışmada literatürde ilk defa klinik koşulların dahil edildiği fiziksel ölçüm sonuçları ile fizikofiziksel ve klinik değerlendirme bulguları karşılaştırılmıştır. Yöntemler arası korelasyonun değerlendirilmesi amacı ile Spearman korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Deneysel ölçümlere ek olarak, fiziksel görüntü kalitesi değerlendirmelerinde kullanılan ve ölçümü zaman alıcı ve karmaşık olan bazı nicelikler Monte Carlo yöntemi simülasyonu ile belirlenmiştir. Bu sayede ölçümlerdeki önemli bir iş yükü ortadan kaldırılmıştır. Çalışmanın son kısmında ise birçok görüntü kalitesi parametresinin eş zamanlı ölçülebileceği bir görüntü kalitesi fantomu geliştirilmiştir.

Yapılan çalışmaların sonucunda, grid oranı ile etkin Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (eDQE) değerlerinin azaldığı görülmüştür. Görüntü kalitesinin fiziksel olarak değerlendirilmesinde kullanılan IeDQE sonuçları ile klinik değerlendirmeler (Visual Grading Analysis, VGA) arasındaki korelasyon katsayısı $r_{\min}=0.91$, $p<0.033$ olarak elde edilmiştir. Benzer şekilde, fizikofiziksel ölçümler kapsamında hesaplanan IQF_{inv} ile VGA arasındaki korelasyon katsayısı $r_{\min}=0.89$, $p<0.043$ olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, klinik görüntü kalitesinin hem fiziksel hem de fizikofiziksel ölçüm çalışmalarından tahmin edilebileceğini göstermiştir. Geliştirilen fantomdan elde edilen görüntü kalitesi değerlendirme sonuçları, düşük maliyetlerle hazırlanan bu fantomun mevcut standart fantomlara alternatif olabileceğini göstermiştir.

Bu tez, kısmi olarak TÜBİTAK 117F294 projesi ile desteklenmiştir.

Ocak 2020, 178 sayfa.

Anahtar Kelimeler: Dijital radyografi, Görüntü kalitesi, Monte Carlo simülasyonu

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

DETERMINATION OF SYSTEM PERFORMANCE IN DIGITAL RADIOGRAPHY BY USING MONTE CARLO AND EXPERIMENTAL TECHNIQUES

ASENA YALÇIN

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Medical Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Turan OLĞAR

Medical imaging is performed for the diagnosis and treatment of diseases. For accurate diagnosis, image quality is extremely important. Different methods are used to evaluate the image quality. These methods are generally classified as physical, psychophysical and clinical evaluations, and each method has its own advantages and disadvantages. These methods must be carried out and interpreted together. However, these evaluations are quite complicated and require a lot of hardware. Therefore, it is practically difficult to carry out evaluation methods together. In addition, the relationship between physical methods and clinical image quality has not been provided in the literature. The purpose of this thesis is to evaluate the system performance in digital radiography with different measurement techniques in order to overcome these deficiencies in the literature, to investigate the relationship between these measurement techniques by providing practical solutions to the evaluations.

The studies carried out in the thesis consist of three main parts. In the first part, performance tests of the indirect digital radiography detector were carried out. In this context, the effect of grid parameters on effective Detection Quantum Efficiency (eDQE) was examined for the first time and the correlation between the Inverse Image Quality Figure (IQF_{inv}) obtained from the contrast-detail curves and the integrated eDQE values (IeDQE) was investigated in order to obtain the relationship between physical and psychophysical evaluations. In the second part of the study, the image quality and performance evaluations in five different digital imaging systems were carried out with the three methods mentioned above and the relationship between the methods was investigated. In this study, for the first time in the literature, physical measurement results including clinical conditions and psychophysical and clinical evaluation findings were compared. Spearman correlation coefficients were calculated to evaluate the correlation between methods. In addition to experimental measurements, some quantities that are used in physical image quality assessments and are time-consuming and complex are determined by Monte Carlo simulations. In this way, a significant workload in the measurements is eliminated. In the last part of the study, an image quality phantom has been developed in which many image quality parameters can be measured simultaneously.

As a result of the studies, it has been observed that the effective Detection Quantum Effectiveness (eDQE) values decrease with the grid ratio. The correlation coefficient between the integrated eDQE (IeDQE) results used in the physical evaluation of the image quality and the clinical evaluations (Visual Grading Analysis, VGA) was obtained as $r_{min} = 0.91$, $p < 0.033$. Similarly, the correlation coefficient between IQF_{inv} and VGA calculated within the scope of psychophysical measurements was found as $r_{min} = 0.89$, $p < 0.043$. These results showed that clinical image quality can be estimated from both physical and psychophysical measurement studies. The image quality evaluation results obtained from the phantom developed showed that this phantom prepared with low costs may be an alternative to the existing standard phantoms.

This thesis was partially supported by TÜBİTAK 117F294 project.

Ocak 2020, 178 pages

Key Words: Digital radiography, Image quality, Monte Carlo simulation

TEŞEKKÜR

Doktora çalışmamın başından itibaren tüm bilimsel bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, sabrını ve anlayışını hiç esirgemeyen ve öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyduğum, en büyük destekçim, sayın hocam, danışmanım Doç. Dr. Turan OLĞAR'a sonsuz teşekkür ederim. Çalışmalarımı yürütebilmem için A.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü bünyesindeki laboratuvar ve donanım desteğinden ve özellikle Monte Carlo konusundaki tavsiye ve desteklerinden dolayı Tez İzleme Komitesi Üyesi sayın hocam Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e, tez çalışmasına katkı veren Tez İzleme Komitesi Üyesi sayın hocam Prof. Dr. Bengül GÜNALP'e ve verdiği destekten dolayı sayın hocam Doç. Dr. Gaye Özgür ÇAKAL'a teşekkür ederim.

Klinik çalışmalarda verdikleri destekten dolayı TOBB Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalındaki cihazları kullanmama olanak sağlayan sayın Prof. Dr. İbrahim Tanzer SANCAK'a, A.Ü. İbn-i Sina Hastanesindeki Radyoloji Anabilim Dalındaki cihazları kullanmama olanak sağlayan sayın Prof. Dr. Yusuf Serdar AKYAR'a, Ufuk Üniversitesi Dr. Rıdvan Ege Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalındaki cihazları kullanmama olanak sağlayan sayın Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ'a;

Fantom hazırlama aşamasında destek ve yardımlarından dolayı sayın Prof. Dr. Meltem ÇELİK'e ve Doç. Dr. Pınar ACAR BOZKURT'a;

Tez çalışması kapsamında yapılan fantom çalışması için malzeme desteğinden dolayı Petkim Petrokimya Holding A.Ş.'ye, projeye destek sağlayan Türkiye Bilimsel Ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK);

Ayrıca manevi desteklerinden dolayı Araş. Gör. İbrahim Demirel'e, çalışma ve yol arkadaşım Öğr. Gör. Şule KAYA KELEŞ'e;

En önemlisi de bugünlere gelmemi sağlayan, hayatım boyunca desteklerini benden esirgemeyen annem Fidan KURT, babam Ahmet KURT ve sevgili abim Alper Tunga KURT'a, her zaman yanımda olan Nuriye YALÇIN'a ve Necdet YALÇIN'a, sonsuz desteği ve sabrı için sevgili eşim Başak YALÇIN'a teşekkür ederim.

Asena YALÇIN

Ankara, 2020

sevgili eşim Başak Yalçın'a ve canım kızım Asya Gece'ye...



İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----|
| ÖZET | ii |
| ABSTRACT | iii |
| TEŞEKKÜR | iv |
| SİMGELER DİZİNİ | ix |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | x |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. KURAMSAL TEMELLER | 10 |
| 2.1 Dijital Görüntüleme Sistemlerinin Sınıflandırılması | 10 |
| 2.1.1 Bilgisayarlı Radyografi (CR) | 10 |
| 2.1.2.1 CCD (Charged-Coupled Devices) | 15 |
| 2.1.2.2 Flat panel TFT dedektörler | 15 |
| 2.1.2.2.1 İndirekt dönüşümlü flat panel dedektörler | 16 |
| 2.1.2.2.2 Direkt dönüşümlü flat panel dedektörler | 18 |
| 2.2 Görüntü Kalitesi | 19 |
| 2.2.1 Çözünürlük (Uzaysal ayırma gücü) | 20 |
| 2.2.2 Kontrast | 24 |
| 2.2.3 Gürültü | 25 |
| 2.2.3.1 Kuantum gürültüsü | 25 |
| 2.2.3.2 Elektronik gürültü | 25 |
| 2.2.3.3 Yapısal gürültü | 26 |
| 2.2.3.4 Anatomik gürültü | 26 |
| 2.3 Görüntü Kalitesi ve Sistem Performansını Değerlendirme Yöntemleri | 26 |
| 2.3.1 Fiziksel ölçüm yöntemleri | 26 |
| 2.3.1.1 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF) | 28 |
| 2.3.1.2 Normalize NPS (Normalized Noise Power Spectrum, NNPS) | 31 |
| 2.3.1.3 DQE ve eDQE | 32 |
| 2.3.1.4 Kontrast-gürültü oranı (Contrast-to-Noise Ratio, CNR) | 34 |
| 2.3.1.5 Sinyal-gürültü oranı (Signal-to-Noise Ratio, SNR) | 34 |
| 2.3.2 Fizikofiziksel yöntemler | 35 |
| 2.3.3 Klinik değerlendirme yöntemleri | 37 |
| 2.3.3.1 Receiver Operating Analysis (ROC) | 37 |
| 2.3.3.2 Visual Grading Analysis (VGA) | 40 |
| 2.4 Monte Carlo Simülasyon Metodu | 42 |
| 3. MATERYAL VE YÖNTEM | 46 |

| | |
|---|-----|
| 3.1 Carestream DRX-1C Dedektör Sisteminin Performans Değerlendirmesi Kapsamında Gerçekleştirilen Çalışmalar | 47 |
| 3.1.1 Dedektör yanıtı (Signal Transfer Property, STP):..... | 48 |
| 3.1.2 eDQE değerlendirme..... | 50 |
| 3.1.3 CDRAD fantomu ile gerçekleştirilen ölçümler..... | 55 |
| 3.1.4 Dedektörün fiziksel karakterizasyonu | 56 |
| 3.1.5 Monte Carlo (MC) simülasyonları | 58 |
| 3.2 Görüntü Kalitesinin Fiziksel Ölçümleri ve Gözlemci Değerlendirmeleri Arasındaki Korelasyonunun Araştırılması | 58 |
| 3.2.1 Fiziksel görüntü kalitesi değerlendirmeleri | 61 |
| 3.2.2 Kontrast-detay ölçümleri | 61 |
| 3.2.3 Klinik performans değerlendirmeleri (VGA puanlaması)..... | 62 |
| 3.3 Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Geliştirilmesi | 64 |
| 3.3.1 Standart fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler | 65 |
| 3.3.1.1 STP, eMTF, eNNPS, eDQE değerlendirmeleri | 65 |
| 3.3.1.2 Diğer görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü..... | 66 |
| 3.3.3 Monte Carlo simülasyonları..... | 70 |
| 3.3.4 Fantomun hazırlanması..... | 75 |
| 4. BULGULAR VE TARTIŞMA | 82 |
| 4.1 Carestream DRX-1C Dedektör Sisteminin Performans Değerlendirmesi Kapsamında Gerçekleştirilen Çalışmalar | 82 |
| 4.1.1 Dedektör karakterizasyonu (DQE Hesabı) için yapılan ölçümler..... | 82 |
| 4.1.1.1 Dedektör yanıtı (Signal Transfer Property, STP)..... | 82 |
| 4.1.1.2 MTF, NNPS ve DQE..... | 83 |
| 4.1.2 eDQE hesabı için yapılan ölçümler | 86 |
| 4.1.2.1 Dedektör yanıtı (STP)..... | 86 |
| 4.1.2.2 eDQE hesapları | 87 |
| 4.1.3 CDRAD fantomu ile gerçekleştirilen ölçümler..... | 94 |
| 4.2 Görüntü Kalitesinin Fiziksel Ölçümleri ve Gözlemci Değerlendirmeleri Arasındaki Korelasyonunun Araştırılması | 105 |
| 4.2.1 Fiziksel görüntü kalitesi değerlendirmeleri..... | 105 |
| 4.2.1.1 TF ve SF hesapları | 105 |
| 4.2.1.2 eDQE hesapları | 108 |
| 4.3 Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Geliştirilmesi | 122 |
| 4.3.1 Standart fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler | 122 |
| 4.3.1.1 STP, eMTF, eNNPS, eDQE değerlendirmeleri | 122 |
| 4.3.1.2 Diğer görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü..... | 131 |

| | |
|--|-----|
| 4.3.2 MC simülasyon sonuçları | 132 |
| 4.3.3 Hazırlanan YYPE fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler | 135 |
| 5. SONUÇ..... | 148 |
| 5.1 Carestream DRX-1C Dedektörünün Performans Ölçüm Sonuçları..... | 148 |
| 5.2 Görüntü Kalitesinin Fiziksel Ölçümleri ve Gözlemci Değerlendirmeleri Arasındaki Korelasyon Sonuçları..... | 152 |
| 5.3 Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Sonuçları | 155 |
| KAYNAKLAR | 159 |
| EKLER | 167 |
| EK-1 | 168 |
| Monte Carlo simülasyon yöntemi ile saçılma kesri hesaplamaları için QRM beam stop fantomunun modellenmesi için hazırlanan MNCP girdi dosyası | 168 |
| EK-2 | 175 |
| C# programlama dili kullanılarak YYPE için hesaplanan lineer azalım katsayıları | 175 |
| ÖZGEÇMİŞ | 176 |

SİMGELER DİZİNİ

| | |
|------------------------------------|--|
| a-Si | Amorf Silikon |
| a-Se | Amorf Selenyum |
| C | Kontrast |
| E | Fantom giriş dozu |
| f | Uzaysal frekans (mm^{-1}) |
| f_{Nyq} | Nyquist frekansı (mm^{-1}) |
| K | Dedektör giriş dozu |
| M | İlgi alanı sayısı |
| N_x | x-yönündeki piksel sayısı |
| N_y | y-yönündeki piksel sayısı |
| q | Birim yüzeyde doz başına foton sayısı |
| Δx | x-yönündeki piksel boyutu |
| Δy | y-yönündeki piksel boyutu |
| μ | Lineer azalım katsayısı (cm^{-1}) |
| kVp | Kilo Volt Pik |
| mAs | Miliamper Saniye |
| μGy | mikro Gray |
| σ | Varyans |
| \bar{N}_s | Objeye çizilen ilgi alanından alınan ortalama piksel değeri |
| \bar{N}_{bg} | Arka plana çizilen ilgi alanından alınan ortalama piksel değeri |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1 CR sisteminin okuma mekanizması..... | 11 |
| Şekil 2.2 Uyarıcı lazer ışığı ve plakadan salınan ışık spektrumları | 12 |
| Şekil 2.3 Işık-uyarımlı fosforun çalışma prensibi | 13 |
| Şekil 2. 4 Direkt ve indirekt dönüşüm mekanizmaları..... | 14 |
| Şekil 2. 5 TFT flat panel dizisinin şematik gösterimi | 16 |
| Şekil 2.6 Dedektör elemanı üzerinde ışığa duyarlı olmayan dolgu faktörü..... | 17 |
| Şekil 2. 7 İğne şeklinde yapılandırılmış CsI kristali | 17 |
| Şekil 2. 8 Direkt dönüşüm..... | 18 |
| Şekil 2. 9 Fiziksel görüntü kalitesi ve teşhis performansı arasındaki basitleştirilmiş ilişki | 19 |
| Şekil 2. 10 Bir dönüştürücünün iletişim kuramı bakış açısından şematik gösterimi | 22 |
| Şekil 2. 11 Görüntüleme sistemine giren nokta uyarı (solda), idealde beklenen dedektör | 23 |
| Şekil 2. 12 Görüntü kalitesi üçgeni: görüntü kalitesi parametreleri ve fiziksel görüntü..... | 28 |
| Şekil 2. 13 Görüntü kalitesi üçgeni: görüntü kalitesi parametreleri ve fiziksel görüntü..... | 31 |
| Şekil 2. 14 Test sonuçları ile gerçek hastalık durumunu karşılaştıran karar matrisi..... | 38 |
| Şekil 2. 15 Olasılık dağılımı..... | 39 |
| Şekil 2. 16 ROC eğrisi | 40 |
| Şekil 2. 17 Olasılık yoğunluk fonksiyonu (a), toplam dağılım fonksiyonu (b) | 43 |
| Şekil 3. 1 STP ve eNNPS ölçüm geometrisi | 49 |
| Şekil 3. 2 eMTF ölçüm geometrisi..... | 52 |
| Şekil 3. 3 Kenar görüntüsünden eMTF'in elde edilmesi | 52 |
| Şekil 3. 4 Geçirim faktörü (TF) ölçüm geometrisi..... | 53 |
| Şekil 3. 5 QRM beam stop fantom..... | 54 |
| Şekil 3. 6 SF ölçüm geometrisi | 54 |
| Şekil 3. 7 QRM beam stop fantomunun radyografik görüntüsü üzerinden saçılım kesrinin | 54 |
| Şekil 3. 8 CDRAD görüntülemesi için kullanılan ölçüm geometrisi..... | 56 |
| Şekil 3. 9 DQE değerlendirmelerinde kullanılacak MTF (a) ve NNPS (b) ölçüm | 57 |
| Şekil 3. 10 DQE değerlendirmelerinde kullanılacak MTF (a) ve NNPS (b) ölçüm | 62 |
| Şekil 3. 11 Hüttner Type 18 yüksek ayırma gücü fantomu | 66 |
| Şekil 3.12 LCD 4 fantomu (a), PMMA+LCD4 fantomlarının kullanımı (b) | 67 |
| Şekil 3.13 Hüttner fantomunun radyografik görüntüsü ve HCSR hesabında kullanılan ilgi alanları..... | 68 |
| Şekil 3.14 Petkim Petrokimya Holding A.Ş'den temin edilen YYPE granül malzeme .. | 69 |

| | |
|--|----|
| Şekil 3.15 Monte Carlo algoritması | 70 |
| Şekil 3.16 LCD 4 fantom x-ışını görüntüsü | 74 |
| Şekil 3.17 Modelleme geometrisi | 75 |
| Şekil 3.18 Homojen plakaların kesimden önceki hali..... | 76 |
| Şekil 3.19 Homojen hazırlanan fantomların kesimden sonraki son hali..... | 77 |
| Şekil 3.20 Fantoma monte edilmek üzere hazırlanan kurşun çubuklar | 77 |
| Şekil 3.21 eDQE ölçümleri için hazırlanan modülün son hali..... | 78 |
| Şekil 3.22 eDQE hesaplanmasında yapılacak ölçümlerin tek modülde eş zamanlı..... | 78 |
| Şekil 3.23 Görüntü kalitesi değerlendirmesinde kullanılacak modülde soğurucuların... | 79 |
| Şekil 3.24 Dairesel fantomun kesimi | 79 |
| Şekil 3.25 Görüntü kalitesi ölçüm modülünün kesimden sonraki hali | 80 |
| Şekil 3.26 Hazırlanan görüntü kalitesi fantomu ve hesaplarda kullanılacak ilgi alanları | 80 |
| Şekil 3.27 Hazırlanan YYPE fantomun ilgili modüllerinin eDQE hesaplamalarında kullanılacak eMTF, eNNPS ve SF ölçümü için kullanımı..... | 81 |
| Şekil 3.28 Diğer görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü için hazırlanan YYPE fantomun üçüncü modülünün homojen saçıcı plaka modülleri ile kullanımı | 81 |
| Şekil 4.1 DRX-1C dedektörünün RQA5 (a), RQA7 (b) ve RQA9 (c) demet kalitelerinde elde edilen yanıt eğrileri..... | 82 |
| Şekil 4.2 Standart demet kalitelerinde elde edilen MTF eğrileri | 83 |
| Şekil 4.3 Farklı dozlarda RQA5 (a), RQA7 (b) ve RQA9 (c) demet kaliteleri ile elde edilen NNPS eğrileri | 84 |
| Şekil 4.4 E_0 , $E_{0/3}$ ve $3E_0$ dozlarında RQA5 (a), RQA7 (b) ve RQA9 (c) demet kalitelerinde elde edilen DQE eğrileri..... | 85 |
| Şekil 4.5 70 kVp, 10 cm PMMA ile elde edilen dedektör yanıt (STP) eğrisi..... | 86 |
| Şekil 4.6 60 çç/cm grid frekansı ve 10:1 grid oranına sahip grid ile gridsiz alınan SF değerlerinin karşılaştırılması..... | 87 |
| Şekil 4.7 Farklı tüp voltajlarında ve saçıcı kalınlıklarında elde edilen dar demet geçirim faktörleri..... | 88 |
| Şekil 4.8 Farklı tüp voltajlarında elde edilen eMTF eğrileri (60 çç/cm, 10:1 grid ve 20 cm PMMA ile) | 89 |
| Şekil 4.9 Artan saçıcı kalınlığı ile eMTF'in değişimi (90 kVp, 60 çç/cm 10:1 grid ile) | 90 |
| Şekil 4.10 eNNPS'in tüp voltajı ile değişimi (60 çç/cm 10:1 grid ve 20 cm PMMA ile) | 90 |
| Şekil 4.11 eNNPS'in grid oranı (a) ve grid frekansı (b) ile değişimi (15 cm PMMA için) | 91 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4.12 Farklı Tüp voltajlarında gridli (60 çç/cm 10: grid) (a) ve gridsiz (b) olarak ve 15 cm PMMA kalınlığında elde edilen eDQE eğrileri..... | 92 |
| Şekil 4.13 90 kVp, 15 cm PMMA ile gridli/gridsiz elde edilen DQE eğrileri..... | 93 |
| Şekil 4.14 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) DQE ve gridsiz eDQE sonuçlarının karşılaştırılması | 94 |
| Şekil 4.15 40 çç/cm frekanslı, 10:1 grid oranlı grid ile farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) elde edilen kontrast-detay eğrileri..... | 95 |
| Şekil 4.16 60 çç/cm frekanslı, 10:1 grid oranlı grid ile farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) elde edilen kontrast-detay eğrileri..... | 96 |
| Şekil 4.17 60 çç/cm frekanslı, 12:1 grid oranlı grid ile farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) elde edilen kontrast-detay eğrileri..... | 97 |
| Şekil 4.18 Farklı tip gridlerle ve gridsiz elde edilen kontrast-detay eğrileri (90 kVp’de, 10 cm PMMA ile) | 98 |
| Şekil 4.19 40 çç/cm grid frekansı 10:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen IQFinv .. | 98 |
| Şekil 4.20 60 çç/cm grid frekansı 10:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen IQFinv .. | 99 |
| Şekil 4.21 60 çç/cm grid frekansı 12:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen IQFinv .. | 99 |
| Şekil 4.22 IeDQE ve IQFinv sonuçlarının 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) farklı grid oranları için korelasyonu | 100 |
| Şekil 4.23 IeDQE ve IQFinv sonuçlarının 90 kVp’de farklı grid frekansları için korelasyonu | 101 |
| Şekil 4.24 TF hesaplamalarında kullanılan deney geometrisinin MC simülasyonu..... | 102 |
| Şekil 4.25 SF hesaplamalarında kullanılan beam stop fantomunun MC simülasyonu . | 102 |
| Şekil 4.26 10 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları | 108 |
| Şekil 4.27 15 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları | 109 |
| Şekil 4.28 20 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları | 110 |
| Şekil 4.29 25 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları | 111 |
| Şekil 4.30 Tüm sistemler için farklı kVp’lerde elde edilen eDQE sonuçlarından hesaplanan IeDQE sonuçları: 10 cm PMMA (a), 15 cm PMMA (b), 20 cm PMMA (c) ve 25 cm PMMA (d) | 113 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 4.31 Tüm sistemlerde CDRAD 2.0 fantomu ile alınan görüntülerden hesaplanan IQF_{inv} sonuçları: 10 cm PMMA (a), 15 cm PMMA (b), 20 cm PMMA (c) ve 25 cm PMMA (d)..... | 115 |
| Şekil 4.32 Akciğer fantomunun rutin akciğer protokolüne uygun olarak PA (posteroanterior) pozisyonda görüntülenmesi..... | 117 |
| Şekil 4.33 Philips DigitalDiagnost sistemi ile farklı tüp voltajlarında elde edilen akciğer fantomu görüntüleri..... | 118 |
| Şekil 4.34 IQF_{inv} değerlerine karşılık VGA puanları: DRX-1C (a), Philips (b), Toshiba (c), Konica (d), ve Fuji (e) | 120 |
| Şekil 4.35 $IeDQE$ değerlerine karşılık VGA puanları: DRX-1C (a), Philips (b), Toshiba (c), Konica (d), ve Fuji (e) | 121 |
| Şekil 4.36 DRX-1C dedektörün farklı saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı için doz yanıtları | 122 |
| Şekil 4.37 Philips dedektörün farklı saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı için doz yanıtları ... | 123 |
| Şekil 4.38 DRX-1C dedektörü için farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp'de elde edilen eMTF sonuçları | 124 |
| Şekil 4.39 DRX-1C dedektörü için farklı demet kalitelerinde 10 cm PMMA ile elde edilen eMTF sonuçları | 124 |
| Şekil 4.40 Philips dedektörü için farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp'de elde edilen eMTF sonuçları | 125 |
| Şekil 4.41 Philips dedektörü için farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp'de elde edilen eMTF sonuçları | 125 |
| Şekil 4.42 DRX-1C dedektörü için farklı saçıcı kalınlıkları ile elde edilen eNNPS sonuçları: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)..... | 126 |
| Şekil 4.43 DRX-1C dedektörü için farklı tüp voltajlarında 10cm PMMA ile elde edilen eNNPS sonuçları | 127 |
| Şekil 4.44 Philips için farklı saçıcı kalınlıkları ile elde edilen eNNPS sonuçları: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c) | 127 |
| Şekil 4.45 DRX-1C için eDQE sonuçlarının saçıcı kalınlığı ile değişimi: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)..... | 129 |
| Şekil 4.46 Philips için eDQE sonuçlarının saçıcı kalınlığı ile değişimi: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)..... | 130 |
| Şekil 4.47 LCD 4 fantomu x-ışını görüntüsü..... | 134 |
| Şekil 4.48 Hazırlanan fantomda elde edilen radyografik görüntüler: homojen görüntü saçıcı modülü (a), eDQE modülü (b) ve görüntü kalitesi modülü (düşük kontrast-detay, yüksek kontrast-detay) (c)..... | 135 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4.49 Philips dedektörü için, PMMA fantomu ile elde edilen eMTF sonuçlarının hazırlanan YYPE fantomdan elde edilen sonuçlarla kıyaslanması: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 137 |
| Şekil 4.50 70kVp’de PMMA ve hazırlanan fantomun eNNPS sonuçlarının kıyaslanması: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 138 |
| Şekil 4.51 90kVp’de PMMA ve hazırlanan fantomun eNNPS sonuçlarının kıyaslanması: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 139 |
| Şekil 4.52 120 kVp’de PMMA ve hazırlanan fantomun eNNPS sonuçlarının kıyaslanması:10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 140 |
| Şekil 4.53 70kVp’de her iki fantomdan hesaplanan eDQE sonuçları: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 142 |
| Şekil 4.54 90kVp’de her iki fantomdan hesaplanan eDQE sonuçları: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 143 |
| Şekil 4.55 120kVp’de her iki fantomdan hesaplanan eDQE sonuçları: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)..... | 144 |

ÇİZELGELER DİZİNİ

| | |
|---|-----|
| Çizelge 2.1 Klinik görüntüleri değerlendirmek için mutlak puanlama kriterleri..... | 41 |
| Çizelge 3.1 Grid parametreleri..... | 48 |
| Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan tüp voltajları, PMMA kalınlıkları ve q-değerleri..... | 51 |
| Çizelge 3.3 RQA demet kalitelerinin özellikleri..... | 57 |
| Çizelge 3.4 Çalışmada kullanılan dijital radyografi sistemlerinin teknik özellikleri..... | 60 |
| Çizelge 3.5 Akciğer radyografisi için kullanılan görüntü kalitesi kriterleri | 63 |
| Çizelge 3.6 Klinik görüntülerin değerlendirilmesinde kullanılan mutlak puanlama kriterleri..... | 63 |
| Çizelge 4.1 Dedektörün 60 çç/cm grid frekansı ve 10:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen yanıt fonksiyonları..... | 86 |
| Çizelge 4.2 Çalışmada kullanılan farklı tipte gridlerle elde edilen SF sonuçları..... | 88 |
| Çizelge 4.3 90 kVp için 0.5 mm-1 frekansındaki eDQE değerleri | 93 |
| Çizelge 4.4 Deneysel olarak ölçülen ve MC simülasyonu ile hesaplanan geçirim faktörü (TF) sonuçları..... | 103 |
| Çizelge 4.5 Deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan saçılım kesri (SF) sonuçları | 104 |
| Çizelge 4.6 Deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçları..... | 106 |
| Çizelge 4.7 Deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan SF sonuçları (60 çç/cm, 10:1 grid için) | 107 |
| Çizelge 4.8 Her bir görüntüleme sistemi için farklı tüp voltajlarında elde edilen ortalama VGA puanları..... | 119 |
| Çizelge 4.9 LCD4 fantomu kontrast değerleri | 131 |
| Çizelge 4.10 LCD4 fantomundan hesaplanan SNR değerleri..... | 132 |
| Çizelge 4.11 PMMA, YYPE ve yumuşak doku için Monte Carlo ile hesaplanan ve NIST'ten alınan lineer soğurma katsayıları | 132 |
| Çizelge 4.12 PMMA için deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçları..... | 133 |
| Çizelge 4.13 YYPE için MC simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçları | 133 |
| Çizelge 4.14 Fantoma yerleştirilen soğurucu kalınlıkları | 134 |

| | |
|--|-----|
| Çizelge 4.15 YYPE için deneysel olarak ölçülen ve MC simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçlarının kıyaslanması | 136 |
| Çizelge 4.16 Hazırlanan fantomdan ve QRM beam stop fantomu ile ölçülen SF değerleri | 141 |
| Çizelge 4.17 Philips'ten YYPE ve PMMA ile elde edilen IeDQE sonuçları | 145 |
| Çizelge 4.18 DRX-1C'den YYPE ve PMMA ile elde edilen IeDQE sonuçları | 145 |
| Çizelge 4.19 LCD 4 fantomu ve hazırlanan görüntü kalitesi fantomunda aynı ışınlama koşullarında alınan görüntülerden hesaplanan kontrast değerleri | 146 |
| Çizelge 4.20 Ayırma gücü sınırının görsel değerlendirme sonuçları | 146 |
| Çizelge 4.21 LCD 4 fantomu ve YYPE ile hazırlanan görüntü kalitesi fantomunda aynı ışınlama koşullarında alınan görüntülerden hesaplanan SNR değerleri | 147 |
| Çizelge 4.22 LCD 4+Hüttner fantomu ve YYPE ile hazırlanan görüntü kalitesi fantomunda aynı ışınlama koşullarında hesaplanan HCSR değerleri (70 kVp) | 147 |

1. GİRİŞ

Wilhelm Röntgen'in vakumda elektrik akımından kaynaklanan emisyonlar üzerinde çalışırken 1895 yılında x-ışınlarını keşfinden çok kısa bir süre sonra x-ışınları tıpta kullanılmaya başlanmıştır (Bansal 2006). Bir sonraki önemli gelişme bilgisayar teknolojisinin gelişerek yaygın kullanımı ile gelmiştir. Bu sayede dijital görüntülemenin ilk şekli olan sayısal çıkarma anjiyografisi (Digital Subtraction Angiography, DSA) 1977 yılında Kruger vd. tarafından tanıtılmış (Kruger vd 1977) ve 1980 yılında klinik kullanıma sunulmuştur (Ovitt vd 1980). Genel radyografi için x-ışın görüntülerinin dijital olarak kaset tabanlı fosfor plakalara kaydedildiği bilgisayarlı radyografi (Computed radiography, CR) kullanımına 1980'lerin ortasında başlanmıştır (Korner vd 2007). CR sistemler mevcut konvansiyonel sisteme rahatça entegre edilebildiği için sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak bu sistemlerde fosfor plakada elde edilen görüntünün dijital ortama aktarılması için bir okuyucuya ihtiyaç duyulmaktadır. Dijital radyografi (Digital Radiography, DR) sistemlerin ilk kullanımı ise 1990 yılında gerçekleşmiştir (Korner vd 2007). Daha sonra 1995 yılında entegre okuma mekanizmasına sahip flat-panel dedektörler DR sistemlerinde kullanılmaya başlamıştır. Bu dedektörler anında görüntü olanağı sunmakta ve sinyal aktarımı için İnce Film Transistör (Thin Film Transistor, TFT) dizisi kullanılmaktadır. X-ışınlarının toplanabilir yüke çevrimi a-Se fotoiletken kullanılarak direkt olarak sağlanabildiği gibi bir sintilatör ve a-Si fotodiyot kullanılarak indirekt olarak da gerçekleştirilmektedir (Bacher 2006).

Yakın zamana kadar x-ışın radyografileri konvansiyonel film-ekran sistemleri ile alınıyorken, son yıllarda dijital radyografi sistemlerine hızlı bir geçiş olmuştur. Dijital sistemlere bu denli hızlı geçiş olmasının en temel sebebi dijital sistemlerin barındırdığı avantajların, film-ekran sistemlerinin sahip olduğu birçok dezavantaja çözüm üretmesidir. Dijital sistemlerin en belirgin üstünlüklerinden biri görüntülerin dijital olarak depolandığı ve her zaman erişilebilir olduğu tamamen dijital bir görüntü arşivleme ve iletişim sisteminin (Picture Archiving and Communication System, PACS) kullanımına olanak sağlamasıdır. Bu sayede hastane içinde görüntü dağılımı, görüntü kaybı riski olmaksızın web tabanlı teknoloji sayesinde elektronik olarak gerçekleştirilebilmektedir (Korner vd 2007). Dijital sistemlerin diğer avantajları arasında anında görüntü gösterimi,

geniş dinamik aralık ve lineer sinyal yanıtı sayılabilir (Chotas vd 1999). Ayrıca film-ekran sistemlerinde film banyo işleminden kaynaklanan görüntü kalitesi farklılıkları tamamen ortadan kalkmaktadır (Bacher 2006). Dijital ortamda elde edilen görüntülerin işlenebilir olması sayesinde tekrar çekimlerinin büyük ölçüde önüne geçilmekte; bu sayede hasta dozu azalmakta ve banyo işlemi gerektirmediğinden film ve banyo malzemesi maliyeti de ortadan kalkmaktadır (Bacher 2006).

Dijital radyografi sistemlerinin sağladığı avantajların yanı sıra bazı dezavantajları da mevcuttur. Bu sistemler oldukça geniş bir dinamik aralığa sahiptir ve artan doz ile görüntü kalitesi artmaktadır. Yani film ekran sistemlerinde olduğu gibi bir doyum noktası yoktur. Ancak bilinçsiz yapılan ışınlamalar sonucu, yeterli görüntü kalitesi daha düşük dozlarda sağlanabileceken hasta, gereğinden fazla radyasyon dozuna maruz kalabilmektedir. Bunun yanı sıra konvansiyonel sistemlere CR sistemleri entegre edilirken hatalı dedektör dozu kalibrasyonları yine hasta dozunu etkileyebilmektedir.

Tanısal radyolojide esas amaç hastalıkların doğru teşhis edilmesidir. Bu anlamda görüntü kalitesi doğru teşhiste oldukça kritik bir öneme sahiptir. Radyoloji bölümlerinde teşhis kalitesini ve etkinliğini sağlamak ve iyileştirmek için bu görüntüleme sistemlerinin performansının değerlendirilerek optimize edilmesi gerekmektedir (Dolye 2009).

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için pek çok yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemler genel olarak fiziksel, fizikofiziksel ve klinik değerlendirmeler olarak sınıflandırılır. Her bir yöntemin avantaj ve dezavantajları vardır (Månsson 2000). Modulasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF), Gürültü Güç Spektrumu (Noise Power Spectrum, NPS) ve Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (Detective Quantum Efficiency, DQE) fiziksel değerlendirmelerde en sık kullanılan niceliklerdir. Bu nicelikler nesnel sonuçlar vermektedir ve dedektör performansındaki değişimlere karşı daha duyarlıdır. Ancak DQE sadece dedektör performansı hakkında bilgi vermekte; saçılan ışınlar, grid kullanımı ve geometrik büyütme gibi klinik koşulları içermemektedir. Son yıllarda bu koşulları ölçümlere dahil ederek tüm sistem performansı ile ilgili daha gerçekçi sonuçlar veren etkin Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (effective Detective Quantum Efficiency, eDQE) niceliğini tanımlanmıştır (Samei vd 2008).

Fizikofiziksel yöntemler bir gözlemcinin bir uyarana verdiği yanıtları içeren öznel değerlendirme yöntemleridir. Bu yöntemler kontrast-detay analizi ve gözlemci değerlendirmesi içerir (Månsson 2000, Anonymous 1996). Değerlendirmelerde kontrast-detay fantom görüntüsü kullanılması her ne kadar tüm görüntüleme zincirini değerlendirmeye dahil etse de kullanılan fantomun homojen yapısı gerçek anatomik yapıyı yansıtmamaktadır.

Gözlemci performansına dayalı olan klinik değerlendirmeler ise Karar Vericinin Etkinliği (Receiver Operating Analysis, ROC) veya Görsel Derecelendirme Analizi (Visual Grading Analysis, VGA) ile gerçekleştirilir. ROC analizi bir gözlemcinin normal bir anatomik yapıda patolojik bir bulguyu dedekte ettiği sinyal dedeksiyon teorisine dayanmaktadır (Månsson 2000). Ancak bu yöntem oldukça vakit alıcıdır ve çok sayıda hasta gerektirmektedir. VGA puanlama yöntemi ise belirlenen görüntü kalitesi kriterlerine göre görüntü kalitesinin anatomik yapılar aracılığıyla değerlendirildiği daha basit alternatif bir yöntemdir.

Gelişen bilgisayar teknolojisi ile birlikte son yıllarda birçok uygulamada simülasyon çalışmalarına olan ilginin de arttığı görülmektedir (Cunha vd 2010, Reims vd 2010, Sisniega vd 2013, Santos vd 2014, Santos vd 2015, Principi vd 2016). Bu ilginin ana nedeni, ilgili çalışmadaki ölçüm parametrelerindeki değişimlerin görüntü kalitesine olan etkisinin deneysel kısıtlamalar olmadan ve radyasyona maruz kalmadan tespit edilebilmesidir (Correa vd 2008).

Literatür incelendiğinde dijital görüntüleme dedektörlerinin performansının değerlendirilmesine yönelik çok sayıda çalışmaya rastlamak mümkündür (Dobbins vd 1995, Fetterly vd 2001, Lu vd 2003, Neitzel vd. 2004, Samei vd 2005, Borasi vd 2006, Ranger vd 2007, Rivetti vd 2007, Marshall 2007, Konstantinidis 2011, Rivetti vd 2009, Oberhofer vd 2009, Rivetti vd 2010, Jones vd. 2015).

Dobbins III vd (1995) yaptıkları çalışmada farklı nesil kaset ve okuyucuya sahip CR sistemlerinde 70 kVp'de farklı radyasyon dozlarında DQE analizi yapmışlardır. Çalışma

sonucunda yeni nesil kaset ve okuyucuların önceki jenerasyonlara kıyasla önemli ölçüde daha yüksek DQE verdiğini gözlemlemişlerdir.

Amerika'da yapılan bir çalışmada CR ve film/ekran sistemlerinin kıyaslanmasında kontrast-ayrıntı fantomu kullanılmıştır (Lu vd 2003). Dört ayrı fizikçi tarafından görsel değerlendirmeye dayalı yapılan puanlama sonuçlarının hasta giriş dozu, tüp potansiyeli ve saçıcı ortama doğrudan bağlı olduğu görülmüştür. Testlerin, klinik koşullar gözönünde bulundurularak yapılması gerekliliğini vurgulaması açısından önemli sonuçlara sahiptir.

Borasi vd (2006) üç farklı flat panel digital radyografi sisteminin görüntü kalitesini kıyaslamak için kontrast-detay analizi yapmışlardır. Ayrıca sistemlerin DQE değerleri de hesaplanarak sonuçlar kontrast-detay (Contrast-detail, CD) sonuçları ile kıyaslanmıştır.

İtalya'da yapılan bir çalışmada (Rivetti vd 2009), yeni nesil bir dijital mamografi sisteminin (AMULET) karakterizasyonu için DQE ve kontrast-detay analizi yapılmıştır. Full Field Dijital Mamografi (FFDM) sistemlerine kıyasla AMULET sistemin çok daha iyi DQE'ye sahip olduğunu göstermişlerdir. AMULET sistemin fizikofiziksel değerlendirmeleri de bu sonuçları desteklemiştir. Yine Rivetti vd (2007) yaptıkları çalışmada direkt bir CR sisteminin performansını fiziksel karakterizasyon (DQE) ve kontrast-ayrıntı analizi ile incelemişlerdir.

Jones vd (2015), çalışmalarında direkt dijital radyografi sisteminde tüp voltajının, 0-1 yaş aralığındaki pediatrik hastaların ekstremiteler (ayak bileği) radyografileri görüntü kalitesine etkisini araştırmışlardır. Bu amaçla etkin doz sabit tutularak değişen tüp voltajlarında alınan görüntülerde CNR analizi yapılmıştır.

Bunların yanı sıra özellikle son yıllarda dijital görüntüleme sistemlerinin fiziksel performansını değerlendirmede klinik koşulları da ölçümlere dahil eden eDQE değerlendirmeleri ağırlık kazanmıştır (Samei vd 2008, Samei vd 2009, Ertan vd 2009, Hyo-Min Cho vd 2011, Bertolini vd 2012, Salvagnini vd 2013, Hye-Suk Park vd 2014, Clavel vd 2016, Alves vd 2016, Yalçın ve Olgar 2018 ve Bor vd 2019).

eDQE kavramı ilk kez Samei (2008) tarafından literatüre tanıtılmıştır. Bu çalışmadan hemen sonra Samei (2009) çalışmalarında üç farklı dijital radyografi sisteminin eDQE analizini yapmışlardır. Yapılan çalışmada aynı sistemlerde elde edilen eDQE'lerin DQE sonuçlarına oranla çok daha düşük olduğu (yaklaşık 1/5) gözlenmiştir. Aynı zamanda eDQE metodunun klinik çalışma koşulları altında ölçülerek daha gerçekçi SNR sonuçları verdiği vurgulanmıştır.

Bertolini vd (2012) farklı dijital radyografi sistemlerinin performansını eDQE aracılığı ile kıyaslamıştır. DR sistemlerinin CR sistemlere kıyasla daha yüksek eDQE verdiği gözlenmiştir.

Kore'de yapılan bir çalışmada DR sisteminde pediatrik göğüs incelemelerinde görüntü kalitesi-doza optimizasyonu için eDQE parametresi kullanılmıştır. Grid kullanılması halinde eDQE değerlerinin belirgin biçimde düştüğü görülmüştür (Park vd 2014).

Literatür incelemelerinden de anlaşılacağı gibi fiziksel değerlendirmeler, görüntüleme sisteminin kalitesini tanımlamak için gereklidir ve sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak klinik değerlendirme sonuçları bu fiziksel ölçümlerle tam olarak açıklanamadığından klinikte uygulanan prosedürlerin kalitesini ve etkinliğini anlamak için gözlemci performansına dayanan testler de bunlara adapte edilmelidir (Månsson 2000). Literatürde de fiziksel ve klinik değerlendirmelerin birlikte yürütülmesi gerektiği ancak bu konudaki çalışmaların yetersiz olduğu vurgulanmaktadır (Tapiovaara 2006, Anonymous 1996b, Anonymous 2003a). Yapılan sınırlı sayıdaki çalışmada yöntemler arasındaki ilişki tam olarak anlaşılabilmiş değildir (Sund vd 2004, Sandborg vd 2006, De Crop 2012, Moore vd 2013, Al-Murshedi vd 2018).

Sanborg vd (2006) farklı tüp voltajlarında göğüs (chest) ve pelvis incelemeleri için CNR ve VGA sonuçlarını kıyaslamış ve iki yöntem arasında önemli bir korelasyon gözlemlemişlerdir (chest için $r^2=0.91$, pelvis için $r^2=0.94$).

De Crop vd (2012) kadavra görüntüleri ile yaptıkları çalışmada CD diyagramları ile klinik görüntü kalitesi sonuçları (VGA) arasında iyi bir korelasyon elde etmişlerdir ($r=0.91$). Ancak sonuçların istatistiksel önemi yalnızca üç kadavra ile sınırlıdır ve gerçek hasta görüntüsü kullanıldığından sonuçlar vakaya bağlı sonuçlardır.

Moore vd (2013) chest incelemelerinde gerçek hasta görüntülerinden elde edilen VGA sonuçları ile DQE ve CNR sonuçlarını kıyaslamışlardır. Her ne kadar bulgular arası iyi bir korelasyon elde edilse de ($r=0.87$) sonuçlar sadece tek bir CR sistemi ile sınırlıdır ve fiziksel değerlendirmeler gerçekte göğüs incelemelerinde kliniğe uygun bir koşul olmayan gridsiz olarak gerçekleştirilmiştir.

Al-Murshedi vd (2018) görüntü kalitesi ve lezyon görüntülenebilirliği için kullandıkları VGA sonuçları ile ters Görüntü Kalitesi Göstergesi (inverse Image Quality Figure, IQF_{inv}) sonuçları arasındaki korelasyonu araştırmışlardır. Sonuçlar arasında güçlü bir pozitif korelasyon elde edilmiştir ancak bu çalışmada fiziksel değerlendirmelere yer verilmemiştir.

Sonuç olarak görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesi optimizasyon çalışmalarına tüm dünyada önemli ölçüde yer verilmektedir. Ancak ülkemizde bu sistemler yaygın biçimde kullanılmasına karşın bilgi ve donanım eksikliği sebebiyle bu çalışmalar yapılamamaktadır. Bu bağlamda en önemli sorun testlerin birçoğunun uluslararası kriterlere uygun olarak gerçekleştirilmesi nedeni ile çok sayıda standart fantoma ihtiyaç duyulmasıdır. Her bir test için farklı fantomlara ihtiyaç olması, ölçümleri zahmetli ve zaman alıcı kılmakta; fantomların maliyetlerinin çok yüksek olması teminini zorlaştırmakta dolayısıyla kritik öneme sahip birçok testin klinikte rutin olarak uygulanması adeta imkânsız hale gelmektedir. Bu ise araştırmacıları, testlerin pratikte uygulanabilirliğini artırmak amacı ile alternatif kompakt fantom tasarımları denemeye yönlendirmiştir. Ancak literatür incelendiğinde bu çalışmaların oldukça yetersiz olduğu görülmektedir (Mah vd 2001, Muhogora vd 2011, Groenewald vd 2016). Ülkemizde ise bu amaca yönelik hiçbir çalışma bulunmamaktadır.

Bu tez çalışmasında deneysel yöntemlerle ve MC simülasyonları aracılığı ile dijital radyografi sistemlerinin performansı ve görüntü kalitesi değerlendirilmiştir. Bu amaçla ilk olarak Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Diagnostik Radyoloji Laboratuvarı bünyesinde bulunan Carestream DRX-1C flat panel dijital dedektörünün tüm performans testleri kapsamlı bir biçimde gerçekleştirilmiştir. Dedektörün performansı standart demet kalitelerinde (RQA5, RQA7 ve RQA9) uzaysal ayırma gücü (MTF), gürültü (NNPS) ve DQE olarak incelendikten sonra farklı ışınlama koşullarında kontrast-detay analizi yapılmıştır. Bunun yanı sıra tüm sistem performansının değerlendirilmesi için farklı hasta kalınlıklarını simüle edecek farklı PMMA fantom kalınlıkları ile farklı radyasyon dozlarında ve farklı tüp voltajlarında eDQE analizi gerçekleştirilmiştir. eDQE değerlendirmeleri grid kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Klinikte yapılan incelemenin türüne ve amaca yönelik farklı tipte gridler kullanılmaktadır. Ancak literatür incelendiğinde grid parametrelerinin (grid frekansı ve grid oranı) eDQE üzerine etkisinin hiç değerlendirilmediği ve yapılan çalışmalarda farklı sistemlere ait eDQE sonuçları kıyaslanırken kullanılan farklı gridlerin sonuçlara etkisinin anlaşamadığı tespit edilmiştir (Bertolini vd 2012). Literatürdeki bu eksikliğin giderilebilmesi için yapılan eDQE analizleri laboratuvar bünyesinde bulunan tüm gridler için tekrar edilmiştir. eDQE hesaplamalarında kullanılan saçılım kesirleri (Scatter Fraction, SF) ve PMMA fantomların geçirim faktörleri (Transmission Factor, TF) Monte Carlo (MC) simülasyonları ile belirlenmiş ve hesaplamalara dahil edilmiştir (Yalçın vd Olgar 2018). Aynı çalışmanın devamı olarak sistemin kontrast-detay analizi eDQE ile aynı koşullarda ve tüm gridler için gerçekleştirilmiş ve elde edilen CD eğrileri ile fiziksel değerlendirme sonuçları arasında korelasyon irdelenmiştir.

Tez kapsamında görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde literatürde de sıkça gerekliliği vurgulanmış olan fiziksel, fizikofiziksel ve klinik değerlendirmeler akciğer incelemeleri bir arada yürütülmüş ve yöntemler arası korelasyon irdelenmiştir. Bu kapsamda dört farklı merkezde bulunan farklı tipte beş dijital radyografi sisteminde tüm fiziksel ve fizikofiziksel ölçümler kapsamlı bir biçimde gerçekleştirilmiştir. Fiziksel değerlendirmeler için IeDQE değerleri kullanılmış; bu ise diğer yöntem sonuçları ile doğrudan kıyaslama olanağı sunmuştur. Klinik değerlendirmeler için ise akciğer fantomu kullanılmış ve European Image Quality Criteria for Chest Radiography'e uygun olarak

belirlenen görüntü kalitesi kriterleri alanında uzman altı radyolog tarafından değerlendirilmiştir. Radyologların yaptığı puanlamalar ile VGA değerleri hesaplanmış ve diğer ölçüm sonuçları ile kıyaslanmıştır. Literatürdeki eksiklikler dikkate alındığında yapılan bu çalışma klinik değerlendirmelerle fiziksel değerlendirmeler arasındaki ilişkiyi direkt olarak sunan ilk çalışma özelliğine sahiptir.

Tez kapsamında ayrıca Tübitak 117F294 kodlu Hızlı Destek projesi yürütülmüştür. Projenin motivasyonu dijital radyografi sistemlerinin performans ölçümlerinde kullanılmak üzere çok amaçlı görüntü kalitesi fantomu geliştirmektir. Proje kapsamında, birden fazla fiziksel ölçümün eşzamanlı olarak gerçekleştirilebileceği fantom hazırlanmıştır. Çalışmada ölçümler iki farklı merkezde bulunan farklı sayısal radyografi sisteminde gerçekleştirilmiştir. Ölçümler hem mevcut standart fantomlarla hem de proje kapsamında hazırlanan fantomlarla gerçekleştirilmiştir. Bunlardan bir tanesi Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Diagnostik Radyoloji laboratuvarı bünyesinde bulunan Kodak marka Carestream DRX-1C indirekt sayısal dedektörünün kullanıldığı General Electric Silhouette VR konvansiyonel x-ışın sistemi, bir diğeri ise saha çalışması amacı ile kullanılan TOBB Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan Philips Trixell Pixium Indirekt sayısal dedektörünün kullanıldığı Philips DigitalDiagnost sistemidir. Proje kapsamında geliştirilecek fantom ana malzemesi olarak yüksek yoğunluklu polietilen (YYPE) seçilmiştir. YYPE'nin yoğunluğunu $\rho=0.95-0.97 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir ve yumuşak doku yoğunluğuna oldukça yakındır. Bunun yanı sıra YYPE temini kolay, maliyeti düşük ve kolay işlenebilir bir malzemedir. Çalışmada kullanılan dijital radyografi sistemlerinde ilk olarak standart fantomlarla eMTF, eNNPS, eDQE gibi sayısal performans parametreleri farklı kalınlıklarda saçıcı ortam (PMMA) ile üç farklı demet kalitesi kullanılarak hesaplanmıştır. Bu nicel performans göstergelerinin yanı sıra sinyal-gürültü oranı (Signal-to-Noise Ratio, SNR), kontrast (C) ve yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü (High Contrast Spatial Resolution, HCSR) gibi parametreler de hesaplanmıştır. Standart fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler tamamlandıktan sonra Monte Carlo simülasyonları ile fantom modellemeleri yapılmıştır. Programlama dili olarak C# programlama dili seçilmiştir. Bunun için daha önce saçılım kesri hesabı için yazılan kod (Meriç 1996, Meriç vd 1998) geliştirilerek kodun içine bu çalışmada kullanılan fantom ve soğurucu materyal özellikleri ve geometrileri tanımlanmıştır. Ön

çalışma olarak PMMA'nın lineer soğurma katsayıları hesaplandıktan sonra modellemede PMMA'nın geçirgenlik faktörleri (TF) farklı kalınlıklar (10, 15, 20 ve 25 cm) için üç farklı demet kalitesinde (70, 90 ve 120 kVp) hesaplanmıştır. Bu ön çalışmanın amacı, modellemede oluşturulan ölçüm geometrisinin doğruluğunu teyit etmektir. Kodun doğruluğu teyit edildikten sonra PMMA modellemesi için gerçekleştirilen işlemler bu defa YYPE için aynı geometriler kullanılarak tekrar edilmiştir. YYPE'nin lineer soğurma katsayıları PMMA ile aynı kalınlıklar ve aynı demet enerjileri kullanılarak hesaplanmış ve YYPE'ye ait TF değerleri Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanmıştır. Monte Carlo ile elde edilen TF değerleri PMMA'ya ait TF değerlerine yakın sonuçlar vermiş ve YYPE'nin PMMA'ya alternatif olarak kullanılabilceği Monte Carlo simülasyonu ile de teyit edilmiştir.

Proje kapsamında yapılan fantom üç modül halinde hazırlanmıştır. İlk modül PMMA fantomlarına alternatif olarak kullanılabilcek saçıcı ortamı simüle eden homojen plakalardan oluşmaktadır. İkinci modül ile tek bir fantom üzerinde saçılım kesri, eMTF ve eNNPS değerlendirmeleri yapılabilmekte ve ölçümler saçıcı ortamında gerçekleştirildiğinden doğrudan eDQE analizi yapılabilmektedir. Günümüzde mevcut standart fantomlarda ise tüm bu ölçümler için ayrı fantomlara ihtiyaç duyulmaktadır. Üçüncü ve son modül ise kontrast, sinyal-gürültü oranı gibi niceliklerin değerlendirilebileceği şekilde hazırlanmıştır. Bunun için standart LCD 4 (Test Objects, United Kingdom) fantomu esas alınmıştır. Bu fantomda farklı kontrast değerlerini veren soğurucu diskler mevcuttur ancak firma fantom içindeki soğurucu malzemenin materyali ve kalınlıkları hakkında bilgi vermemektedir. Bu nedenle yapılan fantomda LCD 4 fantomundaki kontrast değerlerini verecek soğurucu materyallerin türü ve kalınlıklarını belirlemek için tek yol Monte Carlo simülasyonudur. Yapılan modellemede LCD 4 fantomundan elde edilen kontrast değerlerini verecek bakır soğurucu kalınlıkları belirlenmiştir. Modelleme çalışmaları tamamlandıktan sonra fantomlar hazırlanmıştır. Çalışmanın başında standart fantomlarla gerçekleştirilen tüm testler hazırlanan YYPE fantomlarla tekrar edilmiş ve sonuçlar kıyaslanmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Dijital Görüntüleme Sistemlerinin Sınıflandırılması

Film/ekran sistemleri her ne kadar yüksek görüntü kalitesi ve basit ışınlama teknikleriyle kendini ispatlamış olsa da gelişen bilgisayar teknolojisi ve film/ekran sistemlerinin barındırdığı dezavantajlara sağladığı çözümler sayesinde dijital görüntüleme sistemleri film/ekran sistemlerinin yerini almıştır.

Dijital radyografi sistemlerinin en önemli üstünlükleri anında görüntü olanağı sunması, görüntülerin her zaman erişilebilir olduğu dijital bir arşivleme sistemi kullanımına olanak sağlaması ve görüntülerin işlenebilir olmasıdır. Bu sistemlerde büyütme, kontrast iyileştirme, filtreleme, histogram eşitleme gibi görüntü işleme teknikleri kullanılarak görüntü kalitesi iyileştirilebilmektedir.

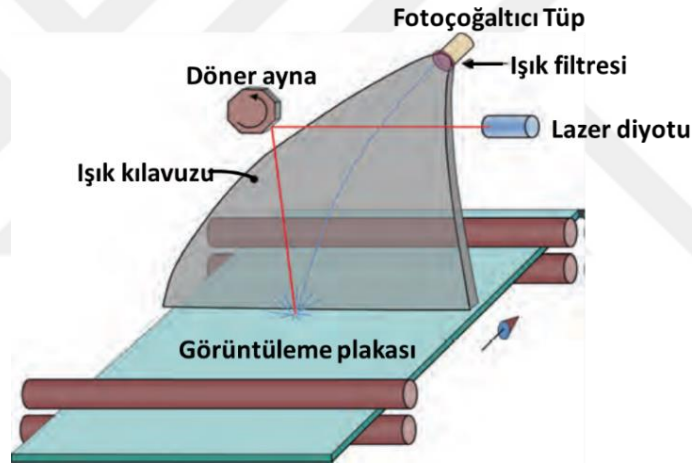
Genel olarak, dijital dedektörler direkt okumalı ve indirekt okumalı sistemler olarak sınıflandırılabilir. Direkt okumalı sistemlerde dijital görüntü ışınlamadan hemen sonra elde edilir. İndirekt okumalı sistemlerde ise entegre bir okuma mekanizması bulunmamaktadır (Sonoda vd 1983, Chotas vd 1999). Bu sistemlerde dedektör malzemesi bir kasette muhafaza edilir ve kasetin ışınlamadan sonra bir okuyucuya aktarılması gerekir. Okuyucu, dedektörde oluşan gizli görüntüyü sayısallaştırarak iki boyutlu dijital görüntüyü meydana getirir (Bacher 2006). Bilgisayarlı radyografi (Computed Radiography, CR) sistemlerinde kullanılan fosfor ekranlar bu grupta sınıflandırılabilir (Schaefer-Prokop vd 2003).

2.1.1 Bilgisayarlı Radyografi (CR)

Bilgisayarlı radyografi sistemleri ilk olarak Fuji Photo Film şirketi tarafından geliştirilmiştir (Sonoda vd 1983). Bu sistemlerde film/ekran kasetine benzer bir kasette bulunan ışık-uyarımli fosfor plaka kullanılır. Gd_2O_2S ve CsI gibi sintilatörler, x-ışınına maruz kaldığında ışık yayarlar. X-ışınları ışık-uyarımli fosfor plakada soğrulduğunda enerjinin bir kısmı ışık olarak açığa çıkarken bir kısmı da ışık-uyarımli fosforda tuzaklanır

ve daha sonra bir lazer ışığı ile okunabilir. Bu nedenle ışık-uyarımli fosforlar “depolama fosforu” olarak da adlandırılır (Bushberg 2002). Bu fosforlarda aranan başlıca özellikler yüksek etkinlikte x-ışını soğurumu ve soğrulan birim enerji başına yüksek ışık verimidir (Flower 2012).

Çoğu CR görüntüleme plakası, genellikle baryum folofohalid olarak adlandırılan bir BrFBr ve diğer halojenürlü fosforların karışımından oluşur. CR plaka, hafif bir kasete yerleştirilmiş esnek bir ekrandır. CR kaseti, radyografik çalışma sırasında x-ışınına maruz kalır ve hemen sonrasında bir CR okuyucuya yerleştirilir. Görüntüleme plakasının kendisi tamamen analog bir araçtır, ancak analog ve dijital tekniklerle okunur (Bushberg 2002). (Şekil 2.1).

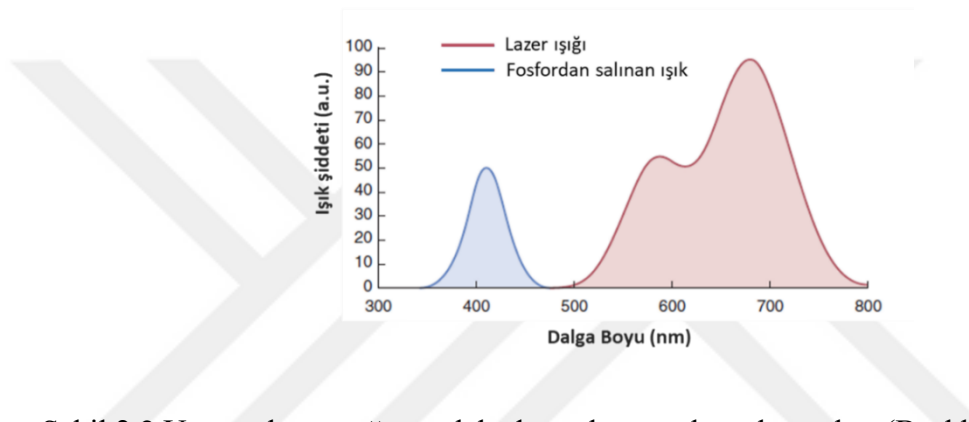


Şekil 2.1 CR sisteminin okuma mekanizması (Bushberg 2002)

Okuma işlemleri aşamaları aşağıdaki gibi özetlenebilir (Bushberg 2002):

- Kaset, okuyucuya konduktan sonra görüntüleme plakası mekanik olarak çıkarılır ve fosfor döner bir ayna yardımı ile saptırılan yaklaşık 700nm dalga boyuna sahip kırmızı bir lazer demeti ile taranır.
- Kırmızı lazer ışığı görüntüleme plakasının küçük bir alanında tuzaklanmış enerjiyi uyarır ve elektronlar taban durumuna dönerken fosfordan görünür bölgede mavi-yeşil ışık yayılır.

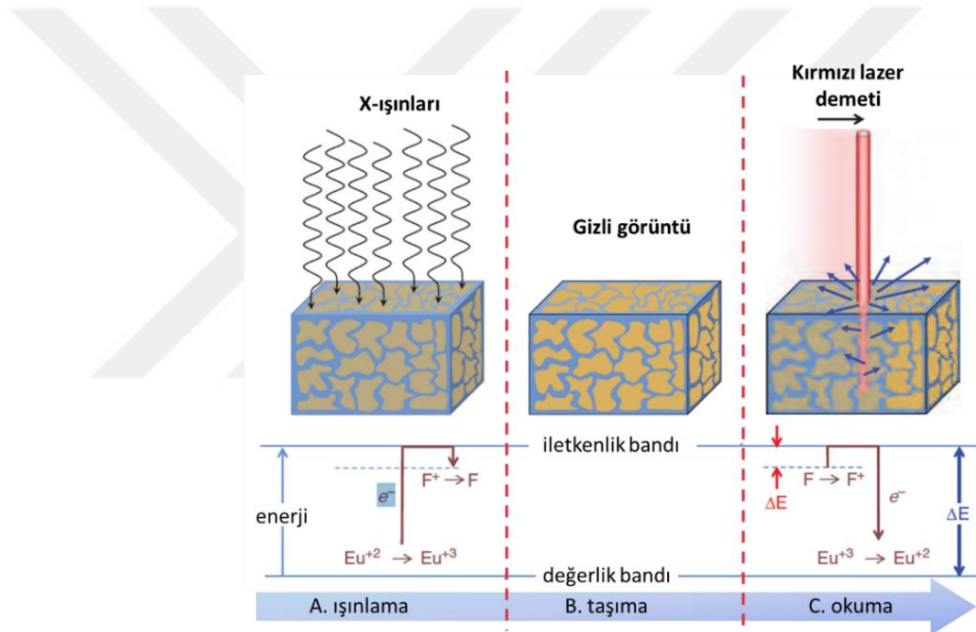
- Işık-uyarımlı lüminesans yoluyla yayılan ışık, fiber-optik bir ışık kılavuzu ile bir fotoçoğaltıcı tüpe yönlendirilerek elektrik sinyali elde edilir.
- Oluşan elektrik sinyali bir analog-sayısal çevirici ile dijitize edilerek bir piksel değeri olarak kaydedilir. Görüntüleme plakasındaki her konuma (x,y) karşılık o noktada soğrulan x-ışın enerjisi ile orantılı gri skala elde edilir.
- Son olarak olası kalıntıların silinebilmesi için fosfor plaka beyaz ışıkla taranır. Plakadan salınan ışığın dalga boyu ile uyarıcı lazer ışığının dalga boyu birbirinden farklıdır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Uyarıcı lazer ışığı ve plakadan salınan ışık spektrumları (Bushberg 2002)

Şekil 2.3'te ışık-uyarımlı fosforun çalışma prensibi gösterilmektedir. Tipik görüntüleme plakaları Eu ile aktive edilmiş %85 oranında BaFBr ve %15 oranında BaFl'den oluşur. Doping olarak da adlandırılan bu aktivasyon işlemi elektronların daha etkin bir biçimde tuzaklanmasına olanak sağlayan kusurlar (tuzaklar) oluşturur. Bu kusurlar F-merkezi olarak adlandırılır. X-ışın enerjisi BaFBr fosforunda soğrulduğunda soğrulan enerji Eu atomu elektronlarını uyararak iki değerlikli Eu atomlarının (Eu^{+2}) okside olmasına ve üç değerlikli duruma (Eu^{+3}) geçmesine yol açar. Uyarılan elektronlar mobilize olur ve bunların belli bir kesri F-merkezleri ile etkileşir. F-merkezleri bu elektronları daha yüksek enerjili yarı kararlı bir durumda tuzaklar. Tuzaklanan elektronlar burada uzun süreler kalabilir. Bunun sonucu olarak ışınlamadan sonra (ve okumadan önce) F-merkezlerinde tuzaklanan elektronlar tarafından görüntüleme plakasında gizli (latent) görüntü oluşturulur. Görüntüleme plakasının birim yüzeyinde tuzaklanan elektron sayısı ışınlama sırasında dedektörün birim yüzeyine ulaşan x-ışın foton şiddetiyle orantılıdır. Görüntüleme plakası kırmızı lazer ışığı ile tarandığında enerjinin bir kısmı F-

merkezlerinde soğrulur ve buradaki elektronlara aktarılır. Yeterli enerjiye sahip olan elektronlar mobilize olarak taban durumu enerjilerine geri döner. Böylece Eu^{+3} iyonu tekrar Eu^{+2} durumuna geçer. Yayılan mavi ışık bir ışık kılavuzu aracılığı ile foto çoğaltıcı tüpe yönlendirilir (Bushberg 2002). Ancak foto çoğaltıcı tüpte gelen ışığın sadece belli bir kesri (yaklaşık %25) elektrona çevirebildiğinden CR sistemleri sınırlı bir kuantum dönüşüm etkinliğine sahiptir (Bushberg 2002, Kotter vd 2002, Schaefer-Prokop vd 2003). Fotoçoğaltıcı tüp çıkışı logaritmik veya karekök yükselteçten geçirilerek yükseltilir. Lineer olmayan yükselteç kullanılma sebebi sinyalin dinamik aralığının olası sıkışmalarını önlemek ve sınırlı sayıdaki ayrık gri seviyeler arasında sayısallaştırma doğruluğunu korumaktır (Dolye 2009).



Şekil 2.3 Işık-uyarımli fosforun çalışma prensibi

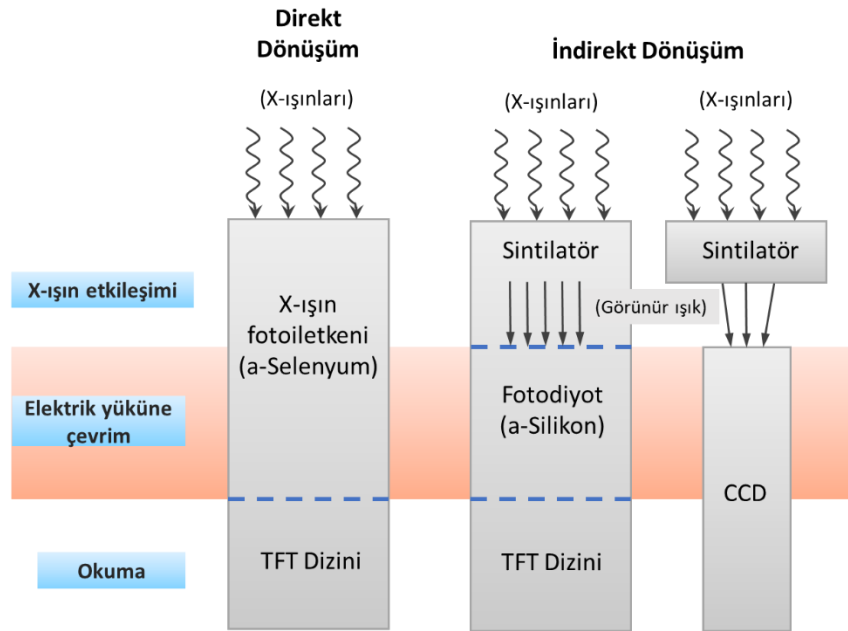
A. Işınlama sırasında x-ışın enerjisi fosforda soğrulur ve bazı elektronlar iletkenlik bandına çıkar. **B.** Okuma işlemine kadar uyarılmış elektronlar tuzaklarda uzun süre kalabilir. **C.** Okuma sırasında fosfor plaka lazerle taranır ve tuzaklardan boşalan elektronlar değerlik bandına dönerken mavi ışık yayar (Bushberg 2002)

2.1.2 Dijital Radyografi (DR)

Konvansiyonel radyografide olduğu gibi indirekt okumalı olan CR sistemlerinde de görüntü elde edilmesi iki aşamalı bir işlemdir. Kaset ışlandıktan sonra kasetin okuyucuya aktarılması için kullanıcı müdahalesi gerekmektedir. Dijital radyografi

sistemleri ise direkt okumalı sistemlerdir. Entegre yapıları sayesinde dijital görüntü ışınlamadan hemen sonra elde edilir.

X-ışınlarının elektrik sinyaline çevrilme yöntemine göre bu dedektörler direkt dönüşümlü ve indirekt dönüşümlü dedektörler olarak iki gruba ayrılır. Direkt dönüşümlü dedektörlerde x-ışınlarını doğrudan elektrik yüküne çeviren a-Se gibi bir fotoiletken kullanılır. Elektrik yükleri Thin Film Transistor (TFT) dizisi gibi bir elektronik okuma mekanizması tarafından algılanır ve dijital görüntüyü oluşturmak için analogdan dijitale çevirim gerçekleştirilir. İndirekt dönüşümlü dedektörlerde ise x-ışın dedeksiyonu iki aşamada gerçekleşir (Chotas vd 1999, Bushberg 2002, Kotter vd 2002, Schaefer-Prokop vd 2003). Bu sistemlerde bir sintilatör aracılığı ile x-ışınları ilk olarak görünür ışığa çevrilir. Daha sonra a-Si fotodiyot dizisi veya CCD gibi bir fotodedektör ile ışık, elektrik yüküne dönüştürülür. Hem direkt hem de indirekt dönüşümlü detektörlerde, x-ışını maruz kaldıktan sonra kalan elektrik yükü modeli elektronik bir okuma mekanizması tarafından algılanır ve dijital görüntüyü üretmek için analog-dijital dönüşüm gerçekleştirilir (Chotas vd 1999). Şekil 2.4'te direkt ve indirekt dönüşüm mekanizması gösterilmektedir.



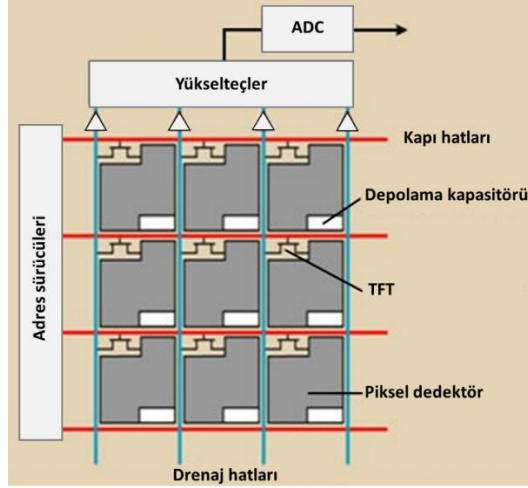
Şekil 2.4 Direkt ve indirekt dönüşüm mekanizmaları (Chotas vd 1999)

2.1.2.1 CCD (Charged-Coupled Devices)

CCD, bir dizi bağılı veya birleşik kapasitör dizisi içeren entegre bir devreden oluşan ışığa duyarlı bir sensördür. X-ışını enerjisi bir sintilatör aracılığıyla ışığa çevrilir. Yayılan ışık miktarı CCD’de kaydedilir elektrik yüküne çevrilir. CCD, yarıiletken bir yüzeyde birbirine çok yakın olarak üretilen bir dizi metal-oksit yarıiletken kapasitörden oluşur. CCD’lerin dijital radyografiye ilişkin en belirgin özelliği fiziksel olarak küçük olmalarıdır (2-4 cm²). Bu nedenle, CCD tabanlı radyografik sistemlerde yansıtılan ışık görüntüsünün boyutunu azaltmak ve görüntüyü bir veya birden fazla CCD üzerine aktarmak için bazı optik bağlantı araçları bulunmalıdır. Bazı CCD tabanlı sistemlerde geniş x-ışını alanını tek bir CCD boyutuna düşüren görüntü güçlendiriciler bulunur. Bazıları ise her biri bir lens veya konik bir fiber-optik ile bir sintilatöre bağlanan bir dizi CCD kameraya sahiptir. Lens sistemi CCD’ye ulaşan foton sayısını önemli ölçüde düşürür. Bu ise gürültüyü artırarak görüntü kalitesini bozmaktadır. Bunun yanı sıra lenslerle olan optik bağlantı geometrik kusurlara ve optik saçılmaya neden olabilmektedir (Chotas vd 1999).

2.1.2.2 Flat panel TFT dedektörler

Optik bağlantı ve odaklama gerektiren CCD tabanlı dedektörlerden farklı olarak TFT tabanlı flat panel sistemler yük toplama ve her piksel için okuma elektroniği hemen x-ışını etkileşimlerinin olduğu noktada gerçekleşecek biçimde yapılandırılmıştır (Chotas vd 1999). Flat panel TFT dizisi bir satır ve sütun matrisinde düzenlenmiş ayrı dedektör elemanlarına (piksel) ayrılmıştır. Her bir dedektör elemanı bir TFT, yük toplama elektrodu ve depolama kapasitörüne sahiptir (Bushberg 2002). TFT’ler aktif cihazlardır ve matristeki bu dizilim “aktif matris dizini” adını alır (Flower 2012). TFT kapı, kaynak ve drenaj (boşaltma) olmak üzere üç bağlantıdan oluşan elektronik bir anahtardır (Bushberg 2002) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 TFT flat panel dizisinin şematik gösterimi (Bushong 2013)

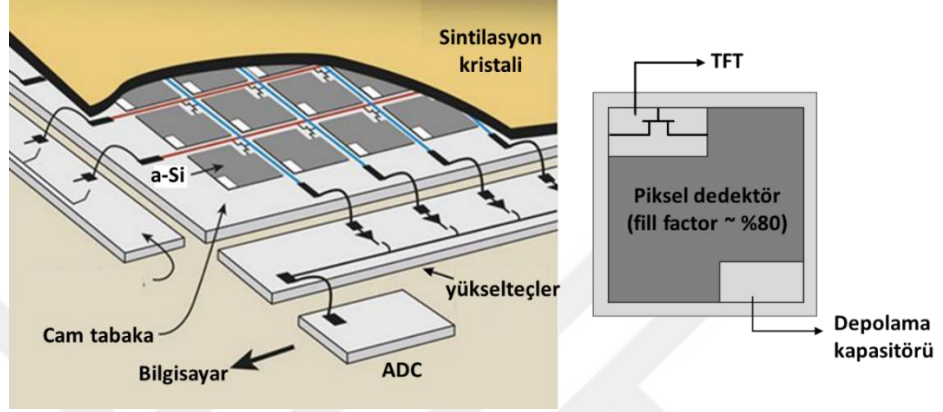
Kapı, transistörün açma-kapama anahtarı işlevini görür ve dizinin satırları boyunca kapı hattına bağlıdır. Kaynak, depolama kapasitörüne; drenaj ise dizinin sütunları boyunca drenaj hattına bağlıdır. Yük toplama elektrodu her piksel alanı üzerine gelen x-ışını ile üretilen yükü toplar. Bu yükler depolama kapasitöründe depolanır. Işınlama boyunca TFT kapalı konumda kalarak yükün piksellerde toplanarak depolanmasını sağlar. Işınlama tamamlandıktan sonra bir satır boyunca TFT'ler sırayla açık konuma gelir. Bu sayede kapasitörlerde biriken yük transistörden geçerek drenaj hattına sonra ona bağlı yükseltece aktarılır. Yükselteçler yükü yükselterek bir voltaj sinyaline çevirir ve sayısallaştırır. Bu işlem, tüm TFT dizisi okunana kadar satır satır tekrar edilir (Bushberg 2002).

TFT dizileri aktif elektronik element olarak hem direkt hem de indirekt flat panel dedektörlerde kullanılır (Chotas vd 1999).

2.1.2.2.1 İndirekt dönüşümlü flat panel dedektörler

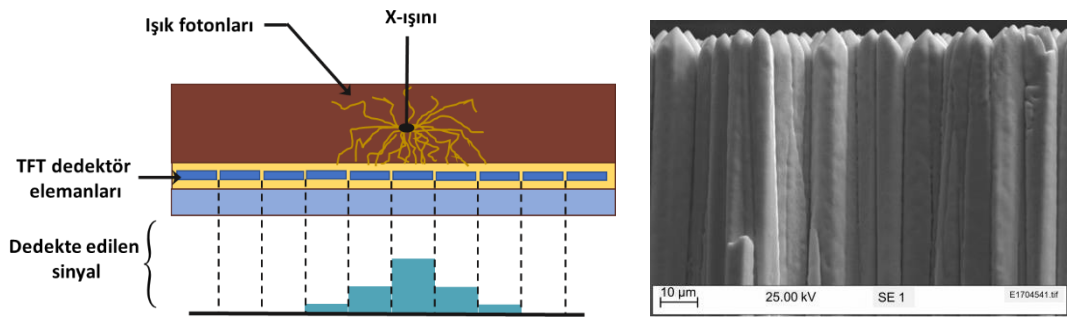
TFT dizisi kullanılan indirekt dönüşümlü sistemler TFT'nin üst katmanına x-ışınına görünür ışığa çevirecek bir sintilatör ve bu ışığı elektrik yüküne çevirecek bir a-Si fotodiyot eklenerek oluşturulur (Chotas vd 1999). Her bir fotodiyotta toplanan yük, temel okuma elektroniği kullanılarak dijital bir değere dönüştürülür.

Elektronik bileşenler için piksellerin yüzey alanının belli bir kesri kullanıldığından tüm yüzey alanı ışığa duyarlı değildir. Bu ise piksellerin ışık toplama veriminin %100'den daha az olmasına neden olur (Şekil 2.6). Piksellerin ışığa duyarlı kısmı “dolgu faktörü (fill factor)” adını alır. Dolgu faktörü, bir TFT dizisindeki piksel boyutunun küçültülmesine sınırlama koyar (Bushberg 2002).



Şekil 2.6 Dedektör elemanı üzerinde ışığa duyarlı olmayan dolgu faktörü (Bushong 2013)

İndirekt dönüşümlü dedektörlerde kullanılan sintilatörler yapılandırılmış veya yapılandırılmamış olabilir. Yapılandırılmamış bir sintilatör kullanılması durumunda malzemede yayılan ışık bitişik piksellere yayılabilir ve sonuç olarak uzaysal ayırma gücü düşer (Chotas vd 1999).

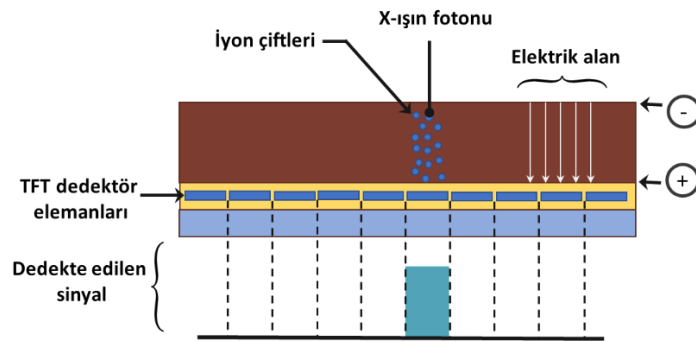


Şekil 2.7 İğne şeklinde yapılandırılmış CsI kristali (Bushberg 2002)

Bu problemi azaltmak için birçok üretici CsI kristalinden oluşan yapılandırılmış sintilatör kullanmaktadır. CsI kristali iğne yapıda genişletilebilmektedir (Şekil 2.7). Yaklaşık 5-10 μm genişliğinde ayırık paralel iğnelere oluşan kristal yapı, sinyalin büyük bir kısmını doğrudan fotodiyot katmanına yönlendirir. Yapılandırılmış kristalde ışık dağılımı büyük ölçüde azaltıldığından bu tip kristaller daha kalın olarak dedektör yapımında kullanılabilir. Daha kalın kristal kullanılması dedeksiyon kuantum etkinliğini önemli seviyede artırmaktadır. Bu sebeple çoğu indirekt flat panel sistemde yapılandırılmış CsI sintilatörü tercih edilmektedir (Chotas vd 1999).

2.1.2.2 Direkt dönüşümlü flat panel dedektörler

Direkt dönüşümlü TFT sistemler, elektronik TFT katmanın üst tabakası olarak gelen x-ışını şiddeti ile orantılı elektron deşik çiftleri oluşturan bir x-ışın fotoiletken eklenerek oluşturulur (Bushberg 2002). Tipik olarak, çok yüksek uzaysal ayırma gücü nedeniyle fotoiletken malzeme olarak amorf selenyum (a-Se) kullanılır (Chotas vd 1999). a-Se bias voltaja ve dielektrik bir katmana bağlı iki yüzey alanı elektrodu arasında yerleştirilir (Şekil 2.8). Dielektrik katmanı dedektör elemanlarının aşırı yüklenerek TFT'nin zarar görmesini önler (Bushberg 2002). Oluşan iyon çiftleri katıhal dönüştürücüye uygulanan elektrik alan ile toplanır. Bu elektrik alan, yükler fotoiletken boyunca ilerlerken lateral yöndeki dağılımları neredeyse tamamen önleyerek yüksek çözünürlük elde edilmesini sağlar. Dolayısıyla, Selenyum nispeten düşük atom numarasına ve sonuç olarak daha düşük dedeksiyon verimine sahip olmasına rağmen dedeksiyon verimini artırmak için daha kalın yapılabilmekte ve yüksek çözünürlük hala korunabilmektedir (Bushberg 2002).

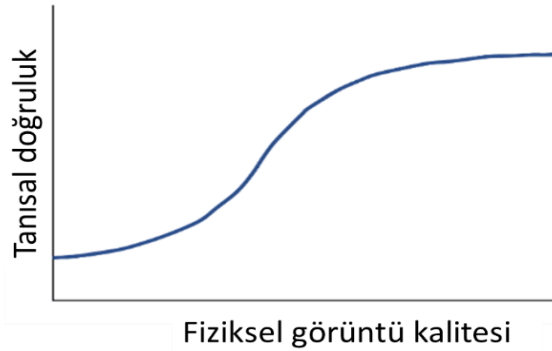


Şekil 2.8 Direkt dönüşüm (Bushberg 2002)

Dolgu faktörü etkisi direkt dönüşümlü TFT sistemlerde indirekt sistemlerdeki kadar önemli değildir. Bunun sebebi, elektrik alan çizgilerinin bükülerek yük taşıyıcılarını doğrudan yük toplama elektroduna yönlendirerek pikselin ışığa duyarlı bölgelerinden kaçınacak biçimde tasarlanmasıdır. Sonuç olarak, uygun tasarlanmış yük toplama elektrotları kullanılarak %100'e yaklaşan dolgu faktörü elde etmem mümkündür (Chotas vd 1999).

2.2 Görüntü Kalitesi

Medikal görüntüleme görüntü kalitesi, görüntünün doğru teşhis sağlayabilecek bir biçimde hekime anatomik veya fonksiyonel bilgileri ne kadar iyi aktardığı ile ilgilidir (Bushberg 2002). Görüntüleme cihazının tanısal performansı ile görüntü kalitesi doğrudan ilişkilidir ve bu ilişki ICRU raporunda (Anonymous 1986) Şekil 2.9'da verilen grafik ile gösterilmiştir (Tapiovaara 2006).



Şekil 2.9 Fiziksel görüntü kalitesi ve teşhis performansı arasındaki basitleştirilmiş ilişki

Buna göre, eğer görüntü kalitesi çok düşükse görüntü, tanı için yeterli bilgi sağlamayacaktır. Görüntü kalitesi iyileştirildiğinde önemli patolojik desenler ayırt edilebilir hale gelir ve tanı performansı artar. Belli bir görüntü kalitesi seviyesinin ötesinde ise (doğru tanı için gerekli tüm önemli özelliklerin zaten gözlenebildiği ve radyolog için daha fazla faydalı bilginin artık görüntüye yansımadağı bölge) tanı performansı doyuma ulaşacaktır (Tapiovaara 2006).

Sonuç olarak medikal görüntüleme tanı doğruluğu ve buna paralel olarak gerekli doğru tedavi yöntemlerinin belirlenebilmesi açısından görüntüleme sisteminin performansı ve görüntü kalitesi oldukça önemlidir.

Görüntü kalitesi ana olarak çözünürlük (uzaysal ayırma gücü), kontrast ve gürültü gibi niceliklerle ifade edilir.

2.2.1 Çözünürlük (Uzaysal ayırma gücü)

Uzaysal ayırma gücü, bir görüntüde gözlenebilen detay seviyesini tanımlar. Basit bir ifade ile, görüntüleme sisteminin birbirine yakın küçük objeleri dedekte edebilme ve birbirinden ayırt edebilme yeteneğini ifade eder (Alsleem ve Davidson 2012). Dijital radyografi sistemlerinde maksimum çözünürlük dedektör elemanı (piksel) boyutu ile sınırlıdır. Piksel boyutu küçüldükçe uzaysal ayırma gücü artar. Ancak, farklı birçok faktör de (bulanıklık gibi) çözünürlüğü etkilemektedir ve bu durumda çözünürlüğü sınırlayan faktör piksel boyutu değildir.

Medikal görüntüleme uzaysal ayırma gücünü bozan bulanıklık kaynakları obje bulanıklığı, geometrik bulanıklık, hareket bulanıklığı ve reseptör bulanıklığıdır (Alsleem ve Davidson 2012).

Obje bulanıklığı tamamen görüntülenecek olan objenin yani anatomik yapının şekil ve yapı biçimine bağlıdır.

Geometrik bulanıklık, fiziksel ölçüm geometrisinden kaynaklanmaktadır. X-ışını tüpü odak nokta boyutu, x-ışını kaynağı-obje ve obje-dedektör mesafesi geometrik bulanıklığın ana etkenleridir. Odak nokta boyutu ve obje-dedektör arasındaki mesafenin artması görüntü kenarlarında yarı gölge problemine neden olur. Farklı pozisyonlardaki organ yapılarının detektöre olan farklı uzaklıkları bu organların farklı oranlarda büyütülmesine, sonuç olarak da görüntü distorsiyonu oluşmasına yol açar.

Hareket bulanıklığı, görüntüleme sırasında hasta veya organ hareketinden (örneğin kalp gibi) kaynaklanan ve görüntü kenarlarında yarı gölge problemine yol açan bir faktördür.

Reseptör bulanıklığı, detektörden kaynaklanan bulanıklığı ifade eder. Uzaysal ayırma gücü temel olarak dedektör kalınlığı ve malzeme kompozisyonuna bağlıdır. Örneğin, yapılandırılmış CsI'lü dedektörler yapılandırılmamış sintilatör kullanılan dedektörlerden daha yüksek çözünürlüğe sahiptir. Saçılma ve dağılım etkisi ile dedektörde orijinal giriş noktası dışında herhangi bir yerde depolanan foton enerjisi bulanıklığa neden olur. Dedektör kalınlığı arttıkça dedektör içindeki saçılma ve ışık dağılım miktarı artacağından artan dedektör kalınlığı ile bulanıklık artmaktadır.

CR sistemlerinde fosfor tabakasının okunmasında kullanılan lazer ışığının okuma sırasında saçılması CR'da uzaysal ayırma gücü kaybının birincil nedenidir. Fosfor plaka ne kadar kalın olursa saçılma derinliği ve bulanıklık da o kadar fazla olacaktır.

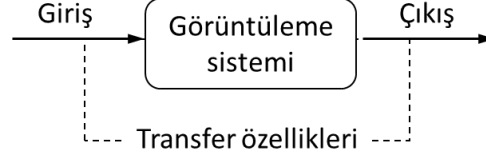
İndirekt dönüşümlü DR sistemlerinde uzaysal ayırma gücünün bozulmasındaki en büyük etken x-ışını fotonlarının ışık fotonlarına çevrimi sırasında ışık fotonlarının kristal içinde yayılmasıdır. Direkt dönüşümlü DR sistemlerinde ise x-ışınları doğrudan elektronlara dönüştürüldüğünden ve bu elektronlar direkt olarak TFT'lere yönlendirildiğinden bu etki görülmez. Bu nedenle direkt dönüşümlü sistemler indirekt dönüşümlü sistemlerden daha yüksek çözünürlüğe sahiptir.

Uzaysal ayırma gücünü tanımlamada kullanılan bazı temel metrikler aşağıda verilmiştir.

Nokta Dağılım Fonksiyonu (Point Spread function, PSF)

Fiziksel bir sistemin analizinde, sistem girişini çıkışa dönüştürmede sistemin bir "dönüştürücü (transducer)" olarak performansını elde etmek için iletişim kuramları kullanılır. Bu kuramlara göre amaç, sistemin içini detaylı olarak araştırmak değil, sistem çıkışının girişine bağlılığını elde ederek sistemi karakterize etmektir (Rossmann 1969). Yani sistemin, çıkış sinyali üzerindeki transfer özellikleri elde edilerek giriş sinyali

tahmin edilebilir (Şekil 2.10). Dolayısıyla bir sistemin transfer özelliklerinin bilinmesi önemlidir.



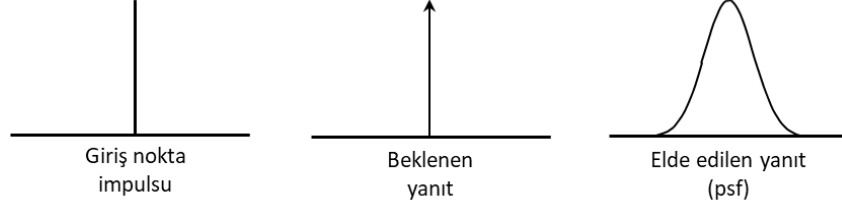
Şekil 2.10 Bir dönüştürücünün iletişim kuramı bakış açısından şematik gösterimi

Genel koşullarda, görüntüleme sistemlerinin analizi son derece zordur. Ancak sistem özellikleri ile ilgili bazı yaklaşımlar yapılacak bu işlem kolaylaştırılabilir. Bu yaklaşımlarda (Rossmann 1969);

- a. Sistemlerin *lineer* olduğu kabul edilir. Yani;
 - Sisteme birden fazla girdi olması durumunda bunların toplamına karşılık gelen çıkış, bu girdilerden ayrı ayrı elde edilen çıkışların toplamına eşittir
 - Girdinin herhangi bir sabitle çarpılması durumunda çıkış da bu sabit oranında büyür
- b. Sistemlerin invaryant (değişmez) olduğu kabul edilir. Buna göre noktasal bir obje, obje düzleminde yer değiştirdiğinde nokta görüntüsünün şekli korunur. Yani sistemin yanıtı her noktada aynıdır.

Bu değişmezlik özelliği sistemin noktasal dağılım fonksiyonu (point spread function, psf) adı verilen özgün karakteristiğini tanımlamamızı sağlar. Psf, sonsuz küçüklükte bir deliğin görüntüsündeki radyasyon şiddet dağılımını verir ve görüntüleme sisteminin çözünürlük özelliklerinin en temel ölçüsüdür. Görüntüleme sistemi, girişte bir nokta kaynakla uyarıldığında sistemin bu girişe o noktadaki yanıtı psf olacaktır. İdealde, mükemmel bir görüntüleme sisteminin sonsuz küçüklükteki noktasal bir kaynağa yanıtının dirac delta fonksiyonu olması beklenir. Ancak uygulamada, sistemde meydana gelen bulanıklık sonucu iki boyutlu (2D) bir Gauss dağılımı elde edilir (Şekil 2.11). Yani psf, görüntüleme sistemi tarafından ortaya konulan bulanıklığın ölçüsüdür ve bu

bulanıklık, görüntü elde edilmesindeki tüm aşamaların etkisini içerdiğinden görüntüleme sisteminin çözünürlük kapasitesini verir (Rossmann 1969).



Şekil 2.11 Görüntüleme sistemine giren nokta uyarı (solda), idealde beklenen dedektör

Sonuç olarak, psf altında sistem transfer karakteristiğini vermektedir. Matematiksel olarak, lineer bir sistemin giriş görüntüsü daima psf ile konvolve olur (Bushberg 2002).

Çizgisel Dağılım Fonksiyonu (Line Spread Function, LSF)

Benzer bir biçimde görüntüleme sistemi çizgi şeklinde bir kaynakla uyarıldığında çizgisel dağılım fonksiyonu elde edilebilir. Psf'nin doğrudan ölçümü deneysel olarak zor olduğundan ölçülen lsf'ten hesaplanması daha pratiktir. İnvaryant bir görüntüleme sisteminde lsf;

$$lsf(x) = \int_{-\infty}^{\infty} psf(x, y) dx \quad (2.1)$$

şeklinde elde edilebilir (Bushberg 2002).

Yüksek çözünürlüklü bir sistemde lsf oldukça dar olacağından ölçülen profilde sadece birkaç piksel genişliğinde olur. Eğer kaba bir örnekleme yapılırsa lsf'te bilgi kaybı meydana gelebilir. Bunu önlemenin bir yolu fiziksel ölçüm prosedürü sırasında çizgi kaynağın, dedektör elemanları boyunca hafif açılı biçimde yerleştirilmesidir. Açılı konumlandırma sayesinde farklı dikey konumlarda alınan profiller, çizgi görüntüsünü bir piksel genişliği boyunca farklı noktalarda keser ve lsf, piksel altı aralıklarla daha iyi örneklenmiş biçimde elde edilir (Bushberg 2002).

Kenar dağılım fonksiyonu (Edge Spread Function, ESF)

Bazı durumlarda psf ve lsf ölçümleri belirli bir görüntüleme uygulaması için uygun olmayabilir. Bunun yerine keskin bir kenar görüntüsünden elde edilen esf kullanmak saçılım ve optik parlama etkisini de hesaba katması bakımından daha avantajlıdır. Esf'in türevi alınarak lsf elde edilebilmektedir.

2.2.2 Kontrast

Kontrast çözünürlüğü, bir görüntüleme sisteminin küçük yoğunluk farklılıklarına sahip objeleri dedekte etme veya görüntüdeki küçük azalım farklılıklarını ayırt etme yeteneğini ifade eder. Kontrast, uzaysal ayırma gücü gibi fiziksel olarak küçük objelere odaklanan bir kavram değil; daha ziyade sinyal şiddetinde (gri skala) küçük değişiklikler yaratan anatomik yapılarla ilgilidir (Bushberg 2002).

Sayısallaştırmadaki ilk adım olan örnekleme aralığı uzaysal ayırma gücünü etkilerken ikinci adım olan sinyal şiddetinin sayısallaştırılması kontrast çözünürlüğünü etkiler (Alsleem ve Davidson 2012).

Görüntü kontrastı obje kontrastı, dedektör kontrastı ve gösterilen (displayed) kontrasta bağlıdır (Alsleem ve Davidson 2012).

Obje kontrastı, görüntü kontrastını etkileyen ilk faktördür ve tamamen, görüntülenecek olan anatomik bölgenin anatomik ve fizyolojik özelliklerine bağlıdır. Organ ve dokular arasındaki soğurum farklılıkları obje kontrastını meydana getirir. Dolayısıyla dokular arasındaki yoğunluk farklılıkları ve hasta kalınlığı obje kontrastını etkiler. Burada önemli olan nokta, görüntülenecek olan belli anatomik bölge için uygun ışınlama parametrelerinin seçilmesidir.

Dedektör kontrastı dedektörün, gelen foton enerjisini nasıl dedekte ederek çıkış sinyaline çevirdiği ile ilgilidir. Dedektörün dinamik aralığı kontrastı etkilemektedir.

Gösterilen kontrast: dijital görüntüleme görüntülemenin son aşamasında elde edilen görüntünün gösteriminde kullanılan monitör özellikleri, görüntü gösterimi sırasında parlaklık-kontrast ayarları da kontrastı etkilemektedir.

2.2.3 Gürültü

Gürültü, bir görüntüde sinyal bilgisi taşımayan, görüntüdeki faydalı bilgileri gizleyebilen, piksel değerleri arasındaki istatistiksel dalgalanmalardır. Radyografik görüntüleme sistemlerinde farklı gürültü kaynakları bulunur.

2.2.3.1 Kuantum gürültüsü

İdeal olarak, görüntüdeki en baskın gürültü kuantum gürültüsüdür. “Kuantum” kelimesi sayılabilen herhangi bir parçacığın (elektron, foton, ışık fotonu gibi) sayısını ifade etmektedir (Bushberg 2002). Dolayısıyla, kuantum gürültüsü doğrudan görüntüde kullanılan foton sayısı ile ilgilidir. Hastadan geçtikten sonra dedektörde soğrulan foton sayısı ne kadar düşükse kuantum gürültüsü o kadar yüksek olur.

2.2.3.2 Elektronik gürültü

Dijital dedektör sistemlerinde elektron akışı (akım) görüntüleme zincirinde bir veya daha fazla noktada sinyali aktarır. Bu sırada gerçek sinyal dedeksiyonu sonucu oluşan elektronların yanı sıra sinyal dedeksiyonu dışında oluşan elektronlar da mevcuttur ve bunlar elektronik gürültüyü meydana getirir. Eklenen bu elektronik gürültü termal uyarımlardan kaynaklanabilir. Eğer gürültüyle ilişkili olan elektronlar yükseltme aşamasından önce sinyale dahil olursa sinyal yükseltildiğinde bu elektronların gürültü katkısı da yükseltilecektir (Bushberg 2002). Özellikle düşük radyasyon dozları ile çalışıldığında elektronik gürültü önem kazanır ve görüntüdeki genel gürültü seviyesine kayda değer bir katkı sağlar.

2.2.3.3 Yapısal gürültü

Pikselli yapıya sahip çoğu dedektörde, dedektör elemanı dizisini okumak için çok sayıda paralel kanal kullanılır. Her kanal kendi yükselteç devresini kullanır ve bu devreler birbirine göre kusursuz biçimde ayarlanamayabilir. Bu durumda, okunan dedektör elemanı grupları farklı kazanç özelliklerine sahip olabilir. Sonuç olarak, homojen bir ışınlamaya karşı dedektörün yanıtı homojen olmayacaktır. Bu tür bir gürültü dedektör üzerinde hep aynı konumda ortaya çıkacağından ve zaman içinde sabit kaldığından görüntü işleme ile büyük ölçüde düzeltilebilir (Bushberg 2002).

2.2.3.4 Anatomik gürültü

X-ışını boyunca birçok küçük anatomik yapının yer alması ve bunların üst üste binmesi, elde edilen görüntüde gürültüye benzer bir görüntüye yol açar (Tapiovaara 2006). Yani, anatomik gürültü hasta anatomisinde var olan ancak tanınasal olarak faydalı bilgi sağlamayan desenlerdir (Bushberg 2002).

2.3 Görüntü Kalitesi ve Sistem Performansını Değerlendirme Yöntemleri

Dijital radyografi sistemlerinde görüntü kalitesi ve sistem performansını değerlendirmek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler genel olarak fiziksel, fizikofiziksel ve klinik performans (gözlemciye dayalı) olarak sınıflandırılabilir.

2.3.1 Fiziksel ölçüm yöntemleri

Fiziksel ölçümler, görüntülerin frekans ortamında değerlendirildiği kantitatif niceliklere dayanmaktadır. PSF, LSF nicelikleri görüntüleme sisteminin transfer fonksiyonlarıdır ve bu niceliklerinden herhangi biri kullanılarak sistemin çıkışı tahmin edilebilir. Ancak bu nicelikler, görüntüleme sisteminin uzaysal ortamdaki çözünürlük özelliklerini tanımlamaktadır. Başka bir ifade ile, uzaysal ortamda verilen herhangi bir girişe karşılık gelen çıkışın hesaplanması, giriş sinyalinin psf veya lsf ile konvolüsyonunu

gerektirmektedir. Uzaysal ortamda bu sistemin toplam transfer özelliğinin tayin edilmesi ise çoklu karmaşık konvolüsyonlar gerektirir.

Bununla birlikte, frekans ortamında işlem yapılması konvolüsyona kıyasla çok daha hızlı sonuç vermektedir. Çünkü uzaysal ortamdaki konvolüsyon, frekans ortamındaki basit çarpımlara karşılık gelmektedir. Bu nedenle, konvolüsyon gerektiren hesaplamalar daha ziyade frekans ortamında gerçekleştirilir.

Zaman içinde veya uzayda bir niceliğin periyodik olmayan varyasyonları, farklı genlik ve frekanslardaki sonsuz sayıda sinüzoidal sinyal bileşenlerinin bir toplamı olarak ifade edilebilmektedir. Bu harmonik analizin gerçekleştirilmesi için kullanılan matematiksel işleme *Fourier Dönüşümü* adı verilir (Rossmann 1969). Fourier dönüşümü, uzaysal ortam sinyalini, toplandığında bu sinyali veren bir dizi sinüs dalga bileşenlerine ayırtıran bir algoritmadır (Bushberg 2002) ve şu şekilde ifade edilir:

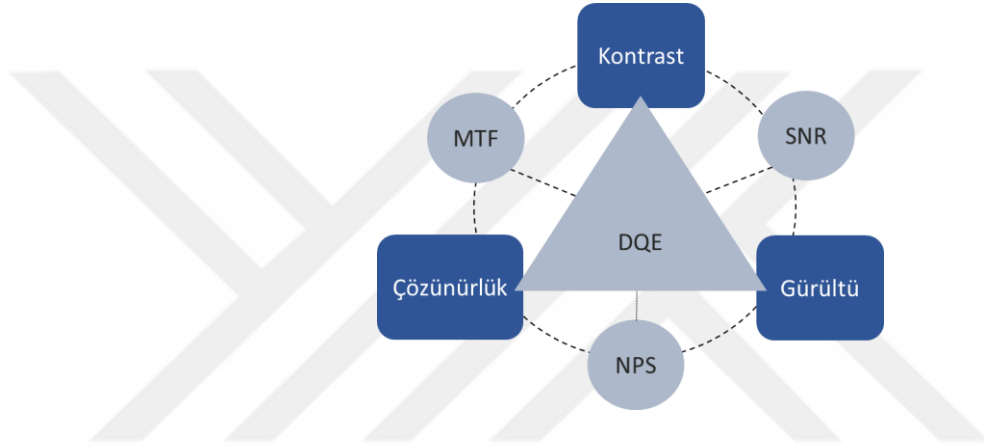
$$G(f) = \int_{x=-\infty}^{\infty} g(x)e^{-2\pi ifx} dx \quad (2.2)$$

Burada f uzaysal frekans, $g(x)$ giriş sinyali ve $G(f)$ ise bu sinyalin frekans uzayındaki karşılığıdır. Fourier dönüşümü ile görüntü, frekans ortamına taşınır ve görüntüye ait bilgiler uzaysal frekanslar cinsinden ifade edilir. Görüntü düzlemindeki küçük objeler frekans ortamında yüksek frekanslarla, büyük objeler ise düşük frekanslarla temsil edilir.

Tüm dijital dedektörler, girişlerinde sürekli değişen x ışın akısını, belli aralıklarla örnekleme aralığı adı verilen ayırık konumlarda örneklemektedir. DR sistemlerinde bu aralık, iki dedektör elemanları arasında merkezden merkeze olan mesafedir. Örnekleme aralığı d olan bir sistemin örnekleme frekansı $1/d$ 'dir ve sistemin doğru olarak aktarabileceği en yüksek frekans $1/2d$ olacaktır. Ölçülebilen bu maksimum frekansa Nyquist frekansı denir ve dijital bir dedektör sistemi için dedekte edilebilecek frekansın üst limitini belirler. Eğer detektöre gelen x -ışın akısı Nyquist frekansından daha yüksek frekanslarda bilgi içeriyorsa sinyalin gerçek frekansı doğru bir biçimde kaydedilemez ve olduğundan daha düşük bir frekansta genlik artışı meydana getirir. Katlanma etkisi

(Aliasing) adı verilen bu olay, görüntülerde kusurlara neden olur ve görüntülerdeki küçük detayları görebilme yeteneğini azaltır.

Dijital görüntüleme sisteminin fiziksel özelliklerinin tam karakterizasyonunun belirlenmesi MTF, SNR, NPS, DQE gibi objektif parametrelerin belirlenmesini gerektirir. Bu parametreler birlikte, üç temel fiziksel görüntü kalitesi parametresini içeren görüntü kalitesinin tanımlanması için bir temel oluştururlar (Lança ve Silva 2009) (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Görüntü kalitesi üçgeni: görüntü kalitesi parametreleri ve fiziksel görüntü kalitesi

2.3.1.1 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF)

Bir görüntüleme sisteminin sinüs dalgaları ile uyarıldığını varsayalım. Sistem, gelen sinüzoidal sinyalin frekansı Nyquist frekansını geçmediği sürece sinyali dedekte edecektir. İdeal durumda, görüntü düzlemindeki yoğunluk dağılımı, frekans ortamında obje dağılımı ile aynı uzaysal frekansa sahip sinüzoidal dağılım olmalıdır. Ancak, sistemin transfer karakteristiği görüntü dağılım genliğinin yani kontrastın düşmesine yol açar. Genlikteki bu düşüş, sistemdeki çözünürlük kaybını gösterir. Artan frekansla kontrast değerleri düşer (Bushberg 2002).

Sinüzoidal dağılım, genliğinden ziyade modülasyonu ile ifade edilir. *Modülasyon* genliğin, dağılımın ortalama değerine oranıdır. Uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak

ifade edilen çıkış modülasyonunun giriş modülasyonuna oranına *Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)* adı verilir (Rossmann 1969).

MTF, bir görüntüleme sisteminin elde edilen görüntüde değişen boyutlardaki yüksek kontrastlı objelerin ne kadar iyi gösterilebildiğinin bir ölçüsüdür ve dolayısıyla frekans ortamında kontrast ile çözünürlük arasındaki ilişkiyi verir. Uzaysal ortamdaki PSF, frekans ortamındaki MTF'e karşılık gelir. Sistemin neden olduğu bulanıklık etkisi, yüksek frekans bilgisinin düşük frekanslar kadar iyi iletilememesine neden olur. Bunun sonucu olarak MTF, artan frekansla sürekli olarak azalır (Lança ve Silva 2009).

MTF'in elde edilmesinde farklı yöntemler kullanılabilir. Bunlar arasında en yaygın olanlar aşağıda sıralanmıştır.

- a. *Yarık yöntemi*: bu yöntemde uzun ve oldukça dar bir yarık test objesi kullanılır. Yarığın görüntüsünden LSF elde edilir ve Fourier dönüşümü ile MTF elde edilir.
- b. *Kenar yöntemi*: bu yöntemde ince bir yarık yerine keskin bir kenar objesinin görüntüsü alınır. Alınan görüntüden ESF elde edilir. ESF'in türevi alınarak LSF; LSF'in Fourier dönüşümü ile MTF elde edilir.
- c. *Kare-dalga yanıt fonksiyonu (Square-wave response function) yöntemi*: Bu yöntemde diğer iki yöntemden farklı olarak kurşun çizgi çiftlerinden oluşan bir çubuk desen kullanılır. Çubuk desen görüntüsünden alınan profil kare dalga fonksiyonu şeklindedir ve MTF, elde edilen kare dalga cevap fonksiyonundan matematiksel olarak çıkarılır.

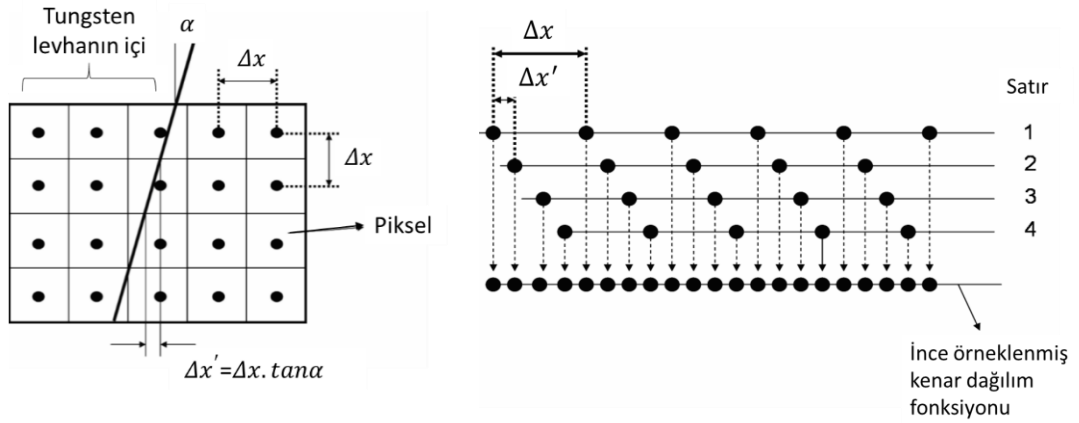
Dijital bir görüntüleme sistemi farklı bileşenlerden oluşmaktadır ve sistemin toplam MTF'i farklı bileşenlerinin MTF'leri hesaba katılarak şu şekilde ifade edilebilir (Fujita vd 1992):

$$MTF(u, v) = \left\{ [MTF_A(u, v) \cdot MTF_S(u, v)] * \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta\left(u - \frac{m}{\Delta x}, v - \frac{n}{\Delta y}\right) \right\} \cdot MTF_F(u, v) \cdot MTF_D(u, v) \quad (2.3)$$

Burada MTF_A , MTF_S , MTF_F ve MTF_D sırasıyla analog girdinin, örnekleme aralığının, filtre ve görüntüleme aralığının MTF'leri ve * konvolüsyonu ifade etmektedir. Δx ve Δy x ve y yönlerindeki örnekleme mesafesidir. $MTF_A(u, v) \cdot MTF_S(u, v)$ çarpımı dijital bir sistemin ince örneklenmiş MTF'ini (presampling MTF) ifade etmektedir ve bu MTF geometrik bulanıklık, dedektör bulanıklığı ve örnekleme aralığından kaynaklanan bulanıklığı içermektedir. Sistemin dijital MTF'i, ince örneklenmiş MTF'in delta fonksiyonu (δ) ile çarpımından elde edilir (Fujita vd 1992).

Lineer bir sistem için toplam MTF, sinüzoidal bir sinyalin çıkış modülasyonunun giriş modülasyonuna oranı ile tanımlanır. Ancak sistemde olası aliasing durumuna bağlı olarak bu MTF hatalı bir yanıt içerebilir ve bunun sonucunda ise sistemin çözünürlük karakteristikleri hatalı olarak gösterilebilir. İnce örneklenmiş MTF ise dijital görüntüleme sisteminin doğal çözünürlük özelliklerini yansıtmaktadır ve aliasingden etkilenmez. Bu nedenle frekans ortamında uzaysal ayırma gücü değerlendirilirken sistemin ince örneklenmiş MTF'i elde edilir (Fujita vd 1992).

İnce örneklenmiş MTF'i elde etmek için Hiroshi Fujita vd (1992) basit bir yöntem önermişlerdir. Bu yönteme göre, ölçümde kullanılacak olan yarık veya kenar test objesi, dedektör elemanlarının sütunlarına hafif bir açı (3^0-5^0) ile yerleştirilir. Bu açılardırma sayesinde tek bir dedektör elemanından birden fazla lsf elde edilir ve normal koşullarda d ile sınırlı olan örnekleme aralığından daha sık örneklenmiş toplam lsf elde edilir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 Görüntü kalitesi üçgeni: görüntü kalitesi parametreleri ve fiziksel görüntü

2.3.1.2 Normalize NPS (Normalized Noise Power Spectrum, NNPS)

Fotonların stokastik doğasının görüntüleme sistemlerinin performansına getirdiği kısıtlama ilk olarak Rose tarafından fark edilmiştir (Cunningham ve Shaw 1999). Rose, foton gürültüsünü homojen bir A yüzey alanında korele olmamış foton sayısındaki varyans olarak tanımlamıştır. Ancak, korelasyonları hesaba katmadığından gerçek görüntü verilerinden gürültünün tahmin edilmesinde Rose yaklaşımı yetersiz kalmaktadır. Çünkü bir görüntü aynı varyansa sahip olsa da farklı gürültü yapısına sahip olabilir. Bunun yerine gürültüyü daha ayrıntılı olarak ifade etmenin bir yolu, ikinci dereceden istatistiksel korelasyonların hesaba dahil edildiği gürültü güç spektrumunu (NPS) kullanmaktır (Bushberg 2002).

NPS, bir görüntüdeki gürültü etkisini frekansın bir fonksiyonu olarak ifade eder ve gürültü ile çözünürlük arasındaki ilişkiyi verir (Marsh ve Malone 2001). NPS hesabı için, homojen bir radyografik görüntü, daha küçük ilgi alanlarına bölünerek sayısallaştırılır ve her bir ilgi alanının iki boyutlu Fourier dönüşümü ile gürültü dağılım spektrumları elde edilir. Elde edilen dağılım spektrumlarının grup ortalaması (ensemble average) alınarak gürültü güç spektrumu elde edilir. NPS iki boyutlu olarak aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$NPS(f_x, f_y) = \lim_{N_x, N_y, M \rightarrow \infty} \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot N_x N_y} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} [I(x_i, y_j) - \bar{I}] e^{-2\pi i(f_x x_i + f_y y_j)} \right|^2 \quad (2.4)$$

Burada $I(x,y)$, sayısallaştırılan gerçek görüntünün (x,y) noktasındaki piksel değeri, \bar{I} ise $I(x,y)$ ile verilen görüntünün ortalamasıdır. N_x ve N_y , görüntüde yatay ve dikey yönlerdeki piksel sayısı, Δx ve Δy , yatay ve dikey yönlerdeki piksel boyutu ve M , grup ortalamasında analiz için kullanılacak olan ilgi alanı sayısıdır. NPS, esas olarak varyansın frekansa bağlı dağılımını vermektedir ve NPS'in tüm frekanslar üzerinden entegrali varyansı verir (eşitlik 2.5).

$$\sigma^2 = \int_{f_x} \int_{f_y} NPS(f_x, f_y) df_x df_y \quad (2.5)$$

Dedeksiyon kuantum etkinliği hesaplamaları için, sistemin kazancı için düzeltme yapmak gereklidir. Bu nedenle NPS, piksel değerlerinin ortalamasının karesine bölünür ve elde edilen oran normalize NPS olarak adlandırılır. Sonuç olarak piksel değerlerine bağlı gürültü güç spektrumu;

$$NNPS(f) = \frac{NPS(f)}{(\text{geniş alan sinyali})^2} \quad (2.6)$$

şeklinde ifade edilir. Burada geniş alan sinyali ortalama piksel değerini ifade etmektedir.

2.3.1.3 DQE ve eDQE

DQE, foton dedeksiyonu yapan sistemlerde, dedektörün üzerine ulaşan foton sayısının dedektör tarafından görüntülerde ne kadar etkin biçimde kullanıldığını gösteren parametredir. DQE en genel ifade ile dedektörün çıkışında ölçülen sinyal-gürültü oranının karesinin girişindeki sinyal gürültü oranının karesine oranıdır.

$$DQE(f) = \frac{SNR_{\text{çıkış}}^2}{SNR_{\text{giriş}}^2} \quad (2.7)$$

DQE; MTF, NPS sonuçları ve benzeşim programlarından elde edilen doz başına foton sayısının kullanılması ile aşağıdaki gibi hesaplanır (Anonymous 2005):

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{q \cdot NNPS(f) \cdot K} \quad (2.8)$$

Burada f uzaysal frekans, K dedektör giriş dozu ve q birim alan ve birim doz başına dedektör girişindeki foton sayısıdır ($\mu\text{Gy}^{-1}\text{mm}^{-2}$). q , çok enerjili bir x-ışını spektrumu için;

$$q = \frac{(\int q(E)E dE)^2}{\int q(E)E^2 dE} \quad (2.9)$$

ile ifade edilir. $q(E)$, $E(\text{keV})$ enerjisindeki foton sayısı ve her bir tüp voltajı-filtre kombinasyonu ve ortamın kütle azalım katsayısı için benzeşim programlarından elde edilir.

Ancak MTF, NPS ve DQE sadece dedektör performansı için kullanılmakta, saçılan radyasyon, grid kullanımı, geometrik büyütme ve odak noktası bulanıklık etkisi gibi parametrelerin etkisini içermemekte; sonuç olarak klinik koşullar değerlendirmelere dahil edilemediğinden sistem toplam performansı hakkında gerçekçi bilgi alınamamaktadır. Bu eksikliği giderebilmek amacı ile son yıllarda klinik koşulları da içine aldığı için daha gerçekçi sonuçlar veren eDQE kavramı kullanılmaya başlanmıştır. eDQE, bu parametreleri de dikkate aldığından ölçümlerin klinik uygulamalardaki etkinliğini araştırmak mümkündür. eDQE'nin matematiksel ifadesi aşağıdaki gibidir (Samei vd 2008).

$$eDQE(f') = \frac{eMTF(f') \cdot (1 - SF)^2}{eNNPS(f') \cdot TF \cdot X \cdot q} \quad (2.9)$$

Burada f' magnifikasyon düzeltmesi yapılmış uzaysal frekans ($f'=f \cdot m$, m geometrik magnifikasyon), SF saçılım kesri, TF ise fantomlu ve fantomsuz doz ölçümlerinden elde edilen geçirim faktörü, $eMTF$ saçıcıli ortamda elde edilen presampling MTF, $eNNPS$ saçıcıli ortamda elde edilen normalize NPS ve X ise dedektör düzlemine ters kare ile düzeltilmiş fantom giriş dozudur.

Her ne kadar DQE ve eDQE dedektör performansını değerlendirmede altın standart olarak kabul edilmiş olsa da bu yöntemlerin de bazı kısıtlamaları mevcuttur. İlk olarak bu parametreler görüntüleme işlemindeki tüm bileşenlerin (gösterici donanım, görüntü işleme gibi) etkisini içermemekte dolayısıyla sınırlı bilgi sunmaktadır. İkinci olarak ise patolojik bulguları saptamada gözlemci performansını sınırlandıran anatomik arka planı göz önünde bulundurmamaktadır (Alsleem ve Davidson 2012). Görüntü kalitesinin, kuantum ve sistem gürültüsünden daha çok anatomik gürültüden etkilendiği durumlarda DQE ve türevleri, önemini nispeten kaybeder. DQE ve türevleri eğer klinik olarak sistem performansının bir ölçüsü olarak kullanılacaksa tüm klinik koşullar için geçerliliği incelenmelidir (Bath 2003).

2.3.1.4 Kontrast-gürültü oranı (Contrast-to-Noise Ratio, CNR)

Kontrat-gürültü oranı, gürültü varlığında sinyal seviyesinin obje boyutundan bağımsız bir ölçüsüdür ve aşağıdaki eşitlikle verilir (Bushberg 2002):

$$CNR = \frac{\bar{N}_s - \bar{N}_{bg}}{\sigma_{bg}} \quad (2.10)$$

Burada \bar{N}_s ve \bar{N}_{bg} sırasıyla objeye ve arka plana çizilen ilgi alanından (ROI) alınan ortalama piksel değerleri, σ_{bg} ise arka plandaki standart sapmadır.

CNR, bir görüntüdeki sinyal genliğini ortam gürültüsüne göre tanımlamak için uygun niceliklerden biridir ancak, daha ziyade basit şekildeki objeler için kullanımı uygundur. CNR, sinyal bölgesi ve arka plan arasındaki ortalama değerler arasındaki fark kullanılarak hesaplandığından, bu nicelik en çok, homojen bir sinyal seviyesi veren test objeleri kullanıldığında uygulanabilir (Bushberg 2002).

2.3.1.5 Sinyal-gürültü oranı (Signal-to-Noise Ratio, SNR)

Gürültünün varlığı, dedektör sistemlerinin kontrast tespitini önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Bu nedenle, sinyal ve gürültü arasındaki fark mümkün olduğu kadar

yüksek olmalıdır. Bu fark ise SNR niceliği ile ifade edilir (Aichinger vd 2011). SNR, büyük ölçekli objeler için görüntüdeki kontrast-gürültü arasındaki ilişkiyi vermektedir (Marsh ve Malone 2001). SNR, CNR'a benzer bir niceliktir. Ancak SNR'da farklı olarak objenin şekli ve boyutu hesaplamaya dahil edilir. Ayrıca SNR hesabı için sinyal veren objenin homojen olması aranmaz (Bushberg 2002). Lineer ve kuantum limitli sistemler için SNR hesabı aşağıdaki eşitlikle verilmektedir.

$$SNR = \frac{|ROI_b - ROI_o|}{\sqrt{\frac{\sigma_b^2 + \sigma_o^2}{2}}} \quad (2.11)$$

Burada ROI_o ve ROI_b sırasıyla obje ve çevre alanlardaki ortalama piksel değeri, σ_o ve σ_b ise bu bölgelerdeki standart sapmadır.

2.3.2 Fizikofiziksel yöntemler

Fizikofiziksel değerlendirmelerde, bir gözlemcinin bir uyarana karşı tepkisi ölçülür ve fiziksel parametrelerin öznel değerlendirmesi yapılır. Bu tür deneylerde kullanılan görsel uyarılar genellikle çubuk desen, disk veya kare gibi basit şekilli objelerdir. Çubuk desen ile uzaysal ayırma gücü sınırı görsel olarak değerlendirilirken, diğerinde genellikle kontrast-detay diyagramlarını elde edebilmek için değişen boyut ve kontrasta sahip objeler kullanılır (Månsson 2000). Kontrast-detay diyagramı, uzaysal ayırma gücü ile kontrast çözünürlüğü kavramlarını birleştirmek için kullanılan görsel bir yöntemdir. Çünkü uzaysal ayırma gücü ve kontrast her ne kadar farklı nicelikler olsalar da birbiri ile ilişkilidirler. Özellikle, eğer detektördeki gürültü yüksekse (yani kontrast çözünürlüğü düşükse) ve görüntünün istatistiksel bütünlüğü küçük bir objeyi dedekte etmek için yeterli değilse, görüntüleme dedektörünün mükemmel bir uzaysal ayırma gücüne sahip olmasının bir önemi yoktur (Bushberg 2002).

Kontrast-detay diyagramlarının elde edilmesinde CDRAD fantomu sıklıkla kullanılmaktadır (Artinis Medical System, The Netherlands). Bu fantom, satırları boyunca değişen derinliklerde ve sütunları boyunca değişen boyutlarda disklerden oluşur. Disk çapı sola doğru azalır, yani en yüksek detay (en küçük disk) fantomun sol sütunu

boyuncadır. Disklerin derinlikleri, dolayısıyla kontrastları yukardan aşağıya doğru azalır. Bu nedenle fantomun en alt satırı en düşük kontrasta sahiptir. Sonuç olarak, görülmesi en zor disk fantomda sol altta, görülmesi en kolay disk ise sağ üstte yer almaktadır. Fantomda gözlemcinin dedekte edebildiği en küçük çapa karşı en düşük kontrastın grafiği çizilerek kontrast-detay eğrisi elde edilir.

Tamamen öznel olan bu tür yöntemlerin güvenilirliği insan algılarının ve kararlarının çeşitliliğinden etkilenmektedir. Bu nedenle değerlendirmeler çok sayıda gözlemcinin ortalama sonuçlarını içermelidir. Ayrıca, değerlendirme işlemi zaman alıcı ve zor bir iştir ve hatalı sonuçlar verebilmektedir. Bu sorunu ortadan kaldırmak için Pascoal vd. (Pascoal vd 2005) bir yazılım kullanarak (CDRAD Analyser) otomatik puanlama ile görüntü kalitesini değerlendirmek için objektif bir yöntem önermişlerdir. Bu önerilen yöntem ile, elde edilen kontrast-detay eğrilerinden kantitatif bir görüntü kalitesi parametresi olarak ters Görüntü Kalitesi Göstergesi (*inverse Image Quality Figure*) aşağıdaki eşitlikle hesaplanır:

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^N C_i \cdot D_{i,th}} \quad (2.12)$$

Burada C_i doğru dedekte edilebilen eşik kontrast ve $D_{i,th}$ eşik disk çapıdır.

Kontrast-detay diyagramlarının kullanımı, aynı grafik üzerinde uzaysal ayırma gücü (yani detay) ve kontrast çözünürlüğü (yani SNR) kavramlarını birleştirir. DQE ölçümleri dedektörün sadece görüntü toplama aşamasındaki performansını dikkate alırken kontrast-detay çalışmaları, tüm görüntüleme zincirinin (görüntü toplanması ve gösterimi) görüntü kalitesi değerlendirmesine izin vermektedir. Ancak bu yöntemin en önemli eksikliği ölçümlerin homojen fantom görüntülerine dayanmasıdır. Sonuç olarak dedeksiyonu etkileyen anatomik arka plandan gelen gürültü dikkate alınmamaktadır.

2.3.3 Klinik değerlendirme yöntemleri

Medikal görüntüleme, hasta ve patolojik bulgulara ait bilgiler iki adımda radyoloğa aktarılır:

- i. Veri toplanması ve görüntü oluşturma
- ii. Görüntü işleme ve gösterim

Birinci adım daha ziyade görüntüleme sisteminin teknik ve fiziksel karakteristiği ile ilgilidir. İkinci adım ise radyoloğun tanı performansı için son derece önemlidir. Bu nedenle radyografik bir prosedürün kalitesi her iki adım için de değerlendirilmeli ve tanımlanmalıdır (Månsson 2000).

Fiziksel ölçüm yöntemleri, görüntülemenin ilk adımı olan görüntü elde etme aşamasını dikkate alır. Görüntüleme sisteminin kalite ve performansını tanımlamak için fiziksel ölçümler şarttır. Ancak, klinik değerlendirme sonuçları bu fiziksel ölçümlerle tam olarak açıklanamayacağından klinikte uygulanan prosedürlerin kalitesini değerlendirmek için gözlemci performansına dayalı klinik değerlendirmeler de benimsenmelidir (Månsson 2000).

Literatürde de fiziksel ölçümler ve klinik değerlendirme yöntemlerinin birlikte yürütülmesi gerektiği vurgulanmıştır (Metz vd 1995, Anonymous 1996b, Anonymous 2003, Bath 2003).

Klinik performans ölçümleri genellikle ROC ve VGA yöntemleri ile gerçekleştirilir.

2.3.3.1 Receiver Operating Analysis (ROC)

Medikal görüntüleme gözlemcinin temel görevi, bir görüntünün sağlıklı bir hastaya ait olup olmadığını veya kişinin bir hastalığı olup olmadığını belirtmektir. Bu ise, gözlemcinin performansını karakterize etme ihtiyacına neden olmuştur (Bath ve Månsson 2007). Gözlemci performansının değerlendirmesinde *altın standart* olarak kabul edilen

ROC analizinde gözlemci, gerçek hasta görüntüleri üzerinden olası bir hastalığın olup olmadığına dair pozitif veya negatif olarak kesin bir yargıda bulunur.

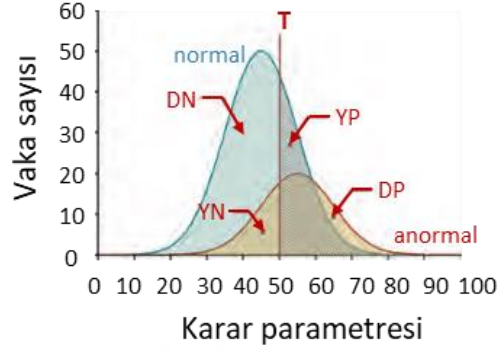
Gözlemcinin performansının sezgisel bir ölçüsü, en basit haliyle gözlemcinin verdiği doğru cevapların sayısı olarak değerlendirilebilir. Ancak, bu tip bir ölçüt, hastalığın görülme sıklığına önemli ölçüde bağlı olması bakımından ciddi bir dezavantaja sahiptir. Bir örnekle açıklama gerekirse: yalnızca %1'inin belirli bir hastalığa sahip olduğu hasta seçimine karşılık gelen bir görüntü verisi seti kullanıldığında gözlemci, her vaka için hastanın sağlıklı olduğunu belirtirse, tek bir patolojik vakayı tespit edememesine rağmen, değerlendirme %99 doğru yanıtla sonuçlanacaktır (Bath ve Månsson 2007). ROC analizi, görüntüleme sisteminin doğruluğunu değerlendirmek için hassasiyeti (sensitivity) ve özgüllüğü (specificity) ölçer (Alsleem ve Davidson 2012). Hassasiyet (bir gözlemcinin mevcut bir hastalığı tespit etme olasılığı) ve özgüllük (sağlıklı bir hastanın gözlemci tarafından sağlıklı olarak tespit edilme olasılığı), hastalık sıklığından bağımsız sonuç elde etmek için kullanılan iki ortak ölçüdür (Bath ve Månsson 2007).

ROC analizinin başlangıç noktası aşağıdaki şekilde verilen *karar matrisi*dir (Bushberg 2002).

| | | Hastalık Durumu | |
|-----------------|-------------|---------------------|---------------------|
| | | Pozitif (+) | Negatif (-) |
| Gözlemci kararı | Pozitif (+) | Doğru pozitif (DP) | Yanlış pozitif (YP) |
| | Negatif (-) | Yanlış negatif (YN) | Doğru negatif (DN) |

Şekil 2.14 Test sonuçları ile gerçek hastalık durumunu karşılaştıran karar matrisi

Şekil 2.15'te, gözlemcinin kararları doğrultusunda elde edilen iki olası dağılım (normal ve anormal) gösterilmektedir.



Şekil 2.15 Olasılık dağılımı (Bushberg 2002)

Gözlemcinin kararları sonucunda elde edilen matris verileri kullanılarak hassasiyet ve özgüllük aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\text{Doğru pozitif oran} = \text{Hassasiyet} = \frac{DP}{DP + YN} \quad (2.13)$$

$$\text{Doğru negatif oran} = \text{Özgüllük} = \frac{DN}{DN + YP} \quad (2.14)$$

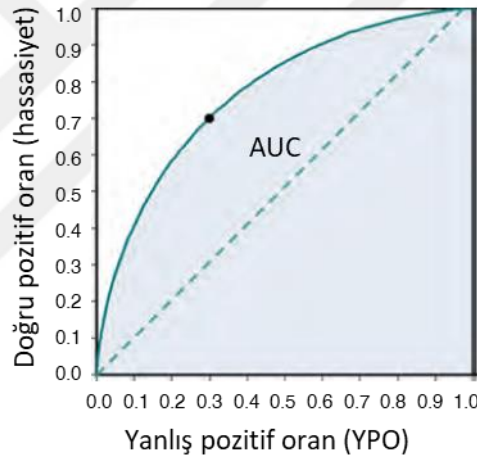
Benzer biçimde, yanlış pozitif oran;

$$YPO = \frac{YP}{DN + YP} \quad (2.15)$$

şeklinde tanımlanır.

Bu nicelikler gözlemcinin karar eşiğine bağlıdır. Karar eşiğinin değiştirilmesi, ROC analizinin özünü oluşturur. ROC analizi, sinyalin (veya hastalığın) doğal olarak tespit edilebilirliği ile gözlemcinin kararı arasında doğal bir ayırım sağlar. Karar eşiğinin bilinçli olarak değiştirilmesi ile hassasiyet ve özgüllük arasındaki denge tespit edilebilir. Prensipte olarak, sonsuz sayıda karar eşiği düşünülebilir, böylece hassasiyetin YPO'ya karşı çizilen

grafiği ROC eğrisini verir (Şekil 2.16). ROC eğrisi, bir teşhis prosedüründe doğal olarak doğru pozitif ve yanlış pozitif kararlar arasındaki olası tüm durumları açıklar. ROC eğrisi, hassasiyet ve özgüllük gibi, hastalığın görülme sıklığından bağımsızdır. Ayrıca, ROC analizi farklı karar eşiklerinin teşhis süreci üzerindeki olası etkilerinden de bağımsızdır. ROC eğrisindeki siyah nokta, yukarıdaki olasılık dağılımındaki karar eşiklerinin (T) sonuçlarına karşılık gelir. Kesikli çizgi ROC eğrisinin en düşük performansını göstermektedir. Eğrinin altında kalan alan (AUC) bir ROC eğrisinde gösterilen toplam performans için kestirme bir ölçüt olarak kullanılır ve 0.5-1.0 arasında değişen değerler alır. Mükemmel bir ROC eğrisi sol üst eksen boyunca uzanacaktır ve bir karenin tüm alanını kapsar (Bath ve Månsson 2007).



Şekil 2.16 ROC eğrisi (Bushberg 2002)

ROC yönteminin en büyük dezavantajı çok sayıda vaka ve oldukça uzun bir değerlendirme süreci gerektirmesidir. Bu nedenle ROC analizine alternatif olarak daha kolay uygulanabilir bir yöntem olan Visual Grading Analysis (VGA) yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.3.3.2 Visual Grading Analysis (VGA)

Genellikle anatomik yapıları dedekte etme yeteneğine dayanan bu yöntemin temel teorisi, dedeksiyon yeteneğinin doğru bir anatomik gösterim ile ilişkili olduğudur. Patolojik

yapıların aksine anatomik yapıların değerlendirilmesi daha kolaydır. Anatomik yapıların değerlendirilmesi, çeşitli incelemeler için belirlenmiş olan görüntü kalitesi kriterlerine dayanır (Anonymous 1996a).

VGA rölatif ve mutlak olmak üzere iki farklı şekilde uygulanabilir. Rölatif VGA'da görüntü kalitesini değerlendirmek için referans görüntü kullanılır. Gözlemci, değerlendirilecek olan görüntünün kalitesini bu referans görüntüye göre değerlendirir. Rölatif VGA'da gözlemcilerin görüntü kalitesine yönelik kararları beş puanlı bir sınıflandırma için aşağıdaki şu şekilde sınıflandırılır: +2: (referans görüntüye göre) çok daha iyi, +1: biraz daha iyi, 0: referans görüntüye eşit, -1: biraz daha kötü, -2: çok daha kötü.

Mutlak VGA'da ise herhangi bir referans görüntü kullanılmadan incelenen her bir görüntü kendi içinde değerlendirilir. Gözlemci yanıtları genellikle dört puanlı bir sınıflandırma sistemine oturtulur. Bu tür bir sınıflandırmanın aşamaları Çizelge 2.1'deki gibidir.

Çizelge 2.1 Klinik görüntüleri değerlendirmek için mutlak puanlama kriterleri.

| Mutlak puan | (İlgilenilen anatomik yapının) Görüntü kalitesi |
|-------------|--|
| 1 | Görünür değil (kötü görüntü kalitesi) |
| 2 | Yetersiz biçimde görünüyor (yetersiz görüntü kalitesi) |
| 3 | Yeterince görünüyor (yeterli görüntü kalitesi) |
| 4 | Çok iyi görünüyor (iyi görüntü kalitesi) |

Rölatif ve mutlak VGA skorları aşağıdaki eşitliklerle hesaplanır.

$$VGAS_{rölatif} = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O [-1] \cdot G_{(rel),i,s,o}}{ISO} \quad (2.16)$$

$$VGAS_{mutlak} = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O G_{(abs),i,s,o}}{I.S.O} \quad (2.17)$$

Burada $G_{(rel),i,s,o}$ ve $G_{(abs),i,s,o}$ sırası ile belirli bir görüntüdeki belirli bir anatomik yapı için belli bir gözlemcinin rölatif ve mutlak puanı, I görüntü sayısı, S ilgilenilen yapı (kriter) sayısı ve O ise değerlendirmeye katılan gözlemci sayısıdır.

VGA yönteminin avantajlarından biri ROC analizine kıyasla daha kolay olması ve gözlemcinin değerlendirme işlemi için harcadığı sürenin makul düzeyde olmasıdır. Bir diğer avantajı ise, VGA prosedüründe görüntüleme sisteminin görüntü kalitesini etkileyen tüm bileşenlerin (görüntü işleme, kaydetme, görüntü işleme ve radyolog değerlendirmesi) dikkate alınmasıdır.

Özetle, fiziksel değerlendirme yöntemleri tüm görüntüleme aşamalarını hesaba katmadığından sistemin klinik performansını ölçmek için kullanıldığında düşük bir geçerliliğe sahiptir. ROC ve VGA gibi gözlemci içeren değerlendirmeler tüm görüntüleme sisteminin değerlendirilmesi için uygundur. Ancak bu yöntemler gözlemcinin öznelliğinden etkilendiği için geçerlilikleri sınırlıdır. Sonuç olarak, görüntüleme sisteminin performansının tam anlamıyla ele alınabilmesi için farklı görüntü kalitesi değerlendirme yöntemlerinin birlikte yürütülmesi gerekmektedir (Alsleem ve Davidson 2012). Fakat uygulamanın zorluğundan dolayı fiziksel ölçümler, fantom temelli değerlendirmeler ve klinik performansı içeren farklı görüntü kalitesi değerlendirme yöntemleri arasındaki ilişkinin araştırıldığı çok az sayıda çalışma vardır. Buna bağlı olarak, literatürde, yöntemler arası korelasyonun net olmadığı ve tam olarak anlaşılmadığı belirtilmiştir (Tapiovaara 2006).

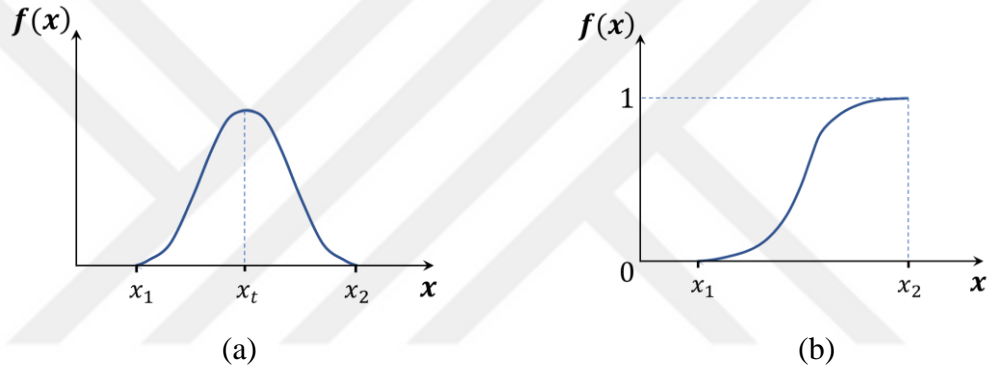
2.4 Monte Carlo Simülasyon Metodu

Monte Carlo simülasyonu, analitik olarak anlaşılması zor olan, deneysel ölçümleri çok uzun zaman alan, maliyetli ve pratik olmayan problemlerin çözümünde kullanılan istatistiksel bir araçtır. Simülasyon ile, karmaşık sistemler modellenilebilir, deneylerde elde edilemeyen nicelikler incelenebilir ve hesaplamalar kolayca tekrarlanıp değiştirilebilir (Harrison 2010).

Problem çözümünde tek bir Monte Carlo metodu yoktur ama simülasyonda izlenen yol genellikle aynıdır. İlk olarak bir sistemin olasılık yoğunluk fonksiyonları olarak modellenmesi yapılır. Olasılık yoğunluk fonksiyonlarından tekrar tekrar örnekler alınır ve istenilen istatistikler hesaplanır (Harrison 2010).

Monte Carlo simülasyonlarının ana bileşenleri olasılık dağılım fonksiyonları, örnekleme ilkesi, rastgele sayı üretici, hata tahminleri ve varyans azaltma teknikleridir.

MC simülasyonlarının temelindeki olasılık yoğunluk fonksiyonları, $f(x)$, sürekli rastgele bir değişkenin olasılık dağılımını veren fonksiyonlardır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17 Olasılık yoğunluk fonksiyonu (a), toplam dağılım fonksiyonu (b) (Meriç 1996)

Bir x değişkeninin deneysel ölçümlerle elde edilen $G(x)$ sıklık dağılım fonksiyonu kullanılarak olasılık yoğunluk fonksiyonu aşağıdaki eşitlikle hesaplanır.

$$f(x) = \frac{G(x)}{\int_{x_1}^{x_2} G(x)dx} \quad (2.18)$$

Her bir ölçüm sonucunun $x+dx$ aralığında olma olasılığı:

$$f(x)dx = \frac{G(x)dx}{\int_{x_1}^{x_2} G(x)dx} \quad (2.19)$$

Tüm x_1-x_2 aralığı tarandığında x değişkeninin bu aralıkta herhangi bir noktada olacağı kesindir ve bu aralık için olasılık toplamı 1 olacaktır.

Olasılık yoğunluk fonksiyonunun;

$$F(x) = \int_{x_1}^x f(x') dx' \quad (2.20)$$

şeklindeki integrali kümülatif dağılım fonksiyonunu vermektedir. x değişkeninin olası en küçük değeri (x_1) için $F(x_1) = 0$, x değişkeninin olası en büyük değeri (x_2) için $F(x_2) = 1$ değerindedir. Sonuç olarak $F(x)$, 0-1 arasında değişen düzgün dağılımlı değerler (q) alır (Harrison 2010).

Örneklemede bir diğer yöntem, düzgün bir dağılım örneğini başka bir dağılımın örneğine dönüştürmek için kullanılan ters dönüşüm yöntemidir. 0-1 aralığında düzgün bir dağılımdan q değeri örneklenir. q değeri kümülatif dağılım fonksiyonunun y -ekseninde yerine yazılır. q 'ya karşılık gelen x değeri, örneğin üstel bir dağılımdan elde edilen rastgele örnektir. Böylece q değerleri kullanılarak $f(x)$ 'in belli bir aralıktaki x değerleri elde edilir (Meriç 1996).

$$x = F^{-1}(q) \Rightarrow x = -\frac{\ln(1-q)}{\mu} \quad (2.21)$$

Ters dönüşümün uygulanamadığı yani kümülatif dağılım fonksiyonun analitik olarak ters çevrilemediği durumlarda kabul-reddetme yöntemi kullanılır. Bu yöntemde, tüm olası x değerleri için $f(x)$ 'ten büyük değerlere sahip olan düzgün dağılımlı bir $p(x)$ fonksiyonu tanımlanır. Ters dönüşüm ile $p(x)$ 'ten bir r rastgele sayı elde edilir. 0-1 aralığında düzgün dağılımdan q elde edilir. Eğer $q \leq f(x)/p(x)$ ise r kabul edilir, değilse reddedilerek yeniden elde edilir (Harrison 2010).

Normalde, bilgisayarlar rastgele sayı üretemez ancak, sözde rastgele sayı üretebilmektedir. Rastgele sayı üreteçleri, gerçek rastgele örneklerin birçok özelliğini taşıyan bir dizi sayı üreten deterministik bir bilgisayar algoritmasıdır (Harrison 2010).

Monte Carlo simülasyonlarında belirsizliklerin en aza indirilmesi için tahminler birden fazla tekrar edilir. Bu durumda işlem süresi makul seviyelerin üstüne çıkabilir ve çok

fazla bilgi işlem kaynağı gerekebilir. Bunun üstesinden gelmek için MC simülasyonlarında bazı varyans azaltma teknikleri kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında Monte Carlo simülasyonları hem MCNP4C simülasyon programı (Briesmeister 2000) hem de C# programlama dili kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



3. MATERYAL VE YÖNTEM

Tez çalışması üç kısımdan oluşmaktadır. İlk kısımda Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü bünyesindeki Diagnostik Radyoloji Laboratuvarında bulunan GE Silhouette VR konvansiyonel x-ışını sistemine entegre edilen DRX-1C (Carestream Health) indirekt flat panel dedektörün performans değerlendirmeleri, fiziksel ölçümler (MTF, NNPS, DQE ve eDQE) ve CDRAD 2.0 fantomu ile fizikofiziksel değerlendirmeler (IQF_{inv}) yapılarak kapsamlı bir biçimde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın amacı, farklı değerlendirme yöntemleri arasında, korelasyonunun direkt olarak elde edilip edilemeyeceğinin ve grid parametrelerinin eDQE üzerindeki etkisinin araştırılmasıdır. eDQE hesaplamalarında kullanılan TF ve SF değerleri hem deneysel olarak ölçülmüş hem de MNCP4C Monte Carlo simülasyon programı kullanılarak hesaplanmıştır. Bu sayede bu niceliklerin ölçülmesi için gerekli iş yükünün hafifletilmesi amaçlanmıştır. Tüm ölçümler farklı tipte gridler için tekrar edilmiştir. Grid, saçılan radyasyonu görüntüleme dedektörüne ulaşmadan önce azaltmak için kullanılan ızgara tipi alettir. Grid, hasta ile dedektör arasına yerleştirilerek hastadan kaynaklanan saçılan radyasyonu önemli ölçüde azaltır ve böylece görüntü kontrastının iyileşmesini sağlar. Aralarındaki boşluğun genellikle karbon fiber, Alüminyum gibi düşük soğurum özelliğine sahip malzemeye doldurulduğu, yan yana dizilmiş, çok sayıda kurşun şerit şeklinde soğurucudan oluşur. Şeritler paralel veya açıldırılarak odaklı bir biçimde dizilebilir. Gridler grid oranı ve grid frekansı ile tanımlanır. Şerit yüksekliğinin (h) şeritler arasındaki mesafeye (d) oranı *grid oranını* ($R=h/d$); birim mesafedeki şerit sayısı ise *grid frekansını* (çç/cm) verir. Grid kullanılması durumunda saçılan radyasyon detektöre ulaşmadan büyük ölçüde durdurulur. Ancak bunun yanı sıra birincil radyasyon da grid tarafından bir miktar soğrulmaya uğrayacağından, grid kullanılması durumunda hasta dozu artmaktadır. Bu nedenle incelemenin türüne ve amacına göre grid kullanımının belirlenmesi ve kullanılması halinde grid frekansı ve oranının çalışmaya uygun olarak seçilmesi gerekir. Çalışmanın bu aşamasında gerçekleştirilen tüm ölçümlerde laboratuvar bünyesinde mevcut olan farklı oran ve frekanslara sahip gridler kullanılarak sistem performansına olan etkileri incelenmiştir.

İkinci kısımda, her biri farklı merkezlerde bulunan beş farklı dijital radyografi sisteminin fiziksel, fizikofiziksel ve klinik performans ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Fiziksel ölçümler kapsamında eMTF, eNNPS ölçümleri ile tüm sistemlerin eDQE değerleri belirlenmiştir. Fizikofiziksel ölçümler için CDRAD fantomu kullanılmış ve IQF_{inv} parametresi hesaplanmıştır. Klinik performans değerlendirmeleri için akciğer fantomu ile farklı ışınlama koşullarında alınan görüntüler radyologlar tarafından değerlendirilerek VGA skorları elde edilmiştir. Bu çalışmanın amacı ise, literatürdeki önemli bir eksikliği giderebilmek amacı ile, farklı yöntemler arasında bir köprü oluşturarak klinik görüntü kalitesinin, diğer yöntemlerle doğrudan tahmin edilip edilemeyeceğinin araştırılmasıdır.

Son kısımda ise dijital radyografi sistemlerinin görüntü kalitesi değerlendirmesinde kullanılmak üzere Tübitak 117F294 projesi kapsamında çok amaçlı bir kalite kontrol fantomu hazırlanmıştır. Fantom yapımına geçilmeden önce fantom ana malzemesi ve soğurucu malzemelerin özellikleri ve geometrileri Monte Carlo simülasyonları ile belirlenmiştir. Simülasyon verilerinden yola çıkılarak hazırlanan fantomla iki farklı dijital radyografi sisteminin performans değerlendirmesi için fiziksel ölçümler (eMTF, eNNPS, eDQE, SNR, yüksek kontrast ayırma gücü (High Contrast Spatial Resolution, HCSR) gerçekleştirilmiş ve elde edilen sonuçlar, standart fantomlarla kıyaslanmıştır.

3.1 Carestream DRX-1C Dedektör Sisteminin Performans Değerlendirmesi Kapsamında Gerçekleştirilen Çalışmalar

Görüntüleme sistemi

Bu çalışmada kablosuz DRX-1C (Carestream Health) dedektörü kullanılan konvansiyonel bir x-ışını sistemi (GE Silhouette VR, GE Healthcare) kullanılmıştır. Kullanılan dijital dedektör, yapılandırılmış CsI(Tl) fosforu, a-Si:H fotodiyotu ve TFT düzleminden oluşan indirekt bir detektördür. Dedektörün piksel boyutu 0.139 mm, dedektör boyutu ise 3072 x 2070 pikseldir. Çalışmada üç farklı tüp voltajı (70, 90 ve 120 kVp) ve büyük odak boyutu kullanılmıştır. mAs değeri, değişen PMMA kalınlıkları için otomatik ışınlama kontrolü ile belirlenmiştir. Çalışmada farklı grid oranına (10:1 ve 12:1)

ve grid frekansına (40 ve 60 /cm) sahip iki grup grid kullanılmış ve kullanılan gridlerin özellikleri izelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1 Grid parametreleri

| Grid frekansı (/cm) | Grid oranı | Kurşun şerit kalınlığı (μm) | Aralık kalınlığı (μm) | Kurşun şerit ykseklıği (μm) | Aralık malzemesi | Kaplama malzemesi | Odak mesafesi (cm) |
|----------------------|------------|-----------------------------|-----------------------|------------------------------|------------------|-------------------|--------------------|
| 60 | 10:1 | 45 | 124 | 1244 | Al | Al | 100 |
| 60 | 12:1 | 45 | 124 | 1488 | Al | Al | 100 |
| 60 | 10:1 | 45 | 124 | 1244 | Al | C | 100 |
| 40 | 10:1 | 45 | 202 | 2016 | Al | Al | 100 |

Fantomlar:

Çalışmada, 25 x 25 cm² boyutundaki polymethyl methacrylate (PMMA) plakalarının farklı hasta kalınlıklarını temsil etmesi için değişen kalınlıkları kullanılmıştır. Kullanılan PMMA kalınlıkları 10, 15, 20 ve 25 cm’dir.

3.1.1 Dedektör yanıtı (Signal Transfer Property, STP):

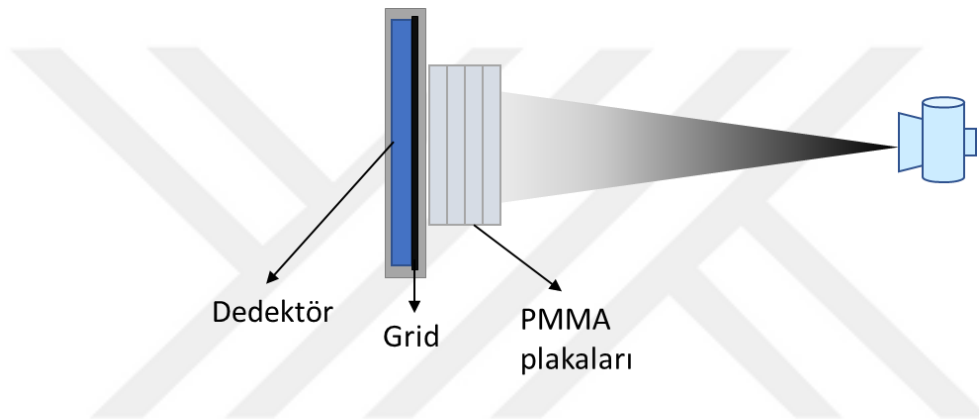
Dedektör yanıtının belirlenmesinde amaç, elde edilen görüntü piksel değerlerinin düzeltilmesidir. Çünkü MTF, NNPS gibi niceliklerin hesaplanması görüntüleme sistemlerinin doğrusal olduğu yaklaşımına dayanmaktadır. Yani, dedektörün herhangi bir noktasına verilen radyasyon dozu ile elde edilen görüntüde bu noktadaki piksel sayım değerleri arasındaki ilişkinin doğrusal olduğu kabul edilir. Ancak, sayısal dedektörlerin doza yanıtı doğrusal olabileceği gibi üstel veya logaritmik de olabilmektedir. Olası ortalama piksel değerleri (PV_{ort}) ve doz (E) ilişkileri aşağıdaki gibidir:

$$PV_{ort} = a + bE$$

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

$$PV_{ort} = a + bE^c$$

Nicel performans değerlendirmelerinin doğru bir biçimde yapılabilmesi için öncelikle dedektörün doz-yanıt ilişkisinin lineerize edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla, çalışmanın başında, farklı tüp voltajları ve grid tipleri için dedektörün sinyal aktarım özellikleri (STP), x-ışını kaynağı ile dedektör arasına yerleştirilmiş farklı PMMA fantom kalınlıkları için ölçülmüştür. Görüntülerin lineerize edilebilmesi için STP'lerin belirlenmesi gerekmektedir. PMMA plakaları detektöre bitişik yerleştirilmiş ve ilave filtre kullanılmamıştır. Odak-dedektör mesafesi (FID) 100 cm'e ayarlanmıştır. Kullanılan ölçüm geometrisi Şekil 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1 STP ve eNNPS ölçüm geometrisi

Homojen görüntüler sistemin AEC'si tarafından ayarlanan dedektör dozu değerinde (yaklaşık 2-3 μGy) ve bu değerün üç kat altında ve üstünde olmak üzere her koşul için üç farklı dozda elde edilmiştir. Tüm görüntü verileri sistemde işlenmemiş görüntü modunda alınmıştır. PMMA görüntüleri elde edildikten sonra aynı ışınlama parametreleri kullanılarak hava kerma değeri görüntüleme dedektöründen 60 cm uzaklığa yerleştirilen iyon odası (Radcal AcuPro, 6cc) ile havada ölçülmüştür. Ölçülen hava kerma değerlerinden dedektör dozunu elde etmek için, hava kerma değeri dedektör düzlemine ters kare ile düzeltilerek fantom geçirim faktörü (TF) ile çarpılmıştır. PMMA görüntülerinin ortalama piksel değerleri hesaplanarak hava kerma değerlerine karşı grafiği çizilmiştir. Görüntüleme dedektörünün yanıtı logaritmik olduğundan STP eğrilerini elde etmek için logaritmik fit uygulanmıştır.

3.1.2 eDQE değeriendirilmesi

Effektif Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Belirlenmesi (eDQE):

Sistemin toplam performansını veren eDQE, farklı hasta kalınlıklarını simüle etmek için 10, 15, 20 ve 25 cm PMMA plaka kalınlıkları kullanılarak tüm grid tipleri için değeriendirilmiştir. eMTF ve eNNPS ölçüm sonuçları kullanılarak eDQE aşağıdaki eşitlikle hesaplanmıştır.

$$eDQE(f') = \frac{eMTF(f') \cdot (1 - SF)^2}{eNNPS(f') \cdot TF \cdot X \cdot q} \quad (3.1)$$

Burada f' magnifikasyon düzeltmesi yapılmış uzaysal frekans ($f' = m \cdot f$, m geometrik magnifikasyon), q dedektör düzlemine gelen birim doz başına birim yüzeydeki foton sayısı ($\mu\text{Gy}^{-1} \cdot \text{mm}^{-2}$), eMTF saçıcıli ortamda alınmış ince örneklenmiş eMTF, eNNPS saçıcıli ortamda alınmış NNPS, X dedektör düzlemine ters kare ile düzeltilmiş fantom (PMMA) giriş dozu, TF PMMA fantomların geçirim faktörü, SF ise saçılım kesridir. Tüm ölçüm spektrumları için q değeri tüm tüp voltajı ve PMMA kalınlıkları için SpekCalc yazılımından elde edilmiştir (Poludniowski vd 2009). Hesaplamalarda kullanılan q değeri Çizelge 3.2'de verilmiştir. $(1-SF)^2$ terimi saçılım nedeniyle kontrasttaki düşüşü hesaba katan terimdir.

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan tüp voltajları, PMMA kalınlıkları ve q-değerleri

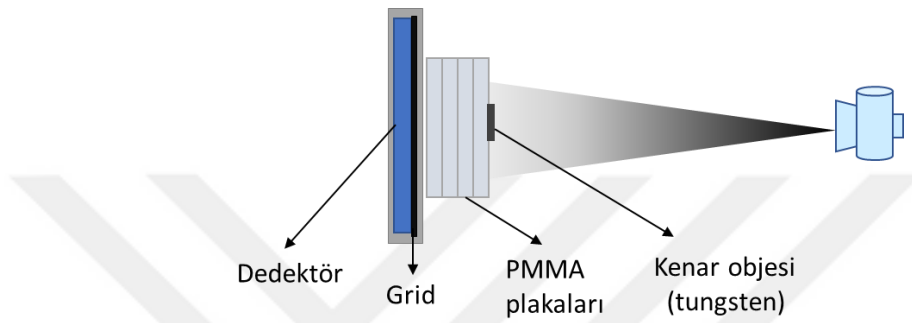
| Tüp voltajı (kVp) | Fantom kalınlığı (cm) | q-değeri ($\mu\text{Gy}^{-1}\text{mm}^{-2}$) |
|----------------------|--------------------------|---|
| 70 | 10 | 24566 |
| | 15 | 26239 |
| | 20 | 27505 |
| | 25 | 28491 |
| 90 | 10 | 27487 |
| | 15 | 28972 |
| | 20 | 30031 |
| | 25 | 30769 |
| 120 | 15 | 29502 |
| | 20 | 29990 |
| | 25 | 30248 |

Gürültü Ölçümleri (eNNPS):

Görüntüleme sisteminin gürültü özellikleri tüm kVp ve PMMA kalınlıkları için ölçülmüştür. Gürültü güç spektrumunun elde edilmesi için STP ölçümlerinde elde edilen homojen görüntüler kullanılmıştır (Şekil 3.1). Homojen görüntülerin merkezinden 512x512 piksel boyutunda bir ilgi alanı (ROI) çıkarılmış ve dedektör yanıt eğrileri kullanılarak lineerize edilmiştir. Görüntü 128x128 piksellik alt görüntülere bölünmüş ve OBJ IQv2 yazılımı aracılığı ile eNPS hesaplanmıştır (Marshall 2009). İki boyutlu eNPS'ten tek boyutlu (1D) eNPS, eksenlerin merkezinden 4 satır ortalaması alınarak hesaplanmıştır. Daha sonra lineerize edilen görüntünün ortalama piksel değerinin karesine bölünerek eNNPS hesaplanmıştır (Dobbins 2006).

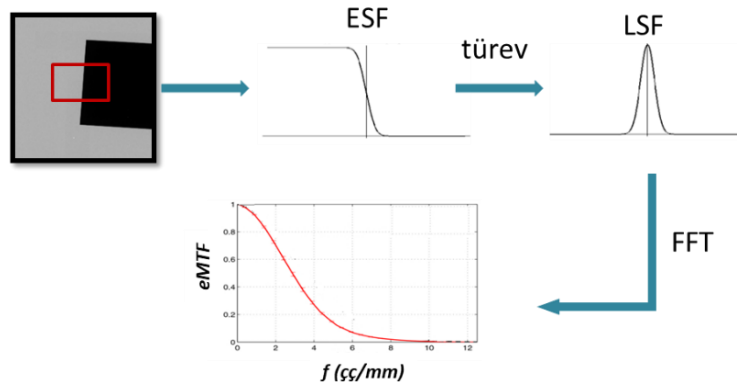
Uzaysal Ayırma Gücü Ölçümleri (eMTF):

Uzaysal ayırma gücü ölçümleri için kenar yöntemi kullanılmıştır (Samei vd 1998). Bunun için 1 mm kalınlığındaki tungsten kenar objesi dedektör piksel düzlemine 3^0 - 4^0 açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Ölçümde kullanılan ölçüm geometrisi Şekil 3.2'deki gibidir.



Şekil 3.2 eMTF ölçüm geometrisi

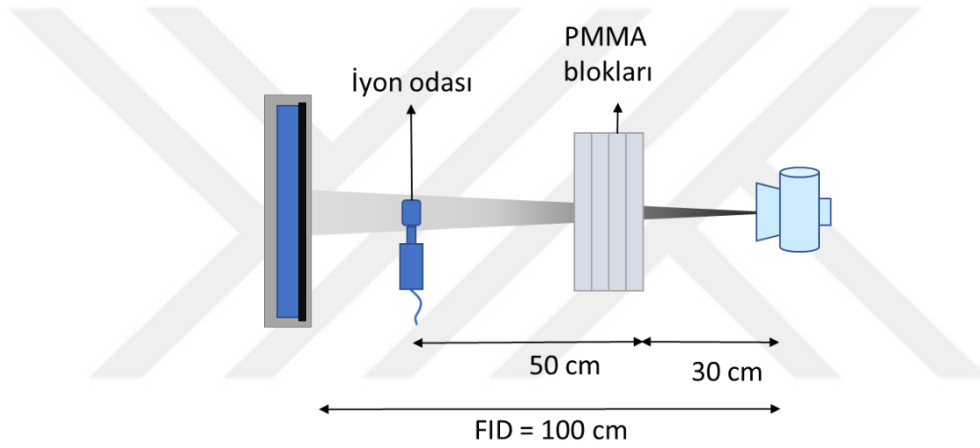
Otomatik ışınlama kontrolü ile alınan kenar görüntüsünden kenar dağılım fonksiyonu elde edilmiş ve çizgi dağılım fonksiyonunu elde etmek için türevi alınmıştır. Çizgi dağılım fonksiyonunun Fourier dönüşümü ile frekans ortamında eMTF elde edilmiştir. Şekil 3.3'te eMTF ölçümlerinde kullanılan işlem akışı verilmiştir. eMTF hesaplamalarında eNNPS hesabında olduğu gibi OBJ IQv2 yazılımı kullanılmıştır (Marshall 2009).



Şekil 3.3 Kenar görüntüsünden eMTF'in elde edilmesi

Geçirim Faktörü Ölçümleri:

TF ölçümleri için PMMA plakaları ve iyon odası saçılan radyasyondan etkilenmemesi için Şekil 3.4'teki gibi odak noktasından sırasıyla 30 cm ve 80 cm mesafede x-ışını demeti boyunca yerleştirilmiş ve x-ışını demeti iyon odası boyutuna kolime edilerek dar demet geometrisi kullanılmıştır. Fantom çıkışındaki doz değerleri PMMA fantomu varken ve yokken gerçekleştirilmiştir. Tüm ışınlama koşulları için üçer ölçüm alınmış ve TF değeri PMMA ile ölçülen ortalama doz değerinin PMMA yokken ölçülen ortalama doz değerine oranı ile elde edilmiştir.

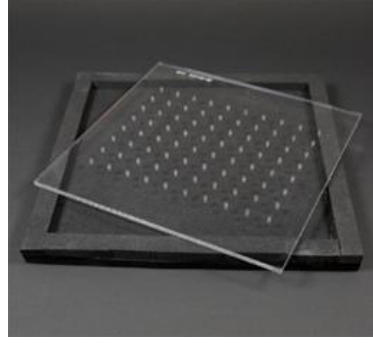


Şekil 3.4 Geçirim faktörü (TF) ölçüm geometrisi

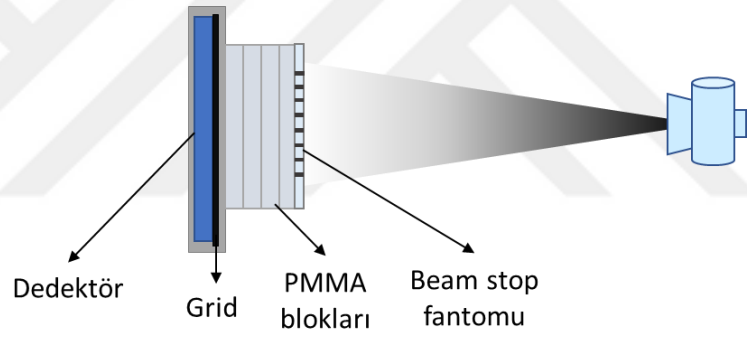
Saçılım Kesri Ölçümleri:

Saçılım kesri ölçümleri için Beam Stop fantomu (QRM Quality Assurance in Radiology and Medicine GmbH, Germany) kullanılmıştır. Bu fantom, üzerinde 25 mm aralıklarla 6 mm uzunluğunda ve 3 mm çapında 10x10'lük kurşun dizisi bulunan 14x14 cm² boyutlarında polistren düzlemden oluşmaktadır (Şekil 3.5). SF ölçümleri için PMMA plakaları dedektör düzlemine bitişik yerleştirilmiş ve beam stop fantom PMMA'ların önüne tüp tarafında yerleştirilmiştir (Şekil 3.6). Ölçümler tüm PMMA kalınlıkları ve tüp voltajları için yapılmış ve tüm grid tipleri için tekrar edilmiştir. Alınan fantom görüntüsünden SF faktörleri, görüntü merkezindeki 16 adet kurşunlu bölgeye çizilen ROI'den alınan ortalama piksel değerlerinin kurşunsuz bölgeye çizilen ROI'den alınan

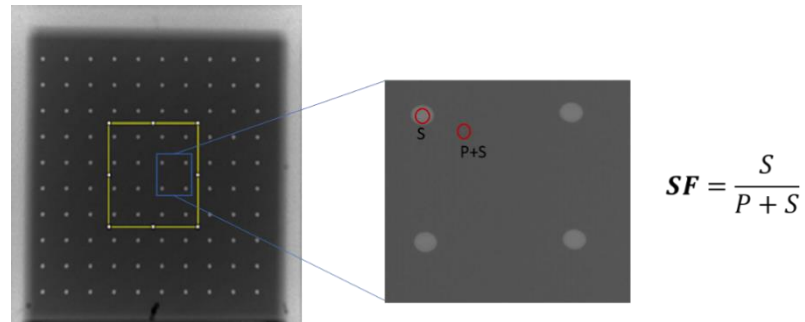
ortalama piksel değerlerine oranlanarak hesaplanmıştır (Şekil 3.7). Kullanılan ROI boyutu 10-piksel genişliğindedir.



Şekil 3.5 QRM beam stop fantom



Şekil 3.6 SF ölçüm geometrisi



Şekil 3.7 QRM beam stop fantomunun radyografik görüntüsü üzerinden saçılım kesrinin

Integral eDQE (IeDQE):

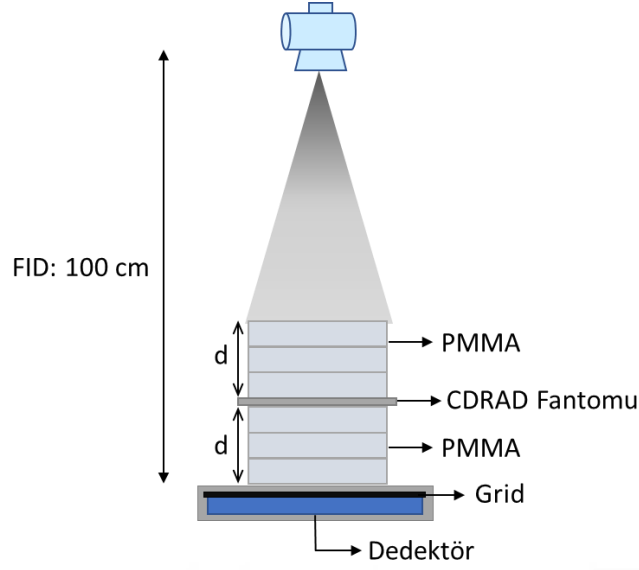
Farklı demet kaliteleri için eDQE eğrileri arasındaki küçük farklar kolayca belirlenemeyeceğinden ve sistemlerin eDQE'ye olan bağımlılığı integrali alınmış eDQE (IeDQE) değerleri ile daha iyi anlaşıldığı için, frekans aralığı üzerindeki IeDQE, literatürde de önerildiği gibi bütün bir sistem performansını belirlemek için sentetik görüntü kalitesi endeksi olarak benimsenmiştir (Fetterly vd 2001, Borasi vd 2003, Bertolini vd 2012). IeDQE değerlerinin kullanımı, fiziksel değerlendirme sonuçlarını direkt fantom değerlendirmeleri ile doğrudan karşılaştırma olanağı sunmuştur. eDQE'nin tüm frekans aralığı boyunca integral değerleri şu şekilde hesaplanmıştır:

$$IeDQE = \int_0^{f'_{nyq}} eDQE(f')df' \quad (3.2)$$

Burada f'_{nyq} Nyquist frekansıdır. Hesaplamalarda tek boyutlu IeDQE (mm^{-1}) kullanılmıştır.

3.1.3 CDRAD fantomu ile gerçekleştirilen ölçümler

Görüntü kalitesinin fiziksel değerlendirmelerini direkt fantom değerlendirmeleri ile karşılaştırmak amacı ile CDRAD 2.0 fantomu (Artinis Medical System, The Netherlands) kullanılmıştır. Farklı PMMA kalınlıkları ile görüntülenen CDRAD 2.0 fantomu, görüntüleme sisteminin performansı hakkında bilgi verir. CDRAD fantomu görüntüleri fiziksel değerlendirme koşullarındaki ölçüm koşullarında, her kalınlık için CDRAD fantomu PMMA plakalarının ortasına yerleştirilerek elde edilmiştir (Şekil 3.8). Görüntüler her PMMA kalınlığı için fiziksel değerlendirmeler sırasında otomatik ışınlama kontrolü tarafından belirlenen ışınlama koşulları manuel olarak ayarlanarak alınmıştır. Görüntülerin değerlendirmesi Contrast-Detail Analyser yazılımı (Pascoal vd 2005) kullanılarak otomatik olarak gerçekleştirilmiştir. Değerlendirme sonucu elde edilen kontrast-detay eğrilerinden IQF_{inv} değerleri eşitlik 2.12 kullanılarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.8 CDRAD görüntülemesi için kullanılan ölçüm geometrisi

Fiziksel değerlendirme sonuçları (IeDQE) ile IQF_{inv} sonuçlarının korelasyonunu incelemek için Pearson korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Korelasyon katsayısının matematiksel ifadesi aşağıdaki eşitlikte verilmiştir (Higgins 2005).

$$Corr = \frac{\sum xy - \frac{\sum x \sum y}{n}}{\sqrt{\left(\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}\right) \left(\sum y^2 - \frac{(\sum y)^2}{n}\right)}} \quad (3.3)$$

Burada x ve y değişkenler, n ise değişken sayısıdır.

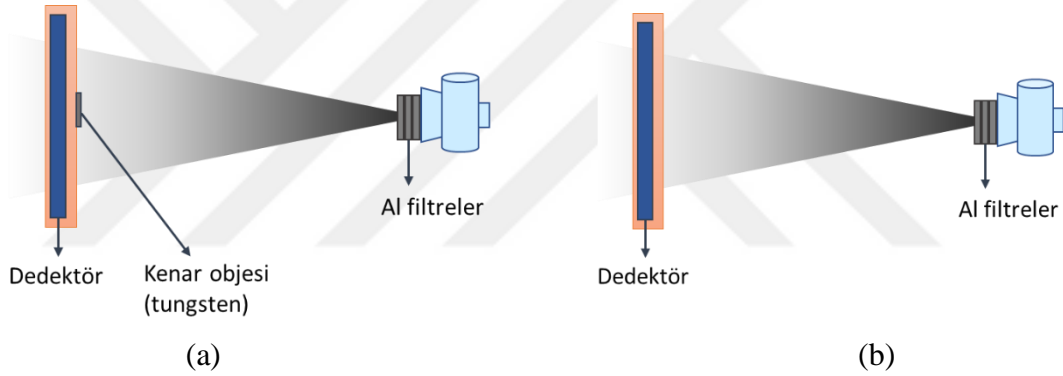
3.1.4 Dedektörün fiziksel karakterizasyonu

Tüm sistem performansı değerlendirilmenin yanı sıra detektör performansının fiziksel karakterizasyonu, IEC 62220-1-1 standardına uygun olarak saçıcısız ortamda ve grid kullanılmadan gerçekleştirilmiştir (Anonymous 2005). Ölçümlerde IEC 61267 standardında tanımlanmış olan ve hastadan çıkan demeti simüle etmek için tanımlanan farklı RQA standart demet kaliteleri kullanılmıştır (Anonymous 1994). Çalışmada kullanılan RQA demet kaliteleri ve filtre özellikleri Çizelge 3.3'te verilmiştir. Tüm ölçümler üç farklı doz değerinde gerçekleştirilmiştir. Bu dozlar belirlenirken sistemin otomatik ışınlama kontrolünde verdiği doz değeri E_0 olarak kabul edilmiş ve bu doz

değerinin üç kat altında ($E_0/3$) ve üç kat üstünde ($3E_0$) ölçümler alınmıştır. Burada amaç, dedektör performansının doza bağlı değişiminin belirlenmesidir. MTF ve NNPS ölçümlerinde kullanılan geometriler Şekil 3.9a ve b’de verilmiştir.

Çizelge 3.3 RQA demet kalitelerinin özellikleri (Anonymous 1994)

| Demet kalitesi | kVp | HVL (mm-Al) | İlave filtre kalınlığı (mm-Al) | q-değeri ($\mu\text{Gy}^{-1}\text{mm}^{-2}$) |
|----------------|-----|-------------|--------------------------------|--|
| RQA5 | 70 | 6.8 | 21 | 30174 |
| RQA7 | 90 | 9.2 | 30 | 32362 |
| RQA9 | 120 | 11.6 | 40 | 31077 |



Şekil 3.9 DQE değerlendirmelerinde kullanılacak MTF (a) ve NNPS (b) ölçüm

Dedektör performansının belirlenmesi için kullanılan bu metodoloji MTF, NNPS ölçümleri ve DQE hesaplamalarına dayanmaktadır. Saçıcısız olarak ölçülen MTF ve NNPS verileri kullanılarak DQE aşağıdaki eşitlikle hesaplanmıştır (Anonymous 2005):

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{q \cdot NNPS(f) \cdot K} \quad (3.4)$$

Burada f uzaysal frekans, K dedektör yüzeyindeki hava kerma, q birim doz başına birim yüzeye gelen foton sayısıdır.

3.1.5 Monte Carlo (MC) simülasyonları

Simülasyon çalışmaları için MCNP4C Monte Carlo kodu (Briesmeister 2000) kullanılmıştır. Genel amaçlı bir Monte Carlo kodu olan MCNP, 3-boyutlu geometriler için foton, elektron ve nötronların taşınması ve etkileşimlerini simüle etmede oldukça etkin ve köklü bir yazılımdır. Simülasyonda foton taşınması x-ışını kaynağından fantom ve gridlere kadar simüle edilerek deneysel ölçüm geometrileri modellenmiştir. Noktasal bir x-ışını kaynağı dedektör düzleminde 100 cm uzakta simüle edilmiş ve x-ışın demeti konik bir dağılımla yönlendirilmiştir. Anot materyali, anot açısı, tüp voltajı ve toplam filtrasyonu tanıtarak x-ışın spektrumu tüm tüp voltajları ve fantom kalınlığı koşulları için SpekCalc yazılımından elde edilmiştir (Poludniowski vd 2009). Bu x-ışını spektrumu MC kodunda girdi olarak kullanılmıştır. X-ışın demeti SF simülasyonu için 20x20 cm²'lik kare bir alana kolime edilirken TF simülasyonları için dar demet simülasyonu kullanılmıştır. PMMA fantomları 25x25 cm² boyutunda değişen kalınlıklarda (10, 15, 20 ve 25 cm) modellenmiştir. Fantomun MC koduna tanıtılması için, fantom malzemesine ait yoğunluk ve element bileşenleri National Institute of Standards and Technology, NIST veri tabanından temin edilerek MC koduna girdi olarak kullanılmıştır (<https://www.nist.gov>, 2019). Dedektör, 2 x 2 x 2 cm³'lük hava dolu bir hücre olarak modellenmiştir. Simülasyonlar fantomlu ve fantomsuz olarak gerçekleştirilmiştir. SF simülasyonları için, 3 mm çapında, 6 mm uzunluğunda kurşun silindireler 14 x 14 cm² boyutunda 6 mm kalınlığında PMMA bloğu içinde tanıtılmıştır. Soğrulan dozu elde etmek için F6 enerji depolama tally'si (MeV/g/kaynak/parçacık) kullanılmıştır. Gerek SF gerekse TF için oransal hesaplar kullanıldığı için doz birimi dönüşümüne ihtiyaç duyulmamıştır. Her simülasyon hikayesi için belirsizliğin %5'in altında tutulması amacı ile başlangıç foton sayısı 10⁷ olarak seçilmiştir. MC ile teorik olarak hesaplanan SF ve TF değerleri deneysel ölçümlerle elde edilen sonuçlarla kıyaslanmıştır.

3.2 Görüntü Kalitesinin Fiziksel Ölçümleri ve Gözlemci Değerlendirmeleri Arasındaki Korelasyonunun Araştırılması

Bu çalışmanın amacı, dijital akciğer radyografisinde fiziksel görüntü kalitesi ile gözlemci değerlendirme yöntemleri arasındaki ilişkiyi incelemek ve yöntemler arası korelasyonu

araştırarak yapılan değerlendirmelerin klinik açıdan anlamlı hale getirilmesine yardımcı olmaktadır. Fiziksel görüntü kalitesi değerlendirmeleri, eDQE metriği kullanılarak yapılmış ve dijital radyografi sistemlerinin öznel performansı, CDRAD 2.0 fantomu kullanılarak kontrast-detay diyagramlarından elde edilen inverse image quality figure (IQF_{inv}) ile değerlendirilmiştir. Hem fiziksel hem de öznel ölçümler farklı PMMA fantom kalınlıkları ve tp voltajları kullanılarak yapılmıştır. Klinik görüntü kalitesi değerlendirmeleri için ise anatomik bir göğüs fantomu görüntüleri ve akciğer radyografisi için Avrupa Görüntü Kalitesi Kriterlerine dayanan VGA tekniği kullanılmıştır. Yöntemler arası korelasyon hesabı Spearman korelasyon katsayısı kullanılarak yapılmıştır.

Görüntüleme Sistemleri:

Çalışmada, farklı üreticilere ait, dördü indirekt flat panel dedektörü, diğeri depolama fosforlu bilgisayarlı radyografi sistemi olan beş dijital radyografi sistemi kullanılmıştır. Kullanılan sistemlerin özellikleri izelge 3.4'te verilmiştir. Görüntüler bir dizi tp voltajı ile (70, 81, 90, 102, 110 ve 125 kVp) ve tüm sistemler için büyük odak nokta boyutu (1.2 mm) kullanılarak elde edilmiştir. Dedektör-odak mesafesi 180 cm'e ayarlanmış ve ilave filtre kullanılmamıştır.

Çizelge 3.4 Çalışmada kullanılan dijital radyografi sistemlerinin teknik özellikleri

| | CARESTREAM DRX-1C | PHILIPS TRIXELL PIXIUM 4600 | KONICA MINOLTA AERO DR | TOSHIBA FDX4343R | FUJI FCR PROTECT CS (IP CASSETTE TYPE CC) |
|---|---------------------------------|--|-----------------------------------|---|--|
| Sistemin bulunduğu merkez | A.Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü | TOBB Hastanesi | Ufuk Ü. Dr. Rıdvan Ege Hastanesi | A.Ü. Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesi | Ufuk Ü. Dr. Rıdvan Ege Hastanesi |
| X-ışın cihazı | GE Silhouette VR | Philips Digital Diagnost VM | GE Silhouette VR | USX-RAY X3C | GE Silhouette VR |
| Dedektör Tipi | Flat panel | Flat panel | Flat panel | Flat panel | Depolama fosforu |
| Dedektör Malzemesi | CsI (pikselli yapı) | CsI (iğne yapılı) | CsI (pikselli yapı) | CsI (pikselli yapı) | Toz BaFBr: Eu ²⁺ |
| Piksel alanı | 3072x2560 | 3001x3001 | 1994x2340 | 3008x3072 | 1750x2150 |
| Piksel boyutu (mm) | 0.139 | 0.148 | 0.175 | 0.143 | 0.200 |
| Grid Tipi | Sabit | Hareketli | Sabit | Sabit | Sabit |
| Grid Oranı | 10:1 | 8:1 | 10:1 | 12:1 | 10:1 |
| Grid Frekansı | 60 çç/cm | 40 çç/cm | 60 çç/cm | 40 çç/cm | 60 çç/cm |
| Grid odak mesafesi (cm) | 180 | 140 | 180 | 140 | 180 |
| X-ışın tüpü odak nokta boyutu (mm) | 1.2 | 1.2 | 1.2 | 1.2 | 1.2 |

Fantomlar:

Çalışmada üç farklı tipte fantom kullanılmıştır. Fiziksel ölçümler için farklı hasta kalınlıklarını simüle etmek amacı ile 25 x 25 cm² boyutunda farklı kalınlıklarda PMMA plakaları kullanılmıştır.

Kontrast-detay dedekte edilebilirliğini değerlendirmek için CDRAD 2.0 fantomu (Artinis Medical System, the Netherlands) kullanılmıştır.

Klinik görüntü kalitesi değerlendirmeleri için ise anatomik bir fantom (Alderson RS-330 akciğer/göğüs fantomu, Radiology Support Devices, Canada) kullanılmıştır.

3.2.1 Fiziksel görüntü kalitesi değerlendirmeleri

Farklı yöntemlerle elde edilen ölçüm sonuçlarının frekans bazında karşılaştırılması mümkün olmadığından, bu çalışmada eDQE değerlerinin tüm frekanslar boyunca integrali alınmış, her PMMA kalınlığı ve tüp voltajı için eşitlik 3.2 kullanılarak IeDQE değerleri hesaplanmıştır. Bu sayede yöntemler arası doğrudan karşılaştırma yapılabilmektedir.

Odak-dedektör mesafesi 180 cm'ye (rutin akciğer incelemelerine uygun olarak) ayarlanmıştır. eDQE uzaysal ayırma gücü ve kontrast kavramlarını birleştiren nicel bir parametredir. Kontrast-detay diyagramları da benzer bir biçimde kontrast ve uzaysal ayırma gücü kavramlarını birleştirmektedir. Bu nedenle fiziksel ölçüm parametresi IeDQE ile öznel değerlendirmelerin kıyaslanması amacı ile fizikofiziksel ölçümlerde CDRAD 2.0 fantomu kullanılarak kontrast-detay eğrileri elde edilmiştir.

3.2.2 Kontrast-detay ölçümleri

Kontrast-detay ölçümleri CDRAD 2.0 fantomu kullanılarak kısım 3.1' deki şekilde yapılmıştır. Fantom görüntülerinden elde edilen kontrast-detay diyagramları hem üç farklı gözlemci tarafından manuel olarak hem de Contrast Detail Analyser yazılımı

kullanılarak otomatik olarak elde edilmiştir. Kontrast-detay diyagramları kullanılarak IQF_{inv} değerleri hesaplanmıştır. Manuel ve otomatik olarak elde edilen sonuçlar arasında iyi bir korelasyon elde edildiğinden sonuçlarda otomatik olarak elde edilen veriler kullanılmıştır.

3.2.3 Klinik performans değerlendirmeleri (VGA puanlaması)

Klinik değerlendirmeler için tüm görüntüleme sistemlerinde Alderson RS-330 akciğer / göğüs fantomunun bir dizi posteroanterior (PA) görüntüsü alınmıştır. Odak-dedektör mesafesi klinik akciğer incelemelerinde olduğu gibi 180 cm'e ayarlanmıştır. Fantom görüntüleri otomatik ışınlama kontrolü kullanılarak altı farklı tüp voltajında (70, 81, 90, 102, 110 ve 125 kVp) hiçbir ilave filtre kullanılmadan alınmıştır. Tüm fantom görüntüleri her sistemin akciğer incelemeleri için belirlenmiş kendi görüntü işleme algoritması kullanılarak işlenmiştir. Görüntüler elde edildikten sonra tüm görüntüler dijital olarak depolanmış ve değerlendirme için bu elektronik görüntüler kullanılmıştır. Değerlendirmenin yapıldığı medikal monitörler DICOM (Dijital Imaging and Communication in Medicine) Gri-Skala Ekran Fonksiyonu standardına uygun olarak kalibre edilmiştir (Anonymous 1993, Olgar ve Kamberli 2013). Gözlemcilerin görüntüde kontrast ve parlaklık ayarı yapmasına izin verilmiş ve görüntüler gözlemcilere rastgele sırada gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan akciğer/göğüs fantomuna ait örnek bir radyografi görüntüsü Şekil 3.10'da verilmiştir.



Şekil 3.10 DQE değerlendirmelerinde kullanılacak MTF (a) ve NNPS (b) ölçüm

Görüntüler, alanlarında uzman altı radyolog tarafından değerlendirilmiş ve Avrupa görüntü kalitesi kriterlerine göre puanlanmıştır (Anonymous 1996a).

Çalışmada mutlak VGA puanlama yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan görüntü kalitesi kriterleri ve puanlama kriterleri sırası ile Çizelge 3.5 ve Çizelge 3.6'da verilmiştir.

Çizelge 3.5 Akciğer radyografisi için kullanılan görüntü kalitesi kriterleri

| Kriter numarası | Tanım |
|------------------------|--|
| 1 | Toraksın simetrik duruşu klavikuların medial uçlarının spinöz çıkıntılara eşit mesafede olduğu izlenebiliyor mu? |
| 2 | Tüm akciğer alanlarında vasküler paternin keskin görünümü özellikle periferik damarlar izlenebiliyor mu? |
| 3 | Aorta ve kalp kenarları keskin net olarak izlenebiliyor mu? |
| 4 | Kalp gölgesi içinde intervertebral disk mesafeleri seçilebiliyor mu? |
| 5 | Ufak nodüler yapı detayları retrokardiyak alanlar da dahil bütün akciğer alanlarında görüntülenebilmiş mi? <i>Yüksek kontrast; 0.7mm çaplı</i> <i>Düşük kontrast; 2 mm çaplı</i> |
| 6 | Periferik akciğer alanlarında lineer ve retiküler detaylar görüntülenebilmiş mi? <i>Yüksek kontrast; 0,3mm genişlikte</i> <i>Düşük kontrast; 2mm genişlikte</i> |

Çizelge 3.6 Klinik görüntülerin değerlendirilmesinde kullanılan mutlak puanlama kriterleri

| Mutlak puanlama | Anatomik yapının görünürlüğü |
|------------------------|--|
| 1 | Görünür değil (kötü görüntü kalitesi) |
| 2 | Yetersiz biçimde görünüyor (yetersiz görüntü kalitesi) |
| 3 | Yeterince görünüyor (yeterli görüntü kalitesi) |
| 4 | Çok iyi görünüyor (iyi görüntü kalitesi) |

İstatistiksel Analiz:

VGA puanları, IQF_{inv} ve IeDQE sonuçları arasındaki korelasyonlar Spearman korelasyon katsayısı kullanarak elde edilmiştir (Weaver vd 2017). 0.8'den küçük olan sınıflar arası (interclass) korelasyon katsayıları zayıf güvenilirlik seviyesi olarak değerlendirilmiştir ve hesaba katılmamıştır.

İstatistiksel anlamlılık, varyans analizi (ANOVA) aracılığı ile hesaplanmıştır. Tüm istatistiksel hesaplamalar için güven aralığı (p) %95 olarak seçilmiştir.

3.3 Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Geliştirilmesi

Görüntü kalitesi ve görüntüleme sisteminin performansının değerlendirilmesi, fantom çalışmalarına dayanan görsel ve kantitatif değerlendirmeleri bütünüyle içermelidir. Ancak sistemler arası farklı görüntüleme algoritmalarının kullanılması ve görüntü kalitesi değerlendirmelerinde çok sayıda materyal, yöntem ve görüntü kalitesi fantomuna ihtiyaç duyulması kalite kontrol ve performans ölçümlerinin gerçekleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Burada en büyük problem maliyettir. Testlerde kullanılan standart fantomların yurtdışından temin edilmesi sebebiyle bu testlerin maliyeti oldukça fazladır. Tüm bunların sonucunda ülkemizde bu tarz görüntü kalitesi testleri neredeyse hiç uygulanamamakta; dolayısıyla kliniklerde görüntü kalitesi-doza optimizasyonu yapılamadığından hastalar yüksek radyasyon dozlarına maruz kalabilmekte veya tanı için yeterli kalitede görüntülerin elde edilmesi zorlaşmaktadır.

Tez çalışmasının bu aşamasında, tanısal radyolojide kullanılan sayısal radyografi sistemlerinin kalite kontrolünde kullanılmak üzere çok amaçlı fantom hazırlanmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında Monte Carlo simülasyonları ile fantom ana malzemesinin lineer azalım katsayısı, geçirim faktörü gibi nicelikleri hesaplanarak fantom malzemesinin uygunluğu teyit edilmiştir. Ayrıca farklı görüntü kalitesi niceliklerinin hesaplanabilmesi için hazırlanacak olan fantomda kullanılacak soğurucu malzemelerin özellikleri de yine Monte Carlo simülasyon yöntemi ile hesaplanmış ve kalınlıkları

belirlenen soğurucular kullanılarak fantom hazırlanmıştır. Hazırlanan fantomla gerçekleştirilen performans ölçümleri aşağıda sıralanmıştır:

1. Sinyal Transfer Fonksiyonu (Signal Transfer Property, STP) ölçümü
2. etkin Modülasyon transfer fonksiyonu (eMTF) ölçümü
3. etkin Normalize gürültü güç spektrumu (eNNPS) ölçümü
4. etkin Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (eDQE) hesabı
5. Görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü
 - a. Sinyal gürültü oranı (SNR)
 - b. Kontrast (C)
 - c. Yüksek kontrast ayırma gücü (high Contrast Spatial Resolution, HCSR) ölçümü
 - d. Görsel ayırma gücü sınırı

Bu ölçümler hem mevcut standart fantomlarla hem de çalışmada hazırlanan fantomlarla gerçekleştirilmiş ve sonuçlar kıyaslanmıştır.

Çalışmada yapılan ölçümler, farklı merkezde bulunan iki farklı sayısal radyografi sisteminde gerçekleştirilmiştir. Bunlardan bir tanesi Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Diagnostik Radyoloji laboratuvarı bünyesinde bulunan Kodak marka Carestream DRX-1C indirekt sayısal dedektörünün kullanıldığı General Electric Silhouette VR konvansiyonel x-ışın sistemi, bir diğeri ise saha çalışması amacı ile kullanılan TOBB Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan Philips Trixell Pixium Indirekt sayısal detektörünün kullanıldığı Philips DigitalDiagnost sistemidir (Çizelge 3.4).

3.3.1 Standart fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler

3.3.1.1 STP, eMTF, eNNPS, eDQE değerlendirmeleri

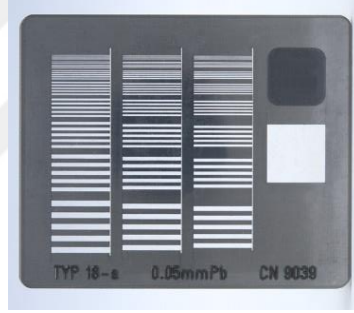
Çalışmanın ilk aşamasında standart fantomlar kullanılarak yukarıda liste halinde verilen (Bölüm 3.3) ilk dört maddeye ait değerlendirmeler için, kullanılan iki görüntüleme

sisteminde farklı PMMA kalınlıkları ile 70, 90 ve 120 kVp'de bölüm 3.2'de belirtilen yöntem kullanılmıştır.

3.3.1.2 Diğer görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü

MTF, NNPS gibi nicel performans göstergeleriyle değerlendirilmesinin yanı sıra görüntü kalitesi görsel olarak ve SNR, C ve HCSR gibi parametreler kullanılarak çok yönlü biçimde ele alınmıştır.

Yüksek kontrast ayırma gücünün görsel değerlendirmesi için Hüttner Type 18 fantomu kullanılmıştır. Hüttner fantomu, üzerinde artan frekans gruplarından oluşan farklı çizgi çiftleri bulunan çubuk desenidir (Şekil 3.11).

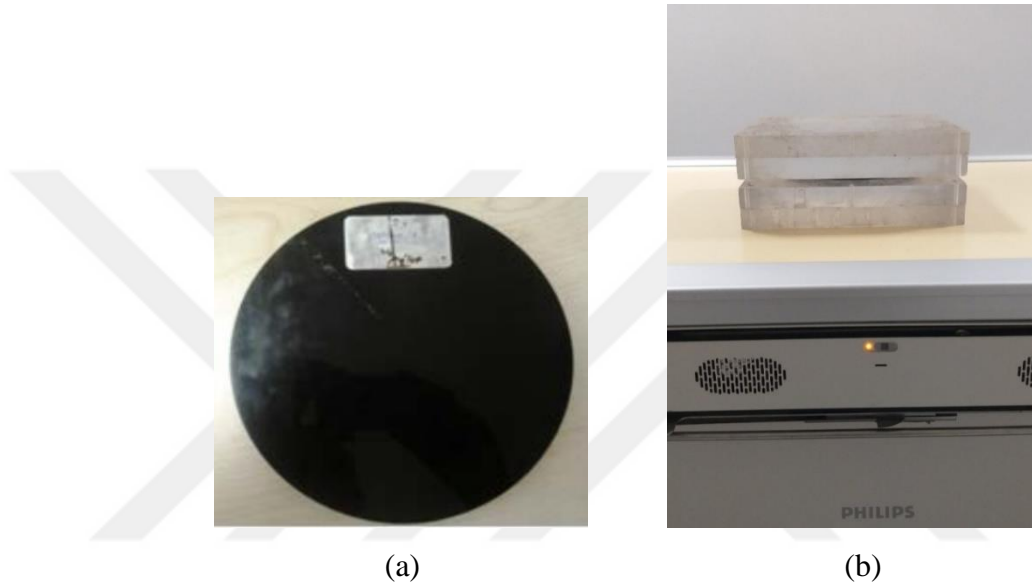


Şekil 3.11 Hüttner Type 18 yüksek ayırma gücü fantomu

Bu sayede sistemin ayırma gücü sınırı görsel bir biçimde değerlendirilir. Bunun için Hüttner fantomu doğrudan dedektör üzerine yerleştirilerek düşük enerjide (50 kVp) otomatik ışınlama kontrolünde görüntüsü alınmıştır. Elde edilen görüntülerden ayırma gücü sınırı görsel olarak belirlenmiştir.

Ancak bu ölçüm doğrudan dedektör performansını yansıtmakta ve herhangi bir saçıcı etkisini yansıtmamaktadır. Ayrıca tamamen gözlemciye dayalı öznel sonuçlar vermektedir. Gerçek hasta çalışmalarını simüle edebilmek için literatürde bu ölçüm yöntemi farklı fantomlarla gerçekleştirilmiştir (Vano vd 2008, 2010). Bu çalışmalardan yola çıkılarak saçıcı ortam varlığında ve grid kullanılarak farklı görüntü kalitesi metriklerinin eş zamanlı değerlendirilebilmesi amacı ile alçak kontrast fantomu (LCD 4,

TestObjects, United Kingdom) (Şekil 12a) ve Hüttner fantomu 10 cm kalınlığındaki PMMA plakalar arasına yerleştirilerek üç farklı demet kalitesinde otomatik ışınlama kontrolü ile görüntüleri alınmıştır (Şekil 12b). LCD 4 fantomu içinde her biri 11.1 mm çapında değişen kontrastlara sahip diskler bulunmaktadır. Bu disklerden kontrast değerleri hesaplanmakta ve ayırt edilebilen en son disk minimum dedekte edilebilen kontrast (MDC) değerini vermektedir (Bor vd 2016).



Şekil 3.12 LCD 4 fantomu (a), PMMA+LCD4 fantomlarının kullanımı (b)

Elde edilen görüntülerde HCSR değeri 3.5 eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır:

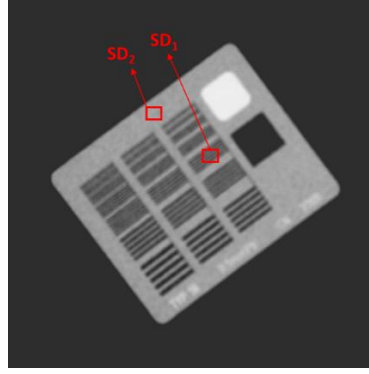
$$\text{HCSR} = \text{SD}_1 - \text{SD}_2 \quad (3.5)$$

Burada SD_1 Şekil 13'te gösterilen yedinci grup içinde seçilen ilgi alanındaki ortalama piksel sayım değerinden hesaplanan standart sapma, SD_2 benzer şekilde arka plandan seçilen ilgi alanındaki ortalama piksel sayımından elde edilen standart sapma değeridir (Vano vd 2010).

Kontrast değeri LCD4 fantomundaki disklerden eşitlik 3.6'daki şekilde hesaplanmıştır:

$$C = \frac{(N_D - N_{Bg})}{N_{Bg}} \quad (3.6)$$

Burada N_D fantomda seçilen diske çizilen ilgi alanındaki ortalama piksel sayımı, N_{Bg} arka plana çizilen ilgi alanındaki ortalama piksel sayımıdır.



Şekil 3.13 Hüttner fantomunun radyografik görüntüsü ve HCSR hesabında kullanılan ilgi alanları

Benzer şekilde sinyal gürültü oranı kontrast hesabında kullanılan ilgi alanları kullanılarak (Vano vd 2008) eşitlik 3.7’de verildiği şekilde hesaplanmıştır.

$$SNR = \frac{(N_D - N_{Bg})}{[(N_D + N_{Bg})]^{0.5}} \quad (3.7)$$

3.3.2 Fantom malzemesi

Doz ölçümü, saçılma etkisi, performans ölçümleri gibi testlerde kullanılan fantomlarının en önemli özelliği hastayı simüle etmeleri amacı ile doku eşdeğeri malzemelerden üretilmiş olmalarıdır. Yumuşak doku yoğunluğu 1 g/cm^3 kabul edilir ve malzeme seçiminde bu yoğunluğa eşdeğer malzemeler tercih edilir. Bu anlamda PMMA ($\rho=1.19 \text{ g/cm}^3$) çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada PMMA’ya alternatif olarak yüksek yoğunluklu polietilen (YYPE) kullanılmıştır. Yoğunluğu $\rho=0.95-0.97 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir ve yumuşak doku yoğunluğuna oldukça yakındır. Bunun yanı sıra YYPE temini kolay, maliyeti düşük ve kolay işlenebilir bir malzemedir.

Çalışmada kullanılan YYPE PETKİM PETROKİMYA HOLDİNG A.Ş. tarafından projeye destek amacı ile hibe olarak verilmiştir (50 kg). Temin edilen malzeme küçük granül formdadır (Şekil 3.14) ve teknik özellikleri Çizelge 3.7’de verilmiştir.



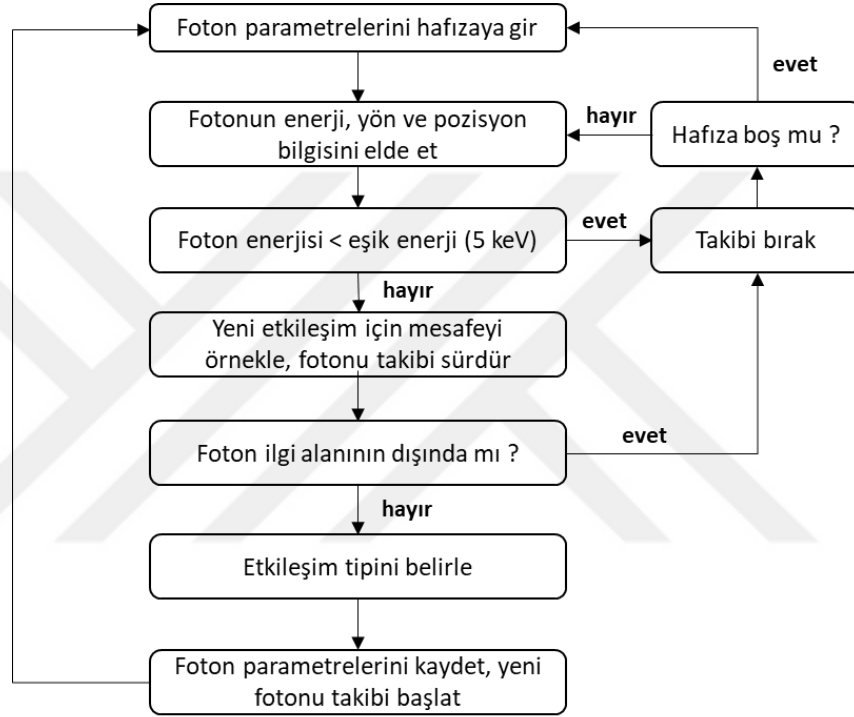
Şekil 3.14 Petkim Petrokimya Holding A.Ş’den temin edilen YYPE granül malzeme

Çizelge 3.7 YYPE teknik özellikler

| Özellikler | Tipik değer | Birim | Test metodu |
|---|-------------|-------------------|---------------|
| REÇİNE ÖZELLİKLERİ | | | |
| Erime akış hızı (190°C/2.16kg) | 5.5 | g/10 dk | ASTM D1238 |
| Yoğunluk, 23°C | 0.965 | g/cm ³ | ASTM D1505 |
| Erime noktası (DSC) | 134 | °C | ASTM D3418 |
| MEKANİK ÖZELLİKLER | | | |
| Akmada gerilme dayanımı | 30 | MPa | ASTM D638 |
| Kopmada gerilme dayanımı | 17 | MPa | ASTM D638 |
| Kopmada uzama | 1250 | % | ASTM D638 |
| Bükülme modülüsü, 23 °C | 1200 | MPa | TS EN ISO 178 |
| İzod darbe dayanımı, 23 °C | 50 | J/m | ASTM D256 |
| Sertlik (Shore D) | 66 | - | ASTM D2240 |
| Çevresel baskıyla kırılma dayanımı (%10 Igepal, F50) | 4 | Saat | ASTN D1693 |
| TERMAL ÖZELLİKLER | | | |
| Vicat Yumuşama noktası, 10 N | 124 | °C | ASTM D1525 |

3.3.3 Monte Carlo simülasyonları

Programlama dili olarak C# programlama dili seçilmiştir. Bunun için daha önce saçılım kesri hesabı için yazılan kod (Meriç vd 1998) geliştirilerek kodun içine bu çalışmada kullanılan fantom ve soğurucu materyal özellikleri ve geometrileri tanımlanmıştır. Hazırlanan kodun algoritması Şekil 3.15'teki gibidir.

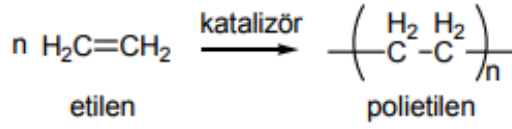


Şekil 3.15 Monte Carlo algoritması

Modellemede tanısal radyoloji enerji aralığında fotonun madde ile yapacağı üç etkileşim tipi dikkate alınmıştır: fotoelektrik soğrulma, compton ve rayleigh saçılmaları. İlk aşamada kullanılacak her malzeme için lineer soğurma katsayıları üç etkileşim tipi için üç farklı demet kalitesinde ayrı ayrı hesaplatılmıştır. Bu soğurma katsayıları daha sonra modellemede ortalama serbest yol ve fotonun madde içinde yapacağı etkileşim olasılıklarının hesaplanmasında kullanılmak üzere bir alt dosya halinde programa kaydedilmiştir.

Aşağıda örnek olarak YYPE'ye ait lineer soğurma katsayı hesaplaması gösterilmektedir:

YYPE malzemesi C ve H atomlarından meydana gelmektedir.



Polietilen formülü: $(\text{C}_2\text{H})_n$

$$\text{ZH} : 1 ; \text{N}_\text{H} : 5.97410^{23}$$

$$\text{ZC} : 6 ; \text{N}_\text{C} : 5.01410^{22}$$

Lineer soğurma katsayıları her bir etkileşim tipi için aşağıdaki eşitliklerle hesaplanmıştır (Macovski 1983):

$$\text{MuComp} = \rho * (1\text{E} - 24) * (\text{W}_1 * \text{N}_1 * \text{XComp} + \text{W}_2 * \text{N}_2 * \text{YComp} + \dots)$$

$$\text{MuPh} = \rho * (1\text{E} - 24) * (\text{W}_1 * \text{N}_1 * \text{XPh} + \text{W}_2 * \text{N}_2 * \text{YPh} + \dots)$$

$$\text{MuInCoh} = \rho * (1\text{E} - 24) * (\text{W}_1 * \text{N}_1 * \text{XInCoh} + \text{W}_2 * \text{N}_2 * \text{YInCoh} + \dots)$$

Burada;

ρ : bileşik yoğunluğu

W_1 : maddedeki X. elementin kesri

N_1 : X. elementin atom sayısı

W_2 : maddedeki Y. elementin kesri

N_2 : Y. elementin atom sayısını ifade etmektedir

Ortalama serbest yol bir fotonun madde içinde etkileşmeden ilerleyebileceği ortalama uzaklıktır. Homojen bir ortamda ilerleyen fotonun x' kadar mesafe kat ettikten sonra herhangi bir etkileşim yapma olasılığı (Hammersley ve Handscomb 1964);

$$q = \frac{\int_0^{x'} I dx}{\int_0^{\infty} I dx} = \frac{\int_0^{x'} I_0 e^{-\mu x} dx}{\int_0^{\infty} I_0 e^{-\mu x} dx} \quad (3.8)$$

Bu eşitlikten;

$$q = 1 - e^{-\mu x} \quad (3.9)$$

olarak elde edilir. Ortalama serbest yol ise etkileşim olasılığının bir fonksiyonu olarak ters dönüşüm ilkesi ile;

$$x = -\frac{\ln(q)}{\mu(E)} \quad (3.10)$$

şeklinde elde edilmiştir. Burada q, 0-1 arasında değişen rastgele bir sayıyı ifade etmektedir ve kod içerisinde alt program olarak yazılan rastgele sayım üretici (random number generator) tarafından oluşturulmaktadır.

Eşitlik 3.8, 3.9 ve 3.10'dan yola çıkılarak her bir etkileşim tipi için (fotoelektrik soğrulma, Compton saçılması, Rayleigh saçılması) fotonun madde içindeki ortalama serbest yolu programda aşağıdaki eşitliklerle hesaplanmaktadır:

Fotoelektrik olay için;

$$x_f = -\frac{\ln(q)}{\mu_f(E)} \quad (3.11)$$

Compton saçılması için;

$$x_c = -\frac{\ln(q)}{\mu_c(E)} \quad (3.12)$$

Rayleigh saçılması için;

$$x_r = -\frac{\ln(q)}{\mu_r(E)} \quad (3.13)$$

Kod içinde her bir foton için ortalama serbest yol bu eşitliklerle hesaplanmakta ve en küçük serbest yolu veren sonuca bağlı olarak fotonun madde içinde yaptığı etkileşim tipi seçilerek döngüye dahil edilmektedir. Simülasyonda her ölçüm için 10 iterasyon yapılmış ve her iterasyonda 10^5 foton kullanılmıştır.

TF Simülasyonları

Ön çalışma olarak PMMA'nın lineer soğurma katsayıları hesaplandıktan sonra modellemede PMMA'nın geçirgenlik faktörleri (TF) farklı kalınlıklar (10, 15, 20 ve 25 cm) için üç farklı demet kalitesinde (70, 90 ve 120 kVp) hesaplanmıştır. Bunun için x-ışını kaynağı olarak XComp5r yazılımından üç demet kalitesine ait elde edilen spektrumlar kod içerisinde alt dosya olarak oluşturulmuştur. X-ışın kaynağı kartezyen koordinat sisteminde başlangıç noktasında ($x=0$, $y=0$, $z=0$) tanımlanmıştır. PMMA plakalar ise (x,y) yönünde 25x25 cm boyutunda z-ekseninde merkezlenerek x-ışını kaynağından 60 cm uzaklıkta (deneysel ölçüm geometrisine uygun biçimde) tanımlanmıştır. TF hesabı için değişen fantom kalınlıkları için fantomun çıkış noktasında yalnızca fantomdan çıkan fotonlar dikkate alınmıştır. Daha sonra hiç fantom yokken aynı noktaya düşen foton sayıları hesaplatılmış ve fantomdan çıkan foton sayısının fantom yokken aynı noktaya düşen foton sayısına oranından TF hesaplanmıştır. Hesaplamalarda oranlama yapıldığından doz birimine dönüşüme gerek duyulmamıştır. Elde edilen simülasyon sonuçları çalışmanın ilk aşamasında gerçekleştirilen deneysel ölçüm sonuçları ile kıyaslanmıştır.

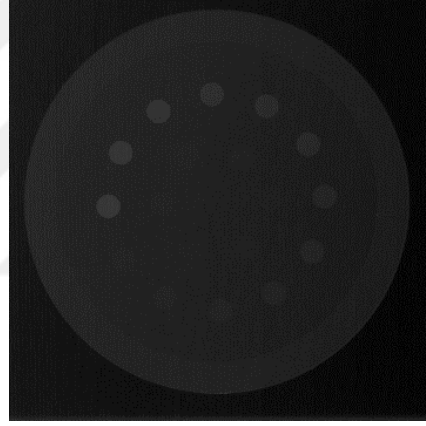
Bu ön çalışmanın amacı, modellemede oluşturulan ölçüm geometrisinin doğruluğunu teyit etmektir. MC sonuçları ile deneysel sonuçların birbiri ile uyum içinde olduğu görüldükten sonra PMMA modellemesi için gerçekleştirilen işlemler bu defa YYPE için aynı geometriler kullanılarak tekrar edilmiştir. YYPE'nin lineer soğurma katsayıları PMMA ile aynı kalınlıklar ve aynı demet enerjileri kullanılarak hesaplanmış ve YYPE'ye ait TF değerleri Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanmıştır. Monte Carlo ile elde edilen TF değerleri PMMA'ya ait TF değerlerine yakın sonuçlar vermiş ve YYPE'nin PMMA'ya alternatif olarak kullanılabilmesi için Monte Carlo simülasyonu ile de teyit edilmiştir.

Görüntü Kalitesi Fantomu Modellemesi

Daha önce de belirtildiği gibi görüntü kalitesinin görsel değerlendirilmesinde çok sayıda ölçüm parametresine ve bunların ölçülebilmesi için birden fazla fantoma ihtiyaç

duyulmaktadır. Bunlardan yola çıkılarak görsel ayırma gücü sınırı, SNR, C ve HCSR gibi niceliklerin bir arada değerlendirilebileceği bir fantom modeli tasarlanmıştır. SNR ve C değerlendirmeleri için LCD 4 fantomu esas alınmıştır. Bu fantomda farklı kontrast değerlerini veren soğurucu diskler mevcuttur ancak firma fantom içindeki soğurucu malzemenin materyali ve kalınlıkları hakkında bilgi vermemektedir. Bu nedenle yapılan fantomda LCD 4 fantomundaki kontrast değerlerini verecek soğurucu materyallerin türü ve kalınlıklarını belirlemek için tek yol Monte Carlo simülasyonudur.

Bunun için ilk olarak LCD 4 fantomu direkt olarak dedektör üzerine yerleştirilmiş ve 70 kVp'de otomatik ışınlama kontrolünde fantom görüntüsü alınmış (Şekil 3.16) ve fantomdaki her disk için kontrast değerleri hesaplanmıştır.

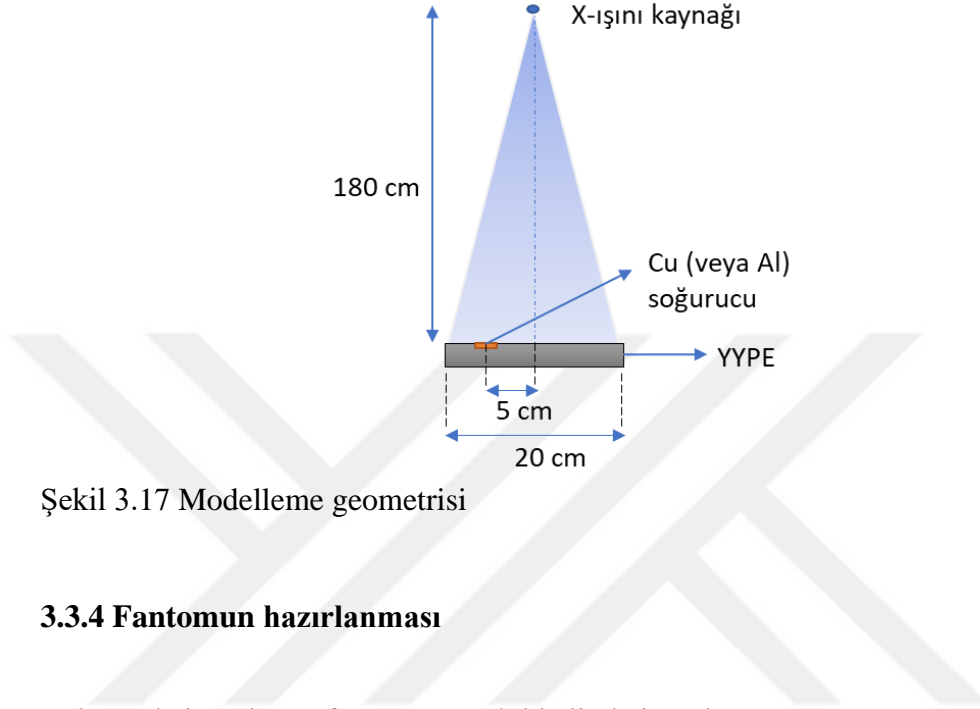


Şekil 3.16 LCD 4 fantom x-ışını görüntüsü

Yapılan modellemede x-ışın kaynağı olarak SpekCalc (Poludniowski vd 2009) yazılımından elde edilen 70 kVp demet enerjisine ait spektrum kullanılmıştır. Kaynaktan z-ekseni boyunca 100 cm mesafede 1 cm kalınlığında YYPE fantomu eksen merkezinde tanımlanmıştır. Fantomun yüzeyine 1.5x1.5 cm boyutlarında bakır soğurucular x,y ekseninde demet merkezinden 5 cm uzaklıkta tanımlanmıştır. Bakır soğurucu kalınlıkları her defasında LCD 4 fantomundaki disklerden elde edilen kontrast değerlerini verecek şekilde değiştirilerek simülasyon tekrar edilmiştir. Simülasyon ile elde edilen bakır soğurucu kalınlıklarından bazıları temin edilemediğinden bunların yerine aynı modelleme işlemi Al için tekrar edilmiş ve bunların yerine Al soğurucular kullanılmıştır. Sonuç

olarak hazırlanacak olan fantomda kullanılmak üzere on adet soğurucu kalınlığı belirlenmiştir.

Modellemede oluşturulan ölçüm geometrisi Şekil 3.17’de verilmiştir.



Şekil 3.17 Modelleme geometrisi

3.3.4 Fantomun hazırlanması

Çalışmada hazırlanan fantom 3 modül halinde hazırlanmıştır:

1. Modül: Saçıcı ortam (homojen plakalar)
2. Modül: eDQE hesaplamaları
3. Modül: Görüntü kalitesi değerlendirmeleri

Petkim Petrokimya Holding A.Ş.’den temin edilen malzeme granül formda olduğundan etüvde eritilerek katı halde plaka formunda hazırlanabilmesi için özel olarak 1 adet 25x25x3.5 cm boyutlarında kare şeklinde 1 adet 20 cm çapında dairesel teflon kalıp hazırlanmıştır.

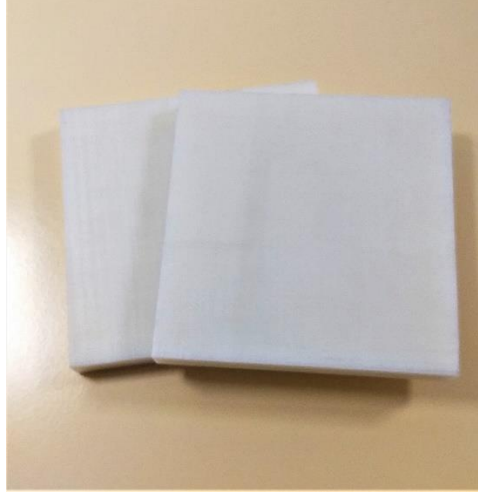
Numune hazırlama aşamasında ilk önce belirli bir kalınlık için ne kadar malzeme kullanılması gerektiğini belirlemek amacı ile deneme çalışmaları yapılmıştır. Bunun için kare teflon kalıba ince katmanlar halinde numune dökülerek kalınlık tespiti yapılmıştır. Daha sonra homojen bir eriyik elde edilebilmesi için ideal ısıtma hızı ve eritme sıcaklığı için optimizasyon çalışmaları yapılmıştır. Yapılan optimizasyon çalışmaları sonucunda

ısıtma hızı 3°C/dk ve ideal eritme sıcaklığı 170°C olarak belirlenmiştir. Ancak artan malzeme kalınlığı ile numunede yoğun miktarda hava kabarcıkları meydana geldiği görülmüştür. Etüv içinde erime sıcaklığında kalma süresi uzadıkça hava kabarcıklarının azaldığı gözlenmiştir. Bu nedenle malzemenin etüv içerisinde erime sıcaklığında ideal bekleme süresi için optimizasyon çalışmaları tekrar edilmiştir. Ve kare kalıpta hazırlanan 3 cm kalınlığındaki numune için etüvde erime sıcaklığında (170°C) bekleme süresi ortalama 18 saat olarak belirlenmiştir. Daha sonra hızlı biçimde soğutulan deneme numunelerinde çekme gözlendiğinden hazırlanan plakalar kademeli olarak soğutulmuştur.

Birinci modül için hazırlanan homojen plakalar daha sonra 20x20x2.5 cm boyutunda kestirilmiştir. Bunun sebebi fantom yüzeyinin ve kenarlarının tamamen düz biçimde elde edilmesidir. Hazırlanan fantomların kesimden önceki ve sonraki halleri sırası ile Şekil 3.18 ve Şekil 3.19’da verilmiştir.



Şekil 3.18 Homojen plakaların kesimden önceki hali



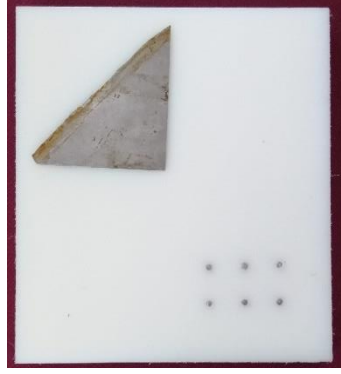
Şekil 3.19 Homojen hazırlanan fantomların kesimden sonraki son hali

İkinci modül için, hazırlanan homojen plakalardan bir tanesi kullanılmıştır. eDQE ölçümleri saçıcı ortamda (homojen fantomlarla birlikte) gerçekleştirilmekte ve SF ölçümleri için ek olarak maliyeti yüksek olan Beam Stop fantoma ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle hazırlanan modülde eDQE ölçümünün doğrudan yapılabilmesi için homojen hazırlanan kalıba SF ölçümü için 3 mm çapında ve 6 mm boyunda hazırlanan kurşun çubuklar (Şekil 3.20) gömülmüştür.

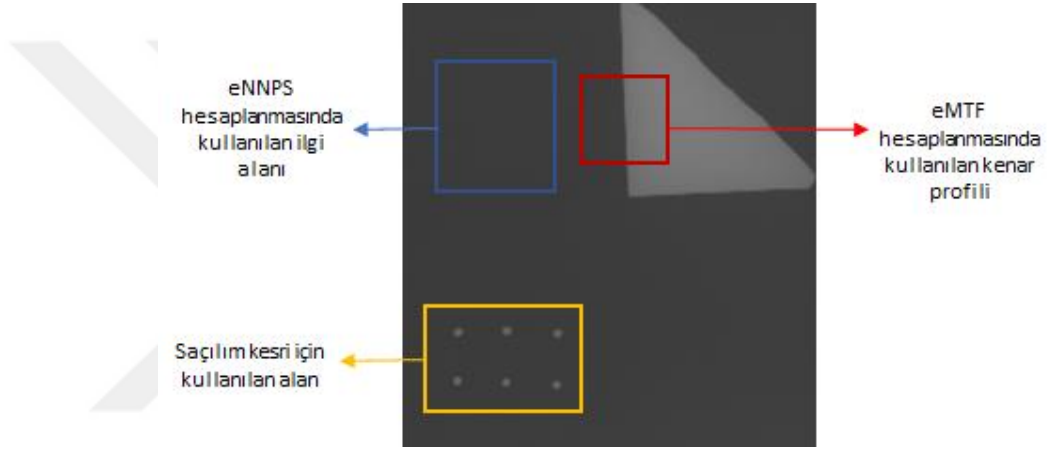


Şekil 3.20 Fantoma monte edilmek üzere hazırlanan kurşun çubuklar

Bu modüle aynı zamanda Enstitü bünyesinde mevcut olan tungsten kenar fantomu monte edilmiştir. Şekil 3.21’de eDQE için hazırlanan modül gösterilmiştir. Hazırlanan bu modül ile tek bir fantom üzerinde saçılım kesri, eMTF ve eNNPS değerlendirmeleri yapılabilmektedir. Ölçümlerde her bir parametre ölçümü için kullanılan ilgi alanları Şekil 3.22’de gösterilmiştir.



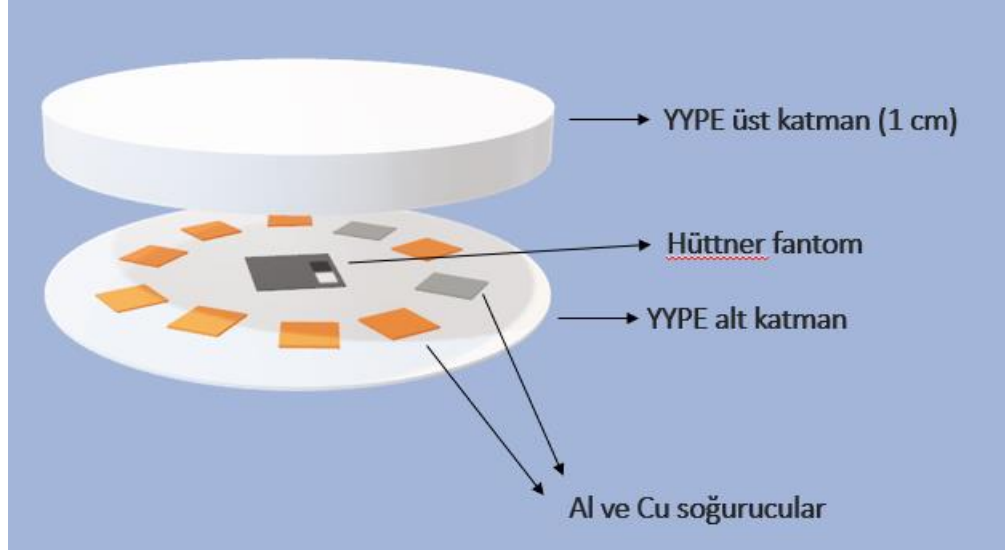
Şekil 3.21 eDQE ölçümleri için hazırlanan modülün son hali



Şekil 3.22 eDQE hesaplanmasında yapılacak ölçümlerin tek modülde eş zamanlı

Farklı boyutlardaki hastaları simüle etmek içinse homojen formda hazırlanan fantomlarla beraber kullanılarak farklı kalınlıklar için eDQE ölçümü yapılabilmektedir.

Fantomun üçüncü modülü görüntü kalitesi metriklerinin değerlendirilmesi için hazırlanmıştır. Bu modül içinse dairesel kalıp kullanılmıştır. MC modellemesinde soğurucu kalınlıkları YYPE'nin yüzeyinde tanımlandığından önce ince film halinde homojen eriyik elde edilmiştir. Daha sonra modelleme çalışması sonucu belirlenen farklı kalınlıklarda 10 adet soğurucu 1.5x1.5 cm boyutlarında hazırlanarak fantom merkezinden 5 cm çap genişliğinde dairesel olarak eritilen ince numunenin üzerine dizilmiştir. Fantomdaki soğurucu dizilimleri Şekil 3.23'te şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.23 Görüntü kalitesi değerlendirmesinde kullanılacak modülde soğurucuların

Ayrıca numunenin tam merkezine Hüttner fantomu yerleştirilmiştir. Bu sayede aynı fantom üzerinde HCSR ölçümü ve görsel ayırma gücü değerlendirmelerinin de yapılabilmesi hedeflenmiştir. Son olarak numunenin üzerine eriyik hali 1.5 cm olacak miktarda YYPE numunesi ilave edilerek yukarıda bahsedilen fırınlama aşamaları gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan numune katı forma gelene kadar kademeli olarak soğutulduktan sonra etüvden alınmıştır. Son aşamada ise hazırlanan fantom toplam kalınlığı 1 cm olacak şekilde kestirilmiştir (Şekil 3.24). Şekil 3.25'te ise fantomun nihai hali görülmektedir.

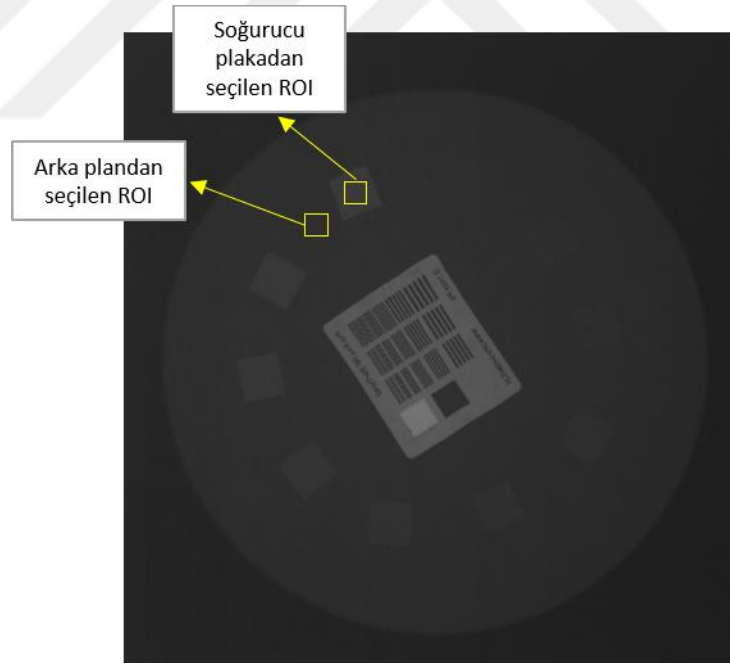


Şekil 3.24 Dairesel fantomun kesimi



Şekil 3.25 Görüntü kalitesi ölçüm modülünün kesimden sonraki hali

Hazırlanan bu son modül kullanılarak görsel ayırma gücü, SNR, C ve HCSR ölçümlerinin tamamı tek fantom üzerinde gerçekleştirilebilmektedir. Kontrast hesabı için fantomda seçilen ilgi alanları Şekil 3.26’da verilmiştir. HCSR hesapları fantom merkezine yerleştirilen Hüttner fantom üzerinden Şekil 3.13’te gösterildiği şekilde hesaplanmıştır.



Şekil 3.26 Hazırlanan görüntü kalitesi fantomu ve hesaplarda kullanılacak ilgi alanları

Fantomlar hazır hale geldikten sonra bölüm 3.3.1’de standart fantomlar için anlatılan tüm ölçümler, hazırlanan YYPE fantomlarda tekrar edilmiş ve fantomun dedektör performans ve rutin kalite kontrol testlerinde kullanımının uygunluğu test edilmiştir. Bu amaçla ilk

ölçümler enstitü bünyesindeki DRX-1C dedektörünün kullanıldığı GE Silhouette VR konvansiyonel x-ışını sisteminde ve saha çalışması kapsamında TOBB Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan Philips Trixell Pixium Indirekt sayısal dedektörünün kullanıldığı Philips DigitalDiagnost sisteminde tekrar edilmiştir.

Hazırlanan YYPE fantomu ile eDQE hesaplamalarında kullanılacak eMTF, eNNPS ve saçılım kesri (SF) ölçümlerinin eşzamanlı ölçümü Şekil 3.27’de gösterilmiştir. Benzer şekilde diğer görüntü kalitesi metriklerinin (SNR, C, HCSR ve görsel ayırma gücü) saçıcılı ortamda ölçümü için, hazırlanan fantomun üçüncü modülü ile homojen modüllerin bir arada kullanımını Şekil 3.28’de verilmiştir.



Şekil 3.27 Hazırlanan YYPE fantomun ilgili modüllerinin eDQE hesaplamalarında kullanılacak eMTF, eNNPS ve SF ölçümü için kullanımı



Şekil 3.28 Diğer görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü için hazırlanan YYPE fantomun üçüncü modülünün homojen saçıcı plaka modülleri ile kullanımı

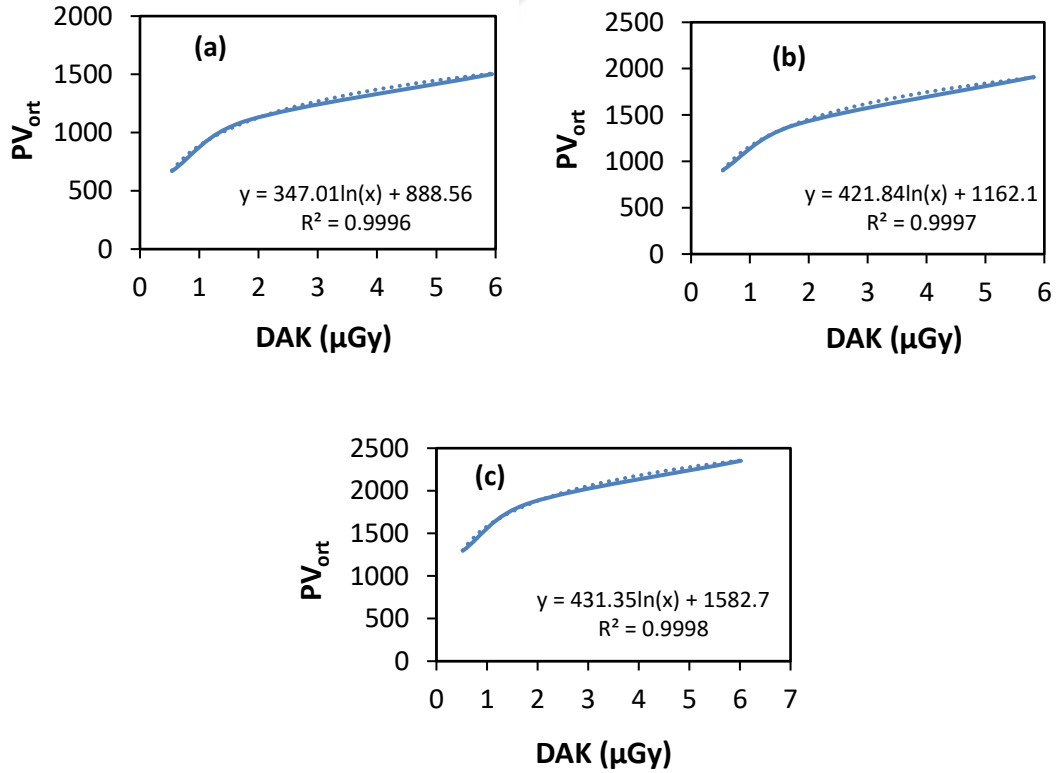
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1 Carestream DRX-1C Dedektör Sisteminin Performans Değerlendirmesi Kapsamında Gerçekleştirilen Çalışmalar

4.1.1 Dedektör karakterizasyonu (DQE Hesabı) için yapılan ölçümler

4.1.1.1 Dedektör yanıtı (Signal Transfer Property, STP)

Çalışmada ilk olarak dedektörün performansının tek olarak değerlendirilebilmesi için standart demet kalitelerinde (RQA5, RQA7 ve RQA9) üç farklı dozda DQE hesabı yapılmıştır. Bu nedenle, ilk önce RQA demet kaliteleri için dedektörün doz yanıt eğrileri elde edilmiştir. Burada amaç, yapılan hesaplamalar lineer sistem teorisine dayandığından, kullanılan görüntülerin lineerize edilmesidir. Elde edilen dedektör yanıt eğrileri Şekil 4.1 a, b ve c'de verilmiştir.

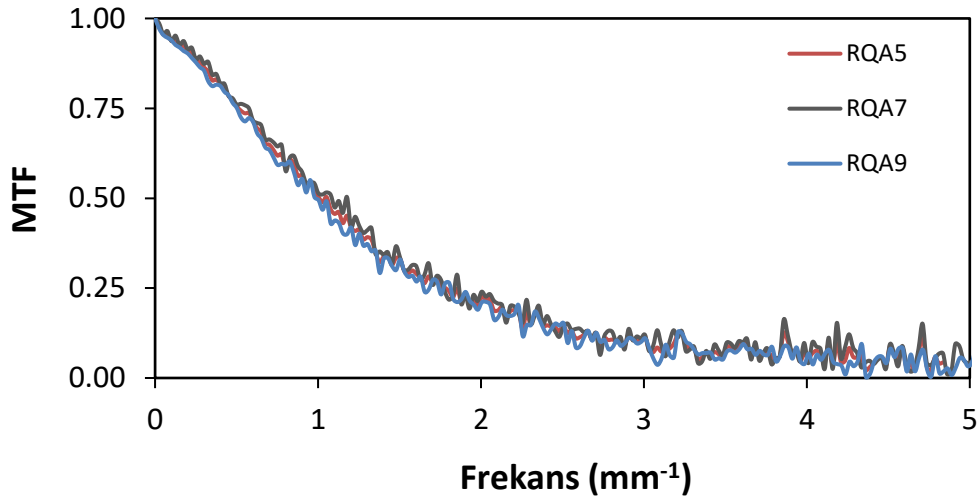


Şekil 4.1 DRX-1C dedektörünün RQA5 (a), RQA7 (b) ve RQA9 (c) demet kalitelerinde elde edilen yanıt eğrileri

Elde edilen yanıt eğrileri incelendiğinde, dedektörün doza karşı yanıtının logaritmik olduğu görülmüştür ($R^2 > 0.99$). Bunun temel sebebi, dedektör içerisinde logaritmik yükselteç kullanılmış olmasıdır.

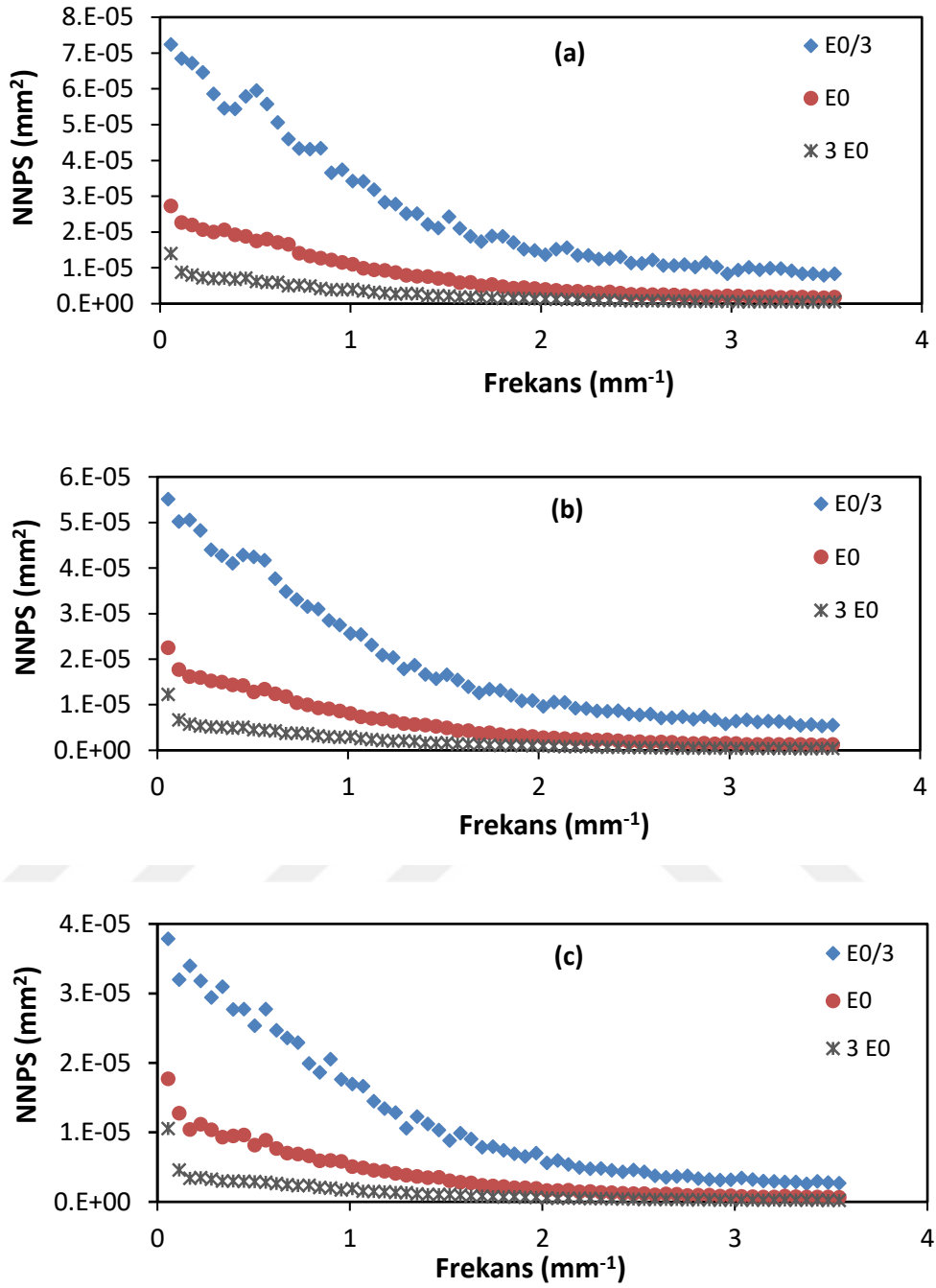
4.1.1.2 MTF, NNPS ve DQE

Şekil 4.2’de farklı demet kalitelerinde elde edilen MTF eğrileri gösterilmektedir. MTF eğrilerinin tüp voltajından bağımsız olduğu görülmüştür.



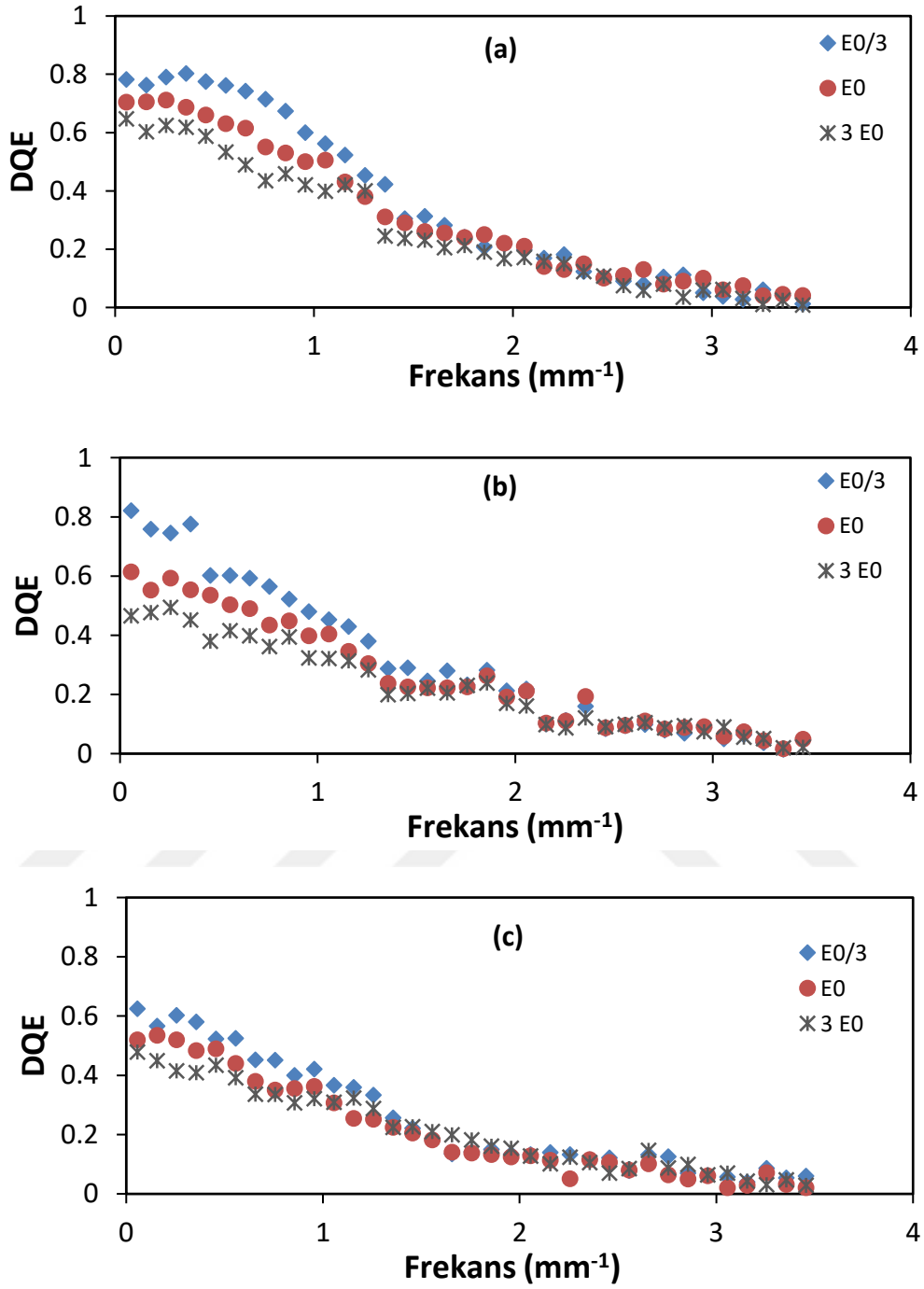
Şekil 4.2 Standart demet kalitelerinde elde edilen MTF eğrileri

Üç farklı dozda elde edilen NNPS sonuçları RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kaliteleri için Şekil 4.3a, b ve c’de verilmiştir. NNPS değerleri artan doz ile azalmaktadır.



Şekil 4.3 Farklı dozlarda RQA5 (a), RQA7 (b) ve RQA9 (c) demet kaliteleri ile elde edilen NNPS eğrileri

MTF ve NNPS sonuçları kullanılarak farklı dozlarda RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kaliteleri ile elde edilen DQE eğrileri sırası ile Şekil 4.4 a, b ve c’de verilmiştir.



Şekil 4.4 E₀, E₀/3 ve 3E₀ dozlarında RQA5 (a), RQA7 (b) ve RQA9 (c) demet kalitelerinde elde edilen DQE eğrileri

DQE eğrileri incelendiğinde, artan doza karşılık düşük frekans bölgesinde DQE değerlerinde düşüş olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, dedektörde mevcut olan yapısal gürültünün artan radyasyon dozu ile daha baskın hale gelmesidir.

4.1.2 eDQE hesabı için yapılan ölçümler

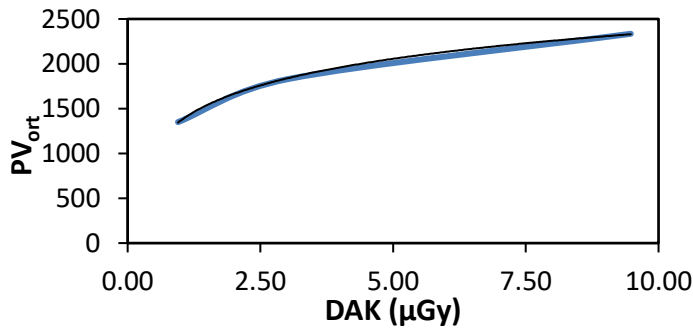
4.1.2.1 Dedektör yanıtı (STP)

Kullanılan flat panel dijital dedektörün kendi performans değerlendirmeleri tamamlandıktan sonra ikinci aşamada toplam sistem performansının değerlendirilmesi amacı ile eDQE hesaplamalarına geçilmiştir. Değerlendirmeler hem farklı gridlerle hem de gridsiz olarak gerçekleştirilmiş ve grid parametrelerinin eDQE üzerine etkisi araştırılmıştır. Elde edilen gridsiz eDQE sonuçları ile, dedektörün kendi performansını veren, RQA demet kalitelerinde elde edilen DQE sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

Bu amaçla, ilk olarak görüntüleme sisteminin farklı saçıcı kalınlıklarında üç farklı tüp voltajında elde edilen yanıt fonksiyonları Çizelge 4.1’de verilmiştir. Örnek olarak 70 kVp tüp voltajı ve 10 cm saçıcı kalınlığında elde edilen yanıt eğrisi Şekil 4.5’te verilmiştir.

Çizelge 4.1 Dedektörün 60 çç/cm grid frekansı ve 10:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen yanıt fonksiyonları

| PMMA kalınlığı (cm) | 70 kVp | 90 kVp | 120 kVp |
|---------------------|---------------------------|---------------------------|--------------------------|
| 10 | $y = 408.6\ln(x) + 862.8$ | $y = 433.2\ln(x) + 951.4$ | $y = 438.2\ln(x) + 1009$ |
| 15 | $y = 413.0\ln(x) + 953.6$ | $y = 413.4\ln(x) + 1084$ | $y = 437.0\ln(x) + 1143$ |
| 20 | $y = 417.4\ln(x) + 972.2$ | $y = 412.8\ln(x) + 1157$ | $y = 419.8\ln(x) + 1223$ |
| 25 | $y = 402.5\ln(x) + 1087$ | $y = 423.6\ln(x) + 1188$ | $y = 416.0\ln(x) + 1252$ |

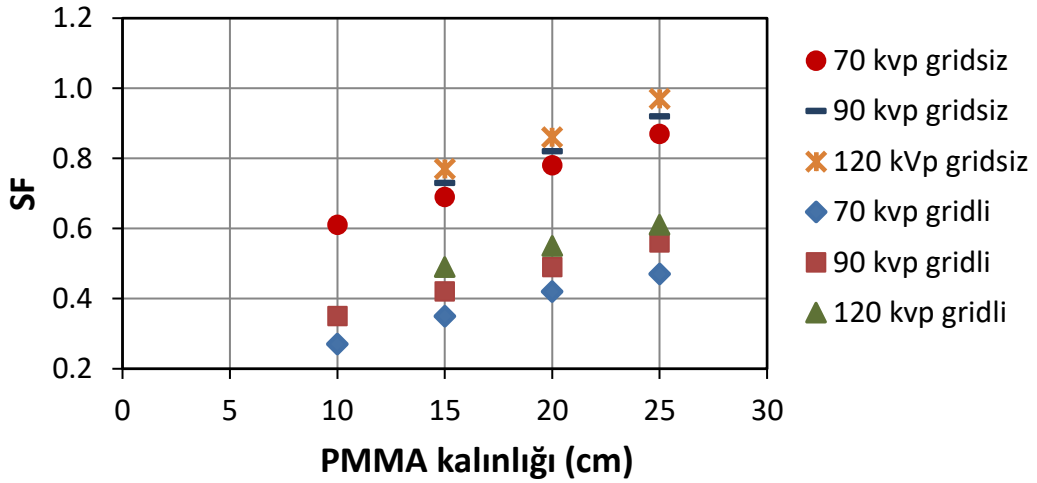


Şekil 4.5 70 kVp, 10 cm PMMA ile elde edilen dedektör yanıt (STP) eğrisi

DQE analizi için elde edilen STP sonuçlarına benzer biçimde, eDQE analizi için alınan STP sonuçlarında da beklenildiği gibi dedektör yanıtı logaritmik olarak elde edilmiştir.

4.1.2.2 eDQE hesapları

Şekil 4.6, gridin kullanılmadığı durumda ve 60 çç/cm grid frekanslı ve 10:1 grid oranlı grid için her bir tüp potansiyeli ve deney geometrisi için deneysel olarak ölçülen SF değerlerini göstermektedir. Sonuçlar incelendiğinde, grid kullanımının saçılım kesrini belirgin ölçüde azalttığı görülmektedir. Artan tüp voltajı ile saçılan radyasyonun artmasına bağlı olarak beklenildiği gibi saçılım kesri artmaktadır. Diğer gridler için elde edilen sonuçlar Çizelge 4.2’de detaylı olarak verilmiştir.

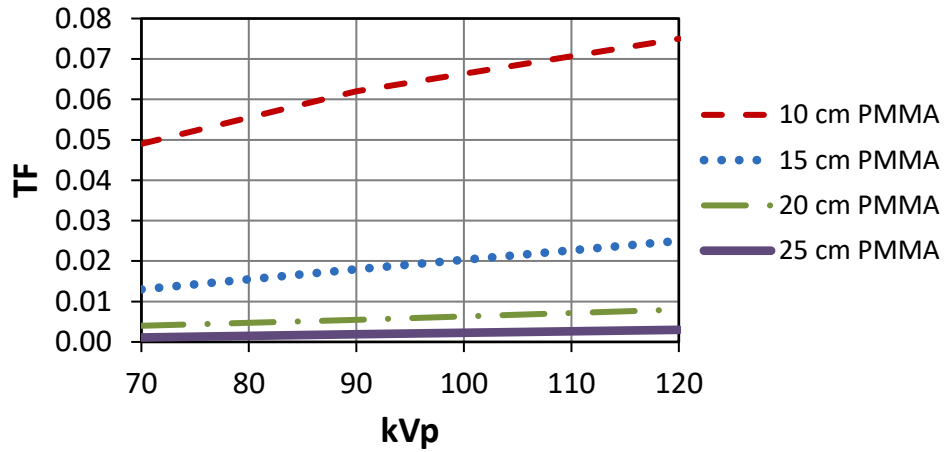


Şekil 4.6 60 çç/cm grid frekanslı ve 10:1 grid oranına sahip grid ile gridsiz alınan SF değerlerinin karşılaştırılması

Çizelge 4.2 Çalışmada kullanılan farklı tipte gridlerle elde edilen SF sonuçları

| PMMA kalınlığı (cm) | Grid frekansı: 60 çç/cm | | | Grid frekansı: 40 çç/cm |
|---------------------|-------------------------|------------------|-------------------|-------------------------|
| | 10:1 (Al kaplama) | 10:1 (C kaplama) | 12:1 (Al kaplama) | 10:1 (Al kaplama) |
| | 70 kVp | | | |
| 10 | 0.27 | 0.28 | 0.23 | 0.27 |
| 15 | 0.35 | 0.36 | 0.29 | 0.36 |
| 20 | 0.42 | 0.39 | 0.36 | 0.40 |
| 25 | 0.47 | 0.46 | 0.42 | 0.46 |
| | 90 kVp | | | |
| 10 | 0.35 | 0.33 | 0.31 | 0.34 |
| 15 | 0.42 | 0.40 | 0.36 | 0.40 |
| 20 | 0.49 | 0.48 | 0.43 | 0.49 |
| 25 | 0.56 | 0.54 | 0.50 | 0.54 |
| | 120 kVp | | | |
| 10 | 0.38 | - | - | - |
| 15 | 0.49 | 0.46 | 0.43 | 0.44 |
| 20 | 0.55 | 0.53 | 0.50 | 0.53 |
| 25 | 0.61 | 0.59 | 0.55 | 0.60 |

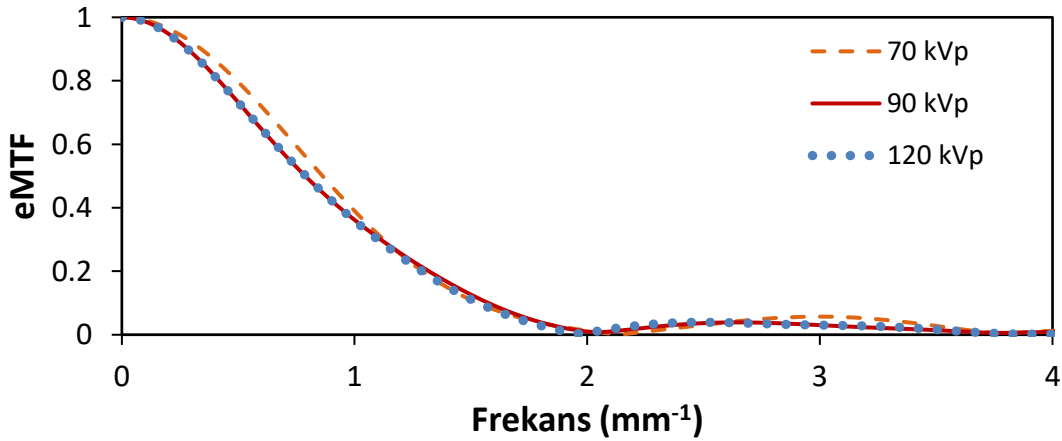
Şekil 4.7 farklı PMMA kalınlıklarının dar demet geometrisinde ölçülen geçirim faktörlerini (TF) göstermektedir.



Şekil 4.7 Farklı tüp voltajlarında ve saçıcı kalınlıklarında elde edilen dar demet geçirim faktörleri

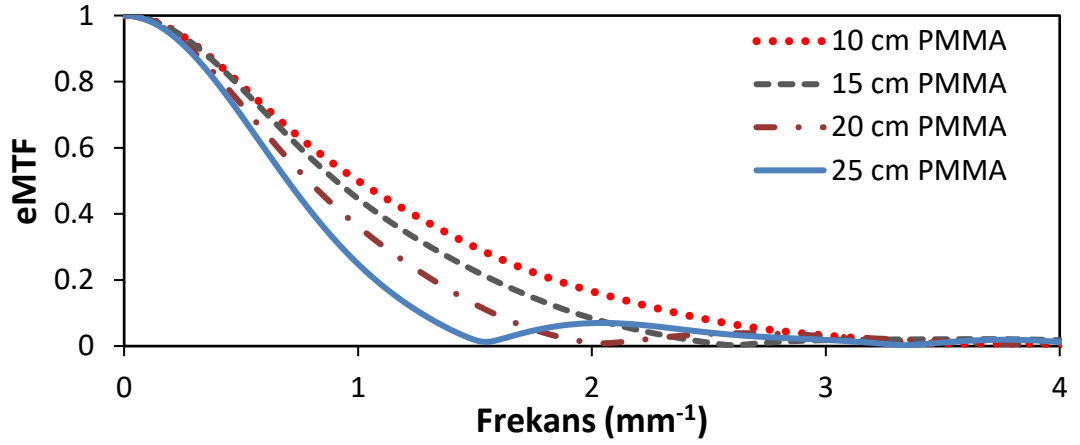
Artan saçıcı kalınlığı ile geçirim faktörlerinin azaldığı, artan tüp voltajı ile ise geçirim faktörlerinin arttığı görülmüştür. Literatürde PMMA fantomunun kullanıldığı Clavel ve arkadaşlarına ait çalışmada (Clavel vd 2016), EOS slot taramalı görüntüleme sisteminin eDQE değerlendirmeleri için farklı kalınlıklarda PMMA fantom kullanmıştır. Bu çalışmada değişen kalınlıklarda PMMA fantomlarla ölçülen fantom geçirim faktörleri değerleri Clavel ve arkadaşlarının bulguları ile uyumludur.

Üç farklı tüp voltajında 60 çç/cm frekansa ve 10:1 grid oranına sahip grid ile 20 cm PMMA kullanılarak elde edilen ince örneklenmiş eMTF eğrileri Şekil 4.8’de verilmiştir. Sonuçlar eMTF’in tüp potansiyelinden bağımsız olduğunu göstermiştir. Ancak artan saçılma nedeniyle daha yüksek kVp’ler için, düşük frekanslarda eMTF değerlerinde hafif bir düşüş gözlenmiştir. Diğer tüm kVp ve saçıcı kalınlıkları için benzer sonuçlar elde edilmiştir.



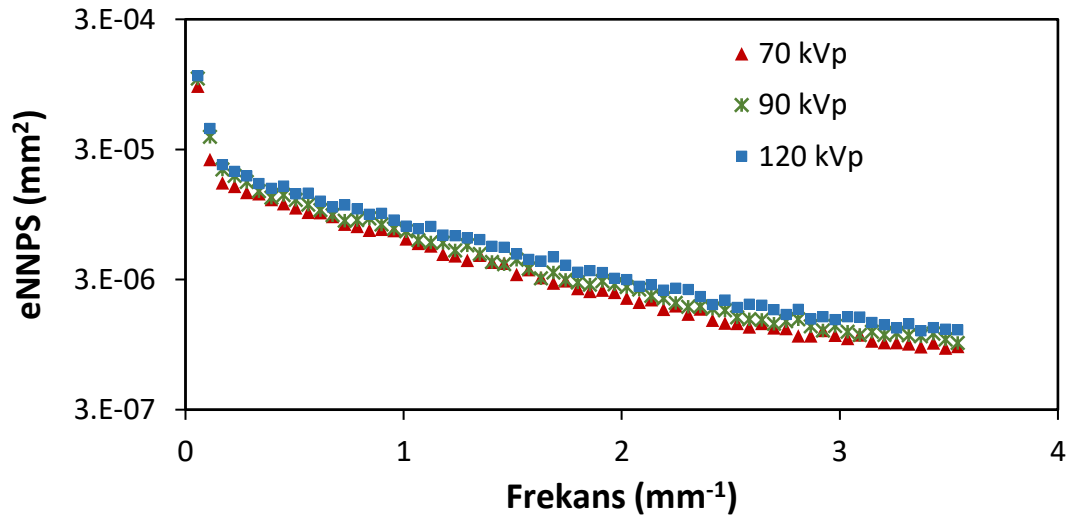
Şekil 4.8 Farklı tüp voltajlarında elde edilen eMTF eğrileri (60 çç/cm, 10:1 grid ve 20 cm PMMA ile)

Şekil 4.9’da değişen saçıcı kalınlıkları ile 90 kVp’de elde edilen ince örneklenmiş eMTF eğrileri gösterilmiştir. Artan saçıcı kalınlığı ile eMTF’in kesim frekansı azalmaktadır. Diğer gridler için de benzer sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 4.9 Artan saçıcı kalınlığı ile eMTF'in değişimi (90 kVp, 60 çç/cm 10:1 grid ile)

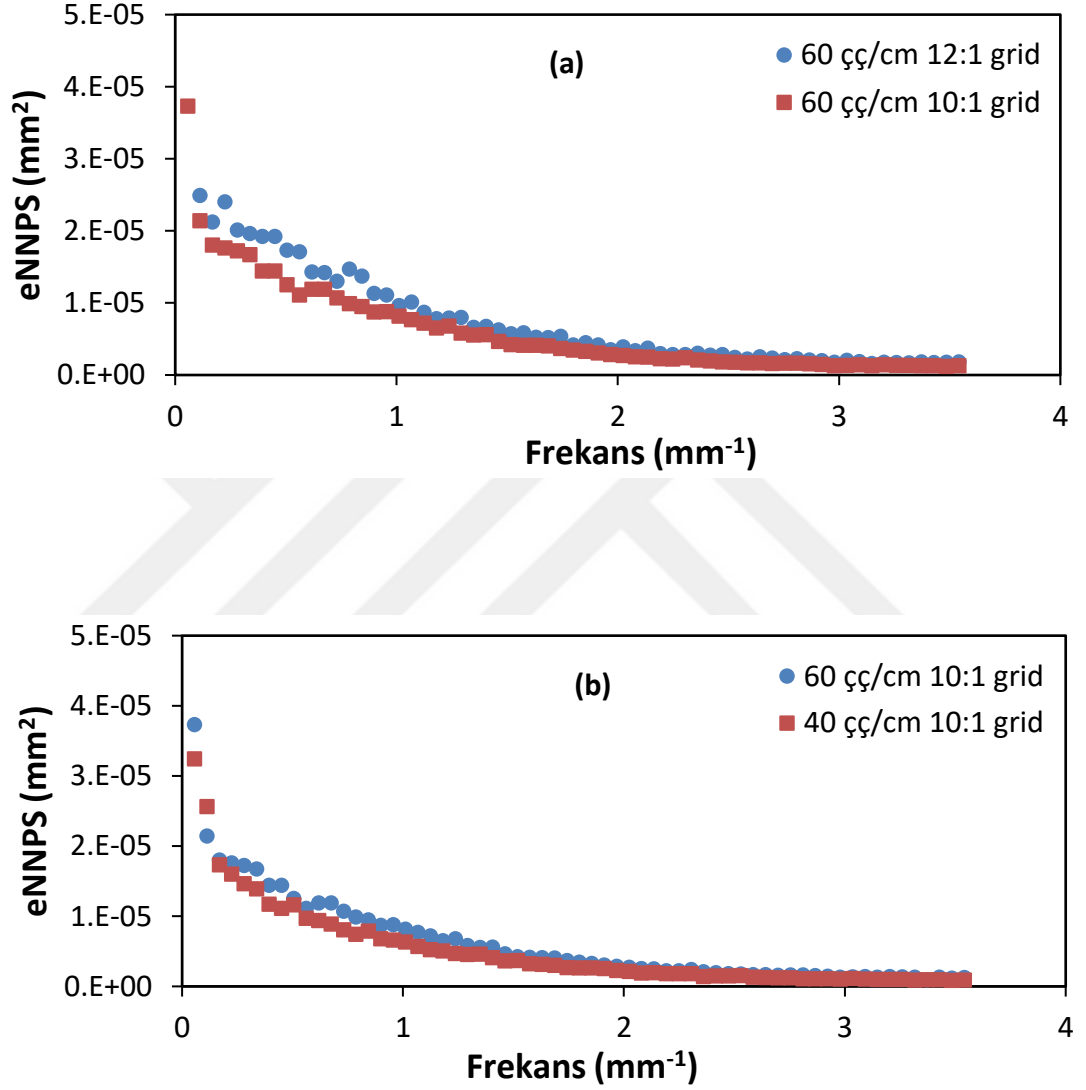
Farklı tüp voltajlarında elde edilen eNNPS eğrileri Şekil 4.10'da verilmiştir. Artan tüp voltajı ile demet giriciliğinin artmasına bağlı olarak eNNPS değerlerinde artış olduğu yani gürültünün hafif biçimde arttığı gözlenmiştir.



Şekil 4.10 eNNPS'in tüp voltajı ile değişimi (60 çç/cm 10:1 grid ve 20 cm PMMA ile)

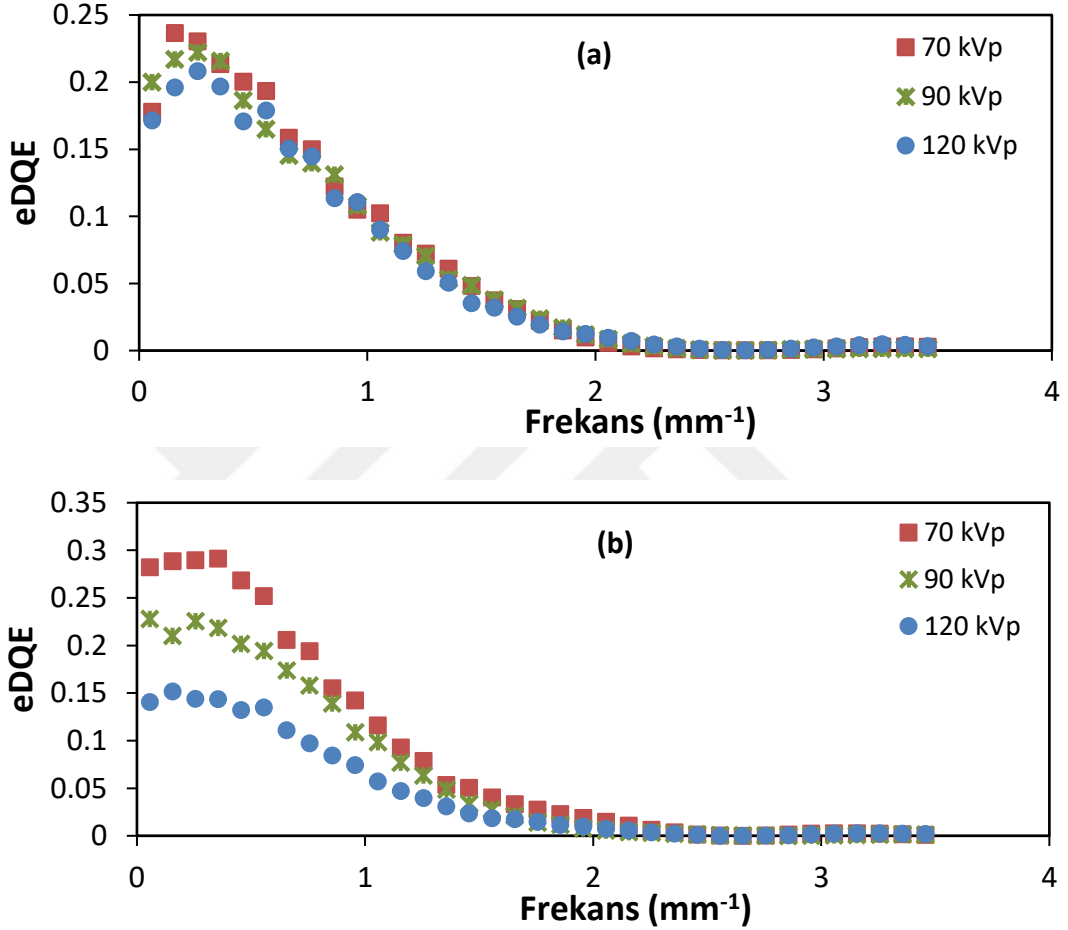
Grid oranı ve grid frekansı ile eNNPS'in değişimi ise sırası ile Şekil 4.11 a ve b'de verilmiştir.

Sonuçlar incelendiğinde artan grid oranı ve grid frekansı ile eNNPS'in düşük frekanslarda artış gösterdiği görülmüştür. Bu da, grid oranındaki ve grid frekansındaki artışın görüntüye ilave yapısal gürültü eklediğini ve bunun sonucu olarak eNNPS'in arttığını göstermektedir.



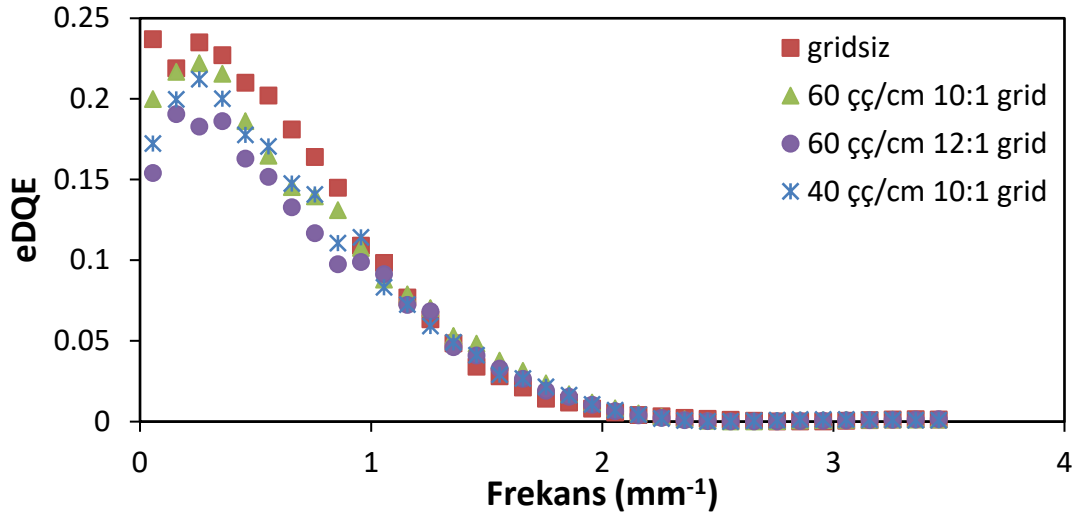
Şekil 4.11 eNNPS'in grid oranı (a) ve grid frekansı (b) ile değişimi (15 cm PMMA için)

Şekil 4.12 a ve b farklı tüp voltajları için sırası ile gridli ve gridsiz eDQE sonuçlarını göstermektedir. Grid kullanıldığı durumda eDQE değerlerinin artan kVp ile düşük frekanslarda hafif bir biçimde azaldığı, grid kullanılmadığında ise eDQE'in önemli bir biçimde kVp'ye bağlı olduğu görülmüştür.



Şekil 4.12 Farklı Tüp voltajlarında gridli (60 çç/cm 10: grid) (a) ve gridsiz (b) olarak ve 15 cm PMMA kalınlığında elde edilen eDQE eğrileri

Şekil 4.13, 90 kVp ve 15 cm PMMA kalınlığı için grid parametrelerinin eDQE üzerindeki etkisini göstermektedir. Diğer tüp voltajları için benzer sonuçlar elde edilmiştir. Aynı dijital dedektör ile aynı tüp voltajı kullanılarak elde edilen sonuçlar Bertolini vd. (Bertolini vd 2012) bulguları ile karşılaştırılabilir seviyededir.



Şekil 4.13 90 kVp, 15 cm PMMA ile gridli/gridsiz elde edilen DQE eğrileri

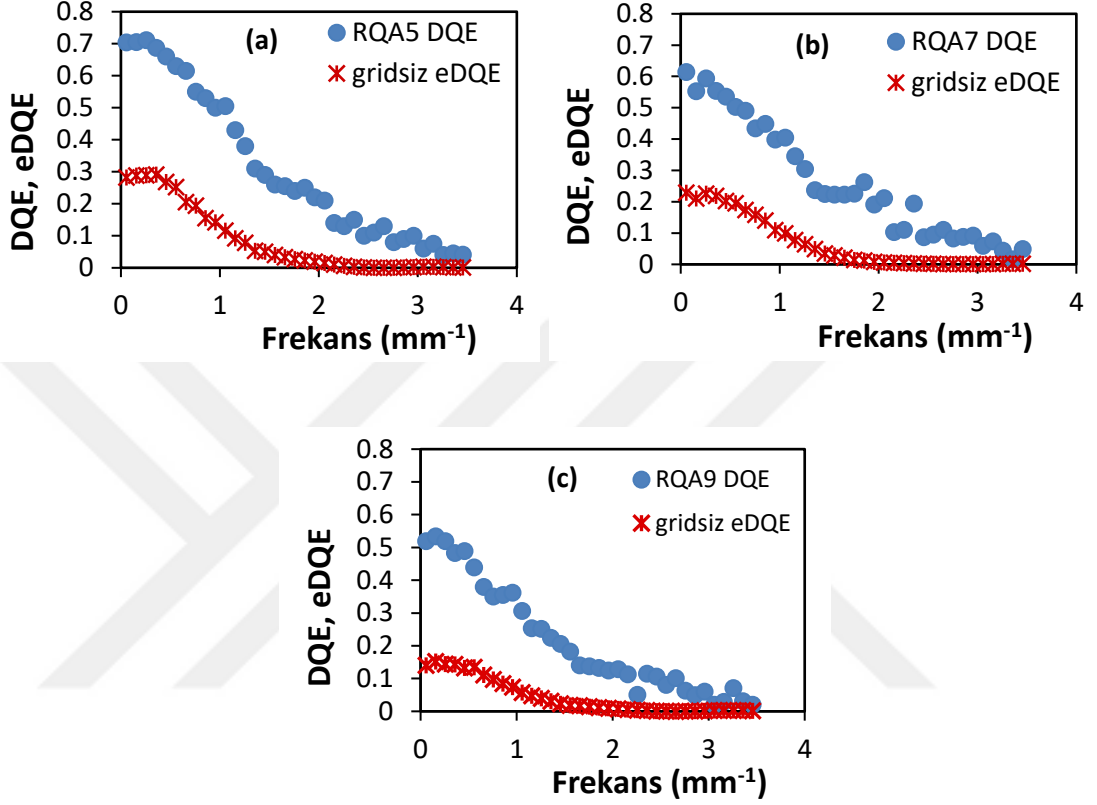
Şekil 4.13 incelendiğinde, grid kullanımının eDQE'yi düşürdüğü görülmektedir. Bu ise, grid etkisi ile saçılan radyasyondaki azalmanın, gride soğurulan birincil foton kaybını telafi edemediğini göstermektedir. Artan grid oranı ile bu etki daha belirgin hale gelmekte ve eDQE değerleri azalmaktadır.

Diğer tüm grid parametrelerinin, kullanılan tüm saçıcı kalınlıkları için eDQE üzerinde etkileri için detaylı sonuçlar Çizelge 4.3'te verilmiştir. Elde edilen sonuçlar 60 çç/cm grid frekansı için artan grid oranı ile eDQE'in azaldığını göstermektedir. Gerek karbon (C) kaplama gerekse Alüminyum kaplama için benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Çizelge 4.3 90 kVp için 0.5 mm⁻¹ frekansındaki eDQE değerleri

| Grid | 10 cm PMMA | 15 cm PMMA | 20 cm PMMA | 25 cm PMMA |
|------------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Gridsiz | - | 0.21 | 0.16 | 0.13 |
| 40 çç/cm; 10:1 | 0.19 | 0.17 | 0.13 | 0.11 |
| 60 çç/cm; 10:1 (Al kaplama) | 0.23 | 0.19 | 0.15 | 0.12 |
| 60 çç/cm; 10:1 (C kaplama) | 0.22 | 0.19 | 0.15 | 0.14 |
| 60 çç/cm; 12:1 | 0.18 | 0.15 | 0.13 | 0.10 |

Grid parametrelerinin eDQE üzerine etkisinin belirlenmesinin yanı sıra dedektörün kendi performansını belirlemek amacı ile yapılan DQE hesaplamalarından elde edilen DQE sonuçları, aynı kVp’lerde gridsiz olarak elde edilen eDQE sonuçları ile kıyaslanmıştır (Şekil 4.14 a, b ve c).

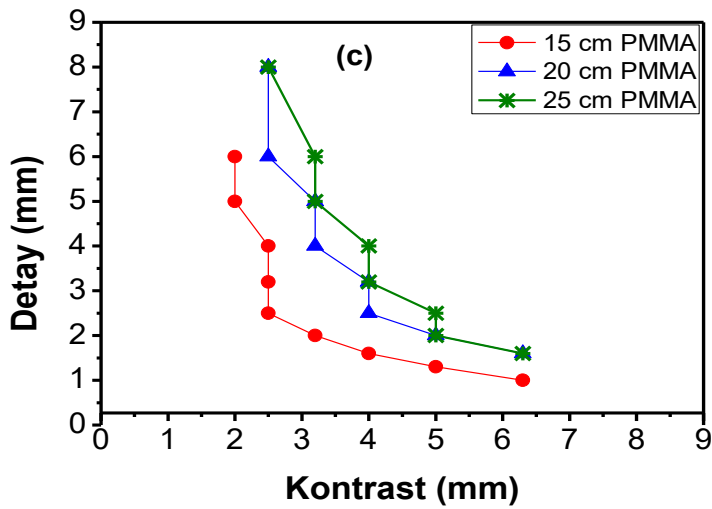
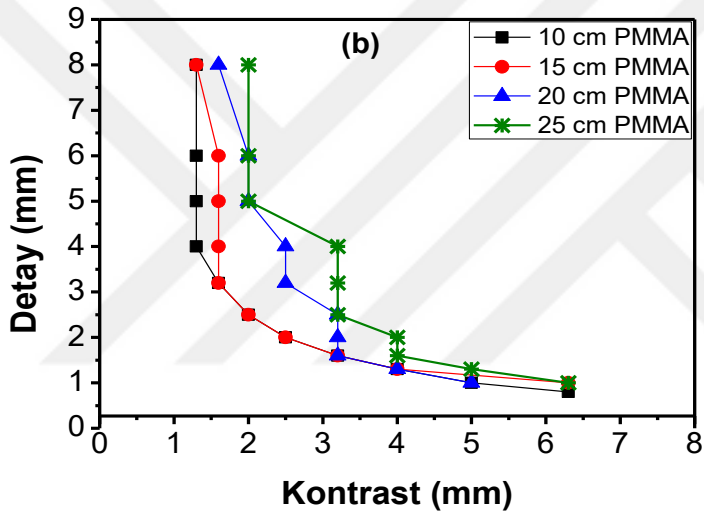
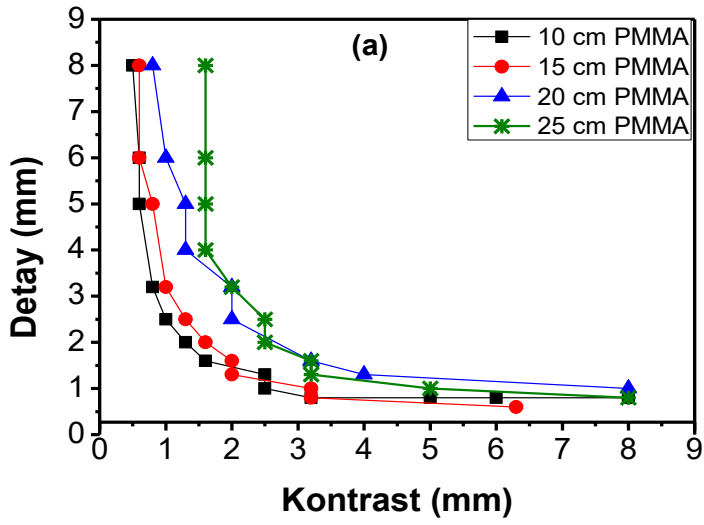


Şekil 4.14 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) DQE ve gridsiz eDQE sonuçlarının karşılaştırılması

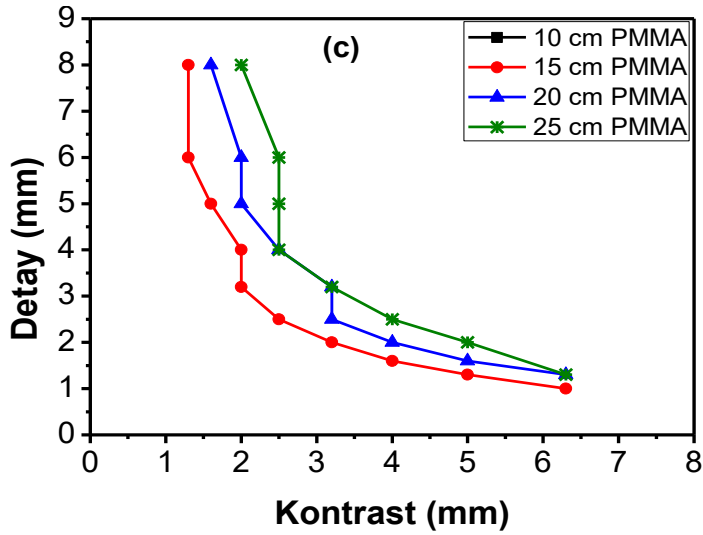
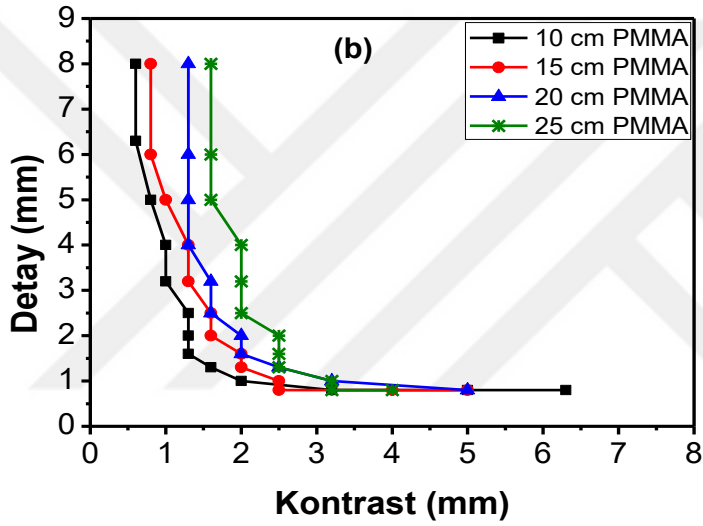
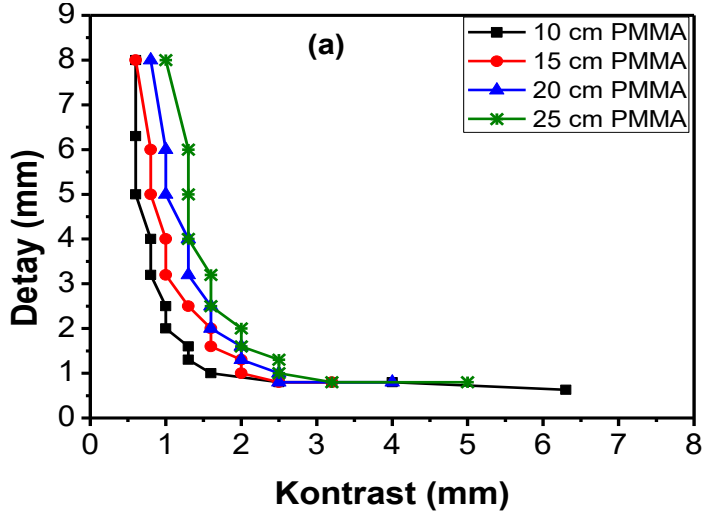
DQE(0) değerleri RQA5, RQA7 ve RQA9 için sırasıyla 0.71, 0.63 ve 0.53 olarak elde edilmiştir ve bu değerler Bertolini ve arkadaşlarının sonuçları ile büyük uyum içerisindedir (Bertolini vd 2012).

4.1.3 CDRAD fantomu ile gerçekleştirilen ölçümler

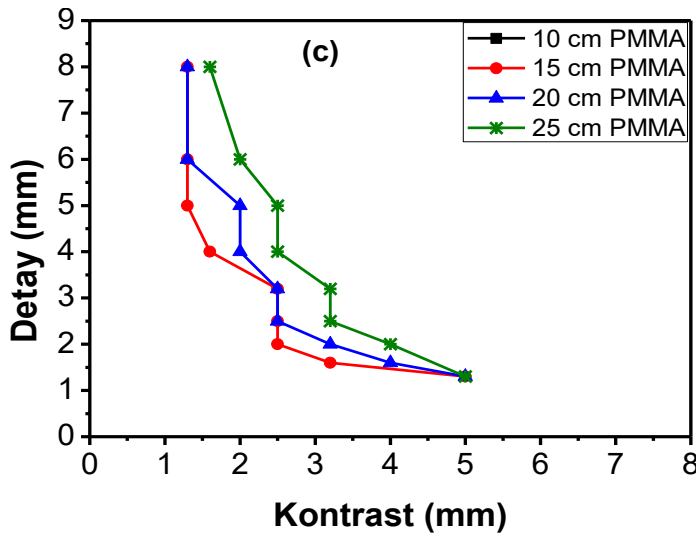
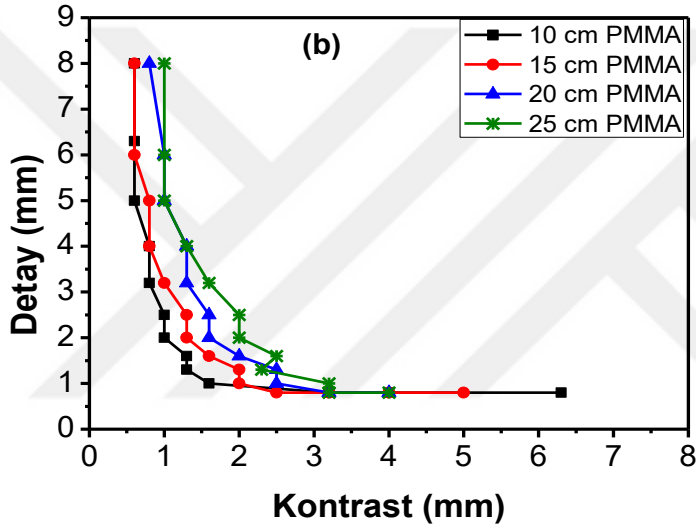
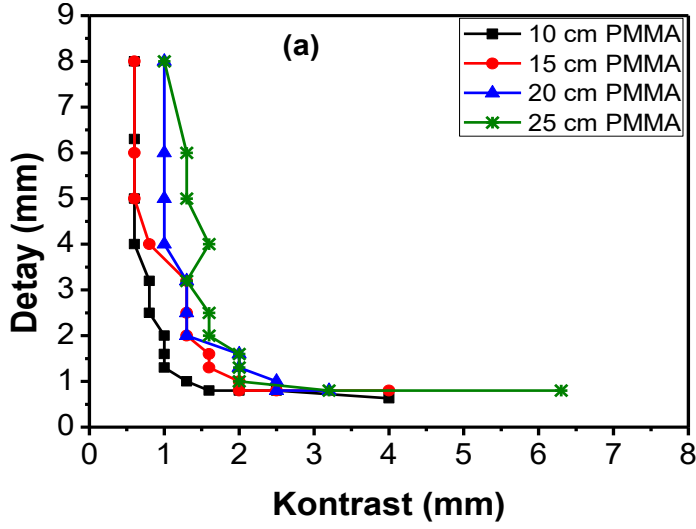
Fizikofiziksel değerlendirmeler kapsamında CDRAD 2.0 fantomu ile çalışmada kullanılan tüm gridler için elde edilen kontrast-detay eğrileri Şekil 4.15-4.17’de verilmiştir.



Şekil 4.15 40 çç/cm frekanslı, 10:1 grid oranlı grid ile farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp'de (c) elde edilen kontrast-detay eğrileri

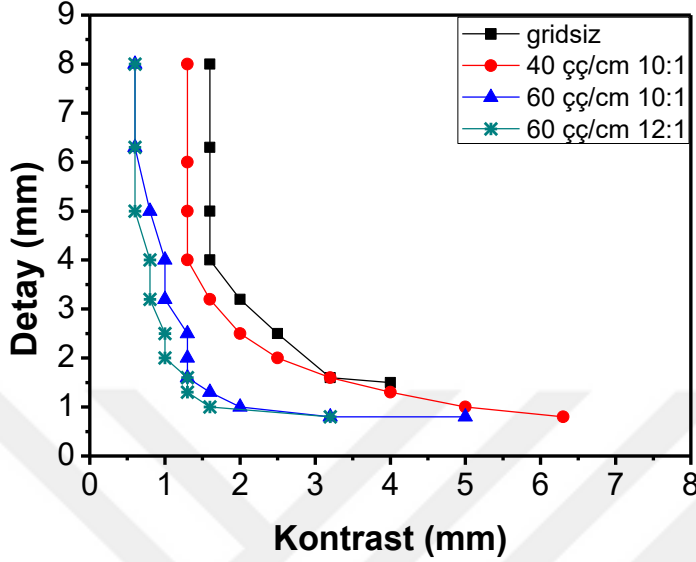


Şekil 4.16 60 çç/cm frekanslı, 10:1 grid oranlı grid ile farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp’de (c) elde edilen kontrast-detay eğrileri



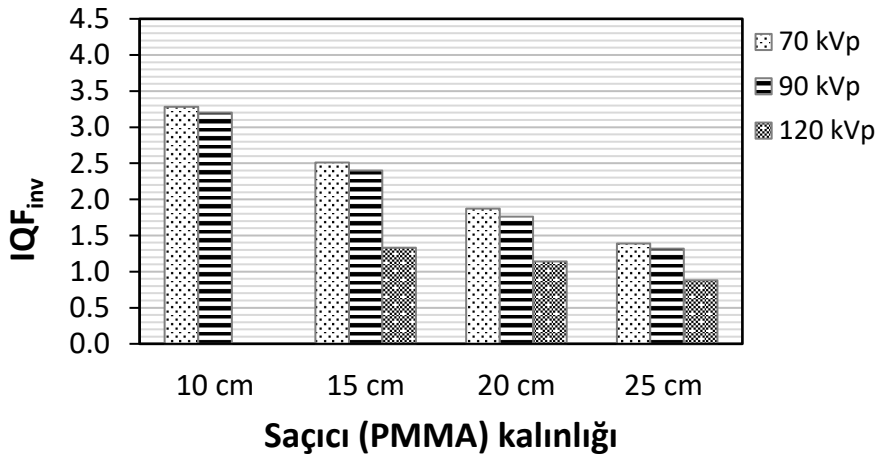
Şekil 4.17 60 çç/cm frekanslı, 12:1 grid oranlı grid ile farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp'de (c) elde edilen kontrast-detay eğrileri

Şekil 4.18’de farklı özelliklerine sahip gridlerden elde edilen kontrast-detay eğrilerinin, gridsiz olarak elde edilen kontrast-detay eğrisi ile karşılaştırılması gösterilmiştir.

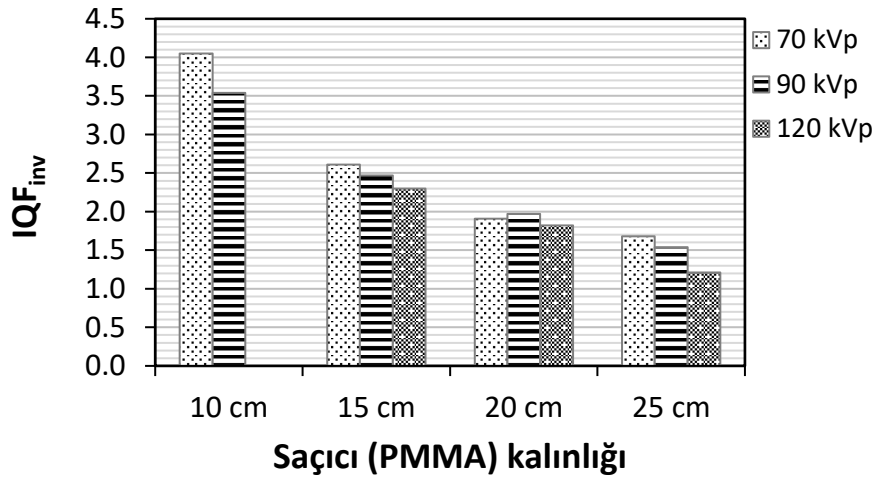


Şekil 4.18 Farklı tip gridlerle ve gridsiz elde edilen kontrast-detay eğrileri (90 kVp’de, 10 cm PMMA ile)

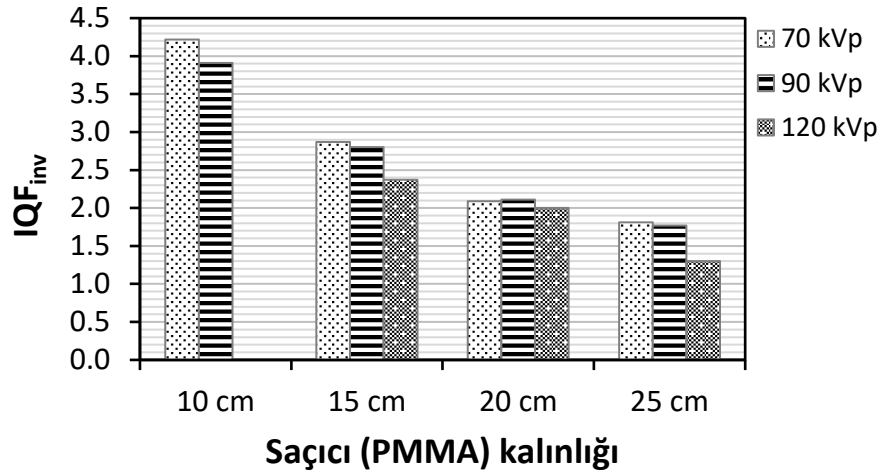
Kontrast-detay eğrileri kullanılarak tüm gridler için farklı saçıcı kalınlıklarında ve farklı tüp voltajlarında eşitlik 2.11 ile hesaplanan IQF_{inv} değerleri şekil 4.19, şekil 4.20 ve şekil 4.21’de verilmiştir. Artan grid oranı ile IQF_{inv} değerlerinde belirgin bir artış gözlenmiştir. Artan saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı ile beklenildiği gibi IQF_{inv} değerleri azalmıştır.



Şekil 4.19 40 çç/cm grid frekansı 10:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen IQF_{inv}

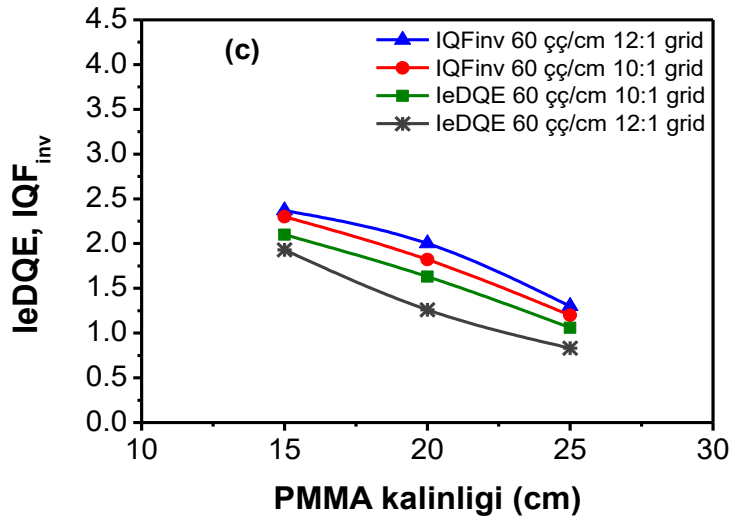
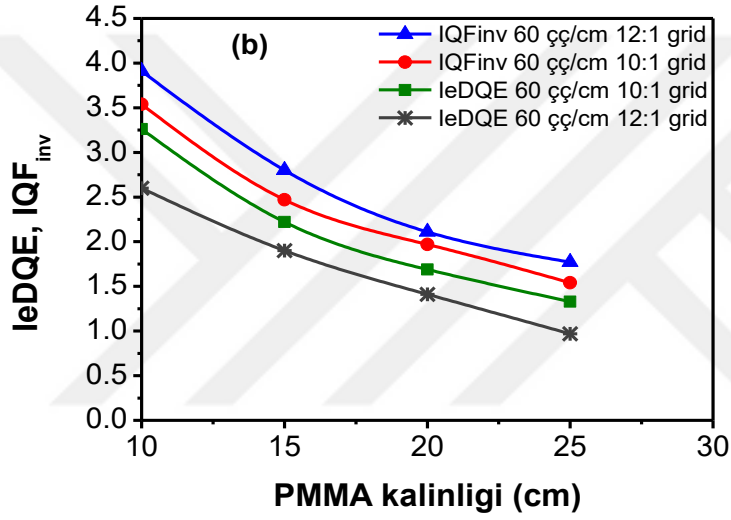
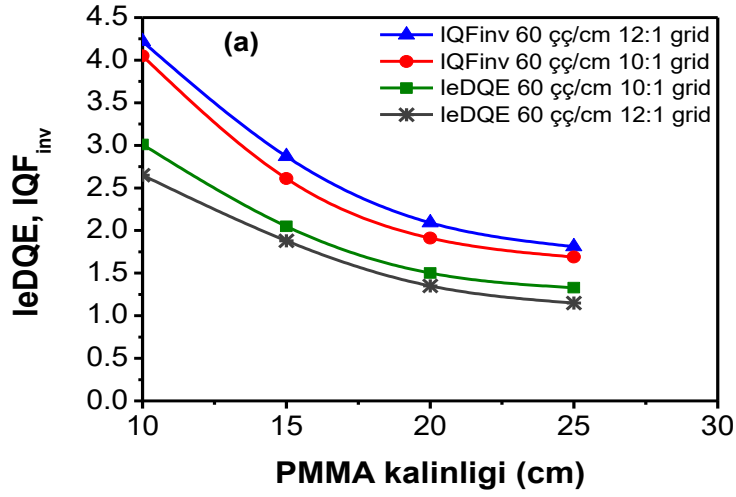


Şekil 4.20 60 çç/cm grid frekansı 10:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen IQF_{inv}



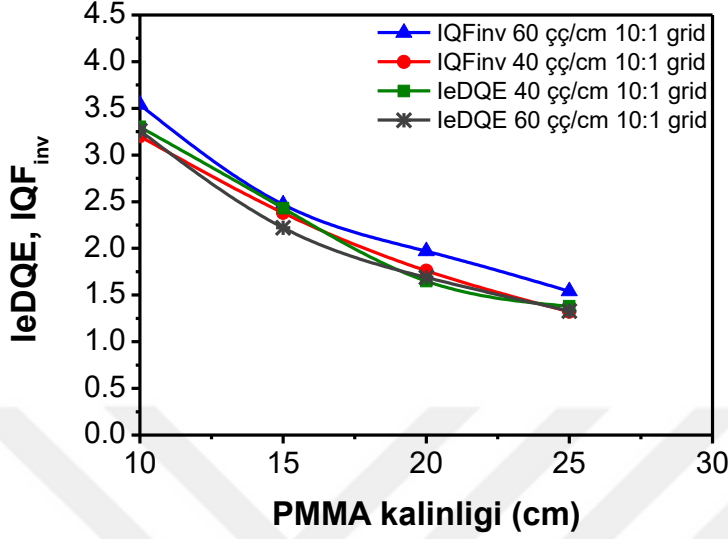
Şekil 4.21 60 çç/cm grid frekansı 12:1 grid oranına sahip grid ile elde edilen IQF_{inv}

Çalışmanın bu aşamasında son olarak, görüntüleme sistemi performansının fiziksel (eDQE tahminleri) ve öznel (kontrast-detay) görüntü kalitesi değerlendirmeleri arasındaki ilişki araştırılmıştır. Bu amaçla IeDQE değerleri hesaplanmış ve IeDQE ve IQF_{inv} arasındaki korelasyon için Pearson korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Sonuçlar iki nicelik arasında güçlü bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Tüm koşullar için (grid tipi, tüp voltajı ve saçıcı kalınlığı) korelasyon katsayısı $r > 0.96$ olarak bulunmuştur. Farklı grid oranlarında IeDQE ve IQF_{inv} sonuçlarının korelasyonu 70 kVp, 90 kVp ve 120 kVp için sırası ile Şekil 4.22 a, b ve c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.22 IDQE ve IQFInv sonuçlarının 70 kVp (a), 90 kVp (b) ve 120 kVp'de (c) farklı grid oranları için korelasyonu

Farklı grid frekansı için IeDQE ve IQF_{inv} sonuçlarının korelasyonu 90 kVp için Şekil 4.23'te verilmiştir.

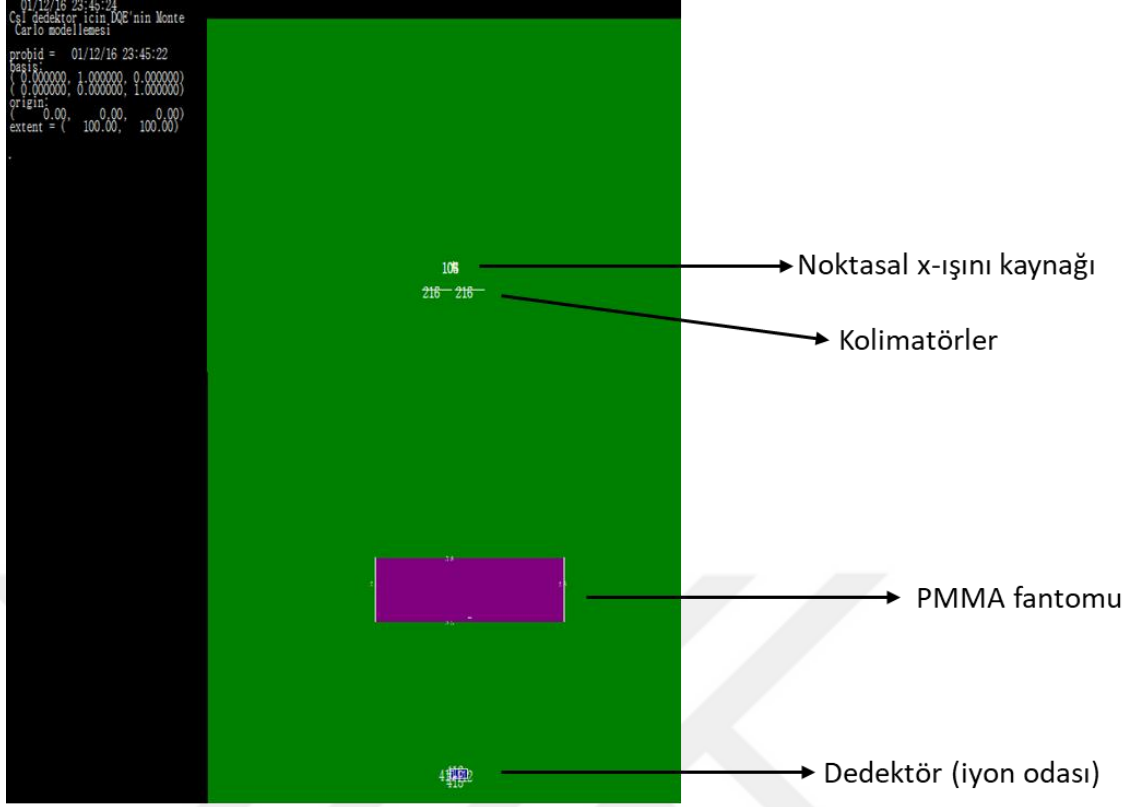


Şekil 4.23 IeDQE ve IQF_{inv} sonuçlarının 90 kVp'de farklı grid frekansları için korelasyonu

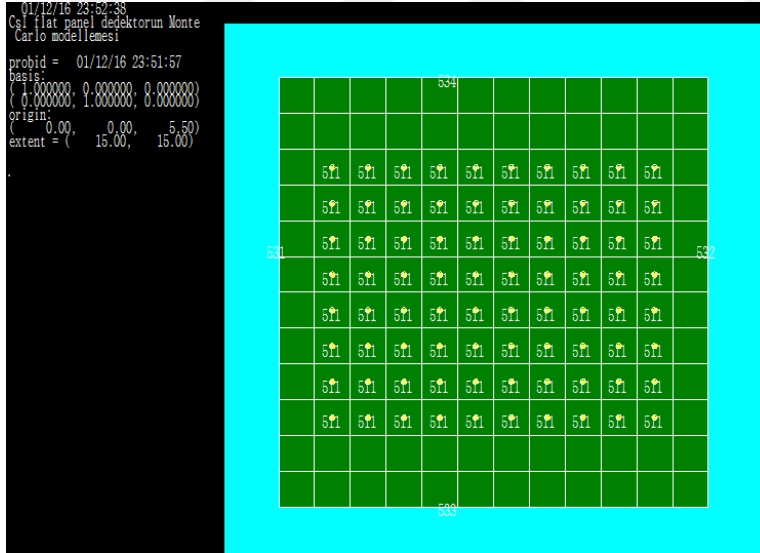
Elde edilen sonuçlarda, integrali alınmış eDQE değerlerinin, kontrast-detay analizinden elde edilen IQF_{inv} değerleri ile doğrudan karşılaştırma yapılmasına olanak sağladığı görülmektedir. İki nicelik arasında yüksek korelasyonlar elde edilmesi ile IeDQE niceliğinin tek başına sistem performansını belirleyici nicelik olarak kullanılabilceği gösterilmiştir.

4.1.4 MC Simülasyonları

Çalışmanın bu aşamasında MCNP4C simülasyon programı kullanılarak fantom geçirim faktörleri (TF) ve saçılım kesirlerinin (SF) teorik hesabı yapılmıştır. Simülasyonda oluşturulan TF ölçüm geometrisi ve SF ölçümleri için aynı geometriye eklenen beam stop fantomunun modellenmesi sırası ile Şekil 4.24 ve Şekil 4.25'te verilmiştir.



Şekil 4.24 TF hesaplamalarında kullanılan deney geometrisinin MC simülasyonu



Şekil 4.25 SF hesaplamalarında kullanılan beam stop fantomunun MC simülasyonu

MC simülasyonları ile teorik olarak hesaplanan TF sonuçlarının deneysel ölçüm sonuçları ile kıyaslaması Çizelge 4.4'te verilmiştir. Deneysel ve teorik olarak elde edilen sonuçlar uyum içerisindedir.

Çizelge 4.4 Deneysel olarak ölçülen ve MC simülasyonu ile hesaplanan geçirim faktörü (TF) sonuçları

| kVp | PMMA kalınlığı (cm) | TF-deneysel | TF-MC |
|------------|----------------------------|--------------------|--------------|
| 70 | 10 | 0.0490 | 0.050 |
| | 15 | 0.0130 | 0.011 |
| | 20 | 0.0040 | 0.0036 |
| | 25 | 0.0011 | 0.0013 |
| 90 | 10 | 0.0610 | 0.059 |
| | 15 | 0.0180 | 0.020 |
| | 20 | 0.0055 | 0.055 |
| | 25 | 0.0019 | 0.0021 |
| 120 | 15 | 0.0250 | 0.024 |
| | 20 | 0.0080 | 0.0083 |
| | 25 | 0.0030 | 0.0033 |

Çizelge 4.5'te MC simülasyonu ile teorik olarak hesaplanan ve deneysel olarak ölçülen SF sonuçları verilmiştir. Deneysel ölçüm ve MC hesaplama sonuçlarının uyum içerisinde olduğu görülmüştür.

Aynı çizelgede farklı gridlerle elde edilen saçılım kesirleri incelendiğinde, 60 çç/cm frekansına sahip gridin farklı oranları için, artan grid oranı ile saçılım kesirlerinde azalma olduğu ancak, 40 çç/cm frekansa sahip 10:1 oranlı grid ile aynı orana sahip 60 çç/cm frekanslı grid sonuçlarının birbirine oldukça yakın olduğu görülmektedir. Sonuç olarak, grid frekansının saçılım kesirleri üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir. Monte Carlo ile hesaplanan bulgular da deneysel sonuçları doğrulamaktadır.

Çizelge 4.5 Deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan saçılım kesri (SF) sonuçları

| PMMA kalınlığı (cm) | Grid frekansı: 60 çç/cm; Grid oranı : 10:1 | | | | | |
|---------------------|--|------|--------|------|---------|------|
| | 70 kVp | | 90 kVp | | 120 kVp | |
| | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC |
| 10 | 0.27 | 0.28 | 0.35 | 0.36 | - | - |
| 15 | 0.35 | 0.34 | 0.42 | 0.43 | 0.49 | 0.53 |
| 20 | 0.42 | 0.43 | 0.49 | 0.52 | 0.55 | 0.57 |
| 25 | 0.47 | 0.50 | 0.56 | 0.57 | 0.61 | 0.62 |

| PMMA kalınlığı (cm) | Grid frekansı: 60 çç/cm; Grid oranı : 12:1 | | | | | |
|---------------------|--|------|--------|------|---------|------|
| | 70 kVp | | 90 kVp | | 120 kVp | |
| | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC |
| 10 | 0.27 | 0.29 | 0.34 | 0.33 | - | - |
| 15 | 0.36 | 0.35 | 0.40 | 0.42 | 0.44 | 0.45 |
| 20 | 0.40 | 0.43 | 0.49 | 0.51 | 0.53 | 0.54 |
| 25 | 0.46 | 0.45 | 0.54 | 0.57 | 0.60 | 0.60 |

| PMMA kalınlığı (cm) | Grid frekansı: 40 çç/cm; Grid oranı : 10:1 | | | | | |
|---------------------|--|------|--------|------|---------|------|
| | 70 kVp | | 90 kVp | | 120 kVp | |
| | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC |
| 10 | 0.23 | 0.24 | 0.31 | 0.30 | - | - |
| 15 | 0.29 | 0.31 | 0.36 | 0.38 | 0.43 | 0.45 |
| 20 | 0.36 | 0.37 | 0.43 | 0.44 | 0.50 | 0.52 |
| 25 | 0.42 | 0.44 | 0.50 | 0.52 | 0.56 | 0.55 |

4.2 Görüntü Kalitesinin Fiziksel Ölçümleri ve Gözlemci Değerlendirmeleri Arasındaki Korelasyonunun Araştırılması

Çalışmanın bu aşamasında fiziksel görüntü kalitesi ve kontrast-detay değerlendirme yöntemleri ile klinik değerlendirmeler arasında doğrudan bir ilişki kurulup kurulamayacağını araştırmak amacı ile görüntü kalitesi tüm yöntemler kullanılarak ele alınmıştır.

4.2.1 Fiziksel görüntü kalitesi değerlendirmeleri

4.2.1.1 TF ve SF hesapları

Çalışmanın bu aşamasında eDQE hesabında kullanılan TF ve SF değerleri hem deneysel olarak ölçülmüş hem de MC simülasyonları ile teorik olarak hesaplanmıştır. Bu amaçla, altı farklı tüp voltajında (70, 81, 90, 102, 110 ve 125 kVp) bu nicelikler yeniden ölçülmüştür. Daha önce 70, 90 ve 120 kVp için MC simülasyonu ile hesaplanan değerlere bu yeni kVp simülasyon sonuçları eklenmiştir. Elde edilen TF sonuçları Çizelge 4.6'da verilmiştir. Simülasyon çalışmasının amacı, deneysel olarak oldukça zaman alıcı olan TF ve SF niceliklerinin simülasyonla hesaplanarak iş yükünün hafiflemesini sağlamaktır. Deneysel ve MC simülasyonları ile teorik olarak hesaplanan fantom geçirim faktörleri karşılaştırıldığında sonuçların uyum içerisinde olduğu görülmektedir. Bu ise yapılan modellemenin geçirim faktörü hesaplamaları için kullanılabileceğini göstermektedir.

Çizelge 4.6 Deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçları

| kVp | PMMA kalınlığı (cm) | TF-deneysel | TF-MC |
|------------|----------------------------|--------------------|--------------|
| 70 | 10 | 0.0494 | 0.0500 |
| | 15 | 0.0131 | 0.0110 |
| | 20 | 0.0042 | 0.0036 |
| | 25 | 0.0012 | 0.0013 |
| 81 | 10 | 0.0573 | 0.0565 |
| | 15 | 0.0163 | 0.0159 |
| | 20 | 0.0051 | 0.0046 |
| | 25 | 0.0017 | 0.0020 |
| 90 | 10 | 0.0631 | 0.0590 |
| | 15 | 0.0187 | 0.0200 |
| | 20 | 0.0057 | 0.0550 |
| | 25 | 0.0020 | 0.0021 |
| 102 | 10 | 0.0703 | 0.0710 |
| | 15 | 0.0222 | 0.0231 |
| | 20 | 0.0075 | 0.0069 |
| | 25 | 0.0025 | 0.0030 |
| 110 | 10 | 0.0718 | 0.0708 |
| | 15 | 0.0229 | 0.0220 |
| | 20 | 0.0078 | 0.0082 |
| | 25 | 0.0028 | 0.0031 |
| 125 | 10 | 0.0816 | 0.0819 |
| | 15 | 0.0278 | 0.0270 |
| | 20 | 0.0096 | 0.0108 |
| | 25 | 0.0035 | 0.0045 |
| | 10 | 0.0703 | 0.0710 |

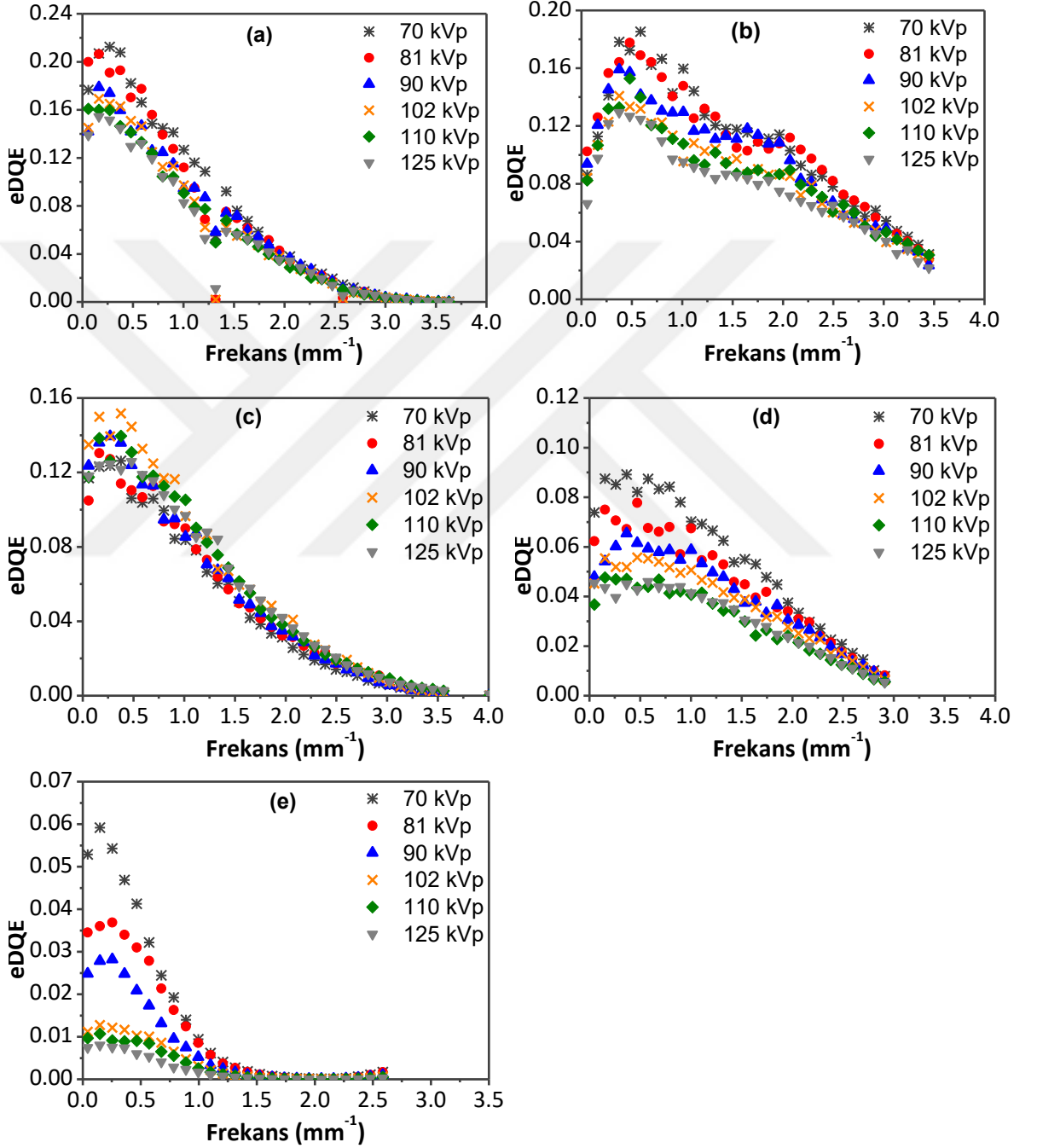
Benzer biçimde, deneysel ölçümlerle elde edilen ve MC simülasyonları ile teorik olarak hesaplanan saçılım faktörleri Çizelge 4.7’de verilmiştir. Deneysel olarak elde edilen verilerin, simülasyon sonuçları ile uyum içinde olduğu gözlenmiştir.

Çizelge 4.7 Deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan SF sonuçları (60 çç/cm, 10:1 grid için)

| PMMA kalınlığı (cm) | 70 kVp | | 81 kVp | | 90 kVp | | 102 kVp | | 110 kVp | | 125 kVp | |
|---------------------|--------|------|--------|------|--------|------|---------|------|---------|------|---------|------|
| | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC | Ölçüm | MC |
| 10 | 0.30 | 0.28 | 0.33 | 0.30 | 0.35 | 0.36 | 0.38 | 0.43 | 0.40 | 0.43 | 0.42 | 0.46 |
| 15 | 0.36 | 0.34 | 0.42 | 0.38 | 0.44 | 0.43 | 0.50 | 0.52 | 0.51 | 0.49 | 0.53 | 0.55 |
| 20 | 0.45 | 0.43 | 0.51 | 0.56 | 0.53 | 0.52 | 0.57 | 0.59 | 0.58 | 0.60 | 0.62 | 0.63 |
| 25 | 0.50 | 0.50 | 0.57 | 0.61 | 0.60 | 0.57 | 0.64 | 0.61 | 0.65 | 0.63 | 0.69 | 0.74 |

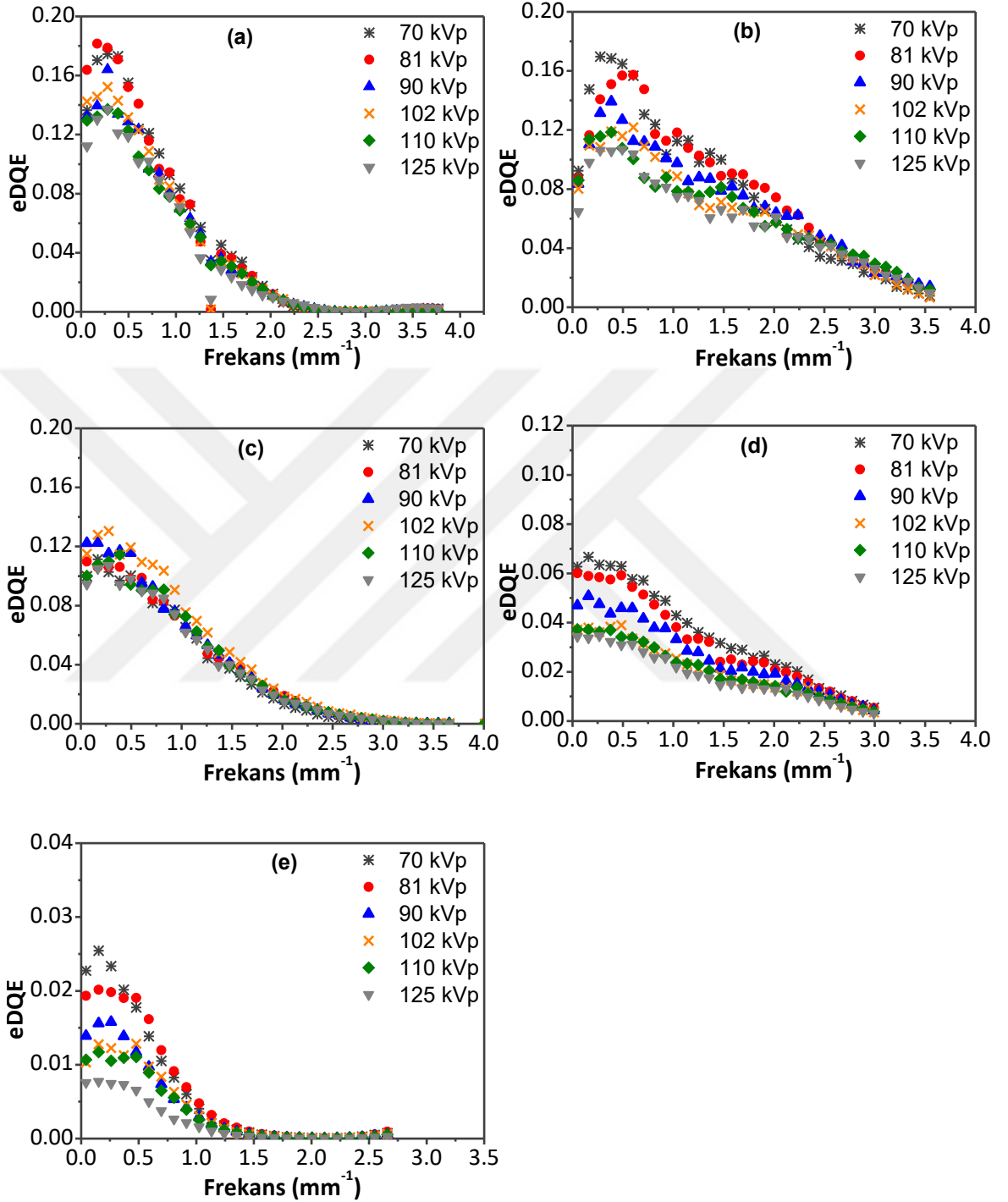
4.2.1.2 eDQE hesapları

Şekil 4.26'da, her görüntüleme sistemi için, farklı tüp voltajlarında 10 cm PMMA için elde edilen eDQE eğrileri verilmiştir.



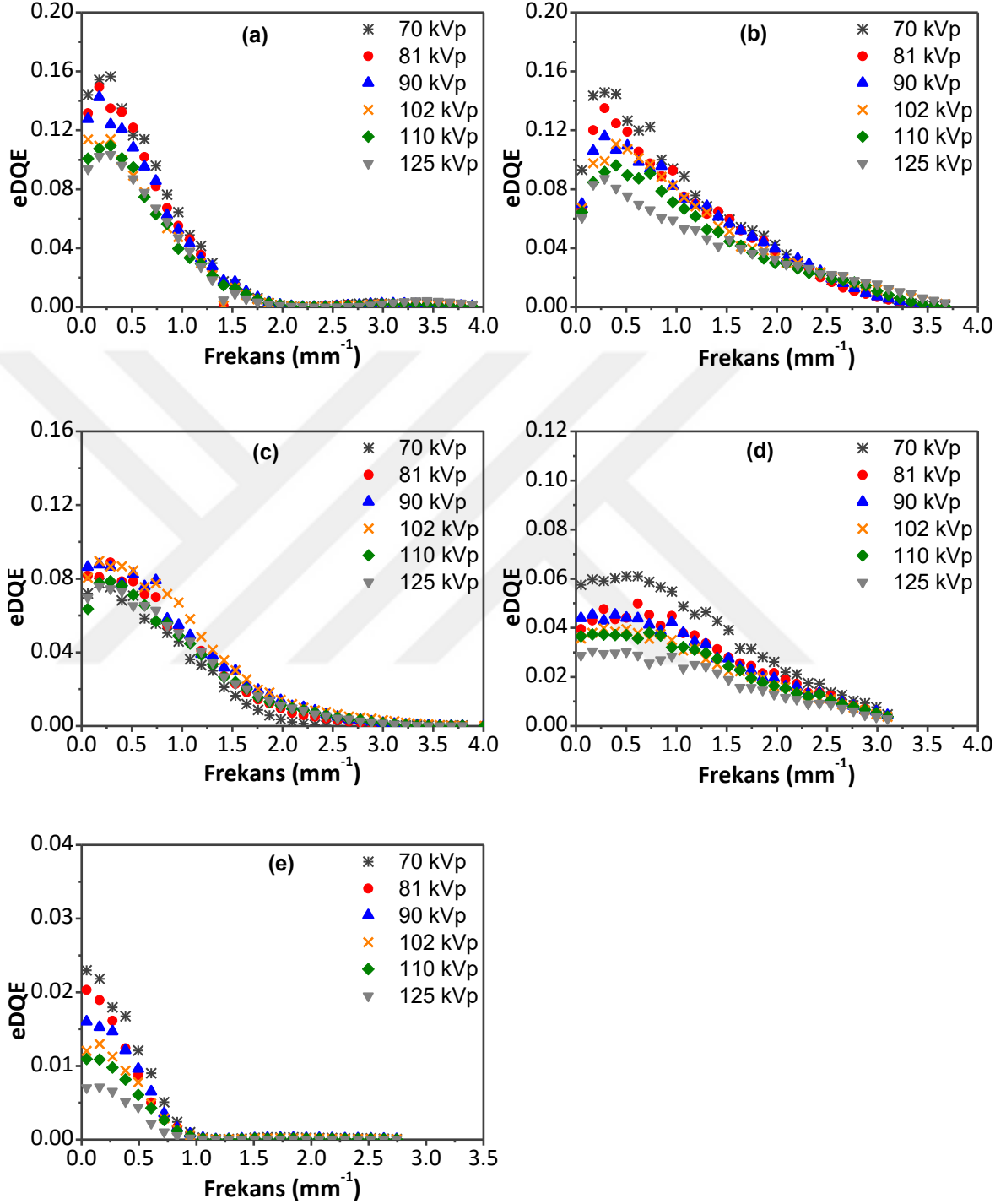
Şekil 4.26 10 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları

Her görüntüleme sistemi için, farklı tüp voltajlarında 15 cm PMMA için elde edilen eDQE eğrileri Şekil 4.27’de verilmiştir



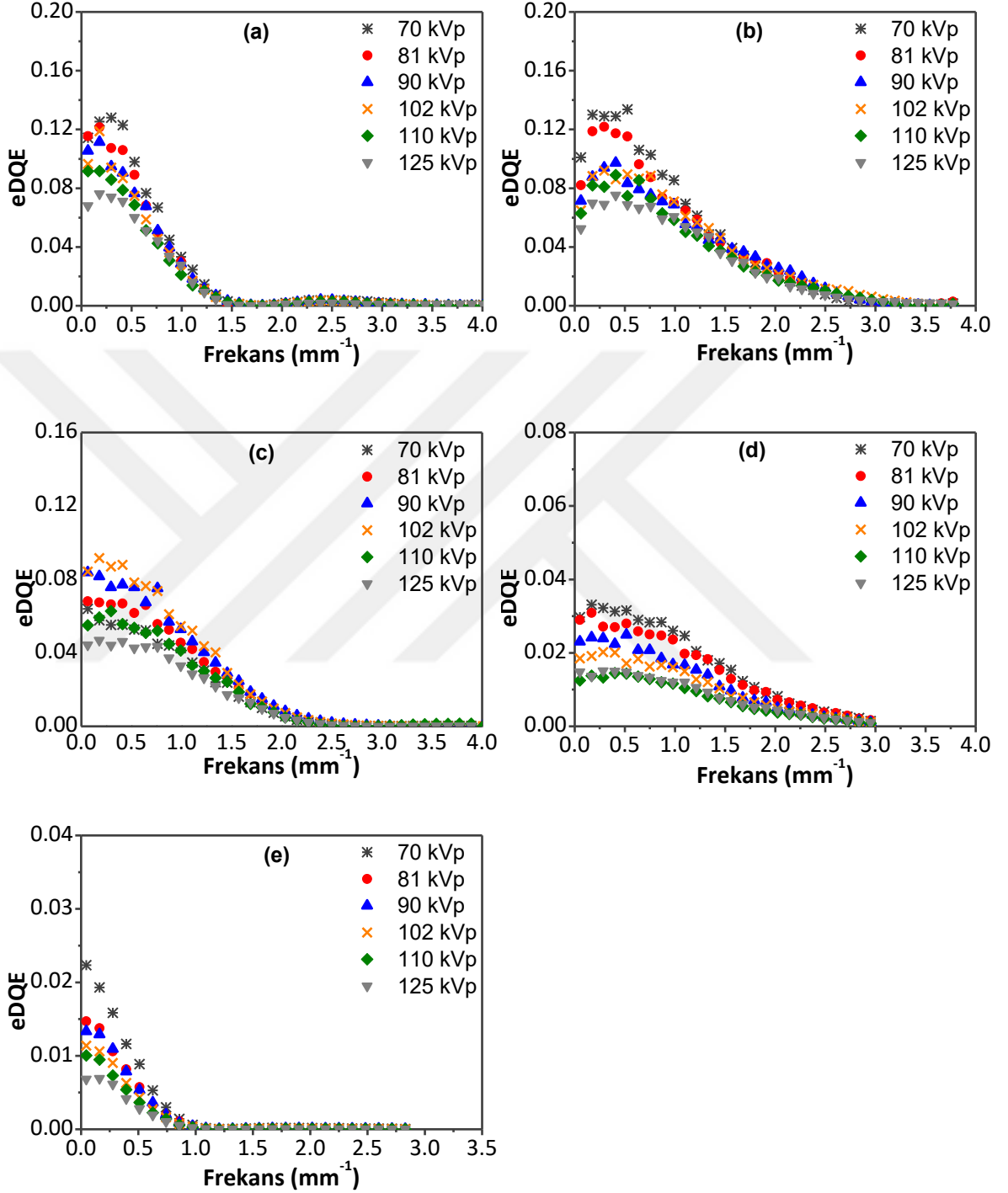
Şekil 4.27 15 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları

Benzer şekilde, tüm görüntüleme sistemleri için, farklı tüp voltajlarında 20 cm PMMA için elde edilen eDQE eğrileri Şekil 4.28’de verilmiştir.



Şekil 4.28 20 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları

Son olarak, tüm görüntüleme sistemleri için, farklı tüp voltajlarında 20 cm PMMA için elde edilen eDQE eğrileri Şekil 4.29’da verilmiştir.

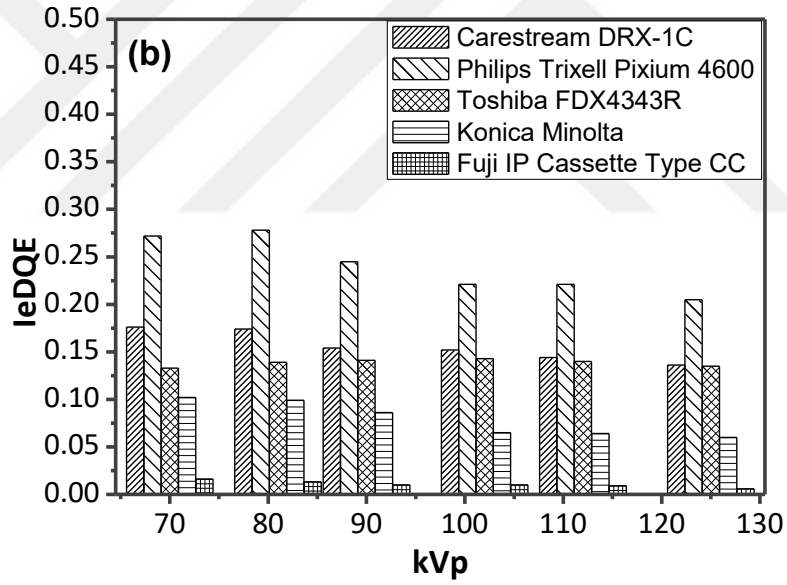
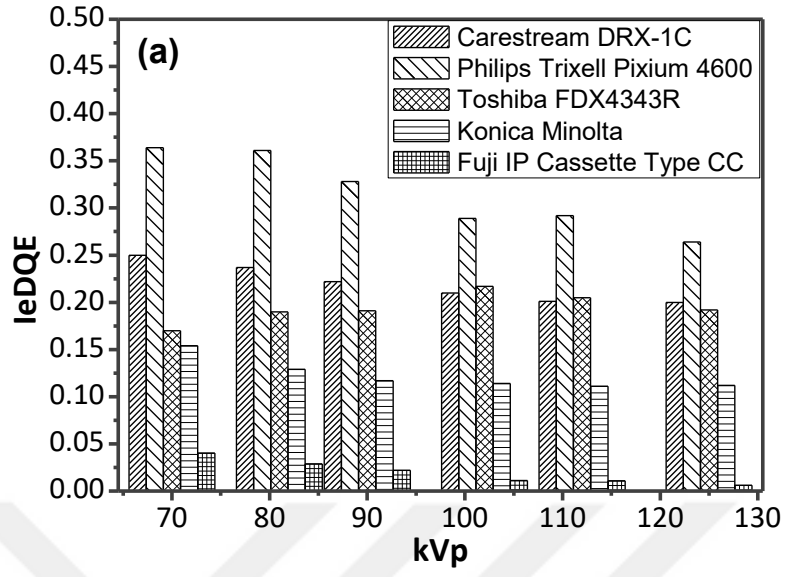


Şekil 4.29 25 cm PMMA kalınlığında her tüp voltajı için DRX-1C (a), Philips Trixell Pixium 4600 (b), Toshiba FDX4343R (c), Konica Minolta AERO DR (d) ve Fuji FCR (e) sistemlerinde elde edilen eDQE sonuçları

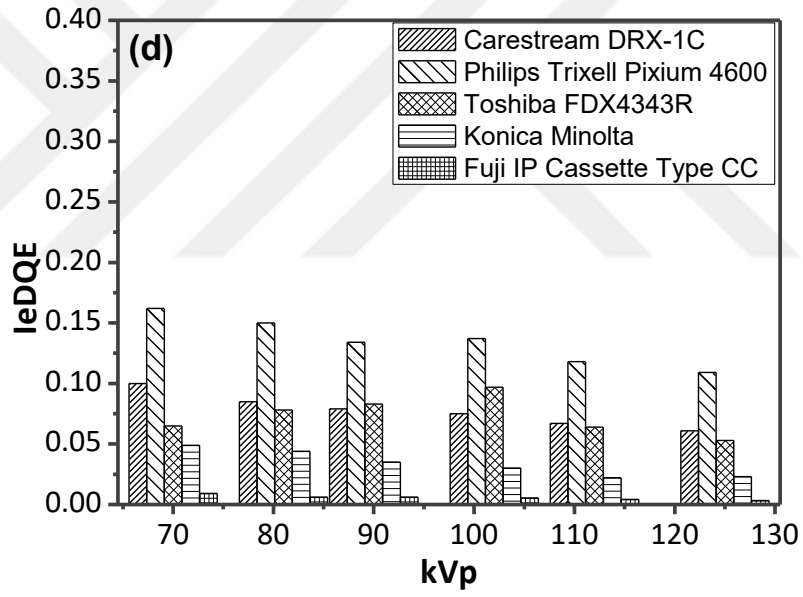
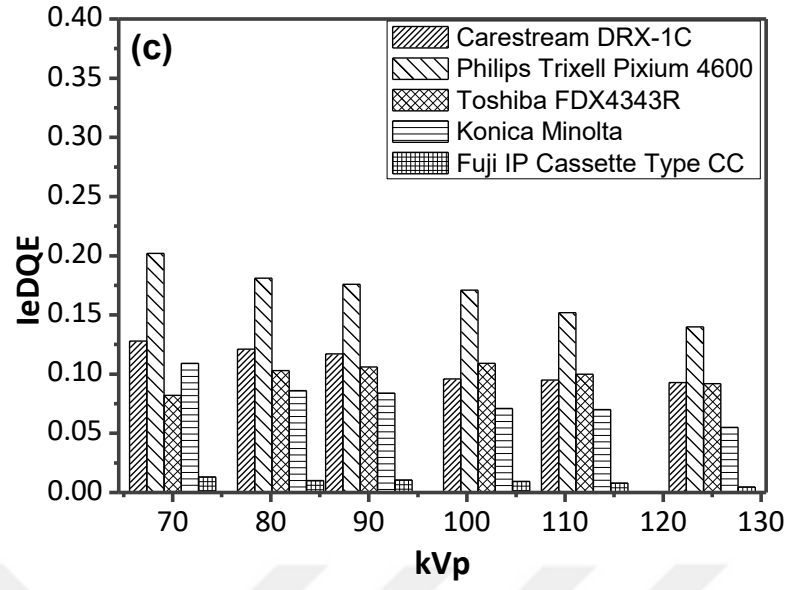
Tüm sistemler için eDQE sonuçları incelendiğinde, artan saçıcı kalınlığı ile eDQE'in sürekli bir biçimde azaldığı görülmektedir. Artan tüp voltajına bağlı olarak ise Toshiba FDX4343R sistemi dışında tüm sistemlerde eDQE değerlerinin artan tüp voltajı ile rutin bir biçimde azaldığı görülmektedir. Toshiba FDX4343R için bu değerler 102 kVp'ye kadar artış göstermekte, bu tüp voltajının üzerinde ise azalışa geçmektedir.

Tez çalışmasının ilk kısmında gerçekleştirilen çalışmalarda, tek boyutta integrali alınmış eDQE değerlerinin tek başına sistem performansını belirleyici nicelik olarak kullanılabilmesi gösterilmiştir. Bu nedenle yöntemler arası korelasyonun araştırılmasında da hesaplanan eDQE değerlerinin tek boyutta integrali alınarak IeDQE değerleri elde edilmiştir. Bu sayede, ilk kez klinik koşulların dahil edildiği fiziksel ölçüm sonuçları ile gözlemciye dayalı değerlendirmeleri arasında doğrudan kıyaslama yapılması sağlanmıştır.

Hesaplanan IeDQE sonuçları tüm sistemler için 10 cm, 15 cm, 20 cm ve 25 cm PMMA için Şekil 4.30'da verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en yüksek IeDQE değerlerinin Philips Trixell Pixium dedektöründe elde edildiği görülmektedir. En düşük IeDQE değerleri ise beklenildiği gibi Fuji CR dedektöründen elde edilmiştir. Bunun sebebi, diğer tüm sistemlerde yapılandırılmış CsI(Tl) kristali kullanılmışken, CR sisteminde dedektörde kullanılan dedektör malzemesinin granül yapıda fosfor tabakadan oluşmasıdır.



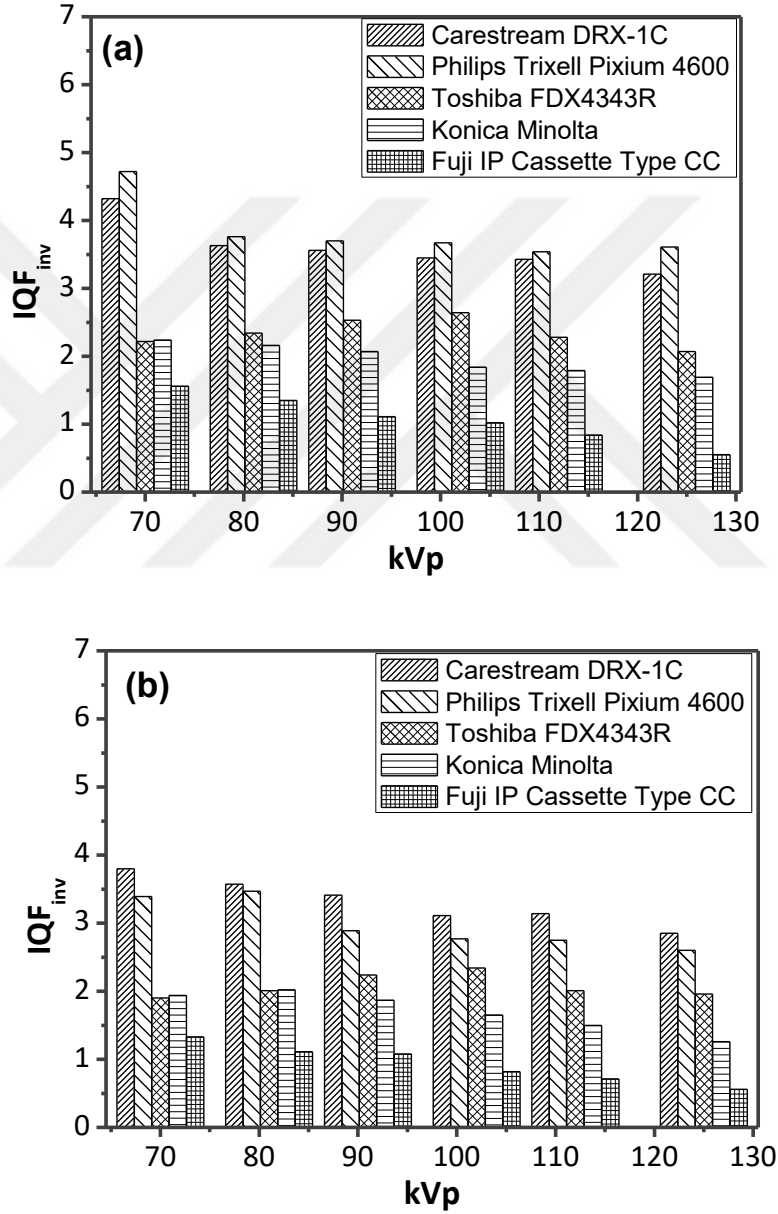
Şekil 4.30 Tüm sistemler için farklı kVp’lerde elde edilen eDQE sonuçlarından hesaplanan IeDQE sonuçları: 10 cm PMMA (a), 15 cm PMMA (b), 20 cm PMMA (c) ve 25 cm PMMA (d)



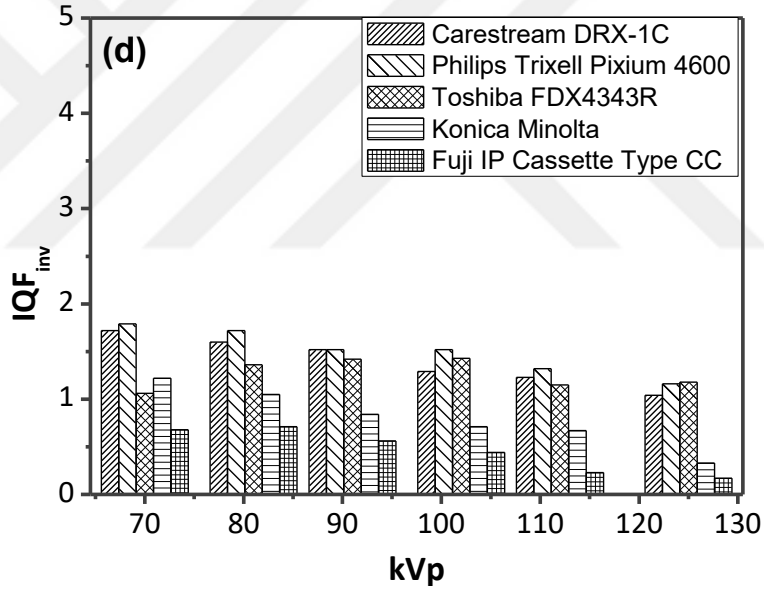
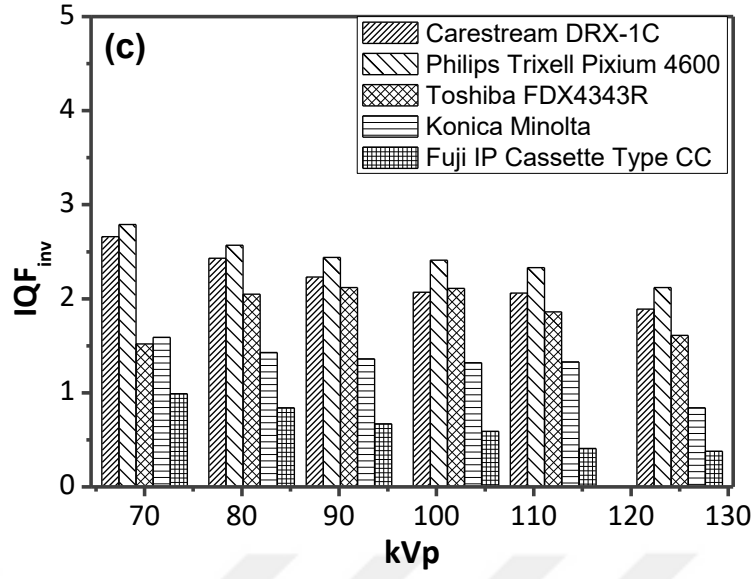
Şekil 4.30 (Devam) Tüm sistemler için farklı kVp'lerde elde edilen eDQE sonuçlarından hesaplanan IeDQE sonuçları: 10 cm PMMA (a), 15 cm PMMA (b), 20 cm PMMA (c) ve 25 cm PMMA (d)

4.2.2 CDRAD fantomu ile gerçekleştirilen ölçümler

Fiziksel ölçümlerle aynı ışınlama koşullarında CDRAD 2.0 fantomu ile gerçekleştirilen ölçümler sonucu tüm sistemler için farklı kalınlıklarda elde edilen IQF_{inv} sonuçları Şekil 4.31’de verilmiştir. Her ölçüm koşulu için CDRAD fantom görüntüleri üçer kez alınmış ve değerlendirmeler üç görüntünün ortalaması alınarak yapılmıştır.



Şekil 4.31 Tüm sistemlerde CDRAD 2.0 fantomu ile alınan görüntülerden hesaplanan IQF_{inv} sonuçları: 10 cm PMMA (a), 15 cm PMMA (b), 20 cm PMMA (c) ve 25 cm PMMA (d)



Şekil 4.31 (Devam) Tüm sistemlerde CDRAD 2.0 fantomu ile alınan görüntülerden hesaplanan IQF_{inv} sonuçları: 10 cm PMMA (a), 15 cm PMMA (b), 20 cm PMMA (c) ve 25 cm PMMA (d)

Elde edilen IQF_{inv} sonuçları incelendiğinde, artan saçıcı kalınlığı ile IQF_{inv} değerlerinin azaldığı görülmektedir. IeDQE sonuçlarına paralel olarak, en yüksek IQF_{inv} sonuçları Philips Trixell Pixium dedektöründen, en düşük IQF_{inv} sonuçları ise Fuji CR sisteminden elde edilmiştir. Diğer tüm sistemlerde artan tüp voltajı ile IQF_{inv} azalırken, Toshiba

FDX4343R dedektörü için 102 kVp'ye kadar IQF_{inv} değerleri artmakta, bu tüp voltajının üzerine çıkıldığında ise IQF_{inv} azalmaktadır.

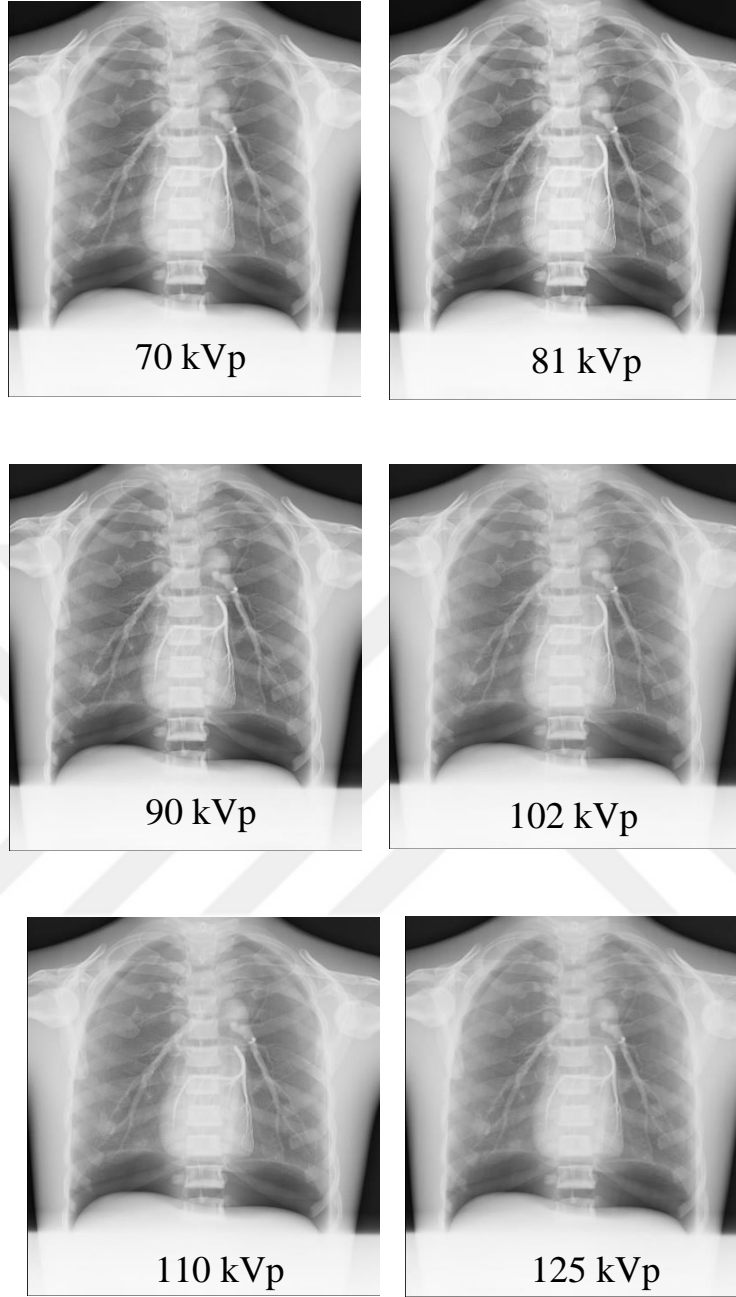
4.2.3 Klinik performans değerlendirmeleri (VGA puanlaması)

Klinik değerlendirmeler için çalışmada kullanılan beş farklı dijital radyografi sisteminde rutin akciğer incelemesi protokolünde elde edilen akciğer/göğüs fantomu görüntüleri kullanılmıştır. Ölçüm geometrisi Şekil 4.32'de gösterilmektedir.



Şekil 4.32 Akciğer fantomunun rutin akciğer protokolüne uygun olarak PA (posteroanterior) pozisyonda görüntülenmesi

Şekil 4.33'te örnek olarak Philips sisteminde farklı tüp voltajlarında elde edilen akciğer fantomu görüntüleri verilmiştir.



Şekil 4.33 Philips DigitalDiagnost sistemi ile farklı tüp voltajlarında elde edilen akciğer fantomu görüntüleri

Altı uzman radyolog tarafından Çizelge 3.5’te verilen kriterlere ve Çizelge 3.6’ya uygun bir şekilde puan verilerek VGA_{mutlak} puanları Eşitlik 2.16 ile hesaplanmıştır. Elde edilen ortalama VGA puanları Çizelge 4.8’de verilmiştir. VGA sonuçları, diğer iki yöntemle elde edilen sonuçlar ile paralellik göstermektedir. En yüksek VGA puanları Philips Trixell Pixium dedektörü için, en düşük VGA puanları ise Fuji CR sistemi için elde edilmiştir. Gözlemciler rastgele sırada gösterilen görüntülere gözlemcilerin Toshiba FDX4343R dedektörü için en yüksek puanları 102 kVp için verdiği, bu tüp voltajının üzerine çıkıldıkça gözlemci puanlarının düştüğü görülmektedir.

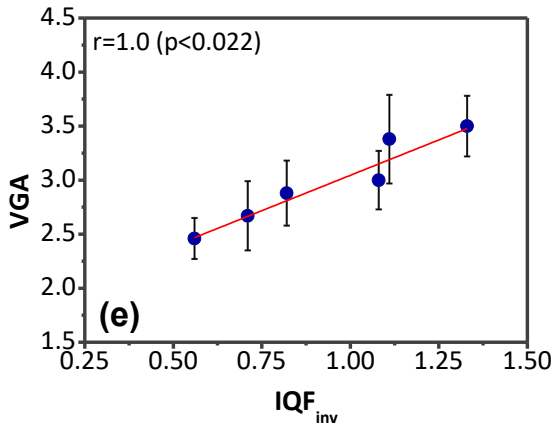
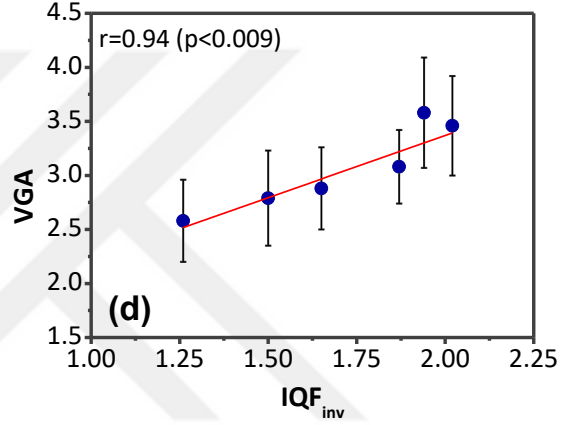
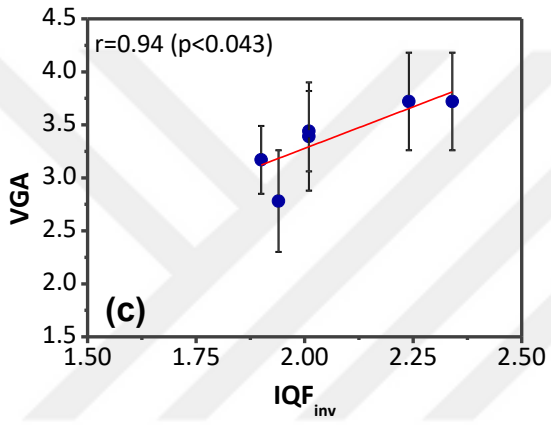
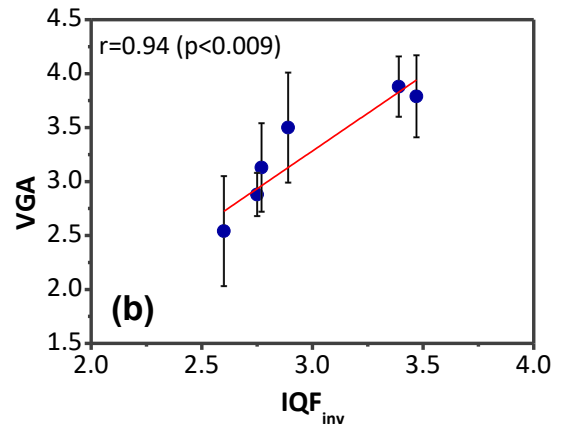
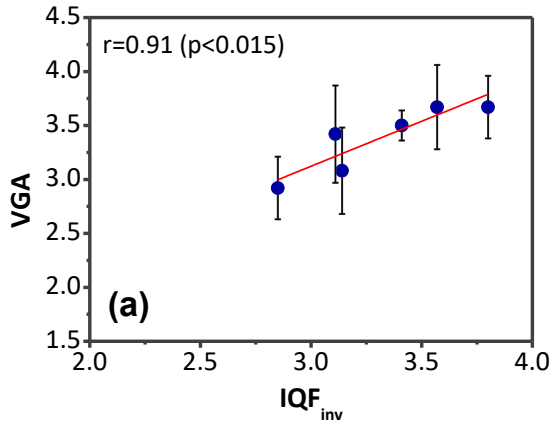
Çizelge 4.8 Her bir görüntüleme sistemi için farklı tüp voltajlarında elde edilen ortalama VGA puanları

| kVp | Carestream DRX-1C | Philips Trixell Pixium | Toshiba FDX4343R | Konica Minolta | Fuji Ip Cassette Type CC |
|-----|----------------------|------------------------------|---------------------|---------------------|--------------------------------|
| 70 | 3.67 (± 0.29) | 3.88 (± 0.28) | 3.17 (± 0.32) | 3.58 (± 0.51) | 3.50 (± 0.28) |
| 81 | 3.67 (± 0.39) | 3.79 (± 0.38) | 3.39 (± 0.51) | 3.46 (± 0.46) | 3.38 (± 0.41) |
| 90 | 3.50 (± 0.14) | 3.50 (± 0.51) | 3.72 (± 0.46) | 3.08 (± 0.34) | 3.00 (± 0.27) |
| 102 | 3.42 (± 0.45) | 3.13 (± 0.41) | 3.72 (± 0.46) | 2.88 (± 0.38) | 2.88 (± 0.30) |
| 110 | 3.08 (± 0.45) | 2.88 (± 0.20) | 3.44 (± 0.38) | 2.79 (± 0.44) | 2.67 (± 0.32) |
| 125 | 2.92 (± 0.29) | 2.54 (± 0.51) | 2.78 (± 0.49) | 2.58 (± 0.38) | 2.46 (± 0.19) |

4.2.4 Yöntemler arası korelasyonun incelenmesi

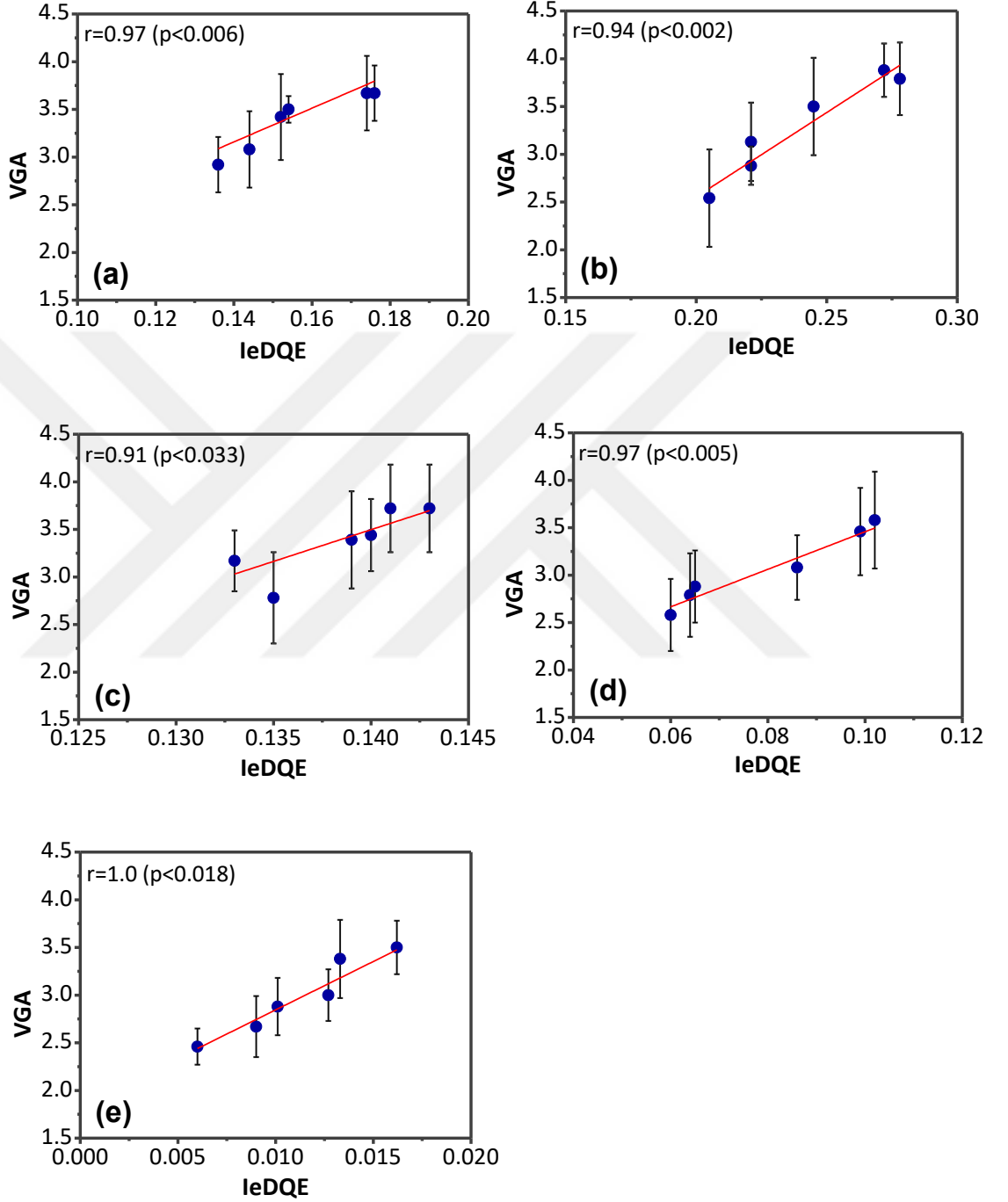
Klinik yöntemlerle (akciğer fantom görüntüsü kullanılarak) diğer yöntem bulgularının kıyaslanması için 15 cm PMMA kalınlığında elde edilen sonuçlar kullanılmıştır.

Şekil 4.34, aynı ışınlama koşullarında ortalama IQF_{inv} ve VGA puanlaması arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Korelasyon için Spearman korelasyon katsayısı kullanılmıştır ve sonuçlar güçlü bir pozitif korelasyon göstermiştir (minimum $r = 0.91$, $p < 0.015$).



Şekil 4.34 IQF_{inv} değerlerine karşılık VGA puanları: DRX-1C (a), Philips (b), Toshiba (c), Konica (d), ve Fuji (e)

Şekil 4.35, IeDQE ve VGA puanlaması arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Korelasyon sonuçları iki nicelik arasında güçlü bir pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir (minimum $r = 0.91$, $p < 0.033$).



Şekil 4.35 IeDQE değerlerine karşılık VGA puanları: DRX-1C (a), Philips (b), Toshiba (c), Konica (d), ve Fuji (e)

4.3 Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Geliştirilmesi

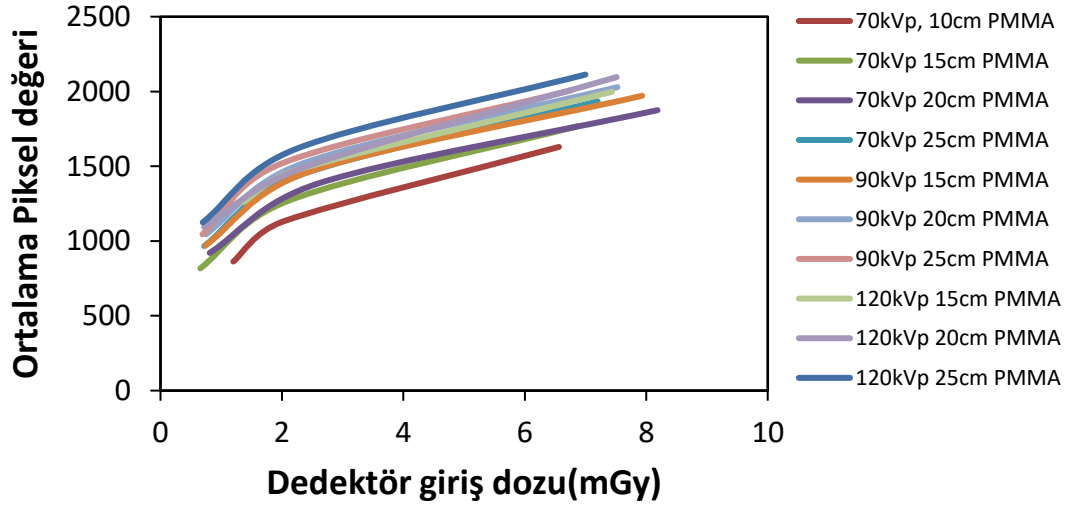
4.3.1 Standart fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler

Çalışmanın bu aşamasında ilk olarak standart fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler için bölüm 4.2.1’de elde edilen bulgular kullanılmıştır. Aşağıda bölüm 4.2.1’de verilmemiş olan ilave bulgulara yer verilmiştir.

4.3.1.1 STP, eMTF, eNNPS, eDQE değerlendirmeleri

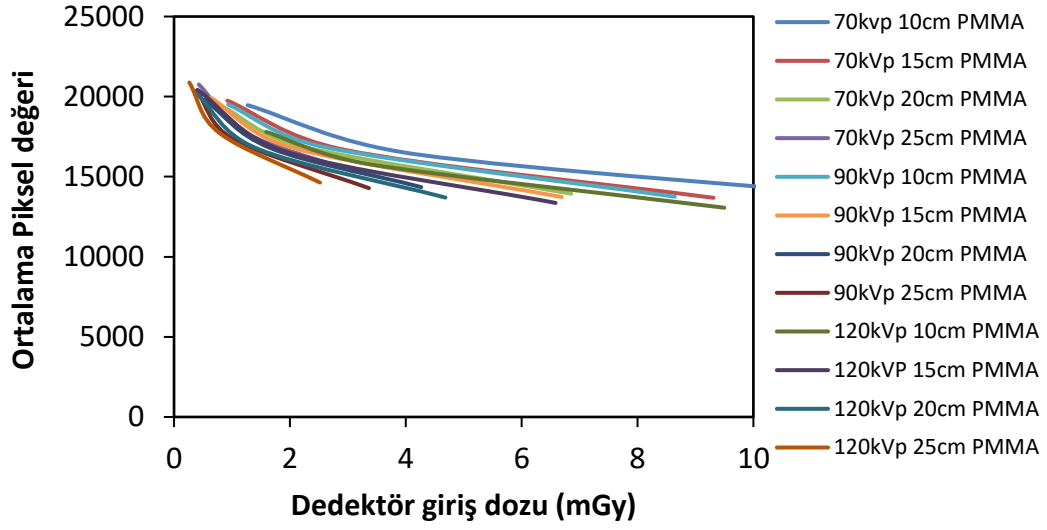
STP Sonuçları

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Tanısal Radyoloji laboratuvarı bünyesinde bulunan DRX-1C indirekt sayısal dedektörün farklı saçıcı (PMMA) kalınlıklarında üç farklı demet kalitesinde elde edilen doz-yanıt eğrileri Şekil 4.36’da verilmiştir.



Şekil 4.36 DRX-1C dedektörün farklı saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı için doz yanıtları

Philips dedektörüne ait doz-yanıt eğrileri ise Şekil 4.37'deki gibidir.



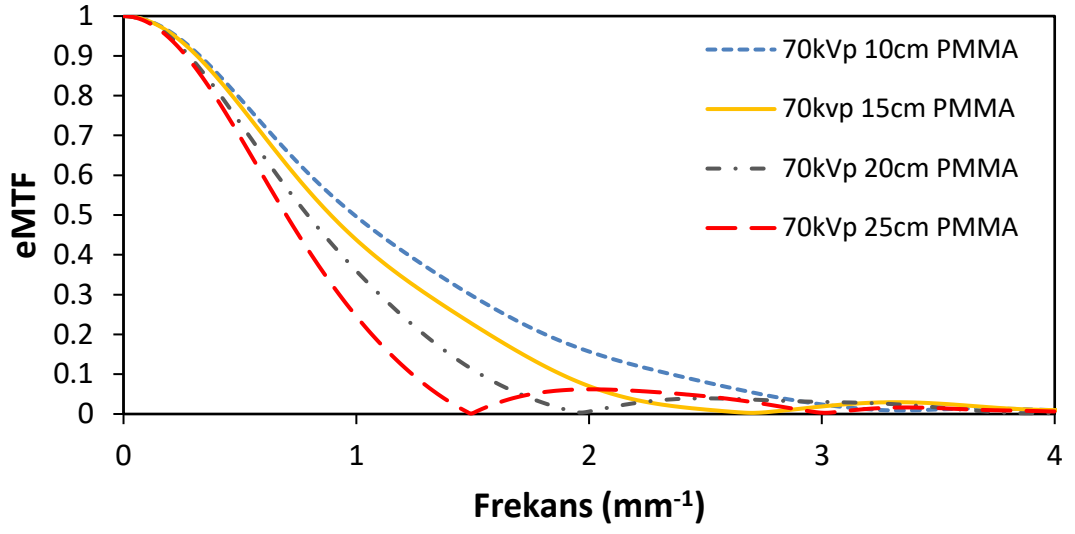
Şekil 4.37 Philips dedektörün farklı saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı için doz yanıtları

Philips dedektörünün yanıtı DRX-1C ye benzer biçimde ters logaritmik olarak elde edilmiştir. Logaritmik fonksiyona fit edilen sonuçların korelasyonları $R^2 > 0.99$ şeklindedir.

Elde edilen doz-yanıt eğrileri daha sonra eMTF, eNNPS görüntülerini lineerize etmek için kullanılmıştır.

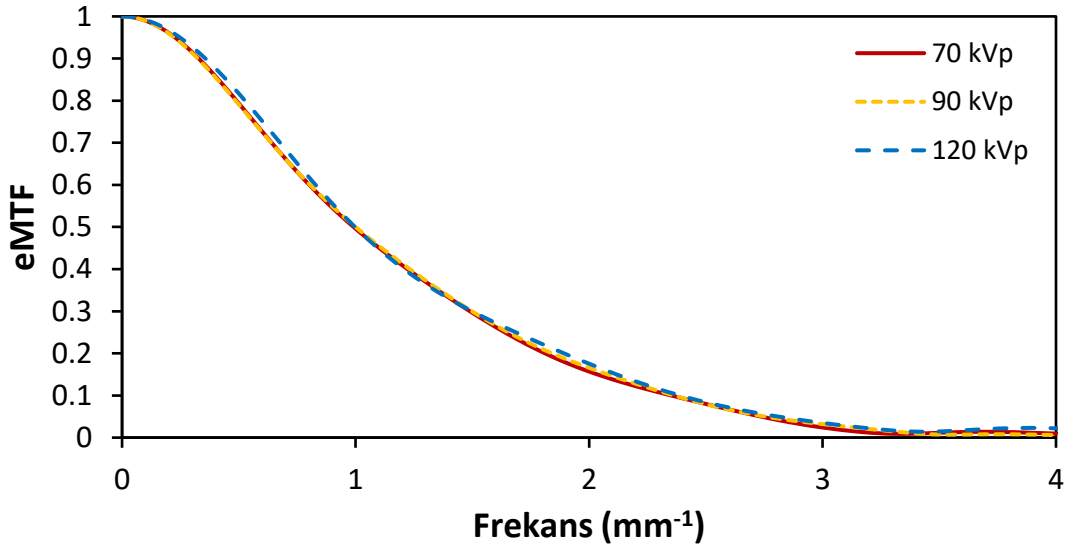
eMTF Sonuçları

eMTF ölçümleri için Şekil 3.2'deki ölçüm geometrisi kullanılmış ve ölçümler tüm PMMA kalınlıkları için üç demet kalitesi için tekrar edilmiştir. Alınan kenar görüntülerinden OBJ IQv2 yazılımı kullanılarak eMTF'ler hesaplanmıştır. Şekil 4.38'de DRX-1C dedektörüne ait farklı saçıcı kalınlıkları için 70 kVp'de elde edilen eMTF sonuçları verilmiştir. Artan saçıcı kalınlığı ile büyütme faktörüne bağlı olarak, eMTF'in kesim frekansının düştüğü görülmektedir.



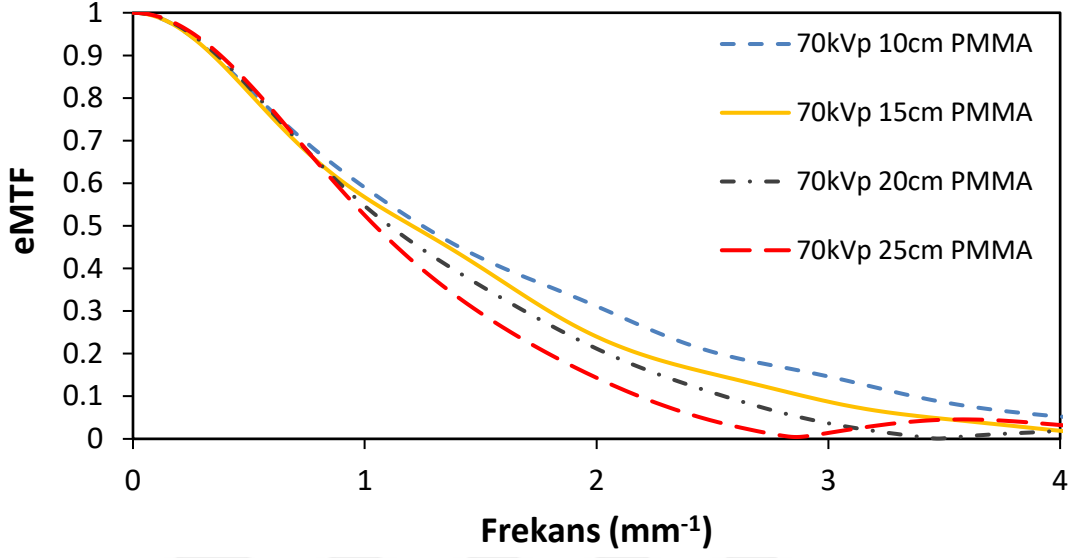
Şekil 4.38 DRX-1C dedektörü için farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp’de elde edilen eMTF sonuçları

Örnek olarak 10 cm saçıcı kalınlığında farklı demet enerjilerine ait eMTF sonuçları ise Şekil 4.39’daki gibidir. Şekilde de görüldüğü gibi eMTF tüp voltajından bağımsızdır.

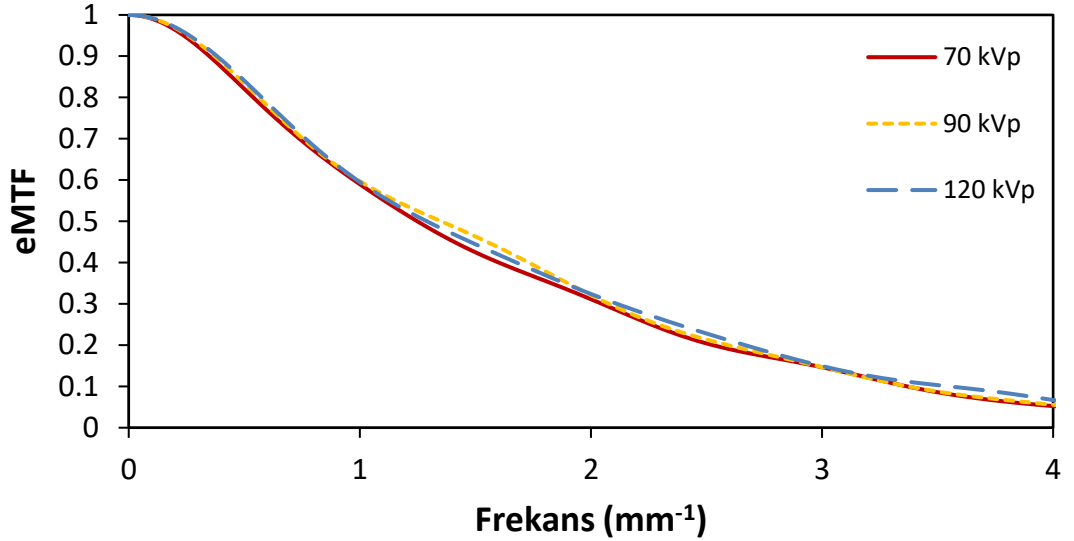


Şekil 4.39 DRX-1C dedektörü için farklı demet kalitelerinde 10 cm PMMA ile elde edilen eMTF sonuçları

Benzer şekilde Philips dedektörüne ait, 70 kVp’de farklı saçıcı kalınlıkları için elde edilen eMTF sonuçları Şekil 4.40’ta; 10 cm PMMA kalınlığı için farklı demet kalitelerinde elde edilen eMTF sonuçları ise Şekil 4.41’de verilmiştir.



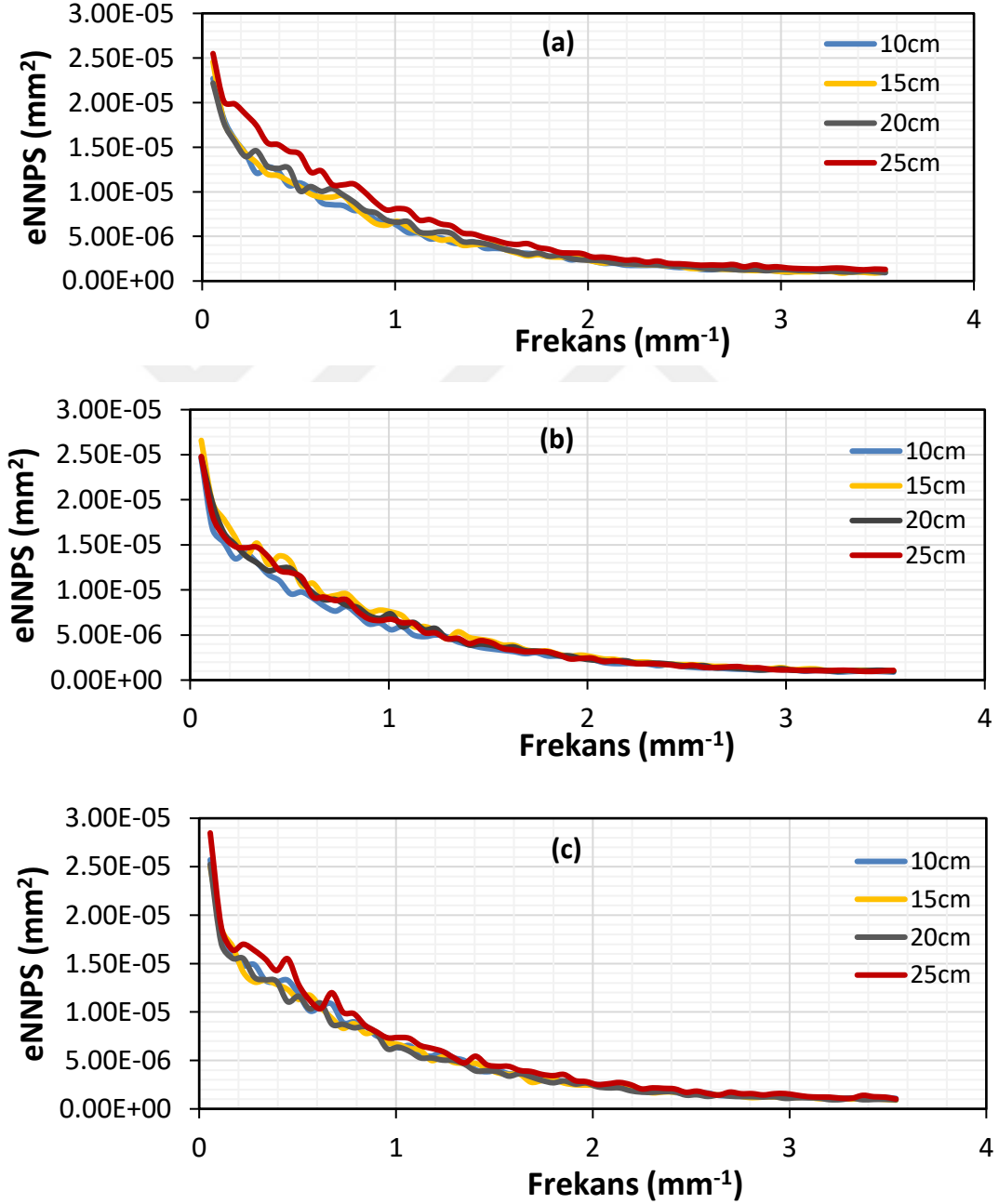
Şekil 4.40 Philips dedektörü için farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp’de elde edilen eMTF sonuçları



Şekil 4.41 Philips dedektörü için farklı saçıcı kalınlıklarında 70 kVp’de elde edilen eMTF sonuçları

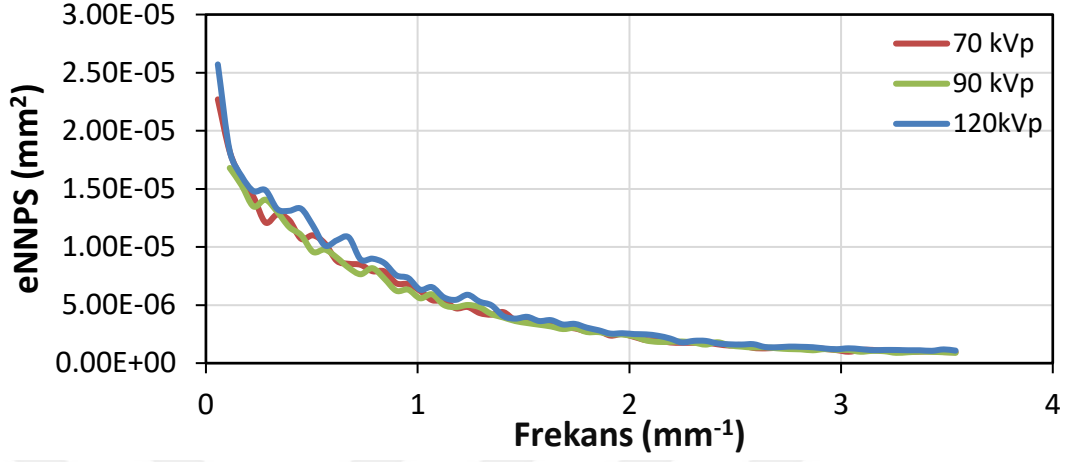
eNNPS Sonuçları

eNNPS ölçümleri için dedektör, değişen saçıcı kalınlıklarında (10, 15, 20 ve 25 cm PMMA) ve farklı demet kaliteleri için otomatik ışınlama kontrolü kullanılarak homojen biçimde ışınlanmıştır. DRX-1C dedektörünün üç farklı demet kalitesi için farklı saçıcı kalınlıklarında elde edilen eNNPS sonuçları Şekil 4.42 a, b, c’de verilmiştir.



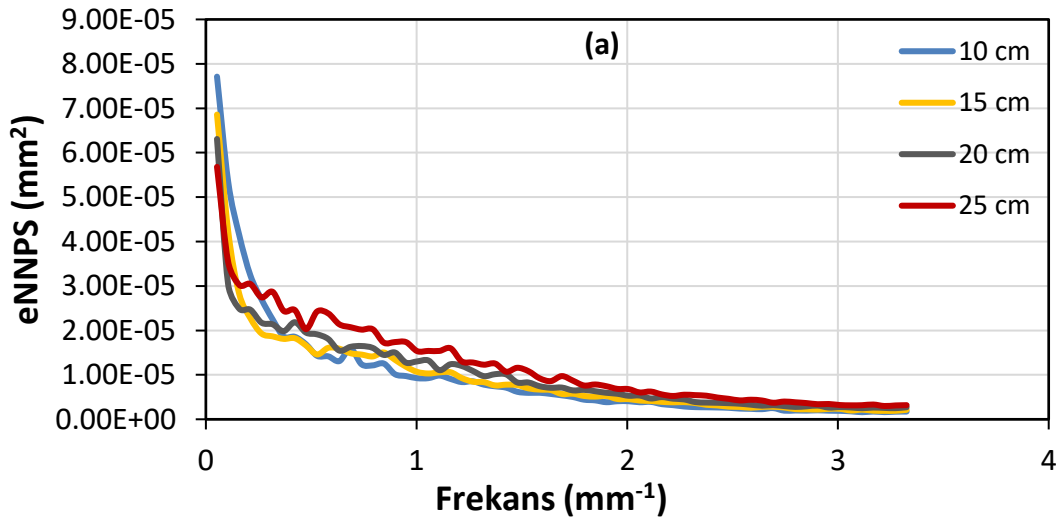
Şekil 4.42 DRX-1C dedektörü için farklı saçıcı kalınlıkları ile elde edilen eNNPS sonuçları: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)

Şekil 4.43'te ise 10 cm PMMA ile farklı demet kalitelerinde DRX-1C dedektöründe elde edilen eNNPS sonuçları gösterilmektedir.

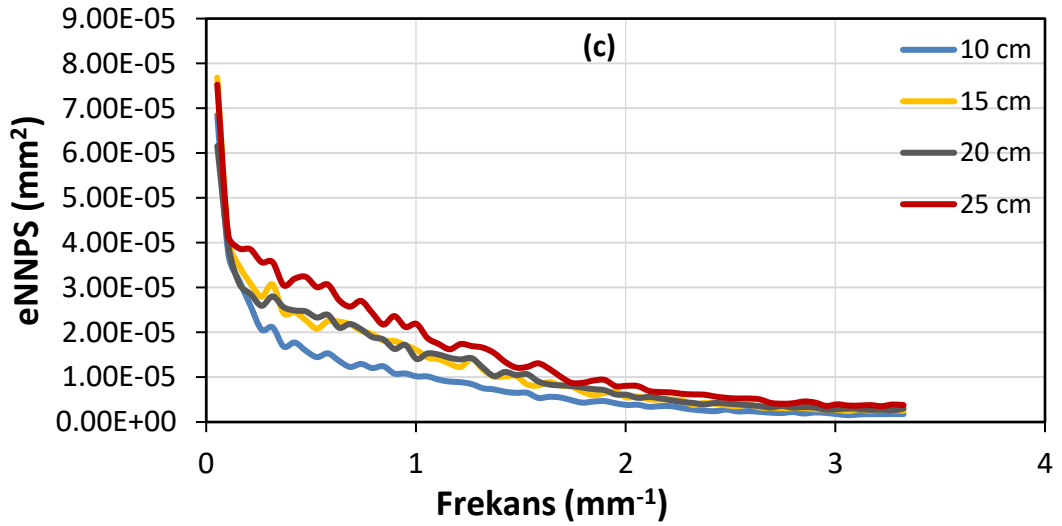
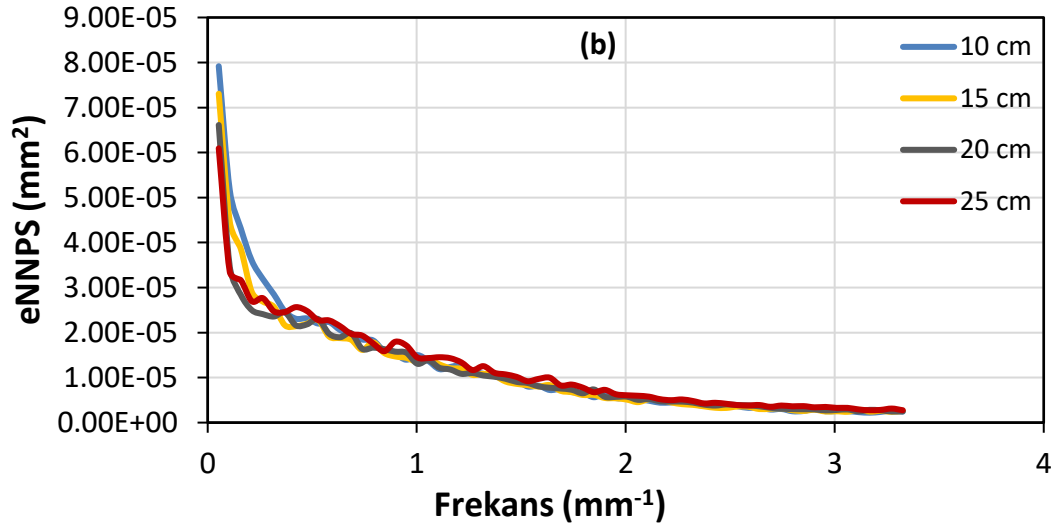


Şekil 4.43 DRX-1C dedektörü için farklı tüp voltajlarında 10cm PMMA ile elde edilen eNNPS sonuçları

Saha çalışması kapsamında kullanılan Philips dedektörüne ait farklı saçıcı kalınlıklarındaki eNNPS sonuçları 70 kVp, 90 kVp ve 120 kVp için sırası ile Şekil 4.44 a, b, c'de verilmiştir.



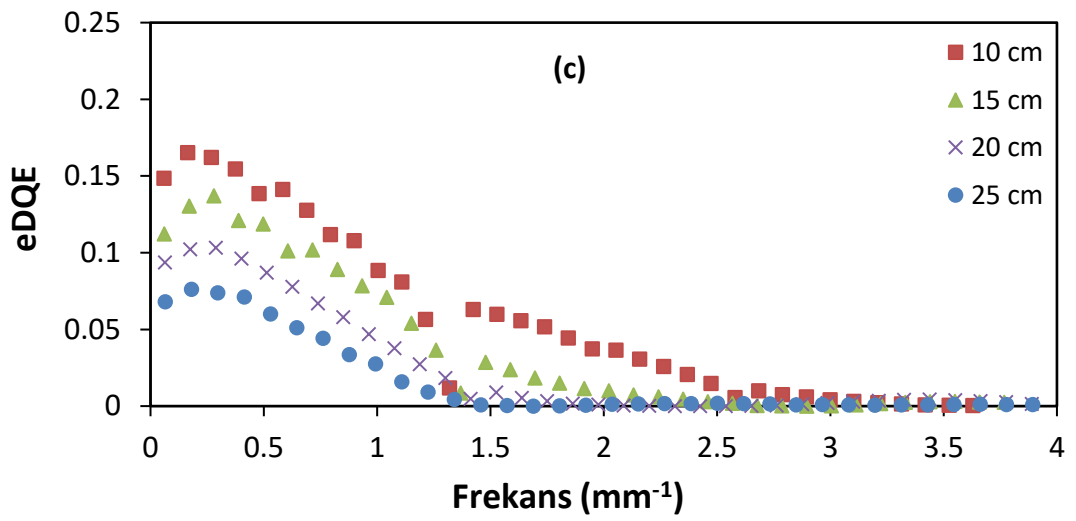
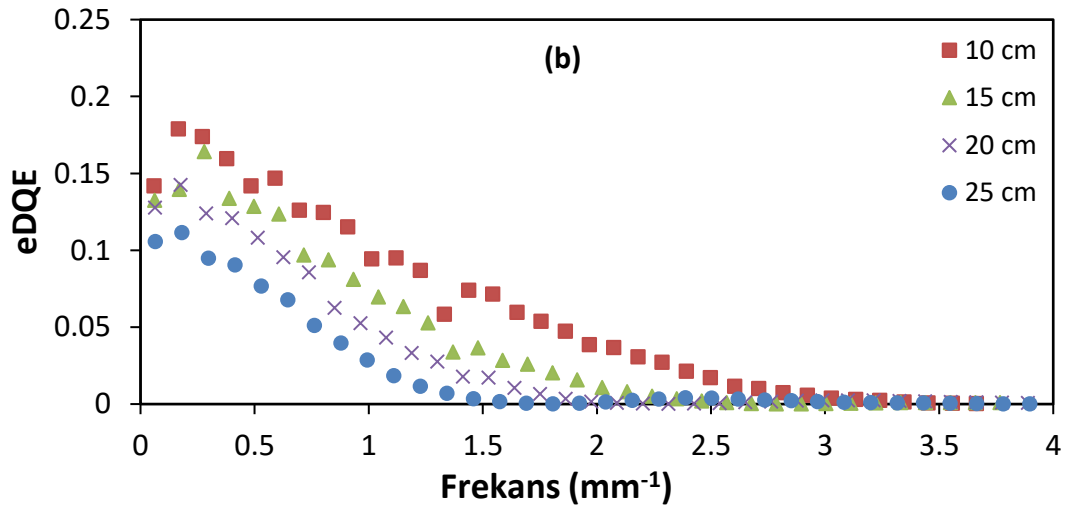
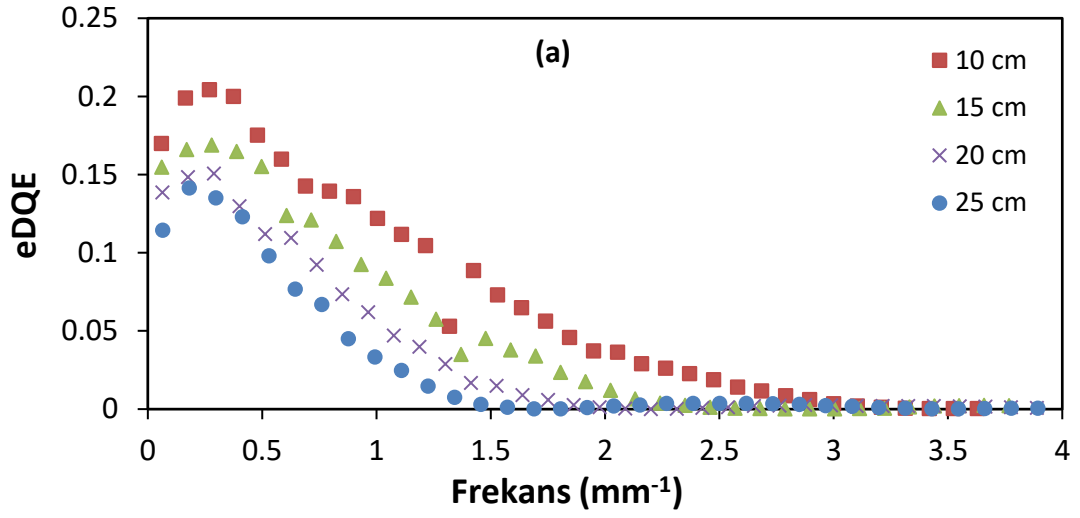
Şekil 4.44 Philips için farklı saçıcı kalınlıkları ile elde edilen eNNPS sonuçları: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)



Şekil 4.44 (Devam) Philips için farklı saçıcı kalınlıkları ile elde edilen eNNPS sonuçları: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)

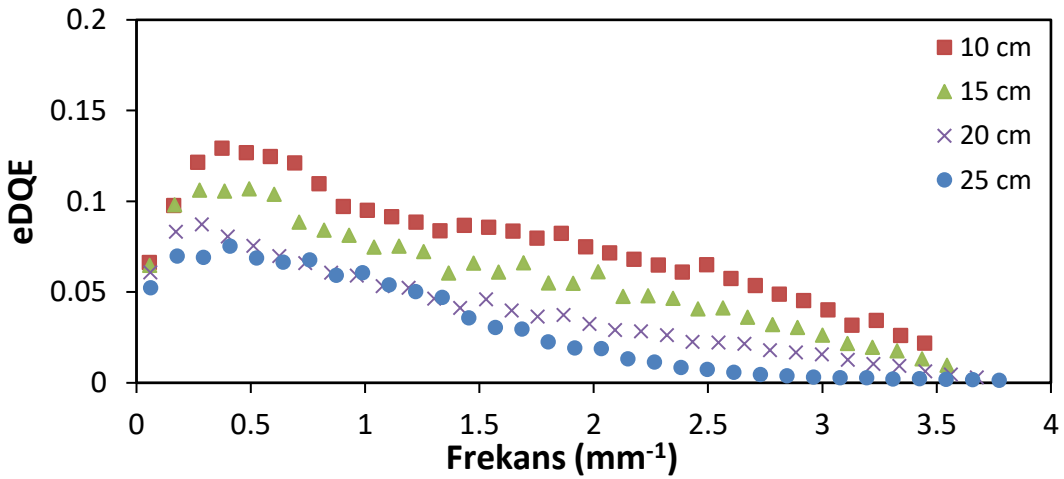
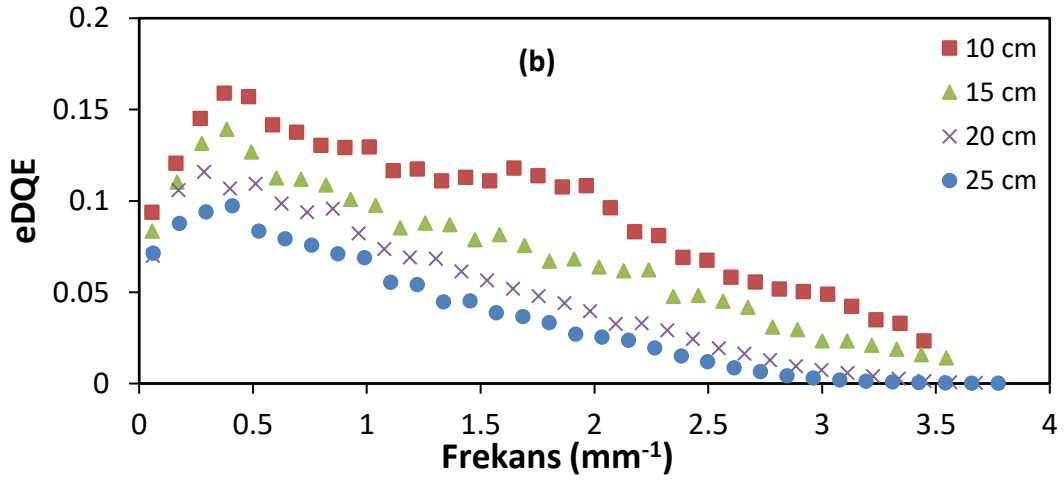
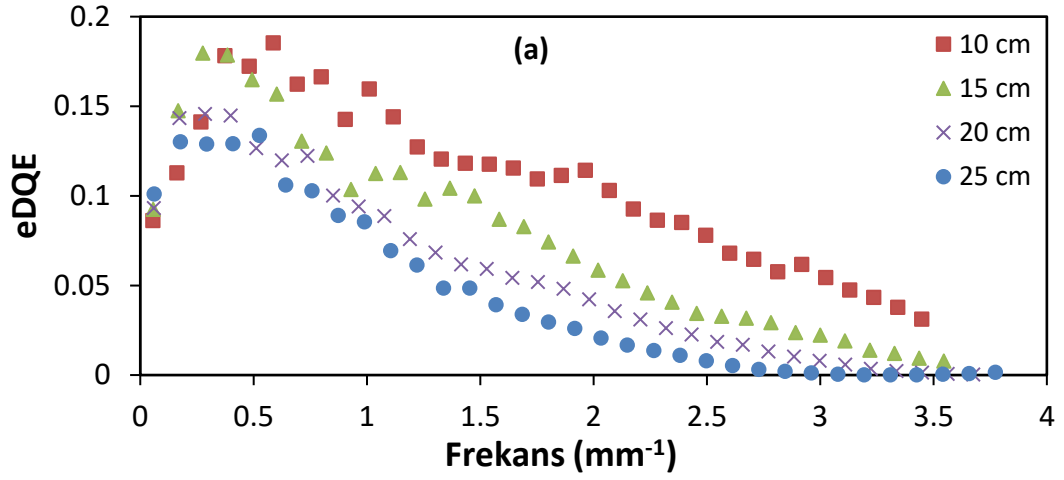
eDQE Sonuçları

DRX-1C dedektörü için farklı demet kalitelerine ait eDQE'in saçıcı kalınlığı ile değişim sonuçları Şekil 4.45'te verilmiştir. Artan saçıcı kalınlığı ile eDQE değerleri azalmaktadır.



Şekil 4.45 DRX-1C için eDQE sonuçlarının saçıcı kalınlığı ile değişimi: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)

Benzer şekilde Philips'e ait eDQE sonuçları Şekil 4.46'da verilmiştir.



Şekil 4.46 Philips için eDQE sonuçlarının saçıcı kalınlığı ile değişimi: 70 kVp (a), 90 kVp (b), 120 kVp (c)

4.3.1.2 Diğer görüntü kalitesi metriklerinin ölçümü

Görüntü kalitesinin değerlendirmesinde standart LCD 4 düşük kontrast-detay fantomu kullanılarak, fantom görüntüsünden disklerin kontrast değerleri hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler Çizelge 4.9’da verilmiştir.

Çizelge 4.9 LCD4 fantomu kontrast değerleri

| Disk numarası | Kontrast (%) | Disk numarası | Kontrast (%) |
|--------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|
| 1 | 0.225 | 11 | 1.209 |
| 2 | 0.339 | 12 | 1.803 |
| 3 | 0.414 | 13 | 2.033 |
| 4 | 0.451 | 14 | 2.619 |
| 5 | 0.487 | 15 | 2.853 |
| 6 | 0.412 | 16 | 3.337 |
| 7 | 0.450 | 17 | 4.049 |
| 8 | 0.565 | 18 | 4.724 |
| 9 | 0.758 | 19 | 5.222 |
| 10 | 1.020 | | |

LCD 4 fantomundan hesaplanan SNR (signal-to-noise ratio) değerleri Çizelge 4.10’da verilmiştir.

Çizelge 4.10 LCD4 fantomundan hesaplanan SNR değerleri

| LCD4 fantomu disk numarası | SNR değerleri |
|-------------------------------|---------------|
| 2 | 0.355 |
| 8 | 0.538 |
| 9 | 0.732 |
| 11 | 1.123 |
| 12 | 1.517 |
| 13 | 1.710 |
| 14 | 1.938 |
| 16 | 2.939 |
| 18 | 3.920 |
| 19 | 4.648 |

4.3.2 MC simülasyon sonuçları

Monte Carlo simülasyonunda kullanılmak üzere ilk olarak fantom malzemelerinin lineer soğurma katsayıları kod içinde hesaplatılarak fotonun madde ile yapacağı etkileşim tipini belirlemede kullanılmak üzere alt dosya olarak programa kaydedilmiştir. Çalışmada kullanılan demet kaliteleri için hesaplatılan lineer soğurma katsayıları NIST'ten (National Institute of Standards and Technology) alınan değerlerle kıyaslanmış ve sonuçlar Çizelge 4.11'de verilmiştir.

Çizelge 4.11 PMMA, YYPE ve yumuşak doku için Monte Carlo ile hesaplanan ve NIST'ten alınan lineer soğurma katsayıları

| kVp | PMMA μ değerleri | | YYPE μ değerleri | | Yumuşak doku μ değerleri | |
|-----|----------------------|--------------------|----------------------|--------------------|------------------------------|--------------------|
| | Teorik (NIST) | C'de hesaplanan | Teorik (NIST) | C'de hesaplanan | Teorik (NIST) | C'de hesaplanan |
| 70 | 0.215 | 0.213 | 0.190 | 0.192 | 0.193 | 0.192 |
| 90 | 0.200 | 0.195 | 0.178 | 0.179 | 0.176 | 0.177 |
| 120 | 0.185 | 0.180 | 0.163 | 0.161 | 0.156 | 0.157 |

Yapılan hazırlık çalışmalarında farklı demet kalitelerinde (70, 90 ve 120kVp) farklı saçıcı (PMMA) kalınlıkları modellenerek Monte Carlo simülasyonu ile geçirgenlik faktörleri (TF) elde edilmiştir ve bu sonuçlar deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12 PMMA için deneysel olarak ölçülen ve Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçları

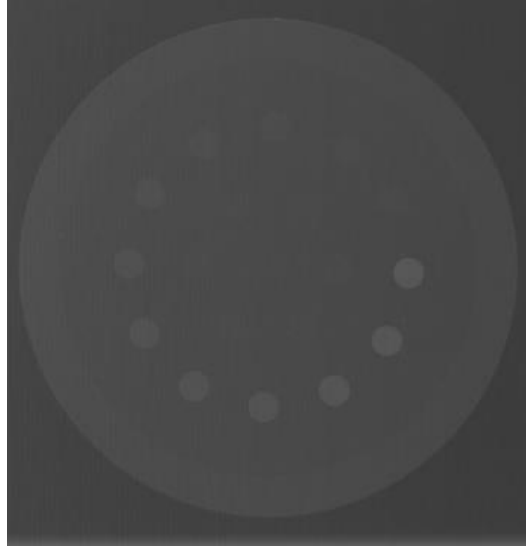
| Tüp voltajı | 70 kVp | | 90 kVp | | 120 kVp | |
|--------------------|----------|---------------|----------|---------------|----------|---------------|
| | Deneysel | Monte Carlo | Deneysel | Monte Carlo | Deneysel | Monte Carlo |
| PMMA kalınlığı(cm) | | | | | | |
| 10 | 0.0490 | 0.050(±%2.9) | 0.0610 | 0.063(±%2.6) | 0.079 | 0.082(±%2.8) |
| 15 | 0.0130 | 0.014(±%3.2) | 0.0180 | 0.020(±%3.5) | 0.025 | 0.025(±%3.0) |
| 20 | 0.0041 | 0.0042(±%3.1) | 0.0055 | 0.0061(±%4.0) | 0.008 | 0.009(±%3.2) |
| 25 | 0.0011 | 0.0012(±%3.5) | 0.0019 | 0.0020(±%4.2) | 0.003 | 0.0032(±%4.1) |

PMMA için simülasyonla hesaplanan TF değerlerinin deneysel bulgularla uyum gösterdiği görüldükten sonra benzer şekilde YYPE için aynı kalınlıklar ve demet kaliteleri için TF değerleri Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 4.13'te verilmiştir.

Çizelge 4.13 YYPE için MC simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçları

| YYPE kalınlığı (cm) | Tüp voltajı | | |
|---------------------|---------------|---------------|---------------|
| | 70 kVp | 90 kVp | 120 kVp |
| 10 | 0.051(±%3.5) | 0.064(±%4.2) | 0.085(±%2.9) |
| 15 | 0.0144(±%2.6) | 0.020(±%2.9) | 0.029(±%2.4) |
| 20 | 0.0045(±%3.1) | 0.0059(±%4.3) | 0.011(±%4.6) |
| 25 | 0.0012(±%2.0) | 0.0022(±%3.2) | 0.0033(±%4.5) |

Kontrast, SNR gibi ölçümlerin yapılabilmesi amacı ile hazırlanan fantom için belirlenen soğurucu kalınlıkları LCD 4 fantomundaki kontrast değerlerini elde edecek şekilde belirlenmiştir. Şekil 4.47'de LCD 4 fantomunun direkt olarak dedektör üzerine konularak alınan görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4.47 LCD 4 fantomu x-ışını görüntüsü

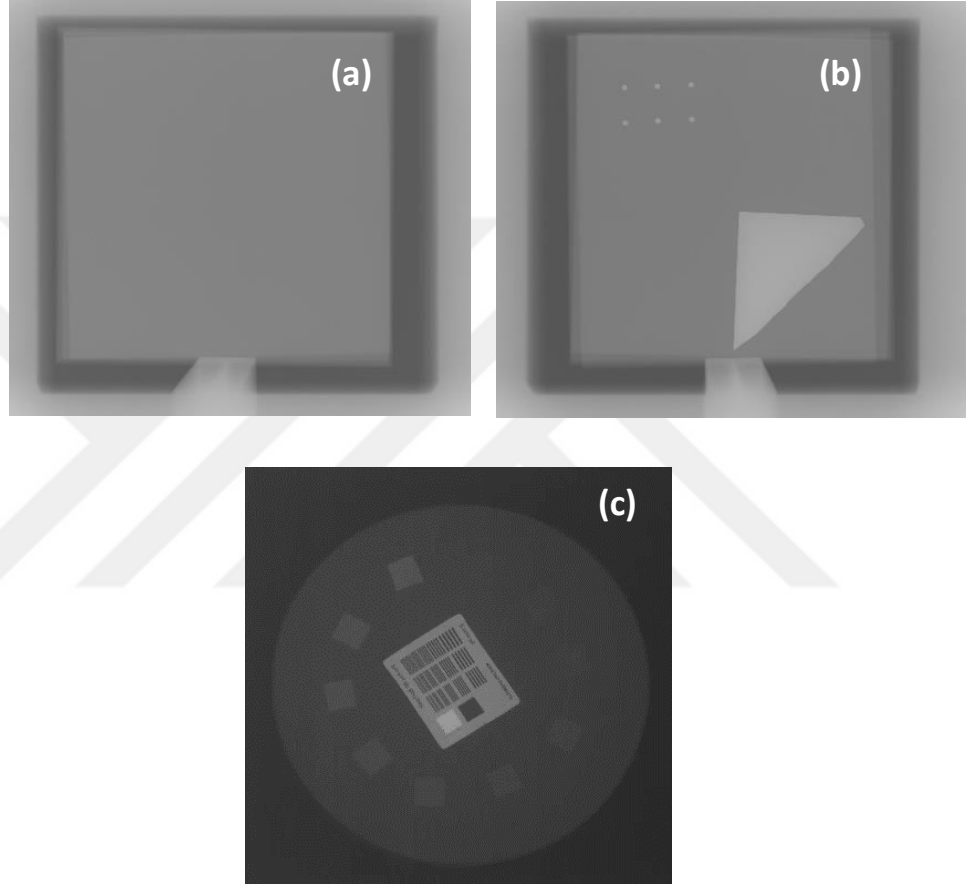
Monte Carlo simülasyonu sonucunda fantomda kullanılmak üzere on adet soğurucu kalınlığına karar verilmiştir. Sadece on adet soğurucu kullanılmasının sebebi ise, MC sonuçlarından hesaplanan soğurucu kalınlıklarından laboratuvarında mevcut bakır ve alüminyum levhalar kullanılarak hazırlanabilecek olanların seçilmiş olmasıdır. Fantoma yerleştirilmek üzere karar verilen soğurucu kalınlıkları Çizelge 4.14’te verilmiştir.

Çizelge 4.14 Fantoma yerleştirilen soğurucu kalınlıkları

| Soğurucu numarası | Kalınlık (mm) | Malzeme |
|-------------------|---------------|---------|
| 1 | 0.10 | Al |
| 2 | 0.01 | Cu |
| 3 | 0.30 | Al |
| 4 | 0.02 | Cu |
| 5 | 0.70 | Al |
| 6 | 0.03 | Cu |
| 7 | 0.04 | Cu |
| 8 | 0.05 | Cu |
| 9 | 0.06 | Cu |
| 10 | 0.08 | Cu |

4.3.3 Hazırlanan YYPE fantomlarla gerçekleştirilen ölçümler

Hazırlanan fantomun farklı modülleri (homojen modül (saçıcı), eDQE modülü (SF, eMTF, eNNPS'in eş zamanlı ölçümü için) ve diğer görüntü kalitesi modülü ile elde edilen radyografik görüntüler Şekil 4.48'de verilmiştir.



Şekil 4.48 Hazırlanan fantomda elde edilen radyografik görüntüler: homojen görüntü saçıcı modülü) (a), eDQE modülü (b) ve görüntü kalitesi modülü (düşük kontrast-detay, yüksek kontrast-detay) (c)

TF Ölçümleri

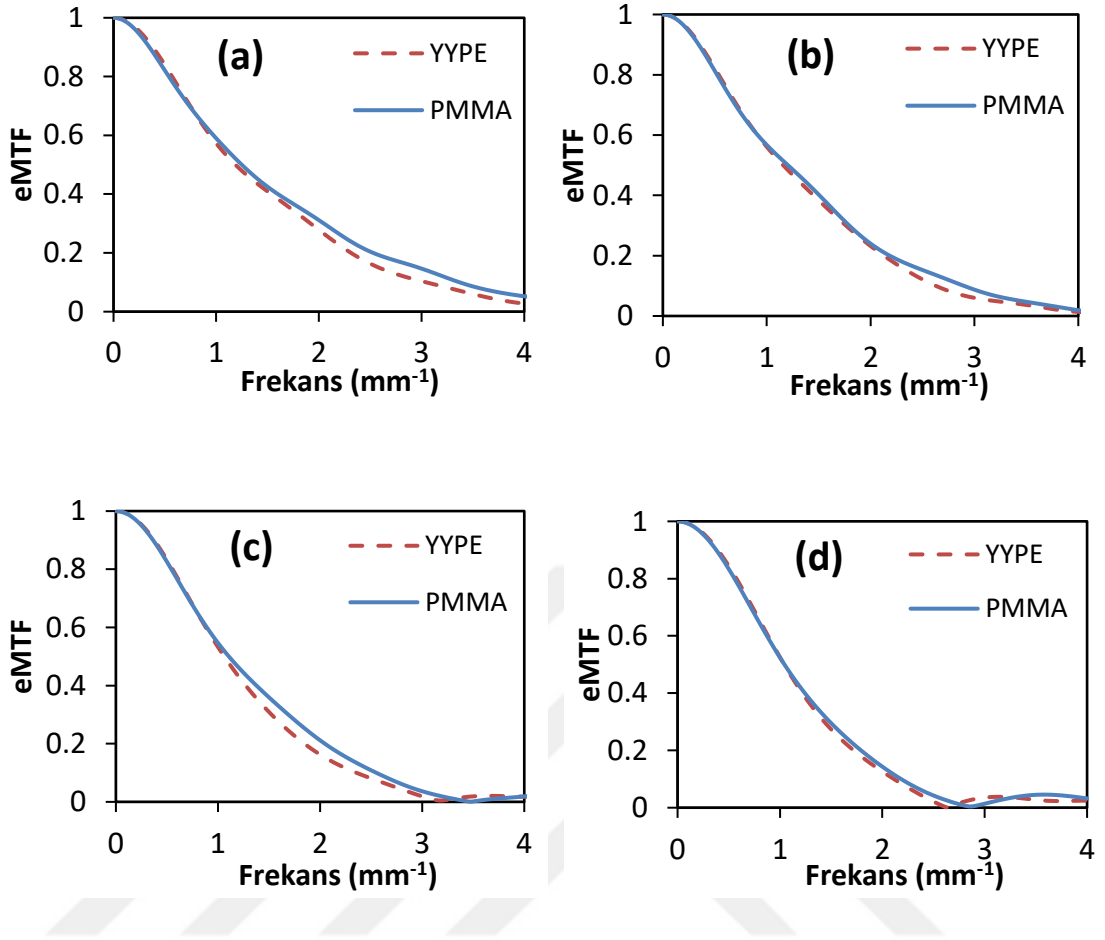
Hazırlanan homojen plakalar kullanılarak Şekil 3.4'teki ölçüm geometrisi ile fantom geçirgenlik faktörleri ölçülmüştür. Ölçülen değerler ile Monte Carlo sonuçlarının kıyaslanması Çizelge 4.15'te verilmiştir.

Çizelge 4.15 YYPE için deneysel olarak ölçülen ve MC simülasyonu ile hesaplanan TF sonuçlarının kıyaslanması

| YYPE kalınlığı (cm) | Geçirim Faktörü | | | | | |
|---------------------------|-----------------|---------------|----------|---------------|----------|---------------|
| | 70 kVp | | 90 kVp | | 120 kVp | |
| | Deneysel | MC | Deneysel | MC | Deneysel | MC |
| 10 | 0.052 | 0.051(±%3.5) | 0.066 | 0.064(±%4.2) | 0.086 | 0.085(±%2.9) |
| 15 | 0.0145 | 0.0144(±%2.6) | 0.025 | 0.020(±%2.9) | 0.032 | 0.029(±%2.4) |
| 20 | 0.0044 | 0.0045(±%3.1) | 0.006 | 0.0059(±%4.3) | 0.0141 | 0.0110(±%4.6) |
| 25 | 0.0013 | 0.0012(±%2.0) | 0.0023 | 0.0022(±%3.2) | 0.0036 | 0.0033(±%4.5) |

Çizelge 4.15 incelendiğinde, hazırlanan YYPE fantomun deneysel olarak ölçülen geçirim faktörlerinin, fantom hazırlanmadan önce MC simülasyonu ile teorik olarak hesaplanan geçirim faktörleri ile uyum içerisinde olduğu görülmektedir.

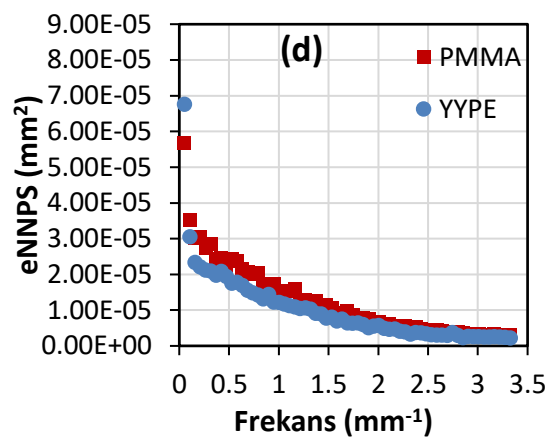
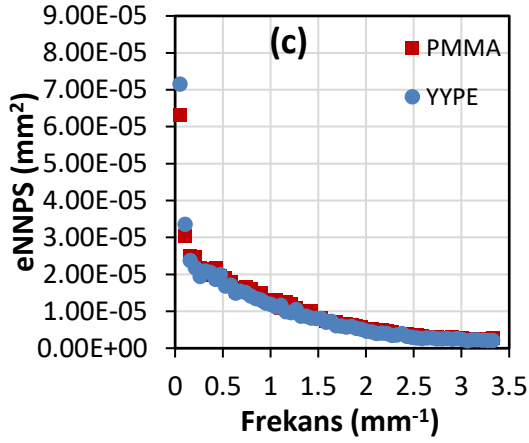
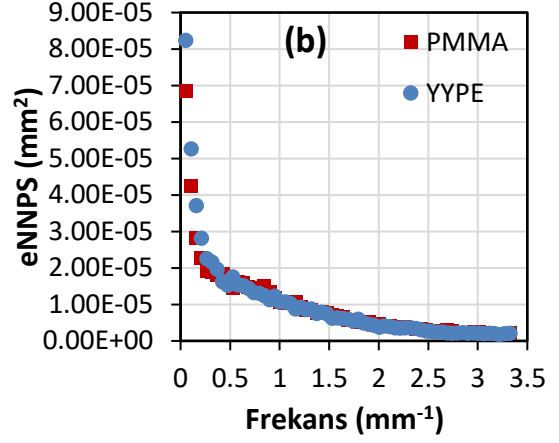
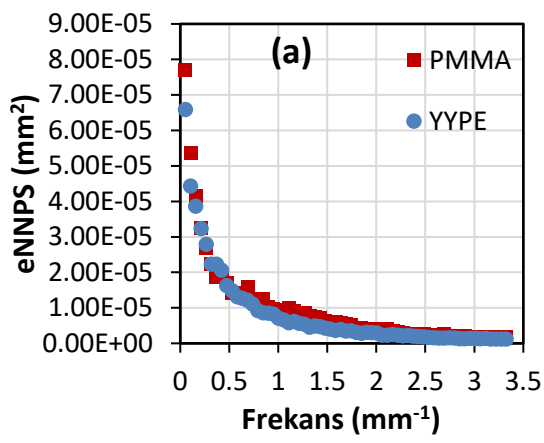
eMTF ölçümleri fantomun II. Modülü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Farklı kalınlıklar için, yine hazırlanan homojen YYPE plakalar (I. Modül) kullanılmıştır. Philips sisteminden standart fantomlarla ve hazırlanan fantomla elde edilen eMTF sonuçlarının karşılaştırma sonuçları Şekil 4.49'da verilmiştir. Daha önce alınan ölçümlerde MTF'in kVp'den bağımsız olduğu gösterildiğinden burada sadece 70 kVp'ye ait sonuçlara yer verilmiştir.



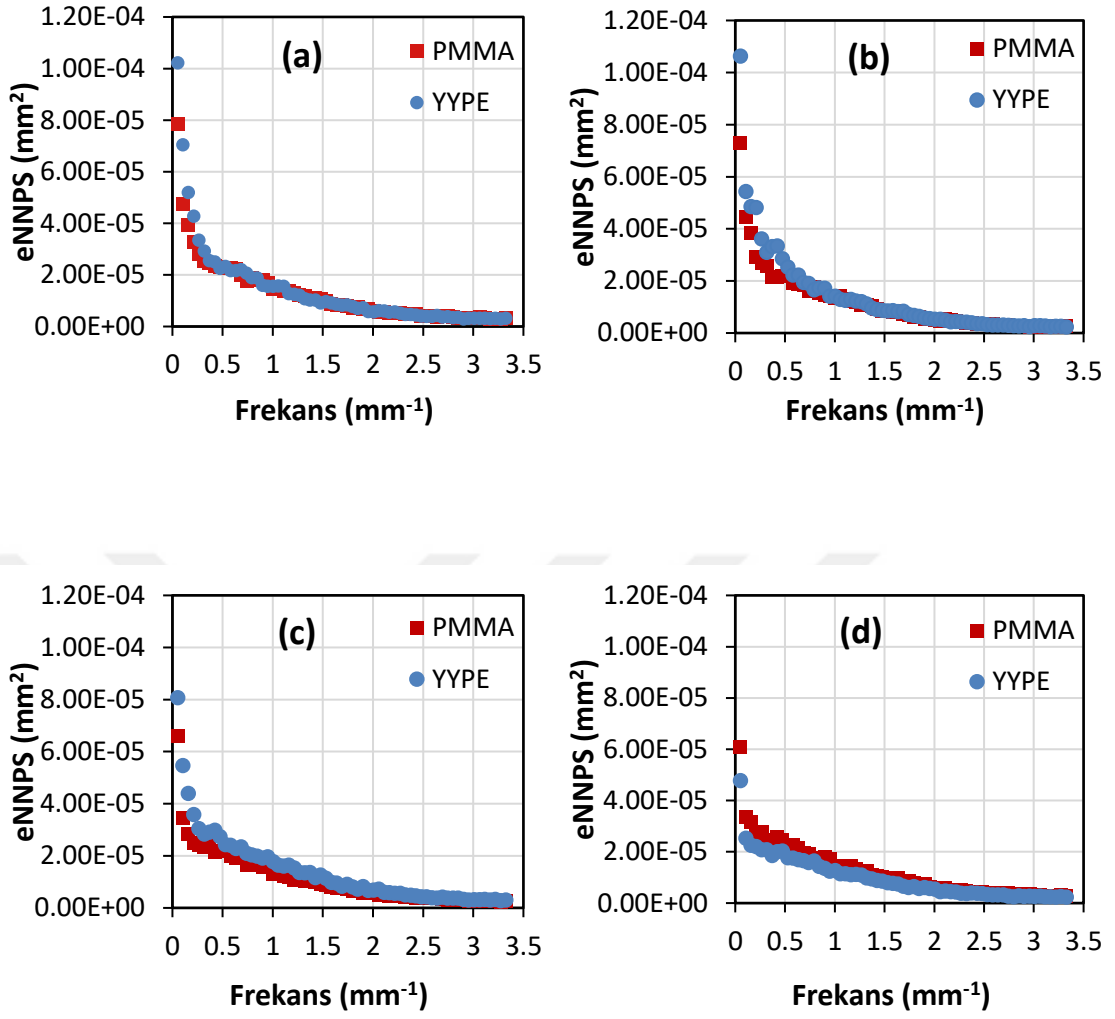
Şekil 4.49 Philips dedektörü için, PMMA fantomu ile elde edilen eMTF sonuçlarının hazırlanan YYPE fantomdan elde edilen sonuçlarla kıyaslanması: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)

eNNPS Sonuçları

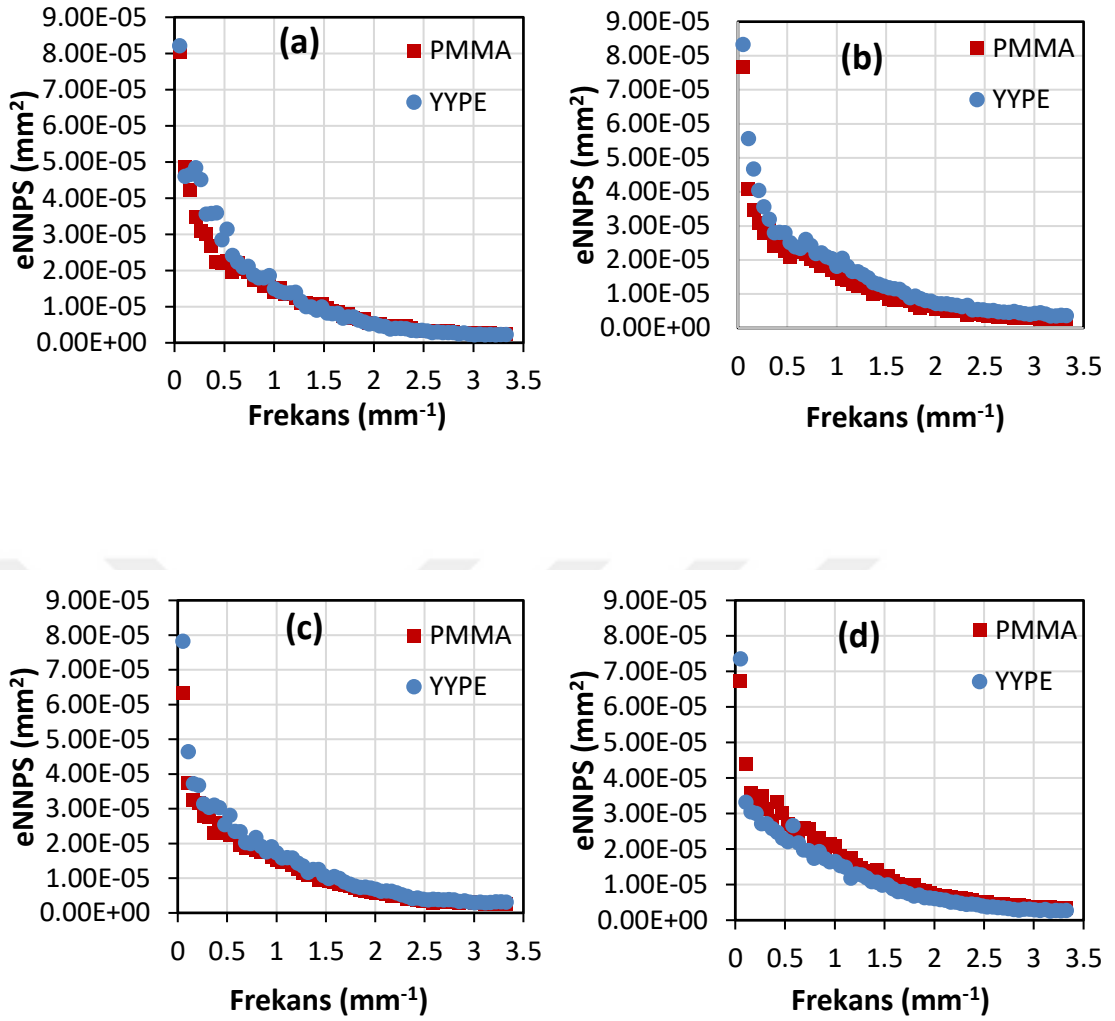
Hazırlanan II. modülde aynı zamanda eNNPS ölçümü de yapılabilmektedir. Farklı saçıcı kalınlıklarını elde etmek için homojen hazırlanan plakalar kullanılarak istenilen kalınlıklarda ölçüm alınmıştır. Farklı kalınlıklarda PMMA'dan elde edilen eNNPS sonuçları ile, hazırlanan YYPE fantomundan elde edilen eNNPS sonuçlarının kıyaslanması 70, 90 ve 120 kVp için sırasıyla Şekil 4.50, 4.51 ve 4.52'de verilmiştir.



Şekil 4.50 70kVp’de PMMA ve hazırlanan fantomun eNNPS sonuçlarının kıyaslanması: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)



Şekil 4.51 90kVp’de PMMA ve hazırlanan fantomun eNNPS sonuçlarının kıyaslanması: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)



Şekil 4.52 120 kVp’de PMMA ve hazırlanan fantomun eNNPS sonuçlarının kıyaslanması:10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)

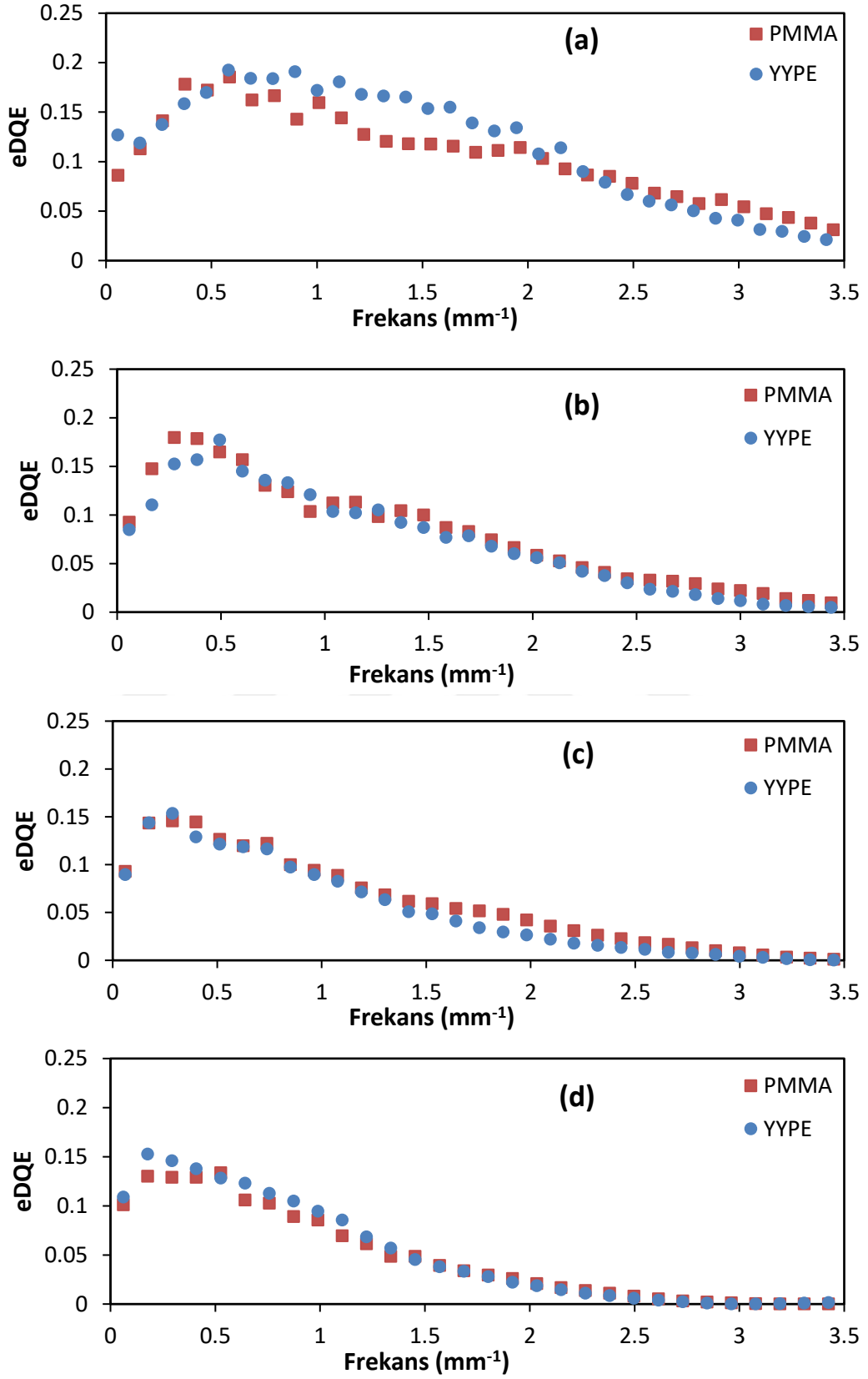
eDQE Sonuçları

Hazırlanan II. Modüle yerleştirilen kurşun çubuklardan saçılım kesirleri hesaplanmıştır. Sonuçlar QRM beam stop fantom sonuçları ile kıyaslanmıştır (Çizelge 4.16). Hazırlanan fantomdan elde edilen saçılım kesirlerinin, standart QRM beam stop fantomdan elde edilen değerlerle uyum içerisinde olduğu görülmektedir.

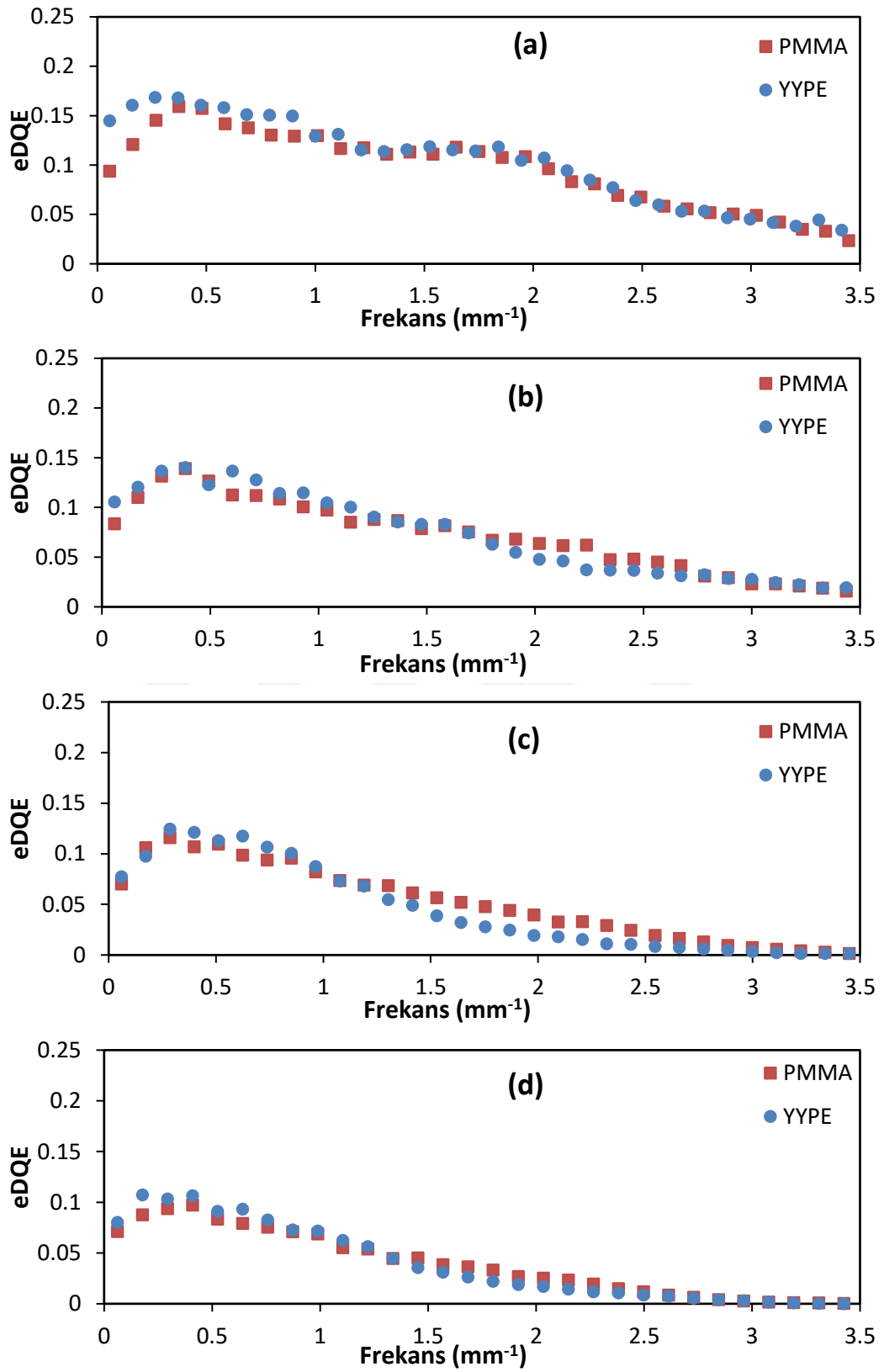
Çizelge 4.16 Hazırlanan fantomdan ve QRM beam stop fantomu ile ölçülen SF değerleri

| kVp | Fantom kalınlığı (cm) | Hazırlanan fantom SF değerleri | | QRM Beam Stop fantom SF değerleri | |
|-----|-----------------------|--------------------------------|---------|-----------------------------------|---------|
| | | DRX-1C | Philips | DRX-1C | Philips |
| 70 | 10 | 0.30 | 0.33 | 0.30 | 0.34 |
| | 15 | 0.36 | 0.41 | 0.38 | 0.44 |
| | 20 | 0.44 | 0.52 | 0.45 | 0.54 |
| | 25 | 0.50 | 0.61 | 0.50 | 0.62 |
| 90 | 10 | 0.34 | 0.40 | 0.36 | 0.41 |
| | 15 | 0.42 | 0.52 | 0.44 | 0.52 |
| | 20 | 0.51 | 0.58 | 0.53 | 0.61 |
| | 25 | 0.59 | 0.66 | 0.60 | 0.69 |
| 120 | 10 | 0.41 | 0.46 | 0.42 | 0.47 |
| | 15 | 0.52 | 0.56 | 0.53 | 0.57 |
| | 20 | 0.61 | 0.65 | 0.61 | 0.67 |
| | 25 | 0.65 | 0.70 | 0.67 | 0.73 |

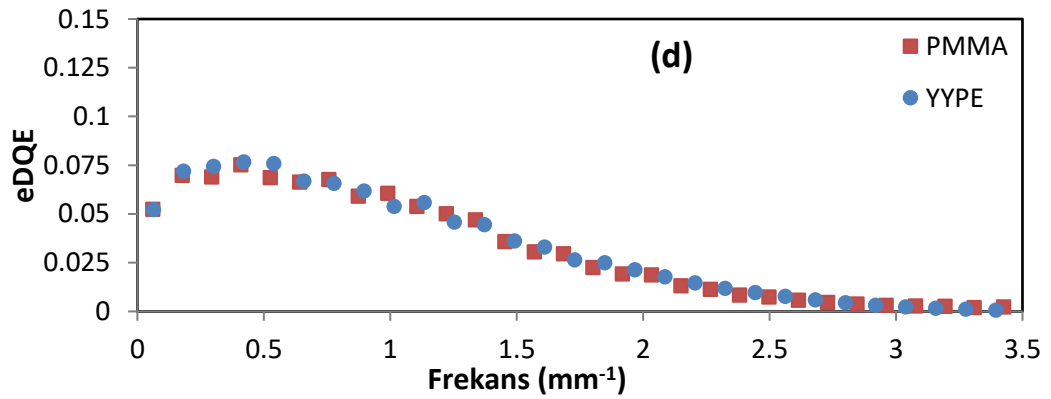
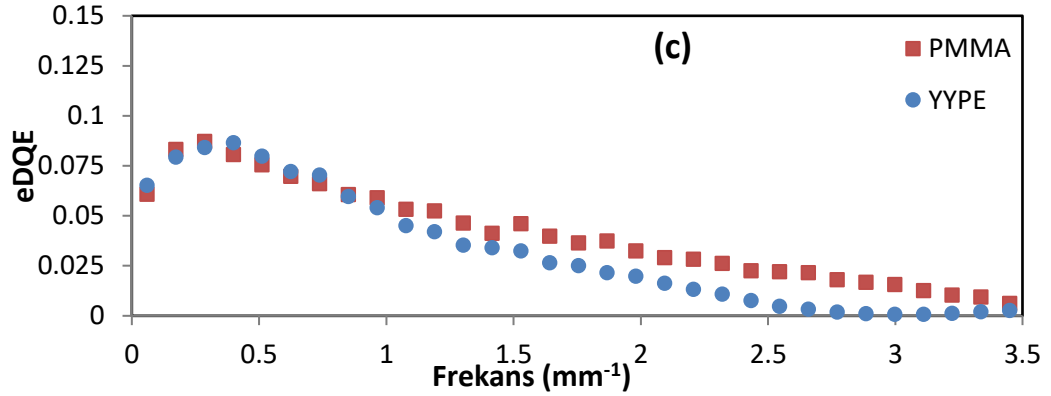
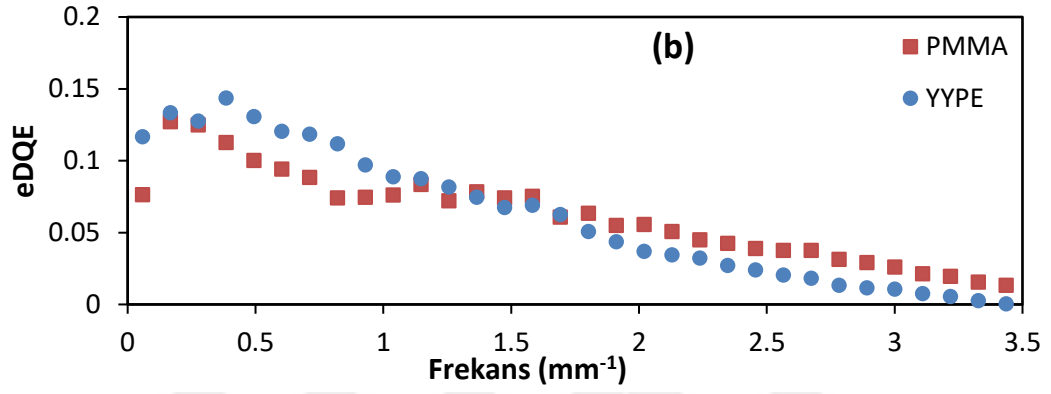
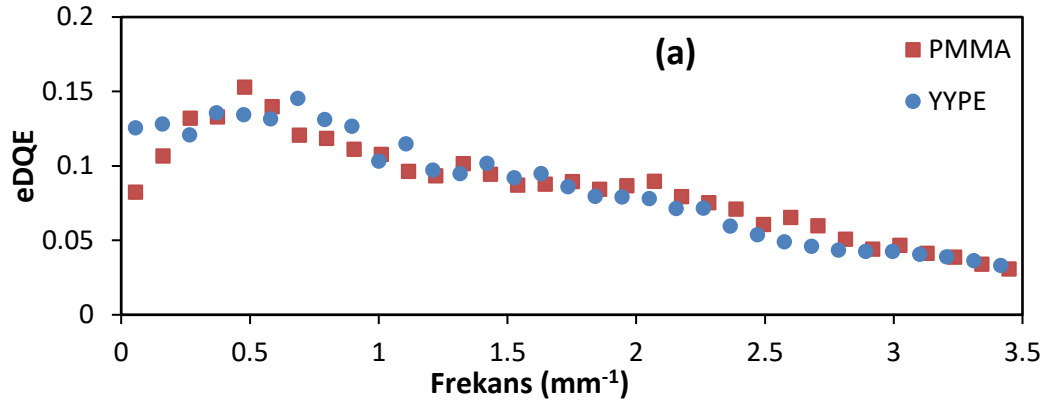
Son olarak, hazırlanan YYPE fantom ile alınan eMTF, eNNPS ölçümleri ve SF, TF değerleri kullanılarak eDQE hesaplanmıştır. 70 kVp, 90 kVp ve 120 kVp için farklı kalınlıklarda elde edilen eDQE sonuçları sırası ile Şekil 4.53 ve Şekil 4.54 ve Şekil 4.55'te kıyaslanmıştır. eDQE sonuçları incelendiğinde, hazırlanan fantomdan elde edilen eDQE değerlerinin, standart fantomlar kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen eDQE sonuçları ile uyumlu olduğu görülmektedir.



Şekil 4.53 70kVp’de her iki fantomdan hesaplanan eDQE sonuçları: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)



Şekil 4.54 90kVp’de her iki fantomdan hesaplanan eDQE sonuçları: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)



Şekil 4.55 120kVp’de her iki fantomdan hesaplanan eDQE sonuçları: 10 cm (a), 15 cm (b), 20 cm (c), 25 cm (d)

YYPE fantom ve standart fantom sonuçlarının kantitatif olarak kıyaslanabilmesi amacı ile IeDQE değerlerinin korelasyonları irdelenmiştir. Hesaplanan IeDQE sonuçları ise Philips Trixell Pixium ve DRX-1C dedektörü için sırasıyla Çizelge 4.17 ve 4.18’de verilmiştir. PMMA fantomu ile gerçekleştirilen ölçüm sonuçları ile çalışma kapsamında hazırlanan YYPE fantomdan elde edilen IeDQE sonuçlarının kıyaslanması için Pearson korelasyon katsayısı (R) hesaplanmıştır (Higgins 2005).

Çizelge 4.17 Philips’ten YYPE ve PMMA ile elde edilen IeDQE sonuçları

| kVp | Kalınlık (cm) | IeDQE | | Korelasyon R |
|-----|---------------|-------|-------|--------------|
| | | PMMA | YYPE | |
| 70 | 10 | 0.364 | 0.395 | 0.97 |
| | 15 | 0.272 | 0.248 | |
| | 20 | 0.202 | 0.178 | |
| | 25 | 0.163 | 0.173 | |
| 90 | 10 | 0.328 | 0.351 | 0.99 |
| | 15 | 0.245 | 0.246 | |
| | 20 | 0.176 | 0.157 | |
| | 25 | 0.134 | 0.133 | |
| 120 | 10 | 0.292 | 0.289 | 0.97 |
| | 15 | 0.221 | 0.208 | |
| | 20 | 0.152 | 0.121 | |
| | 25 | 0.118 | 0.128 | |

Çizelge 4.18 DRX-1C’den YYPE ve PMMA ile elde edilen IeDQE sonuçları

| kVp | Kalınlık (cm) | PMMA | YYPE | R |
|-----|---------------|-------|-------|------|
| 70 | 10 | 0.250 | 0.260 | 0.98 |
| | 15 | 0.176 | 0.180 | |
| | 20 | 0.128 | 0.121 | |
| | 25 | 0.100 | 0.117 | |
| 90 | 10 | 0.222 | 0.240 | 0.97 |
| | 15 | 0.154 | 0.142 | |
| | 20 | 0.117 | 0.108 | |
| | 25 | 0.079 | 0.090 | |
| 120 | 10 | 0.201 | 0.218 | 0.95 |
| | 15 | 0.144 | 0.160 | |
| | 20 | 0.095 | 0.103 | |
| | 25 | 0.067 | 0.074 | |

Görüntü kalitesi fantom sonuçları

Monte Carlo simülasyonunda kalınlıkları belirlenen soğurucular hazırlanan fantoma yerleştirilerek III. Modül hazırlanmıştır. HCSR hesabı için ise soğurucuların yerleştirildiği aynı tabakaya Hüttner çizgi çifti fantomu yerleştirilmiştir. Hazırlanan fantom ile elde edilen görüntülerden kontrast sonuçları Çizelge 4.19’da verilmiştir.

Çizelge 4.19 LCD 4 fantomu ve hazırlanan görüntü kalitesi fantomunda aynı ışınlama koşullarında alınan görüntülerden hesaplanan kontrast değerleri

| LCD4 fantomu disk numarası | LCD4 fantomu kontrast değerleri (%) | YYPE görüntü kalitesi fantomu soğurucu numarası | YYPE fantomu kontrast değerleri (%) |
|----------------------------|-------------------------------------|---|-------------------------------------|
| 2 | 0.339 | 1 | 0.395 |
| 8 | 0.565 | 2 | 0.582 |
| 9 | 0.758 | 3 | 0.828 |
| 11 | 1.209 | 4 | 1.273 |
| 12 | 1.803 | 5 | 1.879 |
| 13 | 2.033 | 6 | 1.995 |
| 14 | 2.619 | 7 | 2.527 |
| 16 | 3.337 | 8 | 3.514 |
| 18 | 4.724 | 9 | 4.613 |
| 19 | 5.222 | 10 | 5.272 |

Uzaysal ayırma gücünün görsel değerlendirmesinde LCD 4+Hüttner fantomlar ile YYPE görüntü kalitesi fantomundan Hüttner’de ayırt edilebilen son bölge (mm/çç) kaydedilmiştir. Değerlendirme üç farklı gözlemci tarafından gerçekleştirilmiş ve ortalama sonuçlar alınmıştır (Çizelge 4.20).

Çizelge 4.20 Ayırma gücü sınırının görsel değerlendirme sonuçları

| YYPE görüntü kalitesi fantomunda ayırma gücü sınırı (mm/çç) | LCD4 + Hüttner fantomunda ayırma gücü sınırı (mm/çç) |
|---|--|
| 1.8 | 1.6 |

Hesaplanan SNR değerleri ile LCD 4 fantomuna karşılık gelen disklerden hesaplanan SNR sonuçları izelge 4.21’de verilmiştir.

Çizelge 4.21 LCD 4 fantomu ve YYPE ile hazırlanan görüntü kalitesi fantomunda aynı ışınlama koşullarında alınan görüntülerden hesaplanan SNR değerleri

| LCD4 fantomu disk numarası | LCD4 fantomu SNR değerleri | YYPE görüntü kalitesi fantomu soğurucu numarası | YYPE fantomu SNR değerleri |
|---------------------------------------|---------------------------------------|--|---------------------------------------|
| 2 | 0.355 | 1 | 0.344 |
| 8 | 0.538 | 2 | 0.498 |
| 9 | 0.732 | 3 | 0.721 |
| 11 | 1.123 | 4 | 1.117 |
| 12 | 1.517 | 5 | 1.643 |
| 13 | 1.710 | 6 | 1.749 |
| 14 | 1.938 | 7 | 2.256 |
| 16 | 2.939 | 8 | 3.166 |
| 18 | 3.920 | 9 | 4.075 |
| 19 | 4.648 | 10 | 4.781 |

Hazırlanan fantoma yerleştirilmiş olan Hüttner fantomundan Bölüm 3.1.5’te anlatıldığı gibi 3.5 eşitliği kullanılarak HCSR değerleri hesaplanmıştır. Benzer hesaplamalar aynı ölçüm koşullarında LCD 4 fantomu zerine Hüttner fantomu konularak alınan görüntülerde de yapılmış ve fantomlardan elde edilen sonuçları kıyaslanmıştır (izelge 4.22).

Çizelge 4.22 LCD 4+Hüttner fantomu ve YYPE ile hazırlanan görüntü kalitesi fantomunda aynı ışınlama koşullarında hesaplanan HCSR değerleri (70 kVp)

| Saçıcı ortam | YYPE görüntü kalitesi fantomunda elde edilen HCSR | LCD4 + Hüttner fantomundan elde edilen HCSR |
|---------------------|--|--|
| Yokken | 6.4 | 6.7 |
| 10 cm saçıcı ile | 5.8 | 6.1 |

5. SONUÇ

5.1 Carestream DRX-1C Dedektörünün Performans Ölçüm Sonuçları

Tez kapsamında yapılan çalışmaların ilk aşaması Carestream DRX-1C flat panel dedektörlü konvansiyonel x-ışının sisteminin performans değerlendirmelerini içermektedir. Bu amaç doğrultusunda, fiziksel ölçümlerle dedektörün karakterizasyonu belirlendikten sonra toplam sistem performansı üç farklı tüp voltajında (70, 90 ve 120 kVp), farklı tipte gridler için fiziksel (eDQE) ve öznel (IQF_{inv}) değerlendirmelerle ele alınmıştır. Dedektör karakterizasyonunun belirlenmesi için RQA5, RQA7 ve RQA9 standart demet kalitelerinde dedektörün MTF, NNPS ve DQE sonuçları elde edilmiştir. Bunun için ilk olarak görüntülerin linearizasyonu için gerekli olan dedektör yanıtları elde edilmiştir (Şekil 4.1). Elde edilen yanıt eğrileri incelendiğinde, dedektörün doza karşı yanıtının logaritmik olduğu görülmüştür ($R^2 > 0.99$). RQA demet kalitelerinde elde edilen MTF eğrilerinin tüp voltajından bağımsız olduğu görülmüştür. RQA demet kaliteleri ile farklı dedektör dozlarında elde edilen NNPS eğrileri incelendiğinde (Şekil 4.3), artan doz ile gürültünün azalması sonucu NNPS değerlerinin de azaldığı gözlenmiştir. Bu MTF ve NNPS sonuçları kullanılarak RQA5, RQA7 ve RQA9 demet kaliteleri için hesaplanan DQE eğrileri üç farklı dedektör dozunda elde edilmiştir (Şekil 4.4). Sonuçlar incelendiğinde artan radyasyon dozu ile DQE değerlerinin azaldığı görülmüştür. Benzer biçimde artan demet enerjisi ile DQE azalmaktadır. DQE(0) değerleri RQA5, RQA7 ve RQA9 için sırası ile 0.71, 0.63 ve 0.53 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar Bertolini ve arkadaşlarının bulguları ile büyük uyum göstermiştir.

Sistemin toplam performansının değerlendirilmesi amacı ile saçıcı ortam varlığında dedektörün yanıt fonksiyonları elde edilmiştir ve görüntülerden elde edilen piksel değerleri ile hava kerma arasındaki ilişkinin yine logaritmik eğilim gösterdiği gözlenmiştir ($R^2 > 0.99$). eDQE hesaplamalarında kullanılmak üzere gridsiz olarak ve çalışmada kullanılan tüm gridlerle saçılım kesirleri (SF) ve fantom geçirim faktörleri (TF) ölçülmüştür. En yüksek SF değerleri, beklenildiği gibi gridsiz koşulda elde edilmiştir. Gridsiz ölçülen SF değerleri, tüp voltajı ve saçıcı kalınlığına bağlı olarak %61-97 arasında değişmektedir. Grid kullanılması durumunda ise bu değerler %23-72 arasında

değişmiştir. Artan saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı ile artan saçılan radyasyon nedeni ile SF değerleri artmaktadır. Artan grid oranı ile SF değerleri beklenildiği gibi azalmaktadır. Ancak grid frekansı ile herhangi bir değişim gözlenmemiştir. Fantom geçirim faktörleri fantom kalınlığı ve tüp voltajına bağlı olarak 0.003-0.190 arasında değişmektedir. Artan tüp voltajı ile TF değerlerinin arttığı, artan saçıcı kalınlığı ile TF değerlerinin azaldığı görülmüştür. Literatürde eDQE ölçümleri için genellikle Ulusal X-ışını Trendlerinin Değerlendirilmesi programında (Nationwide Evaluation of X-ray Trends, NEXT) kullanılmak üzere Amerikan gıda ve ilaç kurumu tarafından tasarlanan bir fantom kullanılmıştır (Conway vd 1984, Anonymous 2003b). Clavel ve arkadaşları (Clavel vd 2016), EOS slot taramalı görüntüleme sisteminin eDQE değerlendirmeleri için farklı kalınlıklarda PMMA fantom kullanmıştır. Bu çalışmada değişen kalınlıklarda PMMA fantomlarla ölçülen TF değerleri Clavel ve arkadaşlarının bulguları ile uyumludur.

Saçıcı varlığında elde edilen eMTF eğrileri farklı tüp voltajları için karşılaştırılmıştır (Şekil 4.8). Elde edilen eMTF eğrilerinin kVp'den bağımsız olduğu görülmüştür. Bunun yanında, yüksek kVp'lerde eMTF, düşük frekans değerlerinde hafif bir düşüş göstermiştir. Bunun sebebi artan demet enerjisi ile artan saçılmalardır. Benzer sonuçlar tüm grid tipleri ve saçıcı kalınlıklarında elde edilmiştir. eMTF eğrilerinin saçıcı kalınlığı ile değişimleri incelendiğinde ise (Şekil 4.9) saçıcı kalınlığının artması ile, artan fantom-dedektör mesafesi nedeniyle eMTF eğrilerinin kesim frekanslarının düştüğü görülmektedir.

eNNPS eğrilerinin de tüp voltajı ile değişimleri incelenmiş ve artan tüp voltajı ile eNNPS değerlerinin hafif bir biçimde arttığı görülmüştür (Şekil 4.10). Bunun sebebi ise artan kVp ile x-ışını demetinin artan giriciliğidir. eNNPS eğrilerinin grid parametreleri ile değişimi araştırılmış ve eNNPS'in grid oranı ile değişimi Şekil 4.11a'da, grid frekansı ile değişimi ise Şekil 4.11b'de verilmiştir. Artan grid oranı ve grid frekansı ile eNNPS'te az miktarda artış meydana geldiği gözlenmiştir. Elde edilen bu sonuç, grid oranı ve grid frekansındaki artışın görüntüye ilave yapısal gürültü eklediğini ve bunun sonucu olarak eNNPS'in arttığını göstermektedir. Şekil 4.12a ve b sırası ile gridli ve gridsiz eDQE sonuçlarının kVp'ye bağlı değişimini vermektedir. Grid kullanıldığı durumda eDQE değerlerinin artan kVp ile düşük frekanslarda hafif bir biçimde azaldığı, grid kullanılmadığında ise eDQE'in

önemli bir biçimde kVp'ye bağlı olduğu görülmüştür. Benzer bulgular Ertan ve arkadaşları tarafından da elde edilmiştir (Ertan vd 2009). Şekil 4.13 ve Çizelge 4.3'te ise farklı tipte gridlerle elde edilen eDQE sonuçları gridsiz olarak elde edilen eDQE sonucu ile karşılaştırılmıştır. Grid kullanımının eDQE değerlerini düşürdüğü görülmüştür. Bu sonuç, saçılan radyasyondaki azalmanın, gridda soğurulan birincil foton kaybını telafi edemediğini göstermektedir. eDQE'deki bu düşüş, artan grid oranı ile artan birincil soğurum sonucu daha da belirgin hale gelmiştir. Sonuçlar, 60 çç/cm grid frekansı için artan grid oranı ile eDQE'in azaldığını göstermektedir. Grid frekansının ise eDQE üzerinde önemli bir etkisi gözlenmemiştir. Elde edilen bulgular Bertolini ve arkadaşlarının aynı görüntüleme dedektörü ile aynı kVp'de elde ettiği bulgularla kıyaslanabilir düzeydedir. Bertolini ve arkadaşlarının 120 kVp için 1.5mm^{-1} frekans değerindeki eDQE değeri 0.054 iken bu çalışmada bu değer 0.031 olarak elde edilmiştir. Aradaki farkın çalışmalarda kullanılan farklı fantom ve dedektör dozundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmada ayrıca TF ve SF değerleri MCNP4C yazılımı kullanılarak teorik olarak da hesaplanmıştır. Elde edilen teorik sonuçlar $\leq 5\%$ belirsizliğe sahiptir ve deneysel ölçüm sonuçları ile büyük ölçüde uyum göstermektedir.

Fiziksel ölçümlerin yanı sıra CDRAD 2.0 fantomu ile gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilen kontrast-detay eğrileri kullanılarak fiziksel ölçümlerde kullanılan saçıcı kalınlıkları ve grid tipleri için IQF_{inv} değerleri hesaplanmıştır (Şekil 4.19, 4.20 ve 4.21). Artan grid oranı ile IQF_{inv} değerlerinde belirgin bir artış gözlenirken, değişen grid frekansının IQF_{inv} sonuçlarında çok az etkili olduğu görülmüştür. Artan saçıcı kalınlığı ve tüp voltajı ile beklenildiği gibi IQF_{inv} değerleri azalmıştır.

Çalışmada fiziksel ölçüm sonuçları ile öznel değerlendirme sonuçlarının kıyaslanması amacı ile IeDQE değerleri hesaplanmıştır. Şekil 4.22a, b ve c sırası ile 70, 90 ve 120 kVp'de, farklı grid oranları için IeDQE- IQF_{inv} ilişkisini saçıcı kalınlığına bağlı olarak vermektedir. 60 çç/cm grid frekansı için, grid oranının eDQE üzerindeki etkisi artan tüp voltajı ile daha belirgin hale gelmiştir. Farklı grid oranları için IeDQE değerleri arasındaki fark, 70 kVp'de düşük saçılma miktarı nedeni ile 90 kVp'ye kıyasla daha azdır. Ancak

120 kVp'ye çıkıldığında bu farkın yeniden azaldığı görülmüştür. Bu sonucun olası sebebinin, artan penetrasyon sonucu, gridin saçılımı azaltma etkinliğinin düşmesi olduğu düşünülmektedir. IeDQE ve IQF_{inv} değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi için Pearson korelasyon katsayısı hesaplanmış ve sonuçlar, iki nicelik arasında kuvvetli bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Tüm koşullar için korelasyon katsayısı 0.96-0.98 arasında değişmektedir. Bu sonuçlar, IeDQE değerlerinin farklı dijital görüntüleme sistemlerinin bağlı performanslarının karşılaştırılması ve optimizasyonu için genel bir görüntü kalitesi göstergesi olarak kullanılabilceğini göstermektedir (Bertolini vd 2012).

Sonuç olarak, çalışmanın bu aşamasında dijital radyografi sisteminin toplam sistem performansı değerlendirilmesi kapsamında ilk olarak grid parametrelerinin eDQE üzerindeki etkisi araştırılmış ve eDQE'nin artan grid oranı ile azaldığı gözlenmiştir. Literatürde farklı dijital görüntüleme sistemlerinin eDQE değerlendirmelerini içeren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Ancak eDQE değerlendirmeleri, gerçek klinik koşulları yansıtması amacı ile grid ile gerçekleştirilmesine rağmen grid parametrelerinin bu nicelik üzerindeki etkisini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürde farklı sistem performanslarının eDQE bakımından kıyaslanmasını içeren çalışmalarda sistemler arası kullanılan farklı grid tiplerinin eDQE üzerindeki etkisinin tam anlaşılmadığı ve grid özelliklerinin araştırılması gerektiği belirtilmiştir (Bertolini vd 2012). Yapılan çalışma sayesinde grid parametrelerinin eDQE parametresi üzerine etkileri hakkında literatüre önemli bir katkı sağlanmıştır. Fiziksel görüntü kalitesi ölçümleri ile doğrudan fantom değerlendirmeleri (kontrast-detay analizi) arasındaki karşılaştırma, IeDQE ve IQF_{inv} kullanılarak yapılmış ve iki yöntem arasında güçlü bir korelasyon elde edilmiştir. Bu sayede literatürde ilk olarak fiziksel değerlendirme yöntemleri ile fizikofiziksel yöntemler arasında doğrudan korelasyon elde edilmiştir. Bu sonuç, IeDQE'nin toplam sistem performansını değerlendirmek için tek başına yeterli bir tanımlayıcı olarak kullanılabilceğini göstermektedir. Saçılma kesri ve geçirim faktörleri için deneysel sonuçlar MCNP4C simülasyon programı kullanılarak Monte Carlo simülasyonları ile karşılaştırılmıştır. Simülasyon sonuçları, bu nicelikler için deneysel sonuçlarla anlamlı bir uyum göstermiştir. Bu çalışmanın en önemli avantajı, yazılan MC kodu sayesinde, oldukça zahmetli ve zaman alıcı ölçümler gerektiren saçılım kesri ve geçirim faktörleri ölçümlerinin simülasyon ile çok daha hızlı bir biçimde elde edilebilmesidir.

Çalışmanın bazı kısıtlamaları da bulunmaktadır. İlk olarak, farklı hasta kalınlıklarını simüle etmek amacı ile PMMA fantomları kullanılmıştır. Toraks fantomu gibi bir anatomik fantom kullanılması, klinik koşullara karşılık daha gerçekçi sonuçlar verebilir. Çalışmanın bir başka kısıtlaması ise sınırlı sayıda grid kullanılmasıdır. Çalışma, sonuçları doğrulamak için daha yüksek grid oranları ve grid frekanslarına genişletilebilir.

5.2 Görüntü Kalitesinin Fiziksel Ölçümleri ve Gözlemci Değerlendirmeleri Arasındaki Korelasyon Sonuçları

Her ne kadar dijital görüntüleme sistemleri çok sayıda avantaja sahip olsa da bazı dezavantajları da mevcuttur. Sahip oldukları geniş dinamik aralık nedeni ile, hastalar gereğinden fazla radyasyon dozuna maruz kalırken hala çok iyi bir görüntü kalitesi sunabilirler. Bu nedenle hem görüntü kalitesini hem de radyasyon dozunu dikkate alarak görüntüleme sistemlerinin optimize edilmesi gerekir. Ancak görüntü kalitesinin değerlendirilmesi doz değerlendirmelerinden çok daha zor ve karmaşıktır. Görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için çok farklı yöntemler kullanılmaktadır. Literatürde, değerlendirmelerin anlamlı olabilmesi için sistem performansının fiziksel ölçümlerinin, gözlemci performansına dayanan değerlendirmelerle birlikte yürütülmesi gerektiği vurgulanmaktadır.

Bu amaçla, tez çalışmasının ikinci aşamasında fiziksel değerlendirme yöntemleri ile gözlemciye dayalı öznel değerlendirmeler arasındaki korelasyon araştırılmıştır. Öznel değerlendirmeler için fizikofiziksel yöntem (kontrast-detay analizi) ve klinik değerlendirme yöntemi kullanılmıştır.

Çalışmada beş farklı dijital görüntüleme sistemi kullanılmıştır. Sistemlerin farklı saçıcı kalınlıklarında farklı tüp voltajları için eDQE eğrileri elde edilmiştir (Şekil 4.26-4.29). Artan saçıcı kalınlığı ile eDQE değerleri azalmıştır. Sistemler arası kıyaslamada en düşük eDQE değerleri fosfor plakası granül yapıda tozlaştırılmış fosfordan oluşan Fuji CR

sisteminde elde edilmiştir. DRX-1C, Philips, Konica ve Fuji sistemlerinde artan tüp voltajı ile eDQE değerleri azalırken, Toshiba sistemi için en yüksek değerler 102 kVp'de elde edilmiştir. Bunun sonucu olarak, benzer bulgular IeDQE sonuçlarında da gözlenmiştir (Şekil 4.30). Bu durum, Lütfi vd.'nin bulguları ile açıklanabilir (Lutfi ve Olgar 2017). Bu referans çalışmasında, araştırmacılar, aynı görüntüleme sistemi için elektronik gürültünün düşük dozlarda baskın olduğunu göstermiştir. DRX-1C ve Philips sistemleri için elde edilen IeDQE sonuçları, Bertolini vd.'nin yakın tüp voltajında aynı görüntüleme sistemleri için elde ettiği bulgularla uyumludur (Bertolini vd 2012). Bertolini vd.'nin 120 kVp'de IeDQE değerleri DRX-1C ve Philips için sırasıyla 0.189 ve 0.192 iken bu çalışmada 125 kVp'de 15 cm PMMA için elde edilen değerler DRX-1C ve Philips için sırasıyla 0.126 ve 0.205 olarak elde edilmiştir. DRX-1C dedektörü için referans çalışma ile aradaki farkın, farklı grid tipi kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (referans çalışmada CDHR Chest fantom için SF değeri 0.40 iken bu çalışmada 15 cm PMMA için 0.53 olarak ölçülmüştür).

Her ne kadar çoğu radyoloji biriminde akciğer incelemeleri için yüksek kVp tekniği kullanılsa da elde edilen sonuçlar IeDQE sonuçlarına uyumlu bir biçimde IQF_{inv} ve VGA değerlerinin artan kVp ile azaldığını göstermiştir. Literatürdeki bazı çalışmalarda da bu sonuca varılmıştır (Sandborg vd 2006, De Crop vd 2012, Moore vd 2013).

VGA yöntemi kullanılarak yapılan klinik görüntü kalitesi değerlendirmeleri gerçek hasta görüntüleri ile veya alternatif olarak anatomik fantom görüntüleri kullanılarak yapılabilmektedir. Gerçek hasta görüntülerinin kullanılması durumunda sonuçlar vakaya bağlı olmakta ve çok sayıda hasta görüntüsünün değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada anatomik bir akciğer/göğüs fantomu kullanılarak bu durum ortadan kaldırılmıştır.

CsI sintilatörünün kullanıldığı dijital radyasyon dedektörleri için IeDQE sonuçları karşılaştırılabilecek seviyede iken, Baryum tabanlı fosfor kullanılan CR sistemi çok daha düşük sonuçlar vermiştir. En yüksek IeDQE değerleri Philips'te elde edilmiştir. Literatür çalışmalarından, eDQE değerlerinin artan radyasyon dozu ile azaldığı bilinmektedir (Samei vd 2008, Bertolini vd 2012). DRX-1C dedektörünün otomatik ışınlama kontrolü

ile elde edilen dozları Philips'e kıyasla daha yüksek olduğundan ($\sim 3-3.5 \mu\text{Gy}$), beklenildiği gibi IeDQE sonuçları Philips'ten daha düşüktür. Toshiba, Philips ile neredeyse aynı piksel boyutuna sahip olmasına rağmen (Toshiba için $d=0.143\mu\text{m}$, Philips için $d=0.148 \mu\text{m}$) aynı doz seviyesinde Toshiba'nın IeDQE sonuçları Philips'ten daha düşüktür. Bu ise, sistemlerde kullanılan farklı oranlara sahip gridlerle açıklanabilir. Tez çalışması kapsamında grid parametrelerinin eDQE üzerine etkisinin araştırılması amacı ile gerçekleştirilen çalışmalardan artan grid oranı ile eDQE'in azaldığı gösterilmiştir. DR sistemleri arasında Toshiba en yüksek grid oranına sahiptir ve bunun sonucu olarak daha düşük IeDQE sonuçları elde edilmiştir. DR sistemleri arasında en düşük değerler Konica için elde edilmiştir. Bunun en önemli nedeni ise piksel boyutunun diğer üç DR sisteme kıyasla belirgin ölçüde büyük olmasıdır. En düşük IeDQE sonuçları ise Fuji CR sisteminde gözlenmiştir. Bunun nedeni, bu dedektörde kullanılan dedektör malzemesinin granül yapıda fosfor tabakadan oluşmasıdır. Öte yandan, bu çalışmada kullanılan tüm DR sistemlerinde yapılandırılmış (iğne yapılı) CsI sintilatörü kullanılmıştır. Bu ise, IeDQE değerlerinin Fuji CR sisteminde, DR sistemlerine kıyasla önemli ölçüde düşük olmasına neden olmuştur.

Kontrast-detay dedeksiyon çalışmalarında da fiziksel ölçüm sonuçlarına benzer bulgular elde edilmiştir. Farklı tüp voltajları, fantom kalınlıkları ve görüntüleme sistemleri için tekrarlanan üç CDRAD fantom görüntüsünden hesaplanan ortalama IQF_{inv} değerleri Şekil 4.31'de verilmiştir. IQF_{inv} değerleri, DRX-1C, Philips, Konica ve Fuji için artan tüp voltajı ile azalırken, Toshiba için fiziksel değerlendirme sonuçlarında olduğu gibi 102 kVp'de en yüksek değerine çıkmaktadır. En yüksek IQF_{inv} sonuçları Philips sisteminde, en düşük IQF_{inv} sonuçları ise Fuji sisteminde gözlenmiştir.

Fiziksel ve fizikofiziksel değerlendirmelerle klinik değerlendirmelerin kıyaslanması amacı ile VGA yöntemi kullanılmıştır. Altı gözlemcinin puanlama sonuçlarından hesaplanan ortalama VGA sonuçları tüm sistemler için karşılaştırılmıştır (Çizelge 4.8). VGA sonuçları incelendiğinde, diğer yöntemlerle uyumlu olarak en yüksek değerlerin Philips'te, en düşük değerlerin ise Fuji'de elde edildiği görülmüştür.

IeDQE, IQF_{inv} ve VGA arasında karşılaştırma yapılabilmesi için 15 cm PMMA ile elde edilen IeDQE ve IQF_{inv} sonuçları kullanılmıştır. Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan farklı yöntemler arasındaki ilişkinin araştırılması amacı ile Spearman korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Sonuçlar, IeDQE ile klinik görüntü kalitesi değerlendirmeleri arasında çok güçlü bir korelasyon olduğunu göstermiştir ($r_{\min}=0.91$, $p<0.033$). Benzer sonuçlar IQF_{inv} ile VGA arasında da gözlenmiştir ($r_{\min}=0.91$, $p<0.015$). Gözlemciler arası anlamlı bir uyum elde edildiğinden ($r = 0.92$, $p<0.008$) hesaplamalara altı gözlemcinin de puanlamaları dahil edilmiş ve VGA hesaplamasında ortalama puanlamalar kullanılmıştır. Bu sonuçlar, klinik görüntü kalitesinin hem fiziksel hem de kontrast-detay dedeksiyonu çalışmalarından tahmin edilebileceğini göstermiştir.

Literatürde farklı görüntü kalitesi değerlendirme yöntemleri arasındaki ilişkinin araştırılmasına yönelik olarak oldukça sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Yayınlanan geniş kapsamlı araştırma raporlarında da yöntemler arası ilişkinin hala tam olarak anlaşılmadığı vurgulanmaktadır. Literatürdeki çalışmaların en önemli eksikliği klinik değerlendirme yöntemleri ile fiziksel ölçüm yöntemleri kıyaslanırken fiziksel değerlendirmelerin sadece dedektör performansını içerecek ölçümlere dayanmasıdır. Bazı çalışmalarda ise fiziksel ölçümlere yer verilmemiştir. Bunun yanı sıra yapılan çalışmaların çoğu tek bir radyografi sisteminde oldukça sınırlı sayıda hasta görüntüsü üzerinden gerçekleştirilmiştir. Bu ise elde edilen bulguların istatistiksel açıdan geçerliliğini oldukça zayıflatmaktadır. Yapılan bu çalışmada literatürde ilk defa klinik koşulların dahil edildiği fiziksel ölçüm sonuçları ile fizikofiziksel ve klinik değerlendirme bulguları karşılaştırılmıştır. Bu ise klinik değerlendirmelerle yapılan karşılaştırmaları daha anlamlı hale getirmiştir. Farklı özelliklerde çok sayıda görüntüleme sistemi kullanılarak elde edilen yüksek korelasyon sonuçları çalışmanın istatistiksel geçerliliğini kuvvetlendirmiştir.

5.3 Çok Amaçlı Görüntü Kalitesi Fantomu Sonuçları

Çalışmada kullanılan sayısal radyografi sistemlerinde ilk olarak standart fantomlarla eMTF, eNNPS, eDQE gibi sayısal performans parametreleri farklı kalınlıklarda saçıcı ortam ile (10cm, 15cm, 20cm ve 25cm PMMA) üç farklı demet kalitesi (70, 90 ve

120kVp) kullanılarak hesaplanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde Philips Trixell Pixium dedektörünün kullanıldığı Philips DigitalDiagnost sisteminin saçılım kesirlerinin Carestream DRX-1C dedektörünün kullanıldığı GE Silhouette VR sistemine göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bunun nedeni Philips'te kullanılan grid oranının (grid oranı: 8.1) GE' de kullanılan grid oranından (grid oranı: 10:1) daha düşük olmasıdır. IeDQE sonuçlarının kıyaslanmasında, Philips'in IeDQE sonuçlarının DRX-1C dedektörden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç, artan grid oranı ile birlikte saçılan radyasyondaki azalmanın, griddede soğurulan etkin foton kaybını telafi edemediğini göstermiştir (Ertan vd 2009, Park vd 2014). Artan saçıcı kalınlığı ile IeDQE değerleri azalmaktadır. Bunun nedeni artan saçıcı kalınlığı ile saçılım kesrinde meydana gelen artıştır. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar literatürde aynı sistemlerle elde edilen sonuçlarla uyum içerisindedir (Bertolini vd 2012).

SNR ve C sonuçları DRX-1C için daha yüksek bulunmuştur. Bu beklenen bir sonuçtur. Çünkü bu sistemde daha yüksek grid oranlı ve daha yüksek frekanslı grid kullanımı saçılan radyasyonu daha fazla engellediğinden görüntü kalitesi de artmaktadır.

Proje kapsamında yapılan Monte Carlo modellemelerinde öncelikle kodun doğruluğunu teyit etmek amacı ile mevcut PMMA fantomlarının TF hesaplamaları yapılmıştır. PMMA'lardan deneysel olarak elde edilen TF sonuçları ile Monte Carlo sonuçları kıyaslandığında sonuçların yüksek uyum içerisinde olduğu ve en yüksek sapmanın %0.35 olduğu tespit edilmiştir. Bu da bize Monte Carlo simülasyonlarının doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir.

Projenin başlangıcında YYPE malzemesi ile deneysel ölçüm yapmak mümkün olmadığından YYPE'ye ait TF değerleri Monte Carlo simülasyonu ile elde edilmiştir ve simülasyon sonuçları incelendiğinde YYPE'nin PMMA'ya alternatif olarak kullanılabilceği sonucuna ulaşılmıştır. Sonraki aşamada PETKİM PETROKİMYA Holding A.Ş.'den granül formda hibe olarak temin edilen malzeme ile fantomlar hazırlanmıştır. TF değerleri için deneysel ve simülasyon sonuçları arasındaki maksimum standart sapma %0.42'dir. eDQE ölçümlerinde kullanılacak modül için Enstitü bünyesindeki tungsten kenar fantomu kullanılmış ve saçılım kesirlerinin ölçülmesi için

ise 3 mm çapındaki kurşun çubuk 6 mm uzunluğunda kesilerek fantoma monte edilmiştir. Hazırlanan eDQE modülü ile gerçekleştirilen deneysel ölçümler sonucunda elde edilen eDQE eğrilerinin PMMA fantomlar ve QRM beam stop fantom kullanılarak gerçekleştirilen ölçüm sonuçları ile uyum içerisinde olduğu gözlenmiştir. Benzer biçimde eDQE eğrilerinden hesaplanan IeDQE sonuçları incelendiğinde PMMA ile YYPE arasında yüksek korelasyon tespit edilmiştir ($r \geq 0.95$). Literatürde aynı sistemlerle yapılan çalışmada Philips ve DRX-1C için 120 kVp'deki IeDQE sonuçları sırasıyla 0.192 ve 0.189 olarak elde edilmiştir (Bertolini vd 2012). Bu çalışmada aynı sistemlerde aynı tp voltajında 15 cm saçıcı kalınlığında elde edilen sonuçlar Philips dedektöründe PMMA ve YYPE için sırasıyla 0.228 ve 0.208; DRX-1C dedektöründe ise PMMA ve YYPE için sırasıyla 0.144 ve 0.160 şeklinindedir. Aradaki farklılık literatürde kullanılan fantomun farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Sonuç olarak hazırlanan modülü ile eMTF, eNNPS, SF lmleri eşzamanlı olarak gerçekleştirilebilmekte ve eDQE analizi yapılmasına olanak sağlamaktadır. Bu sayede eDQE analizi için gerekli olan PMMA, QRM beam stop fantom ihtiyaı ortadan kalkmıştır.

SNR, C ve HCSR gibi niceliklerin değerlendirmelerin eş zamanlı yapılabilmesi için tasarlanan fantomda bu niceliklere ait elde edilen sonuçlar LCD4 fantomundan elde edilen sonuçlarla yüksek uyum göstermiştir. İki fantom arasındaki kontrastlar arasındaki maksimum standart sapma %7,7 olarak bulunmuştur. Bu da bize, tasarlanan fantomun görüntü kalitesi ölçümü için kullanılabileceğini göstermektedir. Sonuçlarımız literatürdeki sonuçlarla da kıyaslanmıştır. Vano ve arkadaşları (2010) Leeds TOR 18-FG fantomunu değişen kalınlıklarda saçıcı (8, 12, 16 cm PMMA) arasına yerleştirmiş ve hem Flat panel dedektörde hem de görüntü güçlendirici tabanlı floroskopi sisteminde (Image Intensifier, II) HSCR lm yapmıştır. Literatürdeki alışmada Flat panel dedektörde 8 cm PMMA ile elde edilen HCSR değeri 7.3 olarak bulunurken bizim çalışmamızda 10 cm PMMA ve YYPE için elde edilen sonuçlar sırasıyla 6.1 ve 5.8 şeklinindedir. Hazırlanan bu fantom sayesinde tek bir fantom üzerinde sinyal-gürültü oranı, alçak kontrast ve yüksek kontrast ayırma gücü gibi birden fazla parametre eşzamanlı olarak değerlendirilebilmektedir. Hazırlanan bu fantomun en önemli üstünlüklerinden bir tanesi de ölçümler için gerekli olan birden fazla fantom kullanma gereksinimini ortadan kaldırmasıdır.

Sonuç olarak, çalışma kapsamında hazırlanan fantomlar için kullanılan malzeme hibe olarak temin edilmiş, fantomlara yerleştirilen malzemeler tamamen enstitüden temin edilmiş ve hazırlanan fantomlar eş zamanlı olarak birden fazla ölçümün gerçekleştirilmesine olanak sağlamıştır. Fantomların çok düşük maliyetle hazırlanmış olması (plakaların hazırlanması için hazırlatılan teflon kalıplar ve çizgi çifti fantomu dışında ek bir bütçe gerekmemiştir), eş zamanlı gerçekleştirilebilen ölçümlerle iş yükünü önemli ölçüde azaltmış olması ve iki farklı sayısal radyografi sisteminde standart fantomlarla elde edilen sonuçlarla uyumlu sonuçlar vermesi bakımından hazırlanan fantomlar piyasadaki mevcut standart fantomlara alternatif olarak kullanılabilir. Çok düşük maliyetle üretilmiş ilk yerli fantom olması bakımından bu alanda yapılacak olan çalışmalara büyük katkı sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- Aichinger, H., Dierker, J., Joite-Barfuß, S., Säbel, M. 2011. Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: physical principles and clinical applications. Springer Science & Business Media.
- Al-Murshedi, S., Hogg, P., England, A. 2018. An investigation into the validity of utilising the CDRAD 2.0 phantom for optimisation studies in digital radiography. The British journal of radiology, 911089, 20180317.
- Alsleem, H., Davidson, R. 2012. Quality parameters and assessment methods of digital radiography images. Radiographer, 592, 46-55.
- Alves, A. F. F., Alvarez, M., Ribeiro, S. M., Duarte, S. B., Miranda, J. R. A., Pina, D. R. 2016. Association between subjective evaluation and physical parameters for radiographic images optimization. Physica Medica, 321, 123-132.
- Anonymous, 1986. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). ICRU Report 41 Modulation transfer function of screen-film systems, International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 1986 Bethesda, MD: ICRU.
- Anonymous, 1993. American Association of Physicists in Medicine Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Report no. 39. College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine.
- Anonymous, 1994. IEC. Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission. IEC 61267.
- Anonymous, 1996a. European Commission European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images EUR 16260; Luxembourg: office for publications of the European comminutes.
- Anonymous, 1996b. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Medical imaging - the assessment of image quality, International Commission on Radiation Units and Measurements International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 54 Bethesda, MD: ICRU.
- Anonymous, 2003a. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Image quality in chest radiography. ICRU Report 70 Bethesda, MD: ICRU.
- Anonymous, 2003b. Food and Drug Administration. 2003. Conference of Radiation Control Program Directors Nationwide evaluation of X-ray trends: Twenty-five years of NEXT. Silver Spring, MD: US Food and Drug Administration.
- Anonymous, 2005. IEC publication, Medical electrical equipment-characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency-detectors used in radiographic imaging. IEC 62220-1-1.

- Bacher, K. 2006. Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital radiology. Ph.D. thesis, Gent University, 139 p., Gent.
- Bansal, G. J. 2006. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. Postgraduate medical journal, 82969, 425-428.
- Båth, M. 2003. Imaging Properties of Digital Radiographic Suystems. Development, Application and Assessment of Evaluation Methods Based on Linear-Systems Theory. Ph.D thesis, Göteborg University, 94 p., Göteborg.
- Bath, M., Mansson, L. G. 2007. Visual grading characteristics VGC analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. The British journal of radiology, 80951, 169-176.
- 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. Medical physics, 395, 2617-2627.
- Bor, D., Birgul, O., Onal, U., Olgar, T. 2016. Investigation of grid performance using simple image quality tests. Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India, 41(1), 21.
- 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.
- Borasi, G., Nitrosi, A., Ferrari, P., Tassoni, D. 2003. On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography. Medical Physics, 30(7), 1719-1731.
- Borasi, G., Samei, E., Bertolini, M., Nitrosi, A., Tassoni, D. 2006. Contrast-detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography. Medical physics, 336Part1, 1707-1719.
- Briesmeister, J. F. 2000. MCNP-TM-A general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C, LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, 2.
- Bushberg, J. T. Ed. 2002. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins.
- Bushong, S. C. 2013. Radiologic science for technologists-E-book: physics, biology, and protection. Elsevier Health Sciences, St Louis, Missouri.
- Cho, H. M., Kim, H. J., Park, H. S., Kim, D. H., Lee, C. L., Choi, Y. N., Lee, S. W. 2011. Evaluation of the effective detective quantum efficiency for various tube voltages with digital radiography for chest imaging. Journal of the Korean Physical Society, 583, 532-537.
- Chotas, H. G., Dobbins III, J. T., Ravin, C. E. 1999. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. Radiology, 2103, 595-599.
- Chotas, H. G., Dobbins III, J. T., Ravin, C. E. 1999. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. Radiology, 2103, 595-599.

- Clavel, A. H., Monnin, P., Létang, J. M., Verdun, F. R., Darbon, A. 2016. Characterising the EOS Slot-Scanning system with the effective detective quantum efficiency. *Radiation protection dosimetry*, 1691-4, 319-324.
- Conway, B. J., Butler, P. F., Duff, J. E., Fewell, T. R., Gross, R. E., Jennings, R. J., Showalter, C. K. 1984. Beam quality independent attenuation phantom for estimating patient exposure from x-ray automatic exposure-controlled chest examinations. *Medical physics*, 11(6), 827-832.
- Correa, S. C. A., Souza, E. M., Silva, A. X., Lopes, R. T., Yoriyaz, H. 2008. Dose–image quality study in digital chest radiography using Monte Carlo simulation. *Applied Radiation and Isotopes*, 66(9), 1213-1217.
- Cunha, D. M., Tomal, A., Poletti, M. E. 2010. Evaluation of scatter-to-primary ratio, grid performance and normalized average glandular dose in mammography by Monte Carlo simulation including interference and energy broadening effects. *Physics in Medicine & Biology*, 55(15), 4335.
- Cunningham, I. A., Shaw, R. 1999. Signal-to-noise optimization of medical imaging systems. *JOSA A*, 163, 621-632.
- De Crop, A., Bacher, K., Van Hoof, T., Smeets, P. V., Smet, B. S., 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*, 2621, 298-304.
- Dobbins III, J. T., Ergun, D. L., Rutz, L., Hinshaw, D. A., Blume, H., Clark, D. C. 1995. DQE f of four generations of computed radiography acquisition devices. *Medical physics*, 2210, 1581-1593.
- Dobbins III, J. T., Samei, E., Ranger, N. T., Chen, Y. 2006. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum a. *Medical physics*, 33(5), 1466-1475.
- Doyle, P. 2009. Assessment and optimisation of digital radiography systems for clinical use Ph.D. thesis, University of Glasgow, 220 p., Glaslow.
- Ergun, L., Olgar, T. 2017. Investigation of noise sources for digital radiography systems. *Radiological physics and technology*, 10(2), 171-179.
- Ertan, F., Mackenzie, A., Urbanczyk, H. J., Ranger, N. T., Samei, E. 2009, March. Use of effective detective quantum efficiency to optimise radiographic exposures for chest imaging with computed radiography. In *Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging Vol. 7258*, p. 72585O. International Society for Optics and Photonics.
- Fetterly, K. A., Hangiandreou, N. J. 2001. Effects of x-ray spectra on the DQE of a computed radiography system. *Medical physics*, 282, 241-249.
- Flower, M. A. (Ed.). (2012). *Webb's physics of medical imaging*. CRC Press.
- Fujita, H., Tsai, D. Y., Itoh, T., Doi, K., Morishita, J., Ueda, K., Ohtsuka, A. 1992. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Transactions on medical imaging*, 111, 34-39.

- Groenewald, A., Groenewald, W. A. 2016. Development of a universal medical X-ray imaging phantom prototype. *Journal of applied clinical medical physics*, 176, 356-365.
- Hammersley, J.M., Handscomb, D.C. 1964. *Monte Carlo Methods*. New York: John Wiley&sons.
- Harrison, R. L. 2010. Introduction to monte carlo simulation. In *AIP conference proceedings* Vol. 1204, No. 1, pp. 17-21. AIP.
- Higgins, J.2005. *The radical statistician: unleashing the power of applied statistics in the real world*. The Higgins Group LLC, 486p.
- Jones, A., Ansell, C., Jerrom, C., Honey, I. D. 2015. Optimization of image quality and patient dose in radiographs of paediatric extremities using direct digital radiography. *The British journal of radiology*, 881050, 20140660.
- Konstantinidis, A. 2011. *Evaluation of digital X-ray detectors for medical imaging applications* Ph.D. thesis, University College London, 239 p., London.
- Korner, M., Weber, C. H., Wirth, S., Pfeifer, K. J., Reiser, M. F., Treitl, M. 2007. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics*, 273, 675-686.
- Kotter, E., Langer, M. 2002. Digital radiography with large-area flat-panel detectors. *European radiology*, 1210, 2562-2570.
- Kruger, R. A., Mistretta, C. A., Crummy, A. B., Sackett, J. F., Goodsitt, M. M., Riederer, S. J., Houk T.L., Shaw C., Fleming, D. 1977. Digital K-edge subtraction radiography. *Radiology*, 1251, 243-245.
- Lança, L., Silva, A. 2009. Digital radiography detectors–A technical overview: Part 2. *Radiography*, 152, 134-138.
- Leppert, A. G., Prokop, M., Schaefer-Prokop, C. M., Galanski, M. 1995. Detection of simulated chest lesions: comparison of a conventional screen-film combination, an asymmetric screen-film system, and storage phosphor radiography. *Radiology*, 1951, 259-263.
- Lu, Z. F., Nickoloff, E. L., So, J. C., Dutta, A. K. 2003. Comparison of computed radiography and film/screen combination using a contrast-detail phantom. *Journal of applied clinical medical physics*, 41, 91-98.
- Macovski, A. 1983. *Medical Imaging Systems*. Eaglewood Cliffs, N.J.
- Mah, E., Samei, E., Peck, D. J. 2001. Evaluation of a quality control phantom for digital chest radiography. *Journal of applied clinical medical physics*, 22, 90-101.
- Månsson, L. G. 2000. Methods for the evaluation of image quality: a review. *Radiation protection dosimetry*, 901-2, 89-99.
- Marsh, D. M., Malone, J. F. 2001. Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality. *Radiation protection dosimetry*, 941-2, 37-42.

- Marshall, N. W. 2007. Early experience in the use of quantitative image quality measurements for the quality assurance of full field digital mammography x-ray systems. *Physics in Medicine & Biology*, 5218, 5545.
- Marshall, N. W. 2009. Calculation of quantitative image quality parameters. NHSBSP equipment report, 902.
- Meriç, N. 1996. Monte Carlo Hesaplarının Saçılma Kesri ve Doz Ölçümlerine Uygulanması. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi, 146 sayfa, Ankara.
- Meric, M., Bor, D., Büget, N., Oezkili, M. 1998. The use of Monte Carlo technique for the determination of tissue-air ratios TAR in diagnostic energy rate. *Physica Medica*, 141, 3-8.
- Metz, C. E., Wagner, R. F., Doi, K., Brown, D. G., Nishikawa, R. M., Myers, K. J. 1995. Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Medical physics*, 227, 1057-1061.
- Moore, C. S., Wood, T. J., Beavis, A. W., Saunderson, J. R. 2013. Correlation of the clinical and physical image quality in chest radiography for average adults with a computed radiography imaging system. *The British journal of radiology*, 861027, 20130077.
- Muhogora, W., Padovani, R., Msaki, P. 2011. Initial quality performance results using a phantom to simulate chest computed radiography. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, 361, 22.
- National Institute of Standards and Technology (NIST). 2019. Web sitesi. <https://www.nist.gov>. Son erişim tarihi 12.12.2019
- TestObjects. 2008. Web sitesi <https://www.testobjects.freereserve.co.uk/sfs.html>. Son erişim tarihi 1.23.2008
- 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. *Medical physics*, 318, 2205-2211.
- Oberhofer, N., Compagnone, G., Moroder, E. 2009. Use of CNR as a Metric for Optimisation in Digital Radiology. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, September 7-12, 2009, Munich, Germany pp. 296-299. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Olgar, T. 2007. Floroskopik sistemlerde görüntü kalitesinin matematiksel olarak değerlendirilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 11(3), 201-207.
- Olgar, T., Kamberli, E. 2013. Performance evaluation of soft copy display systems according to AAPM TG18 protocol. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 36(2), 231-241.
- Ovitt, T. W., Christenson, P. C., Fisher 3rd, H. D., Frost, M. M., Nudelman, S., Roehrig, H., Seeley, G. 1980. Intravenous angiography using digital video subtraction: X-ray imaging system. *American Journal of Roentgenology*, 1356, 1141-1144.

- Park, H. S., Kim, Y. S., Park, O. S., Kim, S. T., Jeon, C. W., Kim, H. J. 2014. Effective DQE eDQE and dose to optimize radiographic technical parameters: a survey of pediatric chest X-ray examinations in Korea. *La radiologia medica*, 1194, 231-239.
- Pascoal, A., Lawinski, C. P., Honey, I., Blake, P. 2005. Evaluation of a software package for automated quality assessment of contrast detail images—comparison with subjective visual assessment. *Physics in Medicine & Biology*, 5023, 5743.
- Poludniowski, G., Landry, G., DeBlois, F., Evans, P. M., Verhaegen, F. 2009. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Physics in Medicine & Biology*, 54(19), N433.
- Principi, S., Farah, J., Ferrari, P., Carinou, E., Clairand, I., Ginjaume, M. 2016. The influence of operator position, height and body orientation on eye lens dose in interventional radiology and cardiology: Monte Carlo simulations versus realistic clinical measurements. *Physica Medica*, 32(9), 1111-1117.
- Ranger, N. T., Samei, E., Dobbins III, J. T., Ravin, C. E. 2007. Assessment of detective quantum efficiency: intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods. *Radiology*, 2433, 785-795.
- Reims, N., Sukowski, F., Uhlmann, N. 2011. Modelling of scintillator based flat-panel detectors with Monte-Carlo simulations. *Journal of Instrumentation*, 6(01), C01065.
- Rivetti, S., Lanconelli, N., Bertolini, M., Borasi, G., Acchiappati, D., Burani, A. 2007. Performance evaluation of a direct computed radiography system by means of physical characterization and contrast detail analysis. In *Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging Vol. 6510*, p. 65104M. International Society for Optics and Photonics.
- Rivetti, S., Lanconelli, N., Bertolini, M., Borasi, G., Golinelli, P., Acchiappati, D., Gallo, E. 2009. Physical and psychophysical characterization of a novel clinical system for digital mammography. *Medical physics*, 3611, 5139-5148.
- Rivetti, S., Lanconelli, N., Bertolini, M., Nitrosi, A., Burani, A., Acchiappati, D. 2010. Comparison of different computed radiography systems: physical characterization and contrast detail analysis. *Medical physics*, 372, 440-448.
- Rossmann, K. 1969. Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems. *Radiology*, 932, 257-272.
- Salvagnini, E., Bosmans, H., Struelens, L., Marshall, N. W. 2013. Effective detective quantum efficiency for two mammography systems: measurement and comparison against established metrics. *Medical physics*, 4010, 101916.
- Samei, E., Flynn, M. J., Reimann, D. A. 1998. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical physics*, 25(1), 102-113.

- Samei, E., Buhr, E., Granfors, P., Vandembroucke, D., Wang, X. 2005. Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic systems. *Physics in Medicine & Biology*, 50(15), 3613.
- Samei, E., Ranger, N. T., MacKenzie, A., Honey, I. D., Dobbins III, J. T., Ravin, C. E. 2008. Detector or system? Extending the concept of detective quantum efficiency to characterize the performance of digital radiographic imaging systems. *Radiology*, 249(3), 926-937.
- Samei, E., Ranger, N. T., MacKenzie, A., Honey, I. D., Dobbins III, J. T., Ravin, C. E. 2009. Effective DQE eDQE and speed of digital radiographic systems: an experimental methodology. *Medical physics*, 36(8), 3806-3817.
- Sandborg, M., Tingberg, A., Ullman, G., Dance, D. R., Alm Carlsson, G. 2006. Comparison of clinical and physical measures of image quality in chest and pelvis computed radiography at different tube voltages. *Medical physics*, 33(11), 4169-4175.
- Santos, W. S., Carvalho Jr, A. B., Hunt, J. G., Maia, A. F. 2014. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. *Radiation Physics and Chemistry*, 95, 177-180.
- Santos, W. S., Neves, L. P., Perini, A. P., Belinato, W., Caldas, L. V., Carvalho Jr, A. B., Maia, A. F. 2015. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. *Physica Medica*, 31(8), 929-933.
- Schaefer-Prokop, C., Uffmann, M., Eisenhuber, E., Prokop, M. 2003. Digital radiography of the chest: detector techniques and performance parameters. *Journal of thoracic imaging*, 18(3), 124-137.
- Sisniega, A., Zbijewski, W., Badal, A., Kyprianou, I. S., Stayman, J. W., Vaquero, J. J., Siewerdsen, J. H. 2013. Monte Carlo study of the effects of system geometry and antiscatter grids on cone-beam CT scatter distributions. *Medical physics*, 40(5), 051915.
- Sonoda, M., Takano, M., Miyahara, J., Kato, H. 1983. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 148(3), 833-838.
- Sund, P., Båth, M., Kheddache, S., Månsson, L. G. 2004. Comparison of visual grading analysis and determination of detective quantum efficiency for evaluating system performance in digital chest radiography. *European radiology*, 14(1), 48-58.
- Tapiovaara, M. 2006. Relationships between physical measurements and user evaluation of image quality in medical radiology—a review.
- Vano, E., Ubeda, C., Leyton, F., Miranda, P. 2008. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Physics in Medicine & Biology*, 53(15), 4049.

- Vano, E., Ubeda, C., Martinez, L. C., Leyton, F., Miranda, P. 2010. Paediatric interventional cardiology: flat detector versus image intensifier using a test object. *Physics in Medicine & Biology*, 55(23), 7287.
- Weaver, K. F., Morales, V. C., Dunn, S. L., Godde, K., Weaver, P. F. 2017. An introduction to statistical analysis in research: with applications in the biological and life sciences. John Wiley & Sons.
- Yalcin, A., Olgar, T. 2018. Characterizing the digital radiography system in terms of effective detective quantum efficiency and CDRAD measurement. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 896, 113-121.



EKLER

EK-1: Monte Carlo simülasyon yöntemi ile saçılma kesri hesaplamaları için QRM beam stop fantomunun modellemesi için hazırlanan MNCP girdi dosyası

EK-2: C# programlama dili kullanılarak YYPE için hesaplanan lineer azalım katsayıları



EK-1

Monte Carlo simülasyon yöntemi ile saçılma kesri hesaplamaları için QRM beam stop fantomunun modellemesi için hazırlanan MNCP girdi dosyası

```
Beam stop fantom modelleme
c ..... hucre kartlari .....
c   x-isini kaynagi
101  9 -0.001205   101 -102   103 -104   105 -106
c
c   GRID
200  6 -11.35      211 -212  203 -204  205 -206   $ trcl=200
201  2  -2.7       212 -213  203 -204  205 -206   $ trcl=201
c 202  6 -11.35      213 -214  203 -204  205 -206   trcl=202
c 203  2  -2.7       214 -215  203 -204  205 -206   trcl=203
c 204  6 -11.35      215 -216  203 -204  205 -206   trcl=204
202  like 200 but trcl 202
203  like 201 but trcl 203
204  like 200 but trcl 204
205  like 201 but trcl 205
206  like 200 but trcl 206
207  like 201 but trcl 207
c
c   daire izdusumlu demeti 10 cm * 10 cm karelestiren pencereler
311  9 -0.001205   311 -312   313 -314   315 -316
312  9 -0.001205   317 -318   313 -314   315 -316
313  9 -0.001205   312 -317   319 -320   315 -316
314  9 -0.001205   312 -317   321 -322   315 -316
c
c   beam stop array hucreti
c   universe tanimla
511  6 -11.35      -511  512 -513                u=4
512  5  -1.9       #511                          u=4
c   sonlu boyut vermek icin universe'i sinirla
521  5 -1.9        521 -522  523 -524  525 -526   u=5
c   lattice'i olustur: x/i  y/j  z/k
   lat=1          fill=-6:5 -6:5  0:0
5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
```

```

5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 4 4 4 4 4 4 4 4 4 4 5
5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5 5
c hucreyi lattice ile doldur
531 5 -1.9          531 -532  533 -534  535 -536  fill=5
c
c PMMA fantomu
711 5 -1.9          711 -712  713 -714  715 -716
c
c dedektor hucresi
c universe tanimla
811 8 -4.51          801 -802  803 -804  805 -806  u=1
812 0                #811                u=1
c sonlu boyut vermek icin universe'i sinirla
821 9 -1.2e-3        821 -822  823 -824  825 -826  u=3
c lattice'i olustur: x/i  y/j  z/k
lat=1          fill=-5:5 -5:5  0:0
1 120r
c hucreyi lattice ile doldur
831 9 -1.2e-3        831 -832  833 -834  835 -836  fill=3
c ic dunya
998 9 -0.001205     -999 #101 #311 #312 #313 #314 #411 #531 #711 #831
#200 #201 #202 #203 #204 #205 #206 #207
c dis dunya
999 0                999
c ..... yuzey kartlari .....
c kaynak duzlemleri: kup, a=1 mm
101 px -0.05
102 px  0.05
103 py -0.05
104 py  0.05
105 pz 179.95
106 pz 180.05
107 pz 180.0 $ kaynak yuzeyi
c
c grid yuzeyleri 200 ile
203 py -5.5
204 py  5.5
205 pz  5.7

```

206 pz 5.82
211 px 0.0
212 px 0.0045
213 px 0.0165
214 px 0.021
215 px 0.033
216 px 0.375

c

c karelestirici pencere duzlemleri

311 px -12.5
312 px -0.78567
313 py -12.5
314 py 12.5
315 pz 169.09
316 pz 170.0
317 px 0.78567
318 px 12.5
319 py -12.5
320 py -0.78567
321 py 0.78567
322 py 12.5

c

c beam stop array yuzeyleri

511 c/z -1.0 -1.0 0.15
512 pz 5.1
513 pz 5.7

c

521 px -2.0
522 px 0.0
523 py -2.0
524 py 0.0
525 pz 5.1
526 pz 5.7

c

531 px -12.0
532 px 12.0
533 py -12.0
534 py 12.0
535 pz 5.1
536 pz 5.7

c PMMA fantomu duzlemleri

711 px -13.0
712 px 12.0

```

713 py -12.0
714 py 13.0
715 pz 0.0
716 pz 5.0
c dedektor yuzeyleri
801 px -0.5
802 px 0.5
803 py -0.5
804 py 0.5
805 pz -0.06
806 pz 0.0
821 px -0.5
822 px 0.5
823 py -0.5
824 py 0.5
825 pz -0.06
826 pz 0.0
c
831 px -5.5
832 px 5.5
833 py -5.5
834 py 5.5
835 pz -0.06
836 pz 0.0
c dis dunya icin kuresel yuzey
999 so 200.0
c ..... veri kartlari .....
mode p $ problem turu karti
imp:p 1 8r 0 3r 1 10r 0 $ hucrelerin foton onemi
c kaynak karti
sdef par 2 $ kaynagin uretecegi parcacik turu (2=foton)
sur 107 $ tum parcaciklar bu yuzeyin uzerinde oykuye baslar
ccc 101 $ tum parcaciklar bu hucrede oykuye baslar
pos 0.0 0.0 180.0
vec 0.0 0.0 -1.0 $ dogrultu dagilimi icin referans vektor
dir d1 $ parcaciklarin dogrultu dagilimi
erg d2 $ kaynak parcaciklarin enerji spektrumu
c
c dir d1: parcaciklarin dogrultu dagilimi
c dedektor yuzeyinde dairesel demet izdusumu icin: 25cm*25cm kare FOV
c odak-dedektor mesafesi: 180.0 cm
sil h 0.99521 1.0 $ = cos(arctan{sqrt(2)*12.5/180}) = cos 5.60899 =
0.99521

```

sp1 d 0.0 1.0 \$ 5.60899 derecelik konik dagilim

c

c erg d2: kaynak parcaciklarin enerji spektrumu

c Cranley K, Gilmore B, Fogarty G and Desponds L,

c IPeM Report 78: Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data, 1997.

c (<http://www.ipem.org.uk>.)

sc2 70kVp X-isini spektrumu: W hedef, 12der. anod, 3.5mm Al filtre (IPEM Rep.78)

| # | si2 | sp2 | | | | | | |
|---|--------|---------|--------|---------|--------|---------|--------|---------|
| | l | d | | | | | | |
| | 0.0130 | 0.00002 | 0.0285 | 0.76954 | 0.0440 | 0.88138 | 0.0595 | 0.37153 |
| | 0.0135 | 0.00007 | 0.0290 | 0.80215 | 0.0445 | 0.86836 | 0.0600 | 0.34712 |
| | 0.0140 | 0.00020 | 0.0295 | 0.82776 | 0.0480 | 0.76372 | 0.0605 | 0.32923 |
| | 0.0145 | 0.00052 | 0.0300 | 0.85368 | 0.0450 | 0.85407 | 0.0610 | 0.31140 |
| | 0.0150 | 0.00119 | 0.0305 | 0.87994 | 0.0455 | 0.84031 | 0.0615 | 0.29363 |
| | 0.0155 | 0.00246 | 0.0310 | 0.89803 | 0.0460 | 0.82562 | 0.0620 | 0.27590 |
| | 0.0160 | 0.00471 | 0.0315 | 0.91961 | 0.0465 | 0.81004 | 0.0625 | 0.25823 |
| | 0.0165 | 0.00825 | 0.0320 | 0.93574 | 0.0470 | 0.79556 | 0.0630 | 0.24039 |
| | 0.0170 | 0.01379 | 0.0325 | 0.95110 | 0.0475 | 0.77992 | 0.0635 | 0.22284 |
| | 0.0175 | 0.02149 | 0.0330 | 0.96367 | 0.0485 | 0.74830 | 0.0640 | 0.20535 |
| | 0.0180 | 0.03212 | 0.0335 | 0.97403 | 0.0490 | 0.73207 | 0.0645 | 0.18773 |
| | 0.0185 | 0.04605 | 0.0340 | 0.98247 | 0.0495 | 0.71508 | 0.0650 | 0.17020 |
| | 0.0190 | 0.06335 | 0.0345 | 0.98999 | 0.0500 | 0.69879 | 0.0655 | 0.15290 |
| | 0.0195 | 0.08461 | 0.0350 | 0.99416 | 0.0505 | 0.68185 | 0.0660 | 0.13553 |
| | 0.0200 | 0.10947 | 0.0355 | 0.99807 | 0.0510 | 0.66492 | 0.0665 | 0.11826 |
| | 0.0205 | 0.13736 | 0.0360 | 1.00000 | 0.0515 | 0.64797 | 0.0670 | 0.10323 |
| | 0.0210 | 0.17032 | 0.0365 | 0.99958 | 0.0520 | 0.63044 | 0.0675 | 0.08398 |
| | 0.0215 | 0.20480 | 0.0370 | 0.99892 | 0.0525 | 0.61352 | 0.0680 | 0.06699 |
| | 0.0220 | 0.24342 | 0.0375 | 0.99629 | 0.0530 | 0.59602 | 0.0685 | 0.05009 |
| | 0.0225 | 0.28322 | 0.0380 | 0.99343 | 0.0535 | 0.57855 | 0.0690 | 0.03386 |
| | 0.0230 | 0.32593 | 0.0385 | 0.98863 | 0.0540 | 0.56109 | 0.0695 | 0.01660 |
| | 0.0235 | 0.36741 | 0.0390 | 0.98260 | 0.0545 | 0.54312 | 0.0700 | 0.00138 |
| | 0.0240 | 0.41351 | 0.0395 | 0.97638 | 0.0550 | 0.52570 | | |
| | 0.0245 | 0.45599 | 0.0400 | 0.96897 | 0.0555 | 0.50780 | | |
| | 0.0250 | 0.49741 | 0.0405 | 0.96038 | 0.0560 | 0.48994 | | |
| | 0.0255 | 0.54192 | 0.0410 | 0.95097 | 0.0565 | 0.47211 | | |
| | 0.0260 | 0.58417 | 0.0415 | 0.94044 | 0.0570 | 0.45432 | | |
| | 0.0265 | 0.62312 | 0.0420 | 0.92979 | 0.0575 | 0.43655 | | |
| | 0.0270 | 0.66379 | 0.0425 | 0.91903 | 0.0580 | 0.42251 | | |
| | 0.0275 | 0.70008 | 0.0430 | 0.90656 | 0.0585 | 0.40072 | | |
| | 0.0280 | 0.73775 | 0.0435 | 0.89495 | 0.0590 | 0.38305 | | |

```

c malzeme bileşimleri
c Aluminum, rho=2.7 g/cm3
m2 12000 -1.0
c PMMA, rho=1.19 g/cm3
m5 1000 -0.080538
    6000 -0.599848
    8000 -0.319614
c Kursun, rho=11.35 g/cm3
m6 82000 -1.0
c CsI, rho=4.51 g/cm3
m8 53000 -0.488451
    55000 -0.511549
c hava, rho=0.001205 g/cm3
m9 6000 -0.000124
    7000 -0.7553
    8000 -0.2318
    18000 -0.0128
c
c tally karti
f6:p (811 < 821 [-5:5 -5:5 0:0])
c f4:p (811 < 821 [-5:5 -5:5 0:0])
c
e0 0.01 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.07
c oyku karti
nps 1e6
prdmp 1e6 1e6 1 2
print 128
c
tr400 0.0 0.0 0.0 0.99863 0.05234 0 -0.052336 0.99863 0 0 0 1
1
c
tr200 0.0 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr201 0.0 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr202 0.0165 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr203 0.0165 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr204 0.0330 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr205 0.0330 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr206 0.0495 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr207 0.0495 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr208 0.0660 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr209 0.0660 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr210 0.0825 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1
tr211 0.0825 0.0 0.0 1.0 0 0 0 1 0 0 0 1 1

```

| | | | | | | | | | | | | | | |
|-------|--------|-----|-----|-----|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| tr212 | 0.0990 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| tr213 | 0.0990 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| tr214 | 0.1155 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| tr215 | 0.1155 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| tr216 | 0.1320 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| tr216 | 0.1320 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |



EK-2

C# programlama dili kullanılarak YYPE için hesaplanan lineer azalım katsayıları

```
/*-----  
POL.h  
The photoelectric, rayleigh, and compton attenuation coefficients  
for polietilen (0.97 gr / cm3) from 0 to 790 keV.  
Generated by:  
Asena YALCIN  
18/5/2018  
12.9.7  
Nükleer Bilimler  
-----*/  
  
float muphoto[791] = { 0.000, 0.000, 0.000, 0.000, 0.000,  
1.546770e+01, 8.671819e+00, 6.001467e+00, 3.331115e+00, 2.484775e+00,  
1.638436e+00, 1.399131e+00, 1.159827e+00, 9.205223e-01, 6.812179e-01,  
4.419135e-01, 3.880425e-01, 3.341716e-01, 2.803007e-01, 2.264298e-01,  
1.725588e-01, 1.598879e-01, 1.472169e-01, 1.345459e-01, 1.218749e-01,  
1.092039e-01, 9.653292e-02, 8.386193e-02, 7.119094e-02, 5.851996e-02,  
4.584897e-02, 4.302717e-02, 4.020538e-02, 3.738358e-02, 3.456179e-02,  
3.173999e-02, 2.891819e-02, 2.609640e-02, 2.327460e-02, 2.045281e-02,  
1.763101e-02, 1.670570e-02, 1.578038e-02, 1.485507e-02, 1.392975e-02,  
1.300443e-02, 1.207912e-02, 1.115380e-02, 1.022849e-02, 9.303173e-03,  
8.377857e-03, 8.002729e-03, 7.627601e-03, 7.252473e-03, 6.877345e-03,  
6.502217e-03, 6.127089e-03, 5.751962e-03, 5.376834e-03, 5.001706e-03,  
4.626578e-03, 5.278884e-03, 5.931189e-03, 6.583495e-03, 7.235801e-03,  
7.888107e-03, 8.540412e-03, 9.192718e-03, 9.845024e-03, 1.049733e-02,  
1.114964e-02, 1.180194e-02, 1.245425e-02, 1.310655e-02, 1.375886e-02,  
1.441116e-02, 1.506347e-02, 1.571578e-02, 1.636808e-02, 1.702039e-02,  
1.767269e-02, 1.683053e-02, 1.598837e-02, 1.514621e-02, 1.430404e-02,  
1.346188e-02, 1.261972e-02, 1.177756e-02, 1.093540e-02, 1.009323e-02,  
9.251071e-03, 8.408909e-03, 7.566747e-03, 6.724585e-03, 5.882423e-03,  
5.040260e-03, 4.198098e-03, 3.355936e-03, 2.513774e-03, 1.671612e-03,  
8.294495e-04, 8.171620e-04, 8.048745e-04, 7.925870e-04, 7.802994e-04,  
7.680119e-04, 7.557244e-04, 7.434369e-04, 7.311493e-04, 7.188618e-04,  
7.065743e-04, 6.942868e-04, 6.819992e-04, 6.697117e-04, 6.574242e-04,  
6.451367e-04, 6.328491e-04, 6.205616e-04, 6.082741e-04, 5.959866e-04,  
5.836991e-04, 5.714115e-04, 5.591240e-04, 5.468365e-04, 5.345490e-04,  
5.222614e-04, 5.099739e-04, 4.976864e-04, 4.853989e-04, 4.731113e-04,  
4.608238e-04, 4.485363e-04, 4.362488e-04, 4.239612e-04, 4.116737e-04,  
3.993862e-04, 3.870987e-04, 3.748112e-04, 3.625236e-04, 3.502361e-04,  
3.379486e-04, 3.256611e-04, 3.133735e-04, 3.010860e-04, 2.887985e-04,  
2.765110e-04, 2.642234e-04, 2.519359e-04, 2.396484e-04, 2.273609e-04,
```

ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı: Asena YALÇIN

Doğum Yeri: ÇORUM

Doğum Tarihi: 29.10.1984

Medeni Hali: Evli

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu

| | |
|---------------|---|
| Lise | : Osman Ülkümen Lisesi, 2002 |
| Lisans | : Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği, 2006 |
| Yüksek Lisans | : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 2009 |
| Doktora | : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 2010- |

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

| | |
|--------------|--|
| 2009 – Halen | Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara (Öğretim Görevlisi) |
| 07-09.2005 | Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK), Ankara Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Ölçme ve Enstrümantasyon Bölümü (Stajyer) |

Yayımları (SCI ve Diğer)

Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

Haluk YÜCEL, Ayşe Nur Solmaz, **Asena Kurt**, Tolga İNAL, Doğan BOR. Disk Kaynak Geometrisi İçin 30-670 keV Gama Işını Enerji Aralığında CdZnTe Dedektörünün Dedeksiyon Verimi. Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 2008, 23(3), 699-707.

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler (SCI):

Kurt, A., Bor, D., Tastan, S., Donmez, S., Hacıosmanoğlu, T. (2012). Accuracy of Clinical Protocols in SPECT. Journal of nuclear medicine technology, 40(4), 259-264.

Yalcin, A., Olgar, T. (2018). Characterizing the digital radiography system in terms of effective detective quantum efficiency and CDRAD measurement. Nuclear Instruments

and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 896, 113-121.

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.

Ulusal/uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında özet basılan bildiriler

A. Sözlü Bildiriler

Yalçın A., Olğar T. Effect of Grid Parameters on eDQE and Correlation of Objective and Subjective assessments in Digital Radiography. Sixth International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research, 18-22 Haziran, Ohrid, Makedonya, 2018.

Ergün L., Yaman B., Güven A., Rasim A., Birgül Ö., Olğar T, **Yalçın A.**, Yüksel Ş., Bor D. Farklı Radyolojik İnceleme Koşulları için Geniş Alan Dedektörü Kullanılarak DQE ve eDQE Kıyaslaması. 14. Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım, Antalya, Türkiye, 2013.

Rasim A., Yaman B., Güven A., Ergün L., Birgül Ö., Olğar T, **Yalçın A.**, Yüksel Ş., Bor D. Farklı Fantomlarda Saçılan Işınlardan Demet Durdurma (Beam Stop) Tekniği ile Ölçülmesi ve Hasta Dozu ile Görüntü Kalitesine Etkilerinin İncelenmesi,” 14. Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım, Antalya, Türkiye, 2013.

Yaçın A., Bor D. İndirek flat panel sistemlerin optimizasyon çalışmaları. XIII Ulusal Medikal Fizik kongresi. 17-19 Kasım Çeşme, İzmir, 2011.

Yüksel Ş, **Kurt A.**, Bor D. Yeni nesil dedektörlerde referans doz seviyelerinin çıkarılması ve dedektör performanslarının çıkarılması. XIII Ulusal Medikal Fizik kongresi. 17-19 Kasım Çeşme, İzmir, 2011.

Bor D., **Kurt A.**, Yüksel Ş. Diagnostik radyolojide radyasyon dozları. Çalıştay. Acıbadem Üniversitesi Hastanesi. İstanbul, 2011.

Bor D., Demirkaya Ö., **Kurt A.**, Yüksel Ş. Performance measurements of X-ray antiscatter grids. International Conference on Radiation Protection in Medicine. 1-3 Eylül, Varna, Bulgaristan, 2010.

Kurt A., S. Taştan S., Bor D. Nükleer tıpta tomografik incelemelerinde farklı sistemlere ait görüntü işleme ve klinik algoritmaların standart fantom kullanılarak kıyaslanması 27. Uluslararası Fizik Kongresi 14-17 Eylül, İstanbul Türkiye, 2010.

Kurt A., Şimşek A., Taştan S., Bor D. “Nükleer Tıpta Tomografik İncelemelerde Farklı Sistemlere Ait Görüntü İşlem Algoritmaları ve Klinik Protokollerin Standart Fantom

Kullanılarak Kıyaslanması, XII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 22–24 Ekim, Ankara, 2009.

Şimşek A., **Kurt A.**, Taştan S., H.Osmanoğlu T., Bor D. SPECT Sistemlerinin Kabul Testlerinde Nema ve Diğer Protokollerin Uygulanması, XII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi 22–24 Ekim, Ankara, 2009.

B. Poster Bildiriler

Bor, D., Çubukçu, Ş., **Yalçın A.**, Birgül Ö., Marshall N., Investigation of effective quantum efficiency (eDQE) parameters for a flat panel detector, ECR, Viana-Austuria, 2013.

Projeler

- 1.4.2018-2019 TÜBİTAK 1002 Hızlı Destek Projesi, “Sayısal Radyografi Sistemlerinde Birleşik Görüntü Kalitesi Fantomu Geliştirilmesi” (Yürütücü)
- 2013-2015 TÜBİTAK 1001 Projesi, “Tanısal Radyolojide Kullanılan Sayısal Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Optimizasyonu” (Bursiyer)
- 2005-2008 DPT Projesi (2005K120130), “Radyasyon Uygulamaları ve Teknolojileri Geliştirme Projesi” (Proje Asistanı)