

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FARKLI DİJİTAL RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İÇİN
DEDEKSİYON KUANTUM ETKİNLİĞİ VE EFEKTİF DEDEKSİYON
KUANTUM ETKİNLİĞİNİN ÖLÇÜLMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI**

AHMET GÜVEN

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

ANKARA

2014

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI


Ahmet GÜVEN tarafından hazırlanan “Farklı Dijital Radyolojik Görüntüleme Sistemleri için Dedeksiyon Kuantum Etkinliği ve Efektif Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Ölçülmesi ve Karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Turan OLĞAR

Jüri Üyeleri :

Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ

Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi



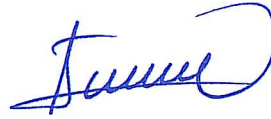
Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

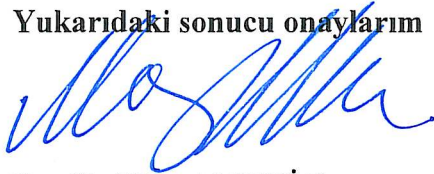


Doç. Dr. Turan OLĞAR

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi



Yukarıdaki sonucu onaylarım



Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FARKLI DİJİTAL RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İÇİN DEDEKSİYON KUANTUM ETKİNLİĞİ VE EFEKTİF DEDEKSİYON KUANTUM ETKİNLİĞİNİN ÖLÇÜLMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI

AHMET GÜVEN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLĞAR

Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS) ve dedeksiyon kuantum etkinliği (DQE) dijital radyografik sistemlerin yalın dedektör performans ölçümlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda, sistem performansının belirlenmesinde dedektör yanıtının yanı sıra rutin hasta ışınlamalarına bağlı olarak değişen saçılan radyasyon ve odak noktası etkilerini de dahil eden yeni bir ölçüt olarak efektif dedeksiyon kuantum etkinliği (effective detective quantum efficiency, eDQE) kullanılmaya başlanmıştır. Bu sayede, sistemin klinik incelemelerdeki performansının farklı ışınlama koşulları (tüp voltajı, mAs) ve saçıcı kalınlıkları kullanılarak belirlenmesi mümkün olmaktadır. eDQE hesaplamasında bir yöntem, belirlenen ölçüm geometrileri için eMTF, eNPS, saçılma faktörü (SF) ve geçirme faktörü (TF) değerlerinin bulunarak ilgili eşitliğe yerleştirilmeleridir. Bu çalışmada, özel fantom ve ölçüm geometrisi gerektiren saçılma etkilerini içeren saçılım faktörü ölçümü yapılması yerine, alternatif olarak MTF hesaplamalarında bu etkileri de içeren bir yöntem kullanılmıştır. eDQE formulasyonunda saçılan foton katkısının, MTF hesaplanmasında çizgisel dağılım fonksiyonunun (LSF) kuyruğunun geniş bir kısmı kullanılarak doğrudan sonuçlara dahil edilmesi sağlanmıştır. Bu sayede pratik uygulamalarda ölçülmesi zor olan saçılan foton etkisinin ayrıca ölçülmesine gerek kalmamıştır. Bu tez kapsamında DQE ve eDQE ölçümleri farklı demet kaliteleri, dedektör dozları ve dijital radyografi sistemleri için gerçekleştirilmiştir. Ölçülen eDQE sonuçları, DQE sonuçlarından ortalama olarak %27 daha düşük bulunmuştur.

2014, 119 sayfa

Anahtar Kelimeler: Dijital radyoloji, Görüntü kalitesi, Modülasyon transfer fonksiyonu, Dedeksiyon kuantum etkinliği, Efektif dedeksiyon kuantum etkinliği

ABSTRACT

Master Thesis

MEASUREMENT AND COMPARISON OF DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY AND EFFECTIVE DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY FOR DIFFERENT DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEMS

AHMET GÜVEN

Ankara University Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics
Health Physics Graduate Program

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Turan OLGAR

The modulation transfer function (MTF), the noise power spectrum (NPS), and the detective quantum efficiency (DQE) are widely used for measurements of pure detector performance of the digital radiographic systems. In recent years, effective detective quantum efficiency (eDQE) parameter (quantity) is proposed as a new metric for system performance evaluation which includes scatter radiation and focal spot effects due to routine patient irradiation as well as detector response. By this way, it is possible to determine system performance for different clinical examinations by using different exposure parameters (kVp, mAs, filtration) and scatter thicknesses. One method of calculating eDQE is to obtain the values of eMTF, eNPS, scatter factor (SF) and transmission factor (TF) from an established measurement geometry and then inserting them into the related equation. In this study, instead of using a separate measurement geometry and phantoms for the scatter effects, alternatively, a new method has been used in the MTF measurements that including this effect. Long tails of line spread function (LSF) is included in MTF calculations so that the effects of scatter is directly included in eDQE formulation. Hence, the measurement of scatter photon effect independently, which is not a practical approach, is no longer necessary. In this thesis, DQE and eDQE measurements for different beam qualities, detector doses and digital radiography systems were carried out. Measured eDQE results were approximately 27% lower than those found in the DQE.

2014, 119 pages

Keywords: Digital radiology, Image quality, Modulation transfer function, Detective quantum efficiency, Effective detective quantum efficiency.

TEŐEKKÖRLER

Bu çalıőmada, bana her konuda yardımcı olan danıőman hocam Sayın Doç. Dr. Turan OLĐAR'a, çalıőmam sűresince beni yűnlendiren ve çalıőmamın her aőamasında engin bilgi, űneri ve yardımlarını esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Doėan BOR'a, hemen her konuda bilgilerini ve tecrűbelerini benimle paylaőan ve gűler yűzűyle her zaman desteėini hissettiėim Sayın Yrd. Doç. űzlem BİRĐŐL'e, Ankara űniversitesi Nűkleer Bilimler Enstitűsű'nde birlikte çalıőtım sevgili arkadaşlarım Aziz RASİM YUSUF, Lutfi ERĐŐN, Betűl YAMAN, őeyma TOPÇU, Asuman KOLBAŐI, Sezen LİMON ve Engin AŐLAR'a teőekkűr ederim.

Ayrıca çalıőmam sűresince benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek her zaman beni destekleyen ve sabır gűsteren babam Mustafa GűVEN, annem Nermin GűVEN, kardeőim Pınar GűVEN ve halam Nejla SŐKMEK'e sonsuz minnet ve teőekkűrlerimi sunarım.

Bu tez alıőması, TűBİTAK 112T965 nolu proje tarafından desteklenmiőtir.

Ahmet GűVEN

Ankara, Aralık 2014

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜRLER	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1 Bilgisayarlı Radyografi (CR)	4
2.2 Dijital Radyografi (DR)	5
2.3 Flat Panel (düz panel) Dedektörleri	8
2.3.1 Geniş alan dolaylı dönüşüm sistemleri	9
2.3.2 Geniş alan doğrudan dönüşümlü sistemler	11
2.4 Diagnostik Radyolojide Görüntü Kalitesi	13
2.5 Görüntü Kalitesinin Sayısal Olarak Belirlenmesi	14
2.5.1 Sinyal transfer özelliği (Signal Transfer Property, STP).....	15
2.5.2 Modülasyon transfer fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF)	16
2.5.3 Gürültü güç spektrumu (Noise Power Spectrum, NPS)	19
2.5.4 Dedeksiyon kuantum etkinliği (Detective Quantum Efficiency, DQE)	21
2.5.5 Efektif dedeksiyon kuantum etkinliği.....	22
3. MATERYAL VE YÖNTEM	24
3.1 Araştırmada Kullanılan Dijital Radyoloji Sistemleri ve Test Cihazları.....	24
3.2 Dijital Dedektör Görüntü Kalite Ölçümleri	25
3.2.1 Görüntü elde etme	25
3.2.2 Sinyal tranfer özelliğinin belirlenmesi	29
3.2.3 Modülasyon transfer fonksiyonun belirlenmesi	30
3.2.4 Normalize gürültü güç spektrumunun belirlenmesi	32
3.2.5 Dedeksiyon kuantum etkinliğinin belirlenmesi	34
3.2.6 Efektif Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Belirlenmesi.....	34
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	35
4.1 Sinyal Transfer Özelliği.....	35
4.2 Farklı Demet Kaliteleri için Dedektör Performanslarının Karşılaştırılması ...	40
4.2.1 Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)	40
4.2.1.1 Farklı sistemler için modülasyon transfer fonksiyonu	43
4.2.2 Normalize gürültü güç spektrumu (NNPS).....	46
4.2.2.1 Farklı sistemler için normalize gürültü güç spektrumu	66
4.2.3 Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE).....	73
4.2.3.1 Tek sistem için dedeksiyon kuantum etkinliği.....	73
4.2.3.2 Farklı sistemler için dedeksiyon kuantum etkinliği	79
4.2.4 Efektif dedeksiyon kuantum etkinliği (eDQE).....	81
4.2.4.1 Tek sistem için efektif dedeksiyon kuantum etkinliği.....	81
4.2.4.2 Farklı sistemler için efektif dedeksiyon kuantum etkinliği	84
4.2.4.3 Tek sistem için farklı geometrilere DQE ve eDQE	85
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	94

KAYNAKLAR	114
ÖZGEÇMİŞ.....	119

SİMGELER DİZİNİ

DR	Dijital radyografi
CR	Bilgisayarlı radyografi
FS	Film Ekran
MTF	Modülasyon transfer fonksiyonu
NNPS	Normalize gürültü güç spektrumu
DQE	Dedeksiyon kuantum etkinliği
eDQE	Efektif dedeksiyon kuantum etkinliği
SNR	Sinyal gürültü oranı
ESF	Kenar dağılım fonksiyonu
LSF	Çizgi dağılım fonksiyonu
STP	Sinyal transfer fonksiyonu
PMMA	Poly Methyl MethAcrylate
M	İlgi alanı sayısı
F	Uzaysal frekans
f'	Büyütme etkisine göre düzeltilmiş uzaysal frekans
Q	Birim alan ve ışınlama başına dedektöre gelen foton sayısı
K	Dedektör yüzeyine düşen doz(μGy)
FT	Fourier dönüşümü
CCD	Yüke kuplajlı cihaz

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1	Dijital görüntüleme sistemlerinin geniş dinamik aralığı.....	7
Şekil 2.2	DR düz panel sistemi yapısal bileşenleri	8
Şekil 2.3	Dolaylı dönüşüm dedektörleri elektrik yükü oluşumu süreci	9
Şekil 2.4	Dolaylı dönüşüm dedektörlerinde yapılandırılmış yada yapılanadırılmamış fosfor yada sintilatör tasarımı	10
Şekil 2.5	Dijital radyografi dedektörü TFT devre şeması.....	11
Şekil 2.6	Doğrudan dönüşümlü sistemlerin genel görünüşü.....	12
Şekil 2.7	Fiziksel görüntü kalitesi parametreleri.....	13
Şekil 2.8	Bir görüntüleme sisteminin farklı frekanslardaki giriş sinyallerini çıkışa iletme yeteneği (Samei, 2003)	16
Şekil 2.9	MTF hesaplamasında kullanılan kenar fantomu görüntüsü.....	18
Şekil 2.10	Gürültü güç spektrumunun belirlenmesinde kullanılan homojen görüntü ..	20
Şekil 2.11	eDQE hesaplanmasında kullanılan ölçüm geometrileri.....	23
Şekil 3.1	Ölçümler için kullanılan geometriler. (a) IEC 62220-1 standart DQE ölçüm geometrisi (b) Geometri 1 (c) Geometri 3	28
Şekil 3.2	Image J programı ile ortalama piksel değerinin belirlenmesi.....	29
Şekil 3.3	Dedektör sinyal transfer özelliğinin (STP) belirlenmesi	30
Şekil 3.4	DRX-1C dedektörü ile elde edilmiş tungsten kenar fantomu ve horizontal yönde seçilmiş dikey MTF görüntüsü	31
Şekil 3.5	OBJ-QC yazılımı STP düzeltmesi için kullanılan menü gösterimi	33
Şekil 3.6	OBJ-QC yazılımı NPS_VARIANCE_SNR menüsü ve seçilen 128x128'lik ilgi alanı gösterimi	33
Şekil 4.1	Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesi için doz yanıt eğrileri.....	35
Şekil 4.2	Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesi için doz yanıt eğrileri.....	36
Şekil 4.3	Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G1 geometrisinde 90 kV _p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri	36
Şekil 4.4	Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G1 geometrisinde 120 kV _p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri	37
Şekil 4.5	Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G3 geometrisinde 90 kV _p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri	37
Şekil 4.6	Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G3 geometrisinde 120 kV _p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri	38
Şekil 4.7	DRX-1C dedektöründe IEC, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri	40
Şekil 4.8	DRX-1 dedektöründe IEC, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri	41
Şekil 4.9	FDX4343R dedektöründe IEC, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri.....	41
Şekil 4.10	Pixium 4600 dedektöründe IEC yöntemi, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri.....	42
Şekil 4.11	Pixium 4600 dedektöründe IEC yöntemi, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri.....	42

Şekil 4.12 IEC geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için RQA5 demet kalitesinde MTF ölçümleri.....	43
Şekil 4.13 IEC geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için RQA7 demet kalitesinde MTF ölçümleri.....	43
Şekil 4.14 G1 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 90 kV _p tüp geriliminde MTF ölçümleri.....	44
Şekil 4.15 G1 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 120 kV _p tüp geriliminde MTF ölçümleri.....	44
Şekil 4.16 G3 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 90 kV _p tüp geriliminde MTF ölçümleri.....	45
Şekil 4.17 G3 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 120 kV _p tüp geriliminde MTF ölçümleri.....	45
Şekil 4.18 IEC geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	46
Şekil 4.19 IEC geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	47
Şekil 4.20 G1 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	47
Şekil 4.21 G1 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları.....	48
Şekil 4.22 G3 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	48
Şekil 4.23 G3 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	49
Şekil 4.24 IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 (90 kV _p) demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS ölçümleri karşılaştırması..	49
Şekil 4.25 IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 (90 kV _p) demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz ölçümleri	50
Şekil 4.26 IEC geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	50
Şekil 4.27 IEC geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	51
Şekil 4.28 G1 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p ve 3 farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	51
Şekil 4.29 G1 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90kV _p ve 120kV _p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	52
Şekil 4.30 G3 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	52
Şekil 4.31 G3 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	53
Şekil 4.32 DRX-1 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve normal 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS ölçümleri karşılaştırması	53
Şekil 4.33 DRX-1 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve normal 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz ölçümleri karşılaştırması.....	54

Şekil 4.34	IEC geometrisinde FDX4343R dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	54
Şekil 4.35	IEC geometrisinde FDX4343R dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde 3 farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	55
Şekil 4.36	G1 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	55
Şekil 4.37	G1 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	56
Şekil 4.38	G3 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	56
Şekil 4.39	G3 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	57
Şekil 4.40	Toshiba FDX4343R dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS ölçümleri karşılaştırması	57
Şekil 4.41	Toshiba FDX4343R dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve normal 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz ölçümleri karşılaştırması	58
Şekil 4.42	IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	58
Şekil 4.43	IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	59
Şekil 4.44	G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	59
Şekil 4.45	G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	60
Şekil 4.46	G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	60
Şekil 4.47	G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p ve üç farklı dedektör hava kerma için NNPSxDoz sonuçları	61
Şekil 4.48	Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS sonuçları karşılaştırması	61
Şekil 4.49	Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz sonuçları karşılaştırması	62
Şekil 4.50	IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	62
Şekil 4.51	IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	63
Şekil 4.52	G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	63

Şekil 4.53	G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	64
Şekil 4.54	G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları	64
Şekil 4.55	G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV _p ve 120 kV _p 'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları..	65
Şekil 4.56	Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS sonuçları karşılaştırması	65
Şekil 4.57	Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz sonuçları karşılaştırması	66
Şekil 4.58	5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçlarının karşılaştırılması.....	66
Şekil 4.59	5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz ile çarpımının karşılaştırılması	67
Şekil 4.60	5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçlarının karşılaştırılması.....	67
Şekil 4.61	5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz ile çarpımının karşılaştırılması	68
Şekil 4.62	5 farklı dijital dedektör için RQA5 demet kalitesinde farklı doz seviyeleri için NNPSxDoz sonuçları çarpımı sonuçları.....	68
Şekil 4.63	5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 90 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları.....	69
Şekil 4.64	5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 90 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları .	69
Şekil 4.65	5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 120 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları.....	70
Şekil 4.66	5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 120 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	70
Şekil 4.67	5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 90 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları.....	71
Şekil 4.68	5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 120 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları.....	71
Şekil 4.69	5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 90 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	72
Şekil 4.70	5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 120 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları	72
Şekil 4.71	DRX-1C dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	73
Şekil 4.72	DRX-1C dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri için farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	74
Şekil 4.73	DRX-1 dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	74

Şekil 4.74 DRX-1 dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri için farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	75
Şekil 4.75 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	75
Şekil 4.76 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri için farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	76
Şekil 4.77 Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	77
Şekil 4.78 Pixium 4600 dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları.....	77
Şekil 4.79 Pixium 4600 dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları	78
Şekil 4.80 Pixium 4600 dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları.....	78
Şekil 4.81 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları.....	79
Şekil 4.82 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları.....	79
Şekil 4.83 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 90 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları.....	80
Şekil 4.84 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 120 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları.....	80
Şekil 4.85 DRX-1C dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları.....	81
Şekil 4.86 DRX-1 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları.....	82
Şekil 4.87 Toshiba FDX4343R dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları.....	82
Şekil 4.88 Pixium 4600 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları.....	83
Şekil 4.89 Pixium 4600 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları.....	83
Şekil 4.90 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 90 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için eDQE sonuçları.....	84
Şekil 4.91 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 120 kV _p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için eDQE sonuçları.....	84
Şekil 4.92 IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri	85
Şekil 4.93 DRX-1C dedektörü için üç geometride anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE ve eDQE sonuçları.....	85
Şekil 4.94 DRX-1 sistemi için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri	86
Şekil 4.95 DRX-1 dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri için anma değeri 5 µGy doz seviyesinde DQE ve eDQE sonuçları.....	86
Şekil 4.96 Toshiba FDX4343R sistemi için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri.....	87

Şekil 4.97 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimlerinde anma değeri 5 µGy doz seviyesi için DQE ve eDQE sonuçları.....	87
Şekil 4.98 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri.....	88
Şekil 4.99 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimlerinde anma değeri 5 µGy doz seviyesi için DQE ve eDQE sonuçları.....	88
Şekil 4.100 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri.....	89
Şekil 4.101 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimlerinde anma değeri 5 µGy doz seviyesi için DQE ve eDQE sonuçları.....	90

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1	X-ışını jeneratör ve x-ışını tüp kombinasyonlarının teknik özellikleri.....	24
Çizelge 3.2	DQE belirlenmesinde kullanılan demet kaliteleri (IEC-61267)	27
Çizelge 3.3	5 farklı dedektör sistemi için DQE ve eDQE hesaplamalarında kullanılan spektrum verileri.....	27
Çizelge 3.4	Değerlendirilen 5 farklı dijital radyoloji sisteminin teknik özellikleri	27
Çizelge 4.1	5 farklı dedektör için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için STP eşitlikleri	38
Çizelge 4.2	5 farklı dedektör için G1 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri için STP eşitlikleri	39
Çizelge 4.3	5 farklı dedektör için G3 geometrisinde 90 kV _p ve 120 kV _p tüp gerilimleri için STP eşitlikleri	39
Çizelge 4.4	IEC yöntemi ile farklı demet kalitelerinde ve dozlarda 5 farklı sistemde ölçülen ve hesaplanan MTF, NNPS ve DQE değerlerinin belirli frekansdaki değerleri.....	91
Çizelge 4.5	G1 geometrisinde farklı kV _p ve dozlarda ve 5 farklı sistemde ölçülen ve hesaplanan MTF, NNPS ve DQE değerlerinin belirli frekanslardaki değerleri	92
Çizelge 4.6	G3 geometrisinde farklı kV _p ve dozlarda ve 5 farklı sistemde ölçülen ve hesaplanan MTF, NNPS ve DQE değerlerinin belirli frekanslardaki değerleri	93
Çizelge 5.1.	Farklı dedektör sistemleri için tez çalışması kapsamında yapılan DQE(%) ölçümlerinin litatürde daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırılması.....	110
Çizelge 5.2.	Farklı dedektör sistemleri için tez çalışması kapsamında yapılan NNPS ölçümlerinin litatürde daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırılması.....	111
Çizelge 5.3.	Farklı dedektör sistemleri için tez çalışması kapsamında yapılan MTF(%) ölçümlerinin litatürde daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırılması.....	111

1. GİRİŞ

Projeksiyon radyografisi, x-ışını kullanarak canlı vücudunun hemen hemen bütün kısımlarının iki boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir yöntemdir. Dijital teknolojideki gelişmeler, günümüzde projeksiyon radyografisinde kullanılan tüm dijital x-ışını dedektörlerinin geliştirilmesine imkan sağlamıştır. Günümüzde bilgisayarlı radyografi (CR) ve dijital radyografi (DR), hastanelerin radyoloji bölümlerinde yaygın olarak kullanılan dijital dedektör teknolojileridir. Bu teknolojiler, günümüzde geleneksel film-ekran (FS) sistemlerinin yerini almaktadır. FS sistemlerle karşılaştırıldığında, dijital dedektörlerin avantajları arasında geniş dinamik aralık, görüntüler üzerinde dijital ortamda amaca yönelik görüntü işleme tekniklerinin uygulanabilmesi, düşük kontrast ayırma gücünün iyi olması, hızlı görüntü elde edebilme ve görüntülere uzak yerlerden erişebilme kolaylığı sayılabilir (Chotas 2001, Persliden 2004, Lança 2009).

Hasta dozu açısından karşılaştırıldığında ise FS sistemlerinde, gereğinden az ya da fazla ışınlama değerleri filmlerin parlak ya da karanlık çıkmasına neden olur. Bu ise uygulamada radyoloji teknisyeninin geriye dönük kendisini kontrol etmesi açısından önemlidir. Fakat çekim tekrarları hasta dozlarının artmasına neden olur. Dijital dedektörlerde ise geniş dinamik aralık nedeniyle yüksek ışınlama değerlerinde bile kabul edilebilir görüntüler elde edilebilmektedir. Yüksek ışınlama dozları, iyi görüntü kalitesi sağlarken hasta dozunun gereksiz yere artmasına neden olmaktadır. Bu yüzden dijital sistemlerin sahip oldukları geniş dinamik aralık nedeniyle hasta radyasyon dozları artabilir. Rutin hasta radyasyon dozu ölçümleri yapılmadığı sürece teknisyen çekimlerde hastanın aldığı yüksek radyasyon dozlarının farkında olmayabilir. Bu nedenle film-ekran sistemlerinden dijital görüntülemeye geçildiği ilk dönemlerde hasta dozları % 40-103 arasında artmıştır (Vano, 2007). Dijital sistemlerde görüntü kalitesi – hasta dozu optimizasyonu, ancak hekim, teknisyenler ve medikal fizikçiler tarafından bu sistemlerin çalışma mekanizması, sürekli doz ölçüm, klinik görüntü değerlendirme programlarıyla özümsemesinden sonra görüntü kalitesi-hasta radyasyon dozu optimizasyonu ile gerçekleştirilmiştir (Lança, 2009).

Keskinlik ve gürültü dijital radyografik dedektörlerin gerçek görüntü kalitesi performanslarını tanımlamada anahtar rol oynamaktadır (Dainty et al. 1974, Cunningham et al. 2000). Bu iki karakteristik, görüntülenen vücut bölümlerinin anatomik özelliklerini doğru şekilde göstererek görüntüleme sisteminin gerçek yeteneği hakkında bilgi verir.

Sinyal gürültü oranı (SNR), modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), Wiener spektrum (WS) ya da gürültü güç spektrumu (NPS) fiziksel ölçümleri, radyografik dedektörlerin görüntü kalitesi tanımı için temel oluşturmuştur (Marsh, 2001). Dijital görüntü sisteminin fiziksel özelliklerinin karakterizasyonunun tam olarak öğrenilmesi için görüntü kalitesi karakteristiklerinin belirlenmesi gerekmektedir (Buades, 2006). SNR, bir görüntüde büyük ölçekli nesnelere için kontrast (sinyal) ve gürültü arasındaki ilişkiyi ifade eder (Marsh, 2001). Sinyal hassasiyeti (kontrast) ve görüntü gürültü özellikleri kendi içinde önemli olmakla birlikte, aralarındaki oran gerçekten büyük önem taşımaktadır ve görüntü kalitesini tanımlamada önemli bir göstergedir (Tingberg 2000, Dobbins 2000). Bu ilişki, gözlemciler tarafından güvenilir bir tespit için SNR'ın yaklaşık 5:1 oranında olmasının gerektiği belirtilmektedir (Rose 1948, Dobbins 2000). Dijital x-ışını sistemlerinde, gürültü azaldıkça ve SNR arttıkça, görüntüde ince detayların gözlelenebilirliği çok hızlı artmaktadır.

MTF ise elde edilen görüntüde farklı boyutlarda yüksek kontrastlı objelerin görüntüleme sisteminde ne kadar iyi temsil edildiğini ifade eder ve bu nedenle uzaysal ayırma gücü ve kontrast arasındaki ilişkiyi açıklayan bir karakteristikdir (Marsh, 2001). Dijital görüntüler, görüntüdeki keskinliğin artırılması için işlenebilir fakat fazla görüntü işleme görüntüde gürültüyü arttırabilir. Bu nedenle uzaysal frekansın fonksiyonu olarak tanımlanan modülasyon transfer fonksiyonu, tüm sistemin toplam performansı hakkında bilgi veren dedeksiyon kuantum etkinliği niceliği kadar faydalı değildir. Bulanıklık ve keskinlik kaybı bilgileri, görüntüleme sisteminin performans sonuçlarında yüksek uzaysal frekans ile tanımlanırlar. Sonuç olarak, uzaysal frekansın artması ile MTF giderek azalmaktadır (Samei, 2004).

Wiener Spektrumu (diğer bir tanımla NPS), uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak bir görüntüdeki gürültü güç spektrumunu ifade eder. Bu nedenle gürültü ve uzaysal frekans arasındaki ilişkiyi ifade eder. Ayrıca NPS, görüntünün farklı frekans bileşenleri

arasındaki görüntü yoğunluğunun varyansı olarak düşünülebilir (Marsh 2001, Dobbins 2000).

Dedeksiyon kuantum etkinliği, bir görüntüleme sisteminin dedekte ettiği bir fotonu görüntüyü oluşturmada ne kadar etkin bir şekilde kullandığının bir ölçüsüdür ve görüntüdeki küçük ve büyük objeleri dedekte etme kabiliyetini anlamak için tüm frekanslarda ölçülmelidir. Göğüs radyografisi için kullanılan x-ışını enerjilerinde CR sistemlerinin DQE'si %15-25 civarındadır. Aynı koşullar için CsI sintilatörlü dolaylı dönüşümlü dedektörlerin DQE değerleri %45-55 iken yüksek ayırma gücünün tercih edildiği doğrudan dönüşümlü dedektörlerde DQE değerleri %20-30 civarındadır. Bu nedenle yüksek DQE ve düşük gürültü bakımından, kalın fosfor tabakalı dolaylı dönüşümlü dedektörler düşük çözünürlük pahasına iyi x-ışını dedeksiyon etkinliği sağlar. Selenyum tabanlı doğrudan dönüşümlü dedektörler en iyi düşük kontrast ayırma gücüne sahiptir. Düşük kontrast ayırma gücü ile anlatılmak istenen görüntüde belli boyut için ayırt edilebilen en düşük kontrasttır (Samei, 2008). Yüksek dedeksiyon etkinliğine sahip dedektörler üzerine gelen x-ışınlarını daha etkin kullandığından uygun sinyal gürültü oranları için daha az ışınlama gerektirir.

Son yıllarda, sistem performansının belirlenmesinde dedektör yanıtının yanı sıra klinik incelemelere bağlı olarak farklı saçılan radyasyon ve odak noktası etkilerini de dahil eden yeni bir ölçüt olarak efektif dedeksiyon kuantum etkinliği (effective detective quantum efficiency, eDQE) kullanılmaya başlanmıştır. Bu sayede, sistemin klinik incelemelerdeki performansının farklı ışınlama koşulları (tüp gerilimi, mAs, filtrasyon) ve saçıcı kalınlıkları kullanılarak belirlenmesi mümkün olmaktadır (Samei 2009, Ranger 2009, Ertan 2009).

Bu tezin amacı, eDQE ölçümlerinde saçılma etkileri için ayrı bir geometri kullanarak ölçüm yapılması yerine, alternatif olarak MTF hesaplamalarında bu etkileri de içeren bir yöntem kullanarak sadece dedektörün yalın performansını içeren DQE ölçümlerinin yanı sıra, hem odak nokta boyutu hem de saçılan radyasyonun etkilerini ve ayrıca klinik koşullarda grid seçiminden kaynaklı etkileride ölçümlere dahil ederek sistemin efektif DQE'sini (eDQE) farklı dijital radyografi sistemleri için farklı demet kaliteleri (kVp, filtrasyon) ve dozlarda ölçmektir. Ayrıca sadece dedektör performansını içeren DQE ölçümleri yapılarak sistem DQE'si ile karşılaştırmasını yapmaktır.

2. KURAMSAL TEMELLER

Projeksiyon radyografisinde görüntü elde etmek için günümüzde birkaç dijital sistem mevcuttur. Bu dijital sistemler, geleneksel olarak CR ve DR olarak iki geniş kategoriye ayrılır (Samei 2004, Körner 2007). Bu sınıflandırma x-ışınının elektrik yüküne dönüştürme süreci ile ilgilidir. Bu sınıflandırma yaygın olarak kabul görmesine rağmen, günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte dijital radyografinin gelişmesi doğrudan ve dolaylı dönüşümlü dijital radyografi teknolojisi (CR dahil) tanımlamalarında giderek yaygınlaştırmaktadır. (Schaetzing 2003).

Yüke bağlı sistemler (CCDs), dolaylı dönüşümlü DR sistemler olmasına rağmen, düz panel dedektör değildirler. Bu nedenle CCD ile ilgili çalışmalar dijital genel radyografide yaygın değildir. CCD teknolojisi genel olarak, mamografi ve dijital diş hekimliği (dental) radyografisi gibi diğer uygulamalarla ilgili (Körner 2007) olduğundan bu tezde, yüke bağlı sistemlerle ilgili bilgilere yer verilmemiştir.

Bu bölümde dijital radyografi teknolojisi, dijital radyografi dedektörleri, diagnostik radyolojide görüntü kalitesi ve diagnostik radyolojide görüntü kalitesinin sayısal değerlendirme yöntemlerinin temellerine yer verilecektir.

2.1 Bilgisayarlı Radyografi (CR)

CR, projeksiyon radyografisinde kullanılan ilk dijital teknolojidir. CR teknolojisi ile ilk klinik uygulamalar 1980'lerin başında Fuji tarafından gerçekleştirilmiştir (Lança, 2009). CR, konvansiyonel radyografide kullanılan boyut ve yapıdaki kasetler içerisine yerleştirilen özel bir görüntüleme plakasında gizlenmiş (latent) görüntünün oluşturulması, daha sonra bu plakanın özel bir cihaz ile okunarak dijital görüntü elde edilmesine dayanan yöntemdir. Temelde CR görüntüleme, ışınlama, okuma ve silme adımlarından oluşur (Schaetzing 2003).

CR teknolojisi, iki aşamalı bir teknik kullanarak, yani; dolaylı x-ışını dönüşüm süreci ile dijital görüntü oluşturulur. CR'da görüntü alıcısı (imaj reseptörü) ışınla uyarılabilir fosfor ekran (photostimulable phosphor screen) ya da görüntüyü depolayan fosfor plakası (storage phosphor imaging plate) adı verilen, az miktarda avrupiyum (Eu) elementi ve katkılandırılmış baryum florohalid kristallerinden oluşan bir plakadır

(%85 BaFBr:Eu ve %15 BaFI:Eu) (Rowlands 2002). Fosfor tabakasının boyutu 18x24 cm'den (mamografi), 35x43 cm'ye (göğüs radyografisi) kadar değişmektedir. Fosfor tabakaları yüksek ayırma gücü (genellikle mamografi) ya da standart/genel amaçlı olmak üzere iki sınıfa ayrılabilir. Yüksek ayırma güçlü fosfor tabakaları (~140 µm kalınlıklı), standart tabakalara göre (~230 µm kalınlıklı) daha incedir. Fosfor tabakasının kristal yapısındaki avrupiyum atomları hastadan geçen X-ışınları tarafından uyarılır ($\text{Eu}^{+2} \rightarrow \text{Eu}^{+3}$) ve bunun sonucunda değerlik (valans) bandından elektron salınır. Salınan bu elektronlar daha yüksek enerjideki iletkenlik bandına çıkar. Ara enerji düzeylerindeki tuzaklarda yakalanana kadar bu elektronlar iletkenlik bandında serbestçe hareket ederler. Tuzaklarda yakalanan elektronlar buradaki aktivasyon merkezlerinde belirli bir kayıpla, dakikalar ya da saatler boyunca durabilir. Örneğin, ışınlamadan sonra 10 dakika ile 8 saat arasında depolanan sinyalin yaklaşık %25'i kaybolur (AAPM, 2006) ve dolayısıyla fosfor tabakasının verdiği sinyalin hemen okunması ışık kayıpları bakımından önemlidir. Sonra bu fosfor tabakası lazer ile taranarak, tuzaklarda kalan elektronlar lazer ışığı ile uyarılır ve Avrupalium atomlarına kolayca hareket edebildikleri iletkenlik bandına çıkarılır. Tuzaklardan boşalan bu elektronlar iletkenlik bandından tekrar taban enerji düzeyine inerler. ($\text{Eu}^{+3} \rightarrow \text{Eu}^{+2}$) dönüşümü sonucu enerji salınır ve bu enerji seviye farkları bir ışık fotonu salınımı şeklinde olur. Bu salınan, ışık fotonları fotoçoğaltıcı tüpte analog sinyale çevrilir. Sonra bu sinyal Analog-Dijital dönüştürücüde sayısal sinyale çevrilerek görüntüleme birimine kaydedilmek üzere iletilir. Fosfor tabakası lazer ışığı tarafından tarandıktan sonra, tekrar kullanılmak üzere çok şiddetli bir ışıkla temizlenir.

2.2 Dijital Radyografi (DR)

DR sistemleri, düz panel (flat panel) sistemlere entegre okuma mekanizmaları ile birlikte 1990'ların sonunda kullanılmaya başlanmıştır (Kotter, 2002). Düz panel sistemler ayrıca geniş alan x-ışını alan dedektörleri olarak bilinirler. İnce film transistör (Thin-Film Transistör, TFT) dizilerden oluşmuş elektronik bir okuma sistemi ve x-ışınına hassas tabakadan oluşur. Konvansiyonel görüntüleme sistemlerinin görüntülemeye hala yaygın olarak kullanılmasına rağmen, dijital sistemlerin bu sistemlere kıyasla birçok avantajı bulunmaktadır. Bu yüzden medikal görüntülemeye

gerçekleşen en köklü değişimlerden biri konvansiyonel görüntülemeden dijital görüntülemeye geçiştir.

Dijital x-ışını dedektörleri, dijital radyoloji sistemlerinin anahtar bileşenleridir. Gelişen teknoloji ile birlikte dijital dedektörler, vücudun herhangi bir bölgesi için görüntüyü en iyi görüntü kalitesinde ve hızlı bir şekilde oluşturmak için dedektör boyutu, piksel boyutu, hassasiyet, dinamik aralık, hızlı görüntü oluşum süresi, gibi birkaç gereksinimi karşılamak zorundadır (Chotas 1999, Neitzel 2005).

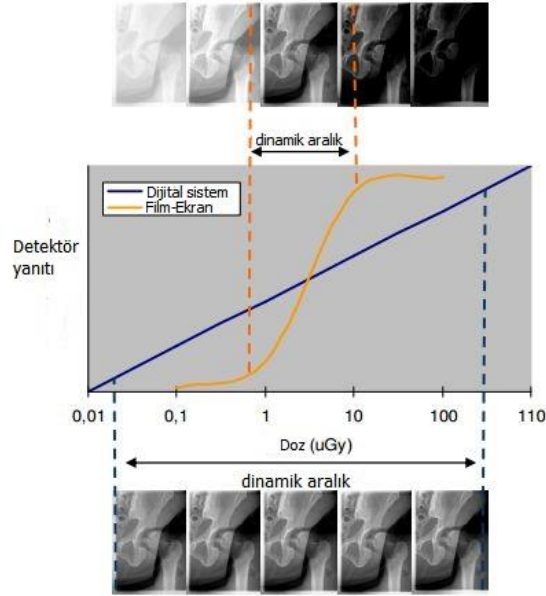
DR'da alan veya dedektör boyutu tüm radyografik incelemeler için yeterli büyüklükte olmalıdır. İdealde dikey ve yatay yönelimleri sağlamak için en az 43x43 cm²'lik aktif bir alana sahip dedektörler kullanılır. CR'da ise, konvansiyonel film ekran sistemlerinde olduğu gibi farklı kaset boyutları kullanılır (örneğin, 18x24; 24x30; 35x43 gibi) (Lança 2008).

Görüntünün maksimum uzaysal ayırma gücü, piksel boyutu ve mesafesi, piksellerin merkezleri arası mesafe ya da aralık (pixel pitch), ile tanımlanır. Piksel boyutu sistemin ayırma gücünü etkiler ve CR dedektörlerde kaset boyutuna bağlı olarak 100-200 µm, DR'da ise 127-200 µm'dir. Film-ekran sistemleri 50-100 µm'lik nokta kaynağı ayırt edebilir. Fakat bu sistemlerin hassasiyetleri ve dinamik aralıkları dijital sistemlere göre düşüktür (Bourne 2010).

Radyografik incelemelerde düşük doz çalışmaları için dedektör yanıtının doğrusallığı ve hassasiyeti geniş doz aralığını kapsamalı ve yeteri kadar yüksek olmalıdır. Dijital dedektörler bütün frekans değerlerinde küçük ve büyük görüntü yapılarını algılayacak yüksek hassasiyet veya dedektör kuantum etkinliğine sahip olacak şekilde tasarlanmalıdır. Buna bağlı olarak daha iyi görüntü kalitesine izin vermektedir.

Dijital sistemlerde görüntü, bilgisayarda piksellerden oluşan bir matris olarak elde edilir. Film ekran sistemlerinde kullanılan filmlerde her bir noktadaki optik yoğunluk değerleri, dijital görüntülerde, matrislerdeki rakamlara karşılık gelir. Dijital görüntülemenin kazandırdığı en büyük avantaj görüntülerin geniş dinamik aralığı ve görüntü üzerinde yapılabilecek pencere, kontrast, histogram gibi ayarlara olanak sağlamasıdır.

DR dedektörler, geniş bir yoğunluk aralığını kapsayacak dinamik bölgeye sahiptir. Tipik olarak dijital dedektörler 1:10000 dinamik aralığa sahiptir. Bu değer 1:30 dinamik aralığa sahip film ekran sistemlerine göre oldukça yüksektir. Dijital sistemlerdeki geniş dinamik aralık, dijital görüntüde varolan gri seviyelerin sayısını arttırmak için kullanılır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Dijital görüntüleme sistemlerinin geniş dinamik aralığı

Bu geniş dinamik aralık doğru kullanıldığında hasta dozunu düşürebileceği gibi, aksi durumda da arttırabilmektedir. Konvansiyonel görüntülemelerde film, hasta dozunu ciddi ölçüde kısıtlayan bir parametredir. Belli bir ışınlama değerinden sonra film üzerindeki optik yoğunluk doyuma gideceğinden yüksek ışınlamalarda görüntü elde edilemez, bu sayede hastaya çok yüksek doz verilmemiş olur. Ancak dijital görüntülemelerde dinamik aralık geniş olduğundan yüksek dozlarda da hala kullanılabilir görüntüler elde edileceğinden gereksiz yere hastalar yüksek dozlarda ışınlanabilirler.

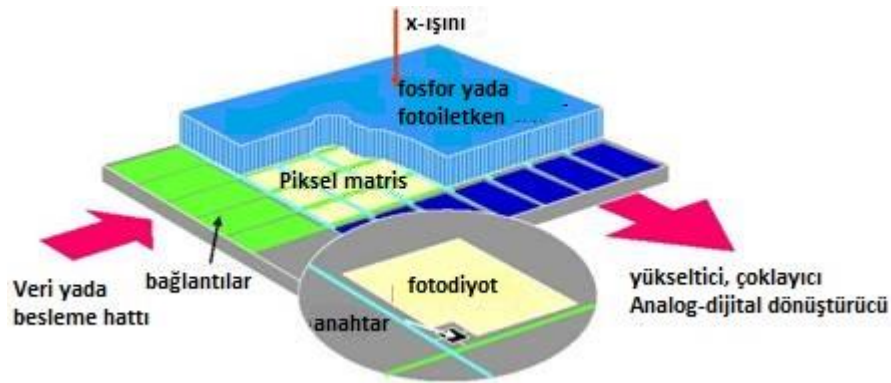
Bunun tam tersi olarak, dinamik aralık çok geniş olduğundan düşük ışınlama şartlarında elde edilen görüntüler üzerinde yapılan denemeler sonucu hala kabul edilebilir kalitede görüntüler elde edilebilir. Bu da hasta dozunu oldukça düşürmeyi sağlar.

DR sistemlerinin bir başka avantajı da yanlış ışınlama parametreleri kullanılmasından kaynaklanan tekrar çekimlerinin azaltılmasıdır. Konvansiyonel sistemlerde yanlış parametrelerle ışınlanan bir hastanın filmi büyük ölçüde kullanılmaz hale gelir ve böyle durumlarda hasta tekrar film çekirmek zorunda kalarak gereksiz yere doz almaktadır. Buna karşılık, dijital sistemlerde pencere, kontrast vb. ayarlar değiştirilebildiğinden, görüntü üzerindeki gri seviye skalası istenilen şekilde ayarlanabilir ve bir çok durumda tekrar çekimlere gerek kalmaz.

DR sistemlerinde dijital dedektörün yakalama (capture), bağlantı (coupling) ve toplama (collection) elemanlarından kaynaklanan iç gürültü kaynakları mevcuttur (Samei, 2003). Görüntü kalitesini bozmamak için bu mevcut gürültünün asgari düzeyde olması istenir. Ayrıca, okuma zamanı, verimli iş akışı sağlaması için yeterince hızlı olmalıdır. Bu gereksinimler dijital x-ışını teknolojisinde görüntü kalitesi, doz etkinliği ve iş akışını etkilediğinden çok önemlidir. Okuma zamanı, kullanılan teknolojinin türüne göre değişiklik gösterir. CR' da bu süre 30-40 s iken DR'da 1-3 s'dir.

2.3 Flat Panel (düz panel) Dedektörleri

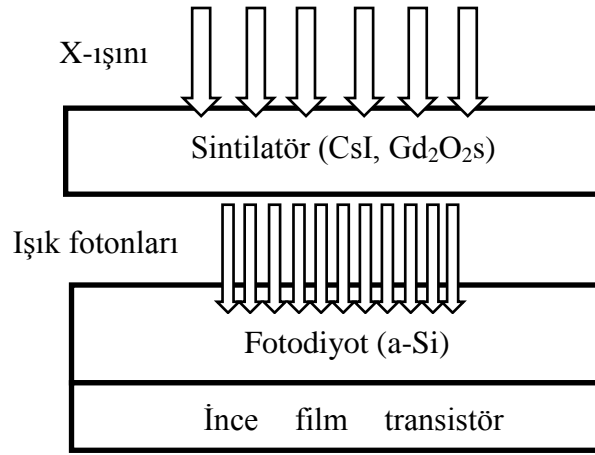
Düz panel dedektörlerde, vücuttan çıkan x-ışınları, TFT dizileri kullanarak doğrudan okuma süreci aracılığıyla elektrik yüklerine ve sonra da oluşan elektrik yükleri puls olarak işlenerek dijital görüntüye dönüştürülür. DR geniş alan dedektör sisteminin yapısı Şekil 2.2'de gösterilmiştir (Spahn, 2005). Geniş alanlı dedektörler, x-ışınını elektriksel yüke dönüşüm sürecine göre doğrudan ve dolaylı dönüşüm dedektörleri olarak iki ana başlıkta toplanır.



Şekil 2.2 DR düz panel sistemi yapısal bileşenleri

2.3.1 Geniş alan dolaylı dönüşüm sistemleri

Dolaylı dönüşüm sistemlerinde görüntü elde etme işlemi iki aşamada gerçekleşir. Vücuttan çıkan x-ışınları ilk olarak bir sintilasyon kristaline gelir ve sintilatörde daha düşük enerjili görünür ışık fotonlarına dönüştürülür. Daha sonra bu ışık fotonları amorf silikon fotodiyot görevi gören dedektörlerde toplanır ve elektronik yüke çevrilir (Chotas 1999). Son olarak da bu yükler ince film transistör (TFT)'de toplanıp analog-dijital dönüştürücüler yardımıyla dijital görüntüye dönüştürülür. Dolaylı dönüşüm dedektörleri genel görünüşü Şekil 2.3'de gösterilmiştir. Oluşan bu dijital görüntü bilgisayar ekranına gönderilir.

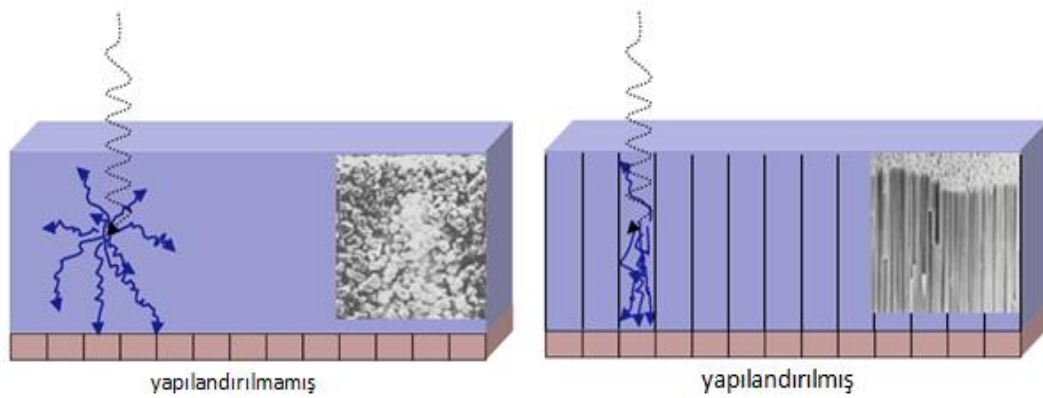


Şekil 2.3 Dolaylı dönüşüm dedektörleri elektrik yükü oluşumu süreci

TFT yada aktif matris dizisi teknolojisi, radyografide düz panel dedektörlerin gelişiminin hızlanmasını sağlamıştır. Buna karşın görüntüyü depolayan fosfor sistemlerinde dedektör içine entegre edilmiş aktif okuma elemanı bulunmamaktadır. TFT yada aktif matris dizisi sayesinde düz panel dedektörlerde tüm okuma sürecinin çok hızlı olması dijital x-ışını dedektörlerinin görüntüyü depolayan fosfor sistemlerine göre daha fazla gelişmesini sağlamıştır.

Bu durum göğüs radyolojisi çalışmalarında performans açısından DR sistemlerini CR sistemlerinden %20-35 daha verimli olmasına yol açmıştır. Bu durum, film-ekran sistemlerinde ise %25 civarındadır (Culley, 2000).

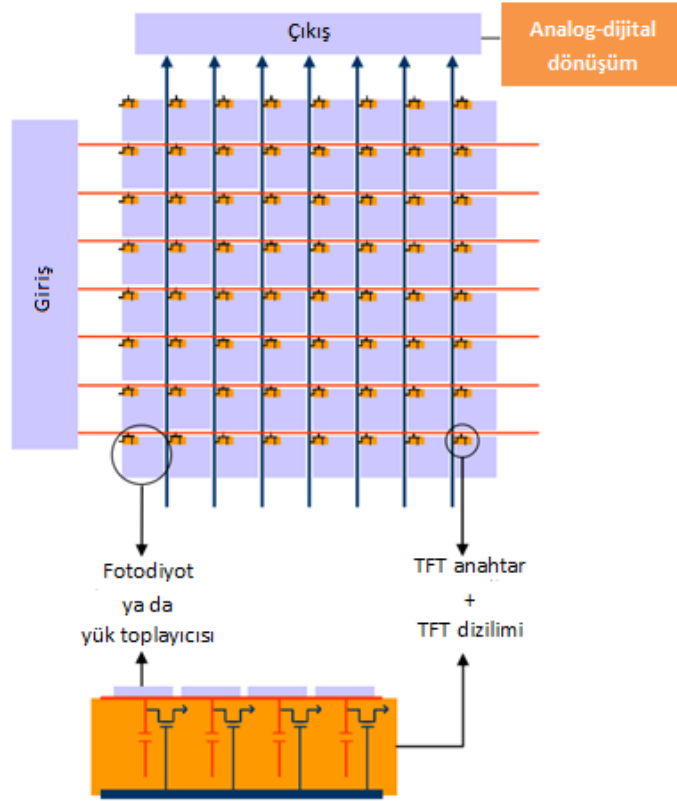
Dolaylı dönüşüm sistemlerde sintilasyon kristali olarak sezyum iyodür (CsI) ya da gadolinyum oksisülfid (GOS) kristali kullanılır. Dolaylı dönüşüm dedektörlerde kullanılan fosfor ya da sintilatörler yapılandırılmış yada yapılandırılmamış olarak ikiye ayrılır (Şekil 2.4). Yapılandırılmamış sintilatörlerin ışığın büyük miktarda saçılmasına neden olması uzaysal ayırma gücünün azalmasına neden olur (Samei, 2003). Yapılandırılmış sintilatörler iğne yapıda (iğne yapı ekran yüzeyine dik) fosfor malzemesi içerirler. Bu tasarım x-ışını foton etkileşimini artırır ve ışık fotonlarının yan taraflara saçılımını azaltır (Samei, 2003).



Şekil 2.4 Dolaylı dönüşüm dedektörlerinde yapılandırılmış yada yapılandırılmamış fosfor yada sintilatör tasarımı

Sintilasyon kristalinden yayınlanan ışık fotonları, foto diyot görevi gören amorf silisyum (a-Si) kristalinde algılanırlar. Gelen ışık fotonları, a-Si içerisinde serbest elektronlar oluşturur. Oluşan bu elektronlar, a-Si içerisinde yük taşıyıcı olarak adlandırılan tuzaklarda tuzaklanır ve dışarıdan uygulanan bir elektrik alanının etkisiyle tuzaklanan bu elektronlar, yük taşıyıcılar aracılığıyla, ince film transistörlere (TFT) yönlendirilir (Chotas 1999). Burada kullanılan a-Si kristalinin en önemli avantajlarından biri, üretiminde katılan safsızlıklar sayesinde, foto diyot görevi gören bileşenlerin bu kristalde piksel bazında oluşturulmuş olmasıdır. Ayrıca bu kristal radyasyona karşı oldukça dayanıklıdır ve 1-2 μm kalınlığındaki saf a-Si kristali, görünür bölgedeki ışığı soğurur. Daha sonra bu elektronlar TFT'lerin yapısında bulunan kondansatörlerde depo edilirler.

Dijital dedektörlerde TFT dizilimi (Şekil 2.5) genellikle, çok katmanlı cam alt tabaka üzerinde, alt bölümde okuma elektroniği ve üst bölümde yük toplama dizilerinden oluşur. Üretilen dedektörün tasarımına bağlı olarak yük toplama elektrotları ya da ışığa hassas dedektör bileşenleri TFT diziliminin üstünde yer alır. TFT'lerde depo edilen yükler, TFT'lere ters gerilim uygulanması ile okunur. TFT'lerin okunması ile ilgili devre şeması Şekil 2.5'de verilmiştir.

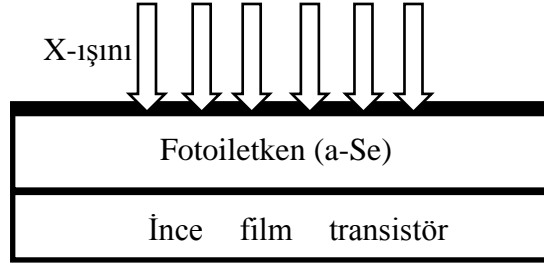


Şekil 2.5 Dijital radyografi dedektörü TFT devre şeması

2.3.2 Geniş alan doğrudan dönüşümlü sistemler

Geniş alan doğrudan dönüşümlü dedektörlerde x-ışını soğurum özellikleri ve son derece yüksek içsel uzaysal ayırma gücü nedeniyle ışık iletken malzeme olarak amorf selenyum (a-Se) kullanılır (Kotter 2002, Culley 2000, Lança 2008). Doğrudan dönüşümlü sistemlerde görüntü elde etme işlemi tek bir aşamada gerçekleşir. Vücuttan çıkan x-ışınları fotoiletken malzemeye ulaşarak burada elektrik yüklerine dönüştürülür.

Daha sonra bu elektrik yükleri TFT’de depolanır ve sonra okunarak dijital görüntüyü oluşturur. Doğrudan dönüşümlü sistemlerin genel görünüşü Şekil 2.6’da gösterilmiştir.



Şekil 2.6 Doğrudan dönüşümlü sistemlerin genel görünüşü

Gelen x-ışınları, a-Se kristali ile etkileşerek burada elektron deşik (hole) çiftleri oluşturur. Daha sonra kristale dışarıdan bir elektrik alan uygulanır. X-ışını fotonu a-Se tarafından soğurulduğundan madde içerisindeki yük dağılımı değişir. Elektronlar yüzeye doğru, deşikler (hole) derine doğru yer değiştirir ve sonuçta a-Se içerisinde yük değişimi ortaya çıkar. Selenyum yüzeyiyle birebir eşleşmiş TFT dizilimi ile yük değişiminden oluşan sinyal okunur. Daha sonra sinyal analog-dijital dönüştürücü aracılığıyla dijital veriye çevrilir.

Doğrudan dönüşümlü sistemlerde görüntü elde edilirken, gelen x-ışınları, daha düşük enerjili ışık fotonlarına dönüştürülmeyip doğrudan elektrik yüküne dönüştürüldüğünden yani tek basamakda fiziksel olay gerçekleştiğinden, dolaylı dönüşüm sistemlerinde ışık saçılmalarından kaynaklanan kayıplar bu sistemde söz konusu değildir. Ayrıca a-Se kristalinin boyutu görüntü kalitesini etkilemediğinden kalın kristaller kullanılarak dedeksiyon etkinliği arttırılabilmektedir.

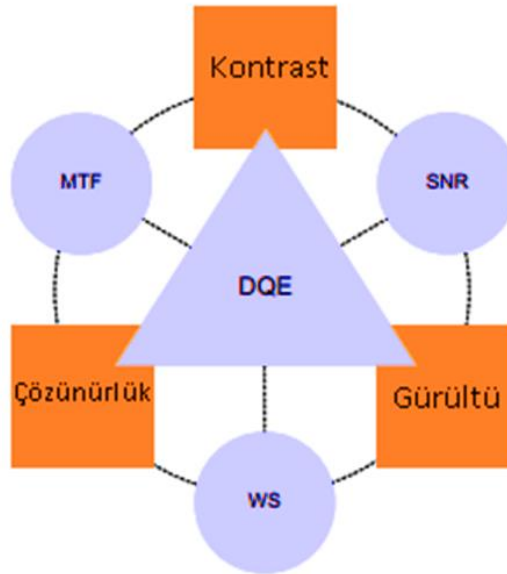
Amorf selenyum doğrudan dönüşümlü dijital dedektörler ve yapılandırılmış dolaylı dönüşümlü dijital dedektörlerin içsel uzaysal ayırma gücü, yapıları gereği yapılandırılmamış indirekt dijital dedektörlere göre daha iyidir. Bunların üçü arasında uzaysal ayırma gücü en iyi olan amorf selenyum dedektörlerdir. Çünkü herhangi bir ışık dönüşümü yoktur. Film-ekran, bilgisayarlı radyografi ve indirekt sistemlerde uzaysal ayırma gücünde yüksek frekanslara gidildikçe düşme olurken, direkt dedektörlerde uzaysal ayırma gücü olan Nyquist frekansına kadar çok az düşme gözlenir.

2.4 Diagnostik Radyolojide Görüntü Kalitesi

Dijital dedektörler, geleneksel film ekran sistemlerine göre daha yüksek hassasiyet, düşük içsel gürültü ve geniş dinamik aralığa sahiptir (Neitzel, 2005). Klinik uygulamalarda erişilen doz sınırının düşük olması gibi sebeplerden dolayı kullanımları günden güne artmaktadır. Dijital sistemlerin görüntüleme performansları, fiziksel görüntü kalitesi karakteristikleri dışında sinyal işleme, dijital görüntü sonrası işleme (post-processing) ve arşivleme gibi parametrelerle belirlenir (Busch, 2004).

Görüntü kalitesi, görüntüleme sisteminin fiziksel karakteristikleri, sistemin genel performansı ve gözlemci performans çalışmaları birleştirilerek değerlendirilebilir. Ancak son dönemdeki görüşler fiziksel ölçüm sonuçları, fantom değerlendirmeleri ve klinik performans sonuçları arasındaki ilişkinin tam anlaşılmadığını belirtmektedir (Lança, 2011).

Yüksek kalitede bir görüntü, doğru teşhiste büyük önem taşımaktadır. Yüksek kaliteli bir görüntü üç temel fiziksel görüntü kalitesi parametresi ile belirlenir. Bunlar kontrast, uzaysal ayırma gücü ve gürültüdür. Bu kalite parametreleri, sinyal-gürültü oranı (SNR), modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) ve Wiener spektrumları (WS) olarak bilinen nicel görüntü kalitesi ölçümleri ile değerlendirilir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Fiziksel görüntü kalitesi parametreleri

Bu faktörler x-ışını dijital görüntüleme cihazının görüntüleme performansını tanımlamak için en uygun parametre olarak belirlenmiş dedeksiyon kuantum etkinliği (detective quantum efficiency, DQE) ölçülmesine katkı sağlamıştır (IEC, 2003; Ranger, 2007). DQE, bir görüntüleme sisteminin gürültü ve kontrast performansını birlikte değerlendiren bir ölçüdür ve nesne detayının bir fonksiyonu olarak ifade edilmiştir (Chotas, 1999). Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) ve Gürültü Güç Spektrumu (NPS) sistemin ayırma gücü ve gürültü spektrumunu frekans uzayında verirler. Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE) ise sistemin hem foton kullanma yeteneğini hem de görüntü kalitesi performansını birlikte göstermektedir. Tüm bu parametreler dijital sistemlerin performansının sayısal olarak ölçülmesinde kullanılmaktadır (Olğar, 2007).

Bir dedektörün görüntü kalitesi görsel ve sayısal olarak değerlendirilebilir. Gelecek bölümde sadece görüntü kalitesinin sayısal değerlendirmesinde kullanılan yöntemler açıklanacaktır.

2.5 Görüntü Kalitesinin Sayısal Olarak Belirlenmesi

Bu değerlendirme işleminde, birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan, kontrast ve sinyal gürültü oranı ölçümleri, modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), dedeksiyon kuantum etkinliği (DQE) en sık kullanılanlar arasındadır. Ayrıca gerçek klinik koşullarda, tüm sistem performansını belirlemek için hastadan saçılan radyasyonu, dedektör karakteristiklerini, odak noktası bulanıklık etkisini ve geometrik büyütme etkisini dahil eden eDQE kavramını geliştirilmiştir.

Tez kapsamında, x-ışını dijital görüntüleme cihazının görüntüleme performansını tanımlamak için sayısal değerlendirme yöntemlerinden frekans ortamında sistemin görüntüleme sınırları ile ilgili bilgiler içeren modülasyon transfer fonksiyonu, gürültü güç spektrumu ve dedeksiyon kuantum etkinliği kullanılmış olup, bu ölçütler bir sonraki kısımda detaylı olarak anlatılmıştır.

2.5.1 Sinyal transfer özelliği (Signal Transfer Property, STP)

Herhangi bir formdaki sayısal görüntünün nesnel görüntü kalitesinin ölçülmesinde ilk adım, dedektör düzlemindeki giriş hava kerma değeri için homojen görüntüdeki ortalama piksel değeri arasındaki ilişkiyi ifade eden sinyal transfer özelliğinin ölçülmesidir (Mackenzie, 2008). Bu eşitlik her dedektörün dönüşüm fonksiyonu ya da sinyal transfer fonksiyonu olarak bilinir ve sinyal transfer özelliği olarak tanımlanır. Bu çalışmada materyal ve yöntem kısmında anlatıldığı gibi STP fonksiyonları elde edilmiş ve ölçümlerde alınmış homojen ve kenar fantomu görüntü verilerine, her piksel değeri için STP fonksiyonunun tersi uygulanarak doğrusallaştırma işlemi yapılmıştır. Doğrusal (lineer) sistem teorisine göre anlamlı hesaplamalar için görüntü verilerinin doğrusallaştırma işlemleri yapılmalıdır. Dedektör homojenitesinin belirlenmesi gibi basit ölçümler ya da MTF ölçümü gibi daha karmaşık ölçümler için kullanılan dedektör sisteminin hava kerma-ortalama piksel değeri yanıtının doğrusal ya da doğrusallaştırılmış yanıtı sahip olması gerekmektedir.

STP yanıtı, logaritmik yada üstel ilişkili bir sistemin görüntü kalitesi ölçümleri doğrusal sistem teorisine uymamaktadır (IPEM, 2010). Sistemlerde doğrusallaştırılma işleminin anlamlı olması için STP eşitliğinde korelasyon katsayısı 0.99'dan büyük olması gerekmektedir.

Sistemlerin doz-piksel yanıtları Eşitlik 2.1, 2.2 ve 2.3'de olduğu gibi doğrusal, logaritmik ya da üstel olabilir (IPEM, 2010).

$$PV_{doğrusal} = a + bK \Rightarrow K = \left(\frac{PV - a}{b} \right) \quad (2.1)$$

$$PV_{logaritmik} = a \ln(K) + b \Rightarrow K = \exp\left(\frac{PV - b}{a} \right) \quad (2.2)$$

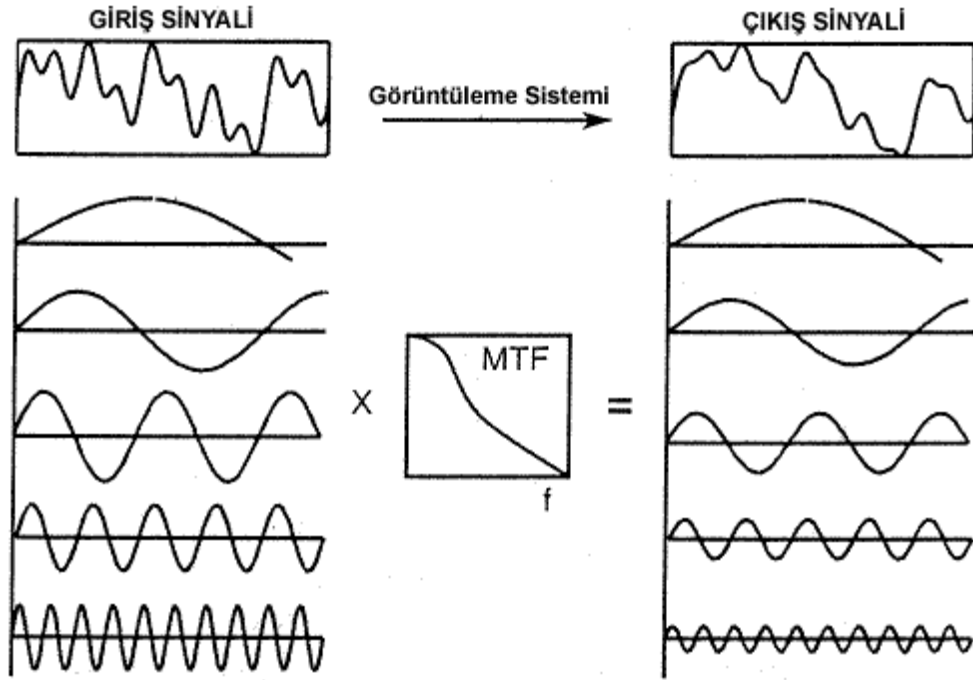
$$PV_{üstel} = aK^b + c \Rightarrow K = \left(\frac{(PV - c)}{a} \right)^{1/b} \quad (2.3)$$

Burada, a, b ve c birer sabit, PV, piksel değeri ve K, dedektör hava kerma değeridir.

2.5.2 Modülasyon transfer fonksiyonu (Modulation Transfer Function, MTF)

Görüntüleme sistemlerinin ayırma gücünü nicel olarak karakterize etmek için kullanılan modülasyon transfer fonksiyonu, ayırma gücü ve keskinliğin görüntüye olan etkisinin birlikte ölçülmesinde kullanılan bir yöntemdir ve sistemin farklı frekanslarda sinyal yanıtıdır. Diğer bir ifade ile sistem çıkışında sinyal genliğinin, sistem girişindeki sinyal genliğine oranıdır (Samei 2003).

Bir görüntüleme sisteminin girişine farklı frekanslarda görüntü bilgisi gelirse, görüntüleme sisteminin çıkışındaki sayısal bilginin genliği yüksek frekanslara gidildikçe düşer ve sonunda sistemin minimum çıkış verdiği bir sınıra ulaşılır (Şekil 2.8). Bu nokta sistemin ayırma gücünün sınırını vermektedir. Sistemin bu karakteristiği görüntü detay ve keskinliğinin kaybolmasının başlıca nedenidir. Herhangi bir görüntüleme sisteminin MTF değerinin yüksek olması, o sistemde elde edilen görüntünün keskinliğinin ve ayırma gücünün iyi olduğunu gösterir (Samei, 2003).



Şekil 2.8 Bir görüntüleme sisteminin farklı frekanslardaki giriş sinyallerini çıkışa iletme yeteneği (Samei, 2003)

Radyografik sistemlerde görüntüdeki ayırma gücü birçok parametreye bağlıdır. Bunlar arasında odak noktası boyutu, hastanın kalınlığı, fosfor ve filmin yapısı sayılabilir. Floroskopik ve dijital dedektörlerde ise görüntüleme sisteminin son zinciri olan örnekleme en önemli parametredir. Yani ayırma gücü dijital dedektörlerde piksel boyutuna bağlıdır. Görüntüde detekte edilebilen maksimum uzaysal frekans, Nyquist frekansıdır ve piksel boyutuna bağlıdır. Nyquist teoremine göre, Δx piksel boyutu için maksimum ulaşılabilir uzaysal ayırma gücü $(1/2\Delta x)$ 'tir. Bu değere Nyquist frekansı denir ve sistemin ayırma gücü sınırını verir. Daha yüksek Nyquist ve MTF görüntüdeki ufak detayların daha iyi ayırt edilmesini sağlayarak daha iyi bir görüntüleme performansı sunar. Bu nedenle ince detayların görüntülenmek istendiği (akciğer parenkima ya da trabeküler ve küçük kemik detayı) incelemelerde doğrudan dönüşümlü dedektörler diğer sistemlere göre çok büyük avantajlar sağlar. Dedektöre ulaşan ışınlanmanın artırılması ulaşılabilir en iyi uzaysal ayırma gücünü değiştirmez. Dedektörde saçılan x-ışını ve ışık fotonları uzaysal ayırma gücünü etkiler.

Bir dedektör sisteminde görüntülenebilecek en küçük obje boyutu görüntüleme yöntemine bağlıdır. Her sistem görüntüleme işlemine bir miktar bulanıklık getirir. İdeal şartlarda objedeki her küçük bölge, görüntüde de aynı şekilde olmalıdır. Ancak nokta görüntüsü dağılma yaparak bulanıklık oluşturmaktadır. Bu durum bir şekle ait ayrıntıların gözden uzaklaştıkça net olarak algılanmamasına benzetilebilir. Görüntü bulanıklığından dolayı görüntülerdeki küçük boyuttaki oluşumların görüntü kontrastı ve gözlenebilirlikleri azalmaktadır. Böylelikle bulanıklığın görüntü üzerindeki etkileri, keskinliğin azalması ve ayırma gücünün bozulması olarak ifade edilebilir (Bor 2002).

Dedektör sistemin ayırma gücünün MTF ile ölçümü için çeşitli metotlar geliştirilmiştir. Bunlar arasında en çok kullanılanlar yarık fantomu görüntüsü metodu (Dobbins III et al. 1995), kenar görüntüleme metodu ve çizgi desen fantomu metodudur (Fujita et al. 1985, Fujita et al. 1992, Samei et al. 1998, IEC 62220-1, Samei et al. 2003). Matematiksel olarak MTF, bir dedektöre gönderilen sonsuz keskinlikteki bir sinyale (delta fonksiyonu) dedektörün verdiği yanıttır. Tek boyutlu MTF ise çok dar yarık ya da kenar metodunun kullanılması ile bulunabilir.

$$MTF(f_x) = FT\{lsf(x)\} = FT\left\{\frac{d}{dx}[esf(x)]\right\} \quad (2.4)$$

bağıntısı ile bulunur. Burada $lsf(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} psf(x,y)dy$ çizgisel dağılım fonksiyonu, $psf(x,y)$, noktasal dağılım fonksiyonunun bir boyuttaki integralidir. $esf(x)$ ise kenar dağılım fonksiyonudur (Williams et al. 1999). Çizgisel dağılım fonksiyonu, görüntüleme sistemi dedektörüne hafif açlandırılmış (kusursuz bir açlandırma gerekli değildir, çünkü sonuç aç farklılığından çok etkilenmez) ince bir yarığın görüntüsünden direk olarak ya da kurşun (tungsten, bakır) levhanın görüntüsünden kenar dağılım fonksiyonunun belirlenmesi aracılığıyla dolaylı yoldan elde edilebilir (Samei et al. 1998). Bu sınırlamanın çözümü için ince örneklendirilmiş MTF kavramı ortaya atılmıştır. Levhanın, anot-katot eksenine hafif açlandırılmasının sebebi ince örneklenmiş kenar ya da çizgisel dağılım fonksiyonunun ve dolayısıyla ince örneklenmiş MTF'in elde edilmesidir. İnce örnekleme yapılmadan ölçülen MTF piksel boyutu ile sınırlıdır (Nyquist frekansı). İnce örnekleme yapılarak (piksel boyutunun küçülmesi) Nyquist frekansı üzerinde sistemin davranışı elde edilebilir. Modülasyon transfer fonksiyonu, frekans uzayında örneklenirken, örnekleme aralığı $\Delta f_x = \frac{1}{N_x \Delta_x}$ ile belirlenir. Burada N_x , kenar dağılım fonksiyonunun ya da çizgisel dağılım fonksiyonunun belirlenmesinde kullanılan piksel sayısı ve Δ_x ise x-ekseni yönündeki mm cinsinden piksel boyutudur. Şekil 2.9'da bu tez kapsamında MTF hesaplanmasında kullanılan tungsten bir levhanın görüntüsü gösterilmiştir. Şekilde gri renkli kısım, hafif açlandırılmış tungsten kenar fantomunun x-ışınlarını soğurması sonucu oluşmuştur. Bu sayede tungsten levhanın görüntüsünden kenar dedeksiyonu yapılabilmektedir.



Şekil 2.9 MTF hesaplamasında kullanılan kenar fantomu görüntüsü

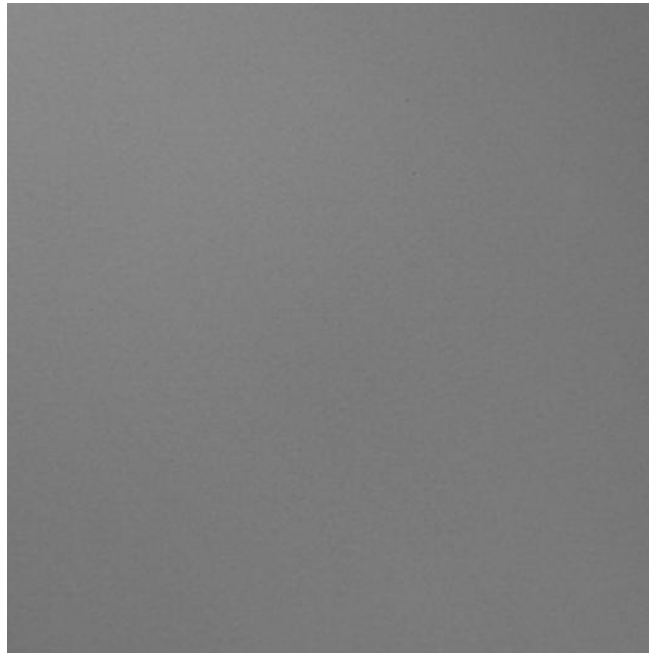
2.5.3 Gürültü güç spektrumu (Noise Power Spectrum, NPS)

Radyografik görüntülerde gürültü, görüntülenen objeye ilgisi olmayan görüntüdeki istenmeyen dalgalanmalardır. Radyografik gürültü basit anlamda mutlak ve bağıl gürültü olarak ele alınabilir. Mutlak gürültü, piksel değerlerindeki dalgalanmaların mutlak büyüklüğü olarak tanımlanırken (piksel değerlerinin standart sapması), bağıl gürültü ise bu dalgalanmaların büyüklüğünün sinyal büyüklüğüne oranı olarak tanımlanır (piksel değerlerinin standart sapması / ortalama piksel değeri) (Giger et al., 1986; Marshall et al., 1995). Homojen bir görüntüde gürültü, x-ışın demetindeki kuantum gürültüsünden ve görüntüleme sisteminin dedektör, fosfor yapısı gibi elemanlarından kaynaklanan piksel değerlerindeki farklılıktır. NPS, bir görüntüdeki bağıl gürültü varyansının, frekans uzayındaki değişimini gösteren fonksiyondur. Bir dedektörde gürültü elde edilirken toplam NPS'e etki eden birçok faktörden söz edilebilir. Örneğin x-ışını kuantum gürültüsü, ek poisson gürültüsü (örneğin, ışık fotonlarından elektrik yük elde edilirken algılanan ikincil fotonlardaki değişimler), okuma aşamasında ön yükselteçteki elektronik gürültü, sabit desen ya da sintilasyon kristali ve piksel dizisi yapısından kaynaklı yapısal gürültü etkisinden sözedilebilir.

Gürültünün genel olarak iki kaynağı vardır. İlki sistem elektroniğinden kaynaklı sistematik nedenler yani elektronik gürültüdür. İkincisi ise radyoaktif azalımın tesadüf özelliği olan kuantum gürültüdür (Bor, 2002). Standart sapma veya varyans olarak tanımlansa da, radyografik gürültü en iyi NPS ile tanımlanır. NPS, bir görüntüdeki gürültü varyansının, frekans uzayındaki değişimini gösteren fonksiyondur. Homojen ışınlama sonucu elde edilen radyografik görüntü daha küçük ilgi alanlarına bölünerek sayısal hale getirilir ve her bir bölgenin iki boyutlu gürültü güç spektrumu, frekans uzayında iki boyutlu fourier dönüşümü ile elde edilir. Gürültü güç spektrumu bu ilgili bölgelerden elde edilen gürültü güç dağılımlarının ortalamasıdır. İki boyutlu gürültü güç spektrumu,

$$NPS(f_x, f_y) = \frac{1}{M} \frac{\left\langle \left| FT \{ \delta_s(x_i, y_i) \} \right|^2 \right\rangle}{N_x N_y} \Delta_x \Delta_y \quad (2.5)$$

bağıntısı ile elde edilir (Dobbins III et al. 1995, Williams et al. 1999, Bath 2003). Burada $\delta_s(x_i, y_i), \delta_s(x_i, y_i) = [I(x_i, y_i) - S(x_i, y_i)]$ olarak verilmiştir. $I(x_i, y_i)$ sayısal hale getirilen gerçek görüntünün x_i, y_i noktasındaki pikselinin sayısal olarak değeri ve $S(x_i, y_i)$ görüntüdeki düşük frekanslı ya da homojen olmayan gürültünün (heel etkisi gibi.) gerçek görüntüden kaldırılması için görüntüye uygulanan iki boyutlu alçak frekans geçiren filtrenin x_i, y_i noktasındaki değeri ya da sayısal görüntünün ortalama değeridir. N_x, N_y görüntünün yatay ve dikey yöndeki piksel sayısıdır ve 128x128, 256x256 ya da 512x512 olarak verilir Δ_x, Δ_y ise yatay ve dikey yönde piksel boyutunu ifade etmektedir. M , gürültü güç spektrumunun kaç tane ilgi alanı üzerinden hesaplanıp ortalandığını göstermektedir. Bu tanımlama, NPS'in integralinin, Gürültü güç spektrumu frekans uzayında örneklenirken, örnekleme sıklığı modülasyon transfer fonksiyonunda olduğu gibi $\Delta f_x = \frac{1}{N_x \Delta x}$ ile verilir. Şekil 2.10'da gürültü güç spektrumunun hesaplanması için kullanılan homojen bir görüntü verilmiştir. Dedeksiyon kuantum etkinliği ölçümlerinde normalize gürültü güç spektrumu (NNPS) tanımı kullanılır. Bunun için gürültü güç spektrum fonksiyonu ortalama piksel değerinin karesine (doğrusallaştırılmış görüntüde dedektör giriş dozunun karesine) normalize edilir.



Şekil 2.10 Gürültü güç spektrumunun belirlenmesinde kullanılan homojen görüntü

2.5.4 Dedeksiyon kuantum etkinliği (Detective Quantum Efficiency, DQE)

DQE, dedektörün sınırlı sayıdaki x-ışını fotonunu ne kadar etkinlikle görüntü oluşumunda kullandığının ya da girişteki sinyal-gürültü oranını ne kadar etkin bir şekilde çıkışa yansıttığının bir ölçüsüdür. Obje boyutunun (uzaysal frekansın) bir fonksiyonu olarak ifade edilir. DQE uzaysal ayırma gücü ile (MTF) görüntüdeki gürültüyü (gürültü dağılım fonksiyonu) birleştirerek görüntüdeki farklı uzaysal frekansların sinyal gürültü oranını verir. Yüksek dedeksiyon kuantum etkinliği daha iyi görüntü kalitesi demektir. Dedeksiyon kuantum etkinliği kabaca, dedektörün çıkışında ölçülen sinyal-gürültü oranının girişteki sinyal gürültü oranına ve Eşitlik 2.6'daki gibi oranlanarak tanımlanır.

$$DQE(f) = \frac{SNR_{çıkış}^2}{SNR_{giriş}^2} \quad (2.6)$$

Dedeksiyon kuantum etkinliğinin deneysel olarak ölçülmesi genellikle, modülasyon transfer fonksiyonu ve gürültü güç spektrumunun ölçülmesi ve ölçüm sonuçlarının uygun normalizasyondan sonra birleştirilmesi şeklinde gerçekleştirilmektedir. Modülasyon transfer fonksiyonu ve normalize gürültü güç spektrumu cinsinden , Eşitlik 2.7'deki

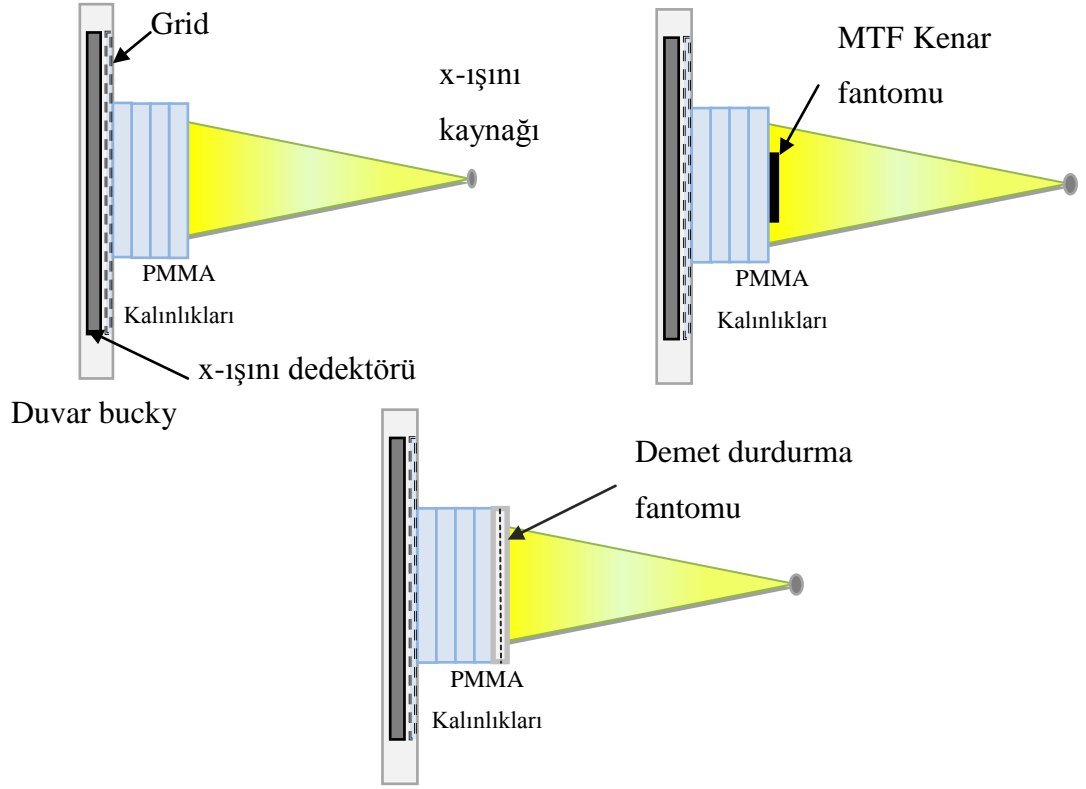
$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{NNPS(f) \cdot q \cdot X} \quad (2.7)$$

DQE bağıntısı ile verilir. Eşitlik 2.7'de $MTF(f)$, tek boyutlu modülasyon transfer fonksiyonu, $NNPS(f)$, bağıl x-ışını şiddeti cinsinden elde edilen tek boyutlu normalize gürültü güç spektrumu, q , birim alan ve birim ışınlama başına dedektör girişindeki foton sayısıdır. Foton sayısı, q , Eşitlik 2.6'da Poisson dağılımı nedeniyle birim alan ve birim doz başına dedektör üzerine düşen foton $SNR_{giriş}^2$ ile ifade edilir (Workman and Brettle 1997). X ise, gürültü güç spektrumunun ölçüldüğü dedektör yüzeyinde ölçülen dozdur.

2.5.5 Efektif dedeksiyon kuantum etkinliği

IEC tarafından sadece dedektör performansını test etmekte kullanılan DQE kavramı, rutin hasta çalışmalarındaki dedektörün toplam görüntü kalitesini tam olarak temsil etmemektedir. Çünkü DQE kavramı hasta çalışmalarındaki saçılan radyasyon, büyütme faktörüne bağlı görüntü büyütülmesi sonucu odak noktası bulanıklık etkisi ve grid kullanılması gibi etkileri içeren sistemin toplam performansını yansıtmamaktadır. Bunun için bu etkileri içeren ve tüm sistem performansı hakkında bilgi veren efektif dedeksiyon kuantum etkinliği (eDQE) kavramı Samei ve ark. tarafından geliştirilmiştir (Samei et al. 2009). eDQE hesaplamasında bir yöntem, Şekil 2.11'de belirlenen ölçüm geometrileri için eMTF, eNNPS, saçılma faktörü (SF) ve geçirgenlik (transmission) faktörü (TF) değerlerinin bulunarak ilgili eşitliğe yerleştirilmeleridir. Bu yöntemde, eMTF ve eNNPS, saçıcı etkisi, odak noktası bulanıklık etkisi ve grid kullanılarak alınmış homojen ve kenar fantomu görüntüleri kullanılarak hesaplanmış modülasyon transfer fonksiyonu ve normalize gürültü güç spektrumu değerleridir. Eşitlik'te geçirgenlik faktörü (TF) dedektör önünde PMMA fantomları varken okunan dedektör giriş dozları fantomsuz alınan giriş dozlarına oranlanarak hesaplanır. Saçılım faktörü (SF) ise demet durdurma fantomunda (beam stop phantom) kurşun soğurucular üzerinden alınan sayım değerinin ve toplam sayım değerine oranlanması ile hesaplanır (Samei et al. 2009, Ertan 2009, Cho 2011, Bertoloni et al. 2012). f' ise büyütme etkisinin dahil edildiği uzaysal frekans değeridir. Tanımlanan ifadeler aşağıda gösterilmiştir. Tanımlanan ifadeler Eşitlik 2.8 kullanılarak gösterilmiştir.

$$eDQE(f') = \frac{eMTF(f')^2 \cdot (1 - SF)^2}{eNNPS(f') \cdot TF \cdot K \cdot q} \quad (2.8)$$



Şekil 2.11 eDQE hesaplanmasında kullanılan ölçüm geometrileri

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Araştırmada Kullanılan Dijital Radyoloji Sistemleri ve Test Cihazları

Bu tez çalışmasında kullanılan dijital dedektör sistemlerinde içinde bulunduğu x-ışını jeneratör ve x-ışını tüp kombinasyonlarının isimleri aşağıda verilmiştir. Bu sistemlerin teknik özellikleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

S1-GE Silhouette VR jeneratör + Carestream DRX-1C (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü)

S2-Bennett HFQ 10000P + Carestream DRX-1 (Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesi)

S3- Philips Digital Diagnost Optimus 80 + Trixell Pixium 4600 (Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesi)

S4- Philips Digital Diagnost Optimus 80 + Trixell Pixium 4600 (Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Cebeci Hastanesi)

S5- Sedecal SH-80 + Toshiba FDX4343R (Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesi)

Çizelge 3.1 X-ışını jeneratör ve x-ışını tüp kombinasyonlarının teknik özellikleri

PARAMETRELER	S1	S2	S3	S4	S5
Jeneratör	GE Silhouette VR	Bennett HFQ 10000P	Digital Diagnost	Digital Diagnost	Sedecal SH-80
Jeneratör tipi	3 fazlı	Yüksek frekans	3 fazlı	3 fazlı	Yüksek frekans
Güç	50kW/24V 50/60Hz	380-480VAC, 50/60Hz	80kW/400V	80kW/400V	80kW
kVp/mA	40-150kV, en fazla 630mA	En fazla 150kV, 600mA	En fazla 150kV, 600mA	En fazla 150kV, 600mA	En fazla 150kV, 500/1000mA
X-ışın tüpü	Varian RAD-12	Bennett	Optimus 80	Optimus 80	Toshiba E7869X
Odak nokta boyutu(mm)	0,6/1,2	1,0 / 2,0	0,6/1,2	0,6/1,2	0,6/1,2
Doğal filtrasyon	>2,5mm Al @80kVp	0,6mm Al @100kVp	2,5mm Al @75kVp	2,5mm Al @75kVp	2,0mm Al @75kVp

Görüntü kalitesi ve doz ölçümlerinde kullanılan test cihazları ve objeleri;

Doz ölçüm cihazı

İyon odası: Radcal Model

Tipi: Accu Pro 10X- 6, 6cc iyon odası; 10X-60, 60cc iyon odası

İyon odası elektrometresi: Radcal Model

Test objeleri:

8 adet 2,54 cm kalınlığında PMMA blokları, 1 mm kalınlığında tungsten plaka, IEC-61267 standartlarına göre belirlenmiş RQA5 ve RQA7 demet kalitelerini oluşturacak Al filtre kalınlıkları

3.2 Dijital Dedektör Görüntü Kalite Ölçümleri

Dijital dedektör sistemlerinin görüntü kalitesi performanslarının belirlenmesi için fiziksel performans karakteristiklerinin ölçülmesi gerekir. Dedektörün fiziksel performansı modülasyon transfer fonksiyonu, gürültü güç spektrumu ve dedektör kuantum etkinliğinin ölçülmesi ile belirlenebilir. DQE, genellikle dedektör performansının referans değerini oluşturmak için altın standart olarak kullanılır. Fakat günümüzde bu tanım, rutin hasta çalışmalarında dedektörün tüm sistem performansını belirlemek için gerçekçi klinik koşullarıda (objeden saçılan radyasyonu, dedektör karakteristiklerini, odak noktası bulanıklık etkisini ve geometrik büyütme etkisini) dahil eden eDQE tanımına genişletilmiştir.

Dijital dedektörlerin performans ölçümleri için kullanılan adımlar aşağıda alt bölümler olarak açıklanmıştır.

3.2.1 Görüntü elde etme

Bu tez çalışması kapsamında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesi ve Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Cebeci Hastanesinde bulunan 5 farklı indirekt dijital dedektör sisteminden alınan işlenmemiş (ham) DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) görüntüleri kullanılmıştır. Görüntü alınmadan önce dijital dedektöre, üreticinin belirlediği koşullarda kazanç, offset ve ölü piksel kalibrasyonu yapılmıştır. Görüntü kalite ölçümleri için herhangi bir görüntü işleme (post processing) yapılmamış

işlenmemiş (ham) görüntüler kullanılmıştır. Görüntü kalitesi ve doz ölçümleri yapılmadan önce dijital dedektör sistemleri ve x-ışını jeneratörlerinde içinde bulunduğu dijital x-ışını sistemlerin European Commission Radiation Protection N° 162 protokolüne göre kalite kontrol testleri gerçekleştirilmiştir.

G1 ve G3 geometrisinde NNPS ölçümleri için 30,5 cm x 30,5 cm x 2,5 cm boyutlarında 8 adet PMMA bloğu 20 cm filtre ve saçıcı kalınlığı oluşturacak şekilde kullanılmıştır (Şekil 3.1b, Şekil 3.1c). MTF ölçümleri için ise 2 mm kalınlığında tungsten plaka, kenar fantomu olarak kullanılmıştır. IEC yönteminde yapılan NNPS ölçümlerinde ise IEC 62220-1 standartında belirtilen ve IEC-61267 standartlarına göre elde edilen RQA5 (70kV_p) ve RQA7 (90kV_p) demet kalitelerini oluşturmada Al (1100 alloy) filtre kalınlıkları kullanılmıştır. MTF ölçümleri için ise 2 mm kalınlığında tungsten plaka, kenar fantomu olarak kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan IEC demet kaliteleri özellikleri Çizelge 3.2’de özetlenmiştir. Dedektör hava kerma ölçümleri duvar bucky’si içinde odak-dedektör mesafesi 180 cm olacak şekilde kalibre edilmiş bir iyon odası (Radcal Accu Pro 10x-6, 6cc; 10x-60, 60cc, Radcal Corporation - Monrovia, California) kullanarak klinik uygulamalarda üreticiler tarafından belirlenmiş 3 farklı dedektör hava kerma değeri (~2.5 µGy, 5 µGy, 8 µGy) için yapılmıştır. Dedeksiyon kuantum etkinliği ve efektif dedeksiyon kuantum etkinliğinin belirlenmesinde kullanılacak görüntü kalitesi parametreleri ve doz ölçümü için 3 geometri tanımı yapılmıştır. Geometrilere ilki sadece dedektör performansını içeren IEC 61220-1 standardı DQE ölçüm geometrisi (IEC yöntemi). İkinci olarak, 20 cm PMMA bloğunun tüp önünde filtre görevi gördüğü dedektör performansını içeren geometri (Geometri 1, G1) ve diğer bir geometri ise 20 cm PMMA bloğu dijital dedektöre en yakın yere yerleştirilerek elde edilmiş geometridir. Bu sayede hem odak nokta boyutu hem de saçılan radyasyonun etkilerini ölçümlere dahil eden bir düzenek kullanılmıştır (Geometri 3, G3). G3 geometrisi eDQE ölçüm geometrisi olarak tanımlanmıştır. Ölçümlerde IEC geometrisinden farklı olarak kurulan geometrilere (G1, G3) aynı demet kalitesini kullanmak için G1 ve G3 geometrilere aynı PMMA kalınlığı (20cm) kullanılmıştır. Her üç geometride de odak-dedektör mesafesi 180 cm olarak sabitlenmiştir. Kullanılan geometriler Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Bu tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör sistemi için G1 ve G3 geometrilere DQE ve eDQE hesaplamaları için Xcomp5r yazılımı kullanılarak hesaplanan spektrum verileri Çizelge 3.3’deki gibidir.

Çizelge 3.2 DQE belirlenmesinde kullanılan demet kaliteleri (IEC-61267)

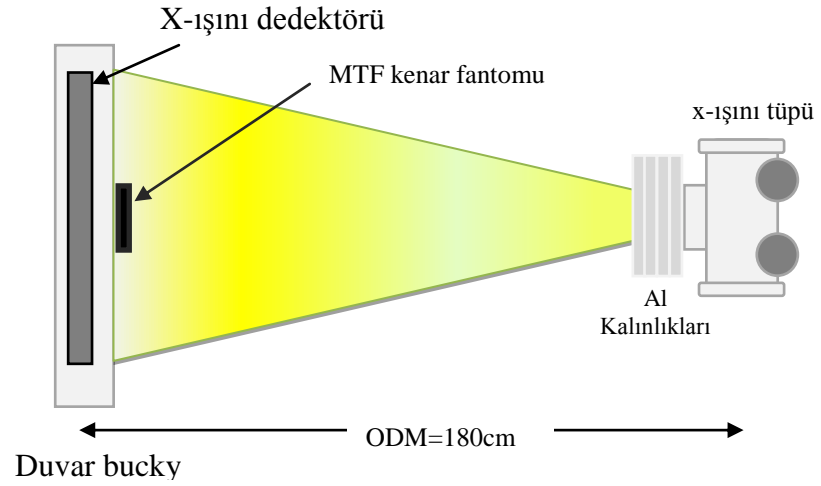
Demet kalitesi	X-ışını tüp voltajı kV _p	Yarı değer kalınlığı mm Al	Ek filtrasyon mm Al	$SNR_{giris}^2(q)$ 1/(mm ² ·μGy)
RQA5	70	6,8	21	30174
RQA7	90	9,2	30	32362

Çizelge 3.3 5 farklı dedektör sistemi için DQE ve eDQE hesaplamalarında kullanılan spektrum verileri

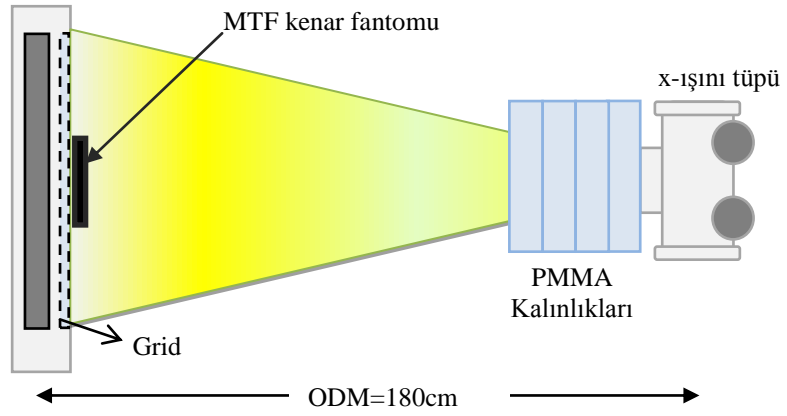
	DRX-1		DRX-1C		FDX4343R		Trixell Pixium 4600 (İbni-Sina)		Trixell Pixium 4600 (Cebece)	
Geometri	G1-G3		G1-G3		G1-G3		G1-G3		G1-G3	
kV _p	90	120	90	120	90	120	90	120	90	120
Anot açısı	12°		12°		13°		12°		12°	
Toplam Filtrasyon (mm Al)	5.5		3.5		3.0		3.5		3.5	
$SNR_{giris}^2(q)$ 1/(mm ² ·μGy)	30678	30265	30212	30064	30157	30055	30076	30008	30076	30008
Ortalama enerji (keV)	59,6	70,7	58,8	69,6	58,5	69,4	58,7	69,6	58,7	69,6
1.HVL	7,92	9,90	7,60	9,57	7,52	9,48	7,58	9,55	7,58	9,55
2.HVL	8,82	10,98	8,60	10,77	8,53	10,71	8,58	10,75	8,58	10,75

Çizelge 3.4 Değerlendirilen 5 farklı dijital radyoloji sisteminin teknik özellikleri

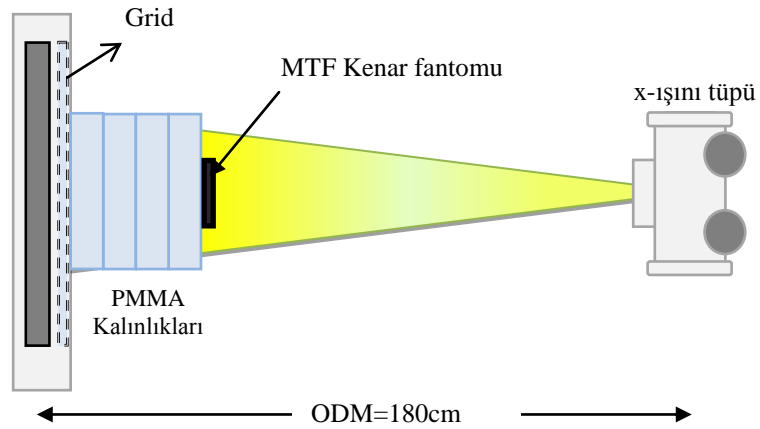
Sistem	Carestream DRX-1	Carestream DRX-1C	FDX4343R	Trixell Pixium 4600	Trixell Pixium 4600
Ağ Gücü	Kablosuz 802.11n şarj edilebilir batarya		Kablolu	Kablolu	Kablolu
Dönüştürme fosforu	Gd ₂ O ₂ S:Tb	CsI(Tl)	CsI(Tl)	CsI(Tl)	CsI(Tl)
Dedektör Boyutu	35x43 cm		43x43 cm	43x43 cm	43x43 cm
Piksel matrix	2544x3056	3072x2560	3008x3072	3001x3001	3001x3001
Piksel aralığı	139 μm		143 μm	143 μm	143 μm
A/D dönüşümü	14-bit		14-bit	14-bit	14-bit
Görüntü hazırlanması	~6 sn		~5 sn	~7 sn	~7 sn
Grid tipi	Sabit		Sabit	Hareketli	Hareketli
Grid çizgi/cm	40 çizgi/cm		40 çizgi/cm	36 çizgi/cm	36 çizgi/cm
Grid oranı	10:1		12:1	12:1	12:1
Grid odak mesafesi	150		150	140	140



(a)



(b)

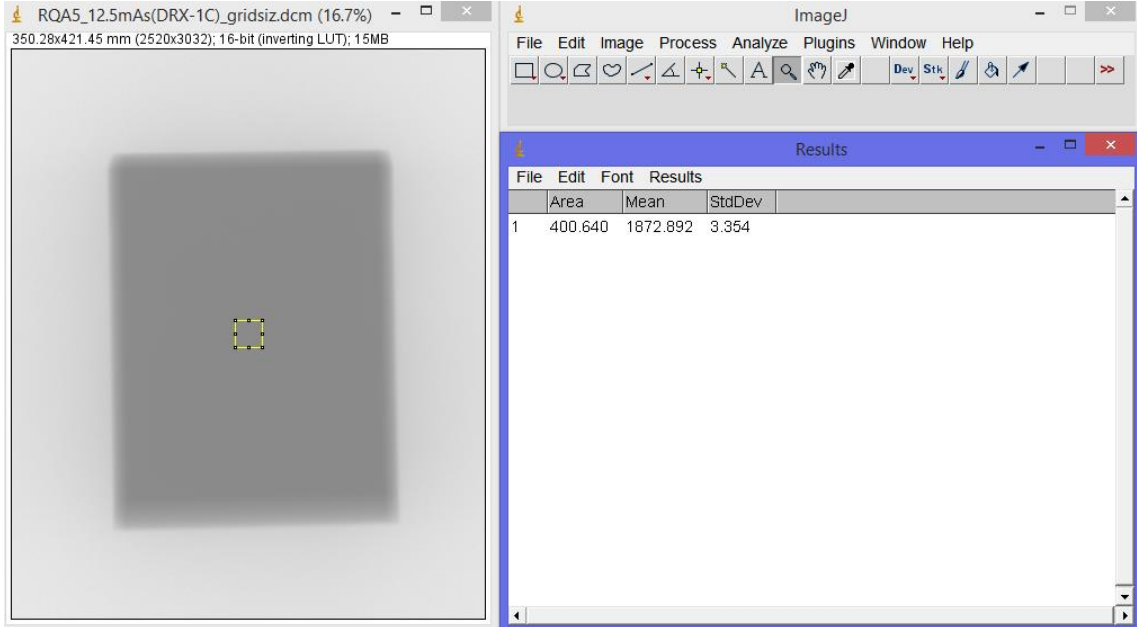


(c)

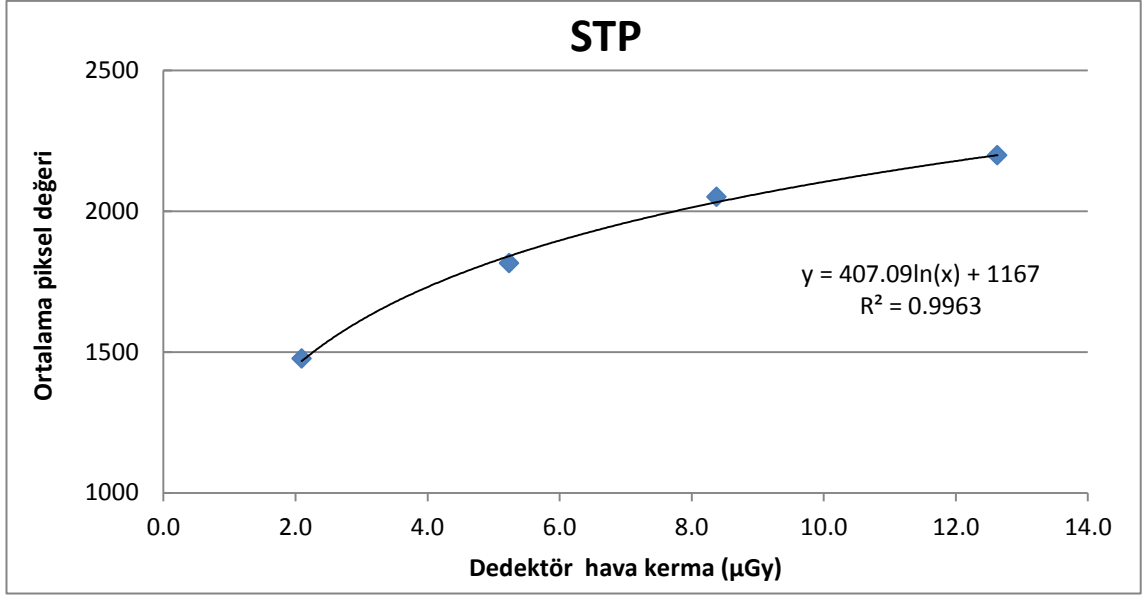
Şekil 3.1 Ölçümler için kullanılan geometriler. (a) IEC 62220-1 standart DQE ölçüm geometrisi (b) Geometri 1 (c) Geometri 3

3.2.2 Sinyal tranfer özelliğinin belirlenmesi

Dijital bir dedektörün nicel görüntü kalitesi için ilk adım sistemin sinyal aktarım (transfer) özelliği veya dedektör yanıtının ölçümüdür. Bu çalışmada üzerinde çalışılan her dedektörün doza karşı yanıtını araştırmak için her geometride kullanılan kVp ve filtre kombinasyonu için klinikteki kullanım aralığını kapsayan 4 ışınlama seviyesinde homojen görüntüler elde edilmiştir. İmageJ yazılımı kullanılarak her görüntünün merkezinden seçilen 20x20 mm²'lik ilgi alanları için ortalama piksel değerleri Şekil 3.2'deki gibi belirlenmiş ve ortalama piksel değerleri ışınlama seviyelerinin (dedektör hava kerma) fonksiyonu olacak şekilde çizilmiştir. Çizilen grafiğe uygun bir eğri çakıştırılarak sinyal transfer özelliğini gösteren fonksiyon Office Excel programı kullanılarak Şekil 3.3'deki gibi belirlenmiştir. Bu fonksiyon, kullanılan kVp ve filtre kombinasyonu için dedektörün sinyal transfer özelliği yada dönüştürme fonksiyonu olarak tanımlanır (Doyle, 2009). STP, dedektörün görüntü kalitesi ölçümlerini (MTF, NNPS) değerlendirmeden önce görüntü verilerinin doğrusallaştırılması için kullanılmıştır.



Şekil 3.2 İmage J programı ile ortalama piksel değerinin belirlenmesi



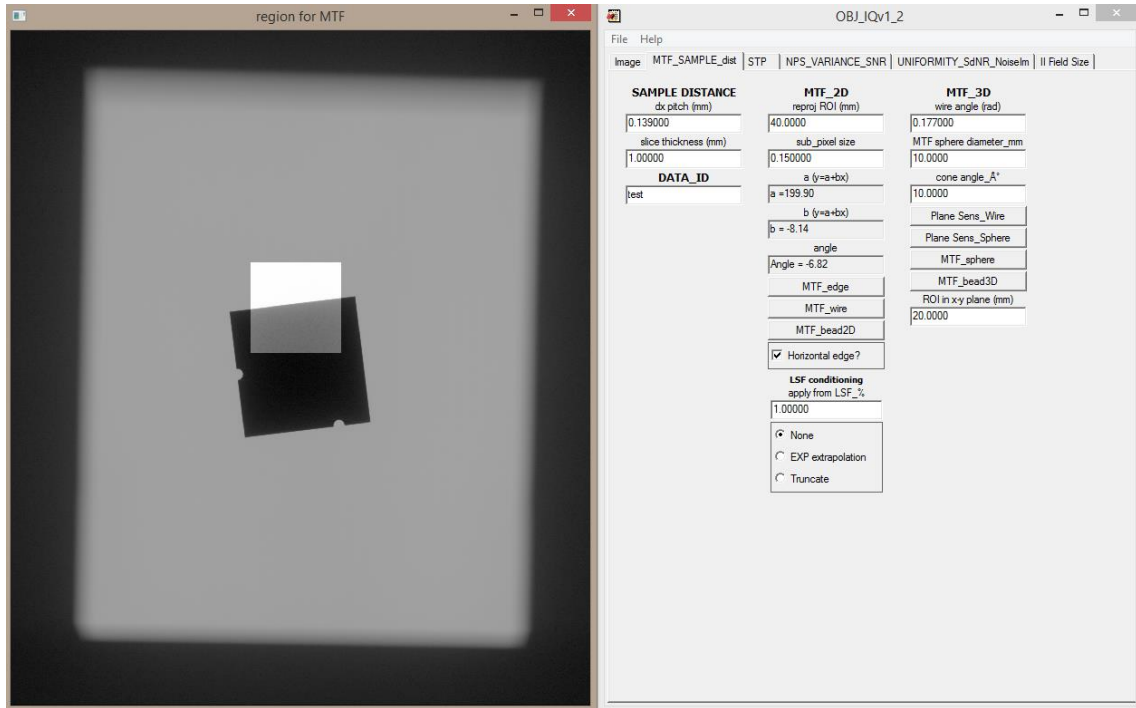
Şekil 3.3 Dedektör sinyal transfer özelliğinin (STP) belirlenmesi

3.2.3 Modülasyon transfer fonksiyonunun belirlenmesi

Modülasyon transfer fonksiyonunun ölçülmesinde kenar metodu uygulanmıştır (Cunningham et al. 1992, Samei et al. 1998, Greer et al. 2000, Buhr et al. 2003). Kenar görüntüsü için 2 mm kalınlığında bir tungsten levha, ince örneklenmiş çizgi dağılım fonksiyonunun elde edilmesi için x-ışın tüpü anot-katot eksenine yaklaşık 3-5° açı ile dedektöre en yakın yere dedektör koruyucu tabakasına Şekil 3.4'deki görüntü oluşacak şekilde konumlandırılmıştır. Levhanın, anot-katot eksenine hafif açlandırılmasının sebebi ince örneklenmiş kenar yada çizgisel dağılım fonksiyonunun ve dolayısıyla ince örneklenmiş MTF'in elde edilmesidir (Olğar, 2007). MTF ölçümleri için IEC 62220-1 protokolünde belirtilen MTF ölçüm geometrisi kullanılarak gridsiz olarak yapılmıştır. IEC yönteminde ölçülen MTF değerlerine (1 3 5 3 1) yumuşatma (smooth) filtresi uygulanarak ölçümü yapılan dedektörlerin MTF eğrilerindeki farklılıkların tespiti ve değerlendirilmesi kolaylaşmıştır. Bu işlem yapıldıktan sonra MTF karakteristiğinde herhangi bir değişiklik olmamasına dikkat edilmiştir. G1 ve G3 düzenek geometrisinde yapılan MTF ölçümleri, duvar buckysinde odak-dedektör mesafesi 180 cm'ye sabitlenmiş indirekt düz panel dijital dedektör kullanarak gridli olarak yapılmıştır. Kenar görüntüsü değerlendirilirken 3 geometri için çizgisel dağılım fonksiyonuna

herhangi bir kırpma işlemi (truncation) ve MTF değerlerine herhangi bir filtre uygulanmamıştır.

Kenar görüntüsü elde edilirken her üç düzenek geometrisinde (IEC yöntemi, G1 ve G3) dedektör hava kerma değeri minimum 5 μ Gy olacak şekilde ayarlanmıştır. Kenar görüntüsü OBJ-QC yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir. Yazılıma kenar görüntüsü yüklendikten sonra yazılımın ilgili bölümüne görüntünün alındığı geometri, kVp ve filtre kombinasyonuna göre doz yanıt eğrisi (STP) bilgileri girilmiştir. Bu sayede STP değerlerinden yararlanılarak belirli ışınlama değerlerinde alınan kenar görüntülerinin doğrusallaştırılması sağlanmıştır. Daha sonra kenar fantomu görüntüsünden Şekil 3.4'deki gibi 50 mm x 50 mm'lik ilgi alanı yarısı kenar fantomu içinde diğer yarısı homojen bölgede olacak şekilde seçilir. Değerlendirilen her sistem farklı geometri, kVp ve filtre kombinasyonlarında kenar fantomu görüntüsü değerlendirilerek MTF karakteristikleri belirlenmiştir.

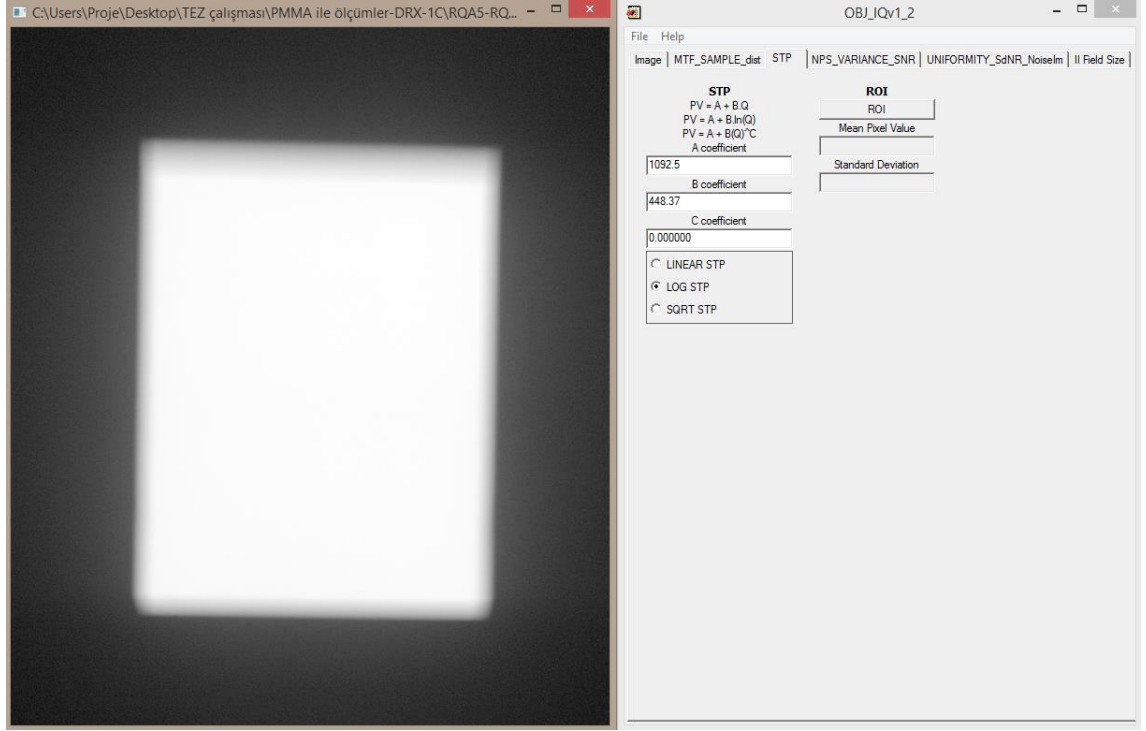


Şekil 3.4 DRX-1C dedektörü ile elde edilmiş tungsten kenar fantomu ve horizontal yönde seçilmiş dikey MTF görüntüsü

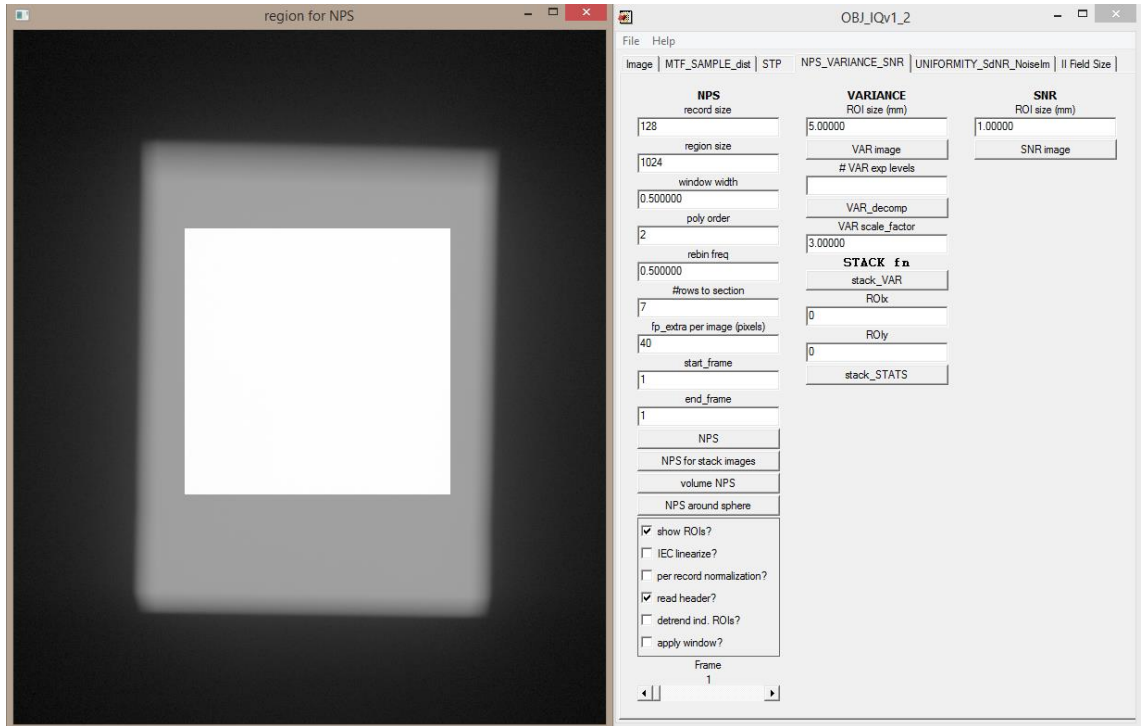
Üç düzenek geometrisi için kenar görüntüsü değerlendirilirken kenar dağılım fonksiyonundan (edge spread function, esf) elde edilen çizgisel dağılım fonksiyonunun (line spread function, lsf) kuyruğunun geniş bir kısmı MTF hesaplanmasında kullanılmıştır. LSF'in kuyruk kısmı ağırlıklı olarak saçılan fotonların etkisini gösteren düşük frekansları içerdiğinden saçılım etkisinin doğrudan sonuçlara dahil edilmesi sağlanmıştır.

3.2.4 Normalize gürültü güç spektrumunun belirlenmesi

NNPS ölçümleri için hem IEC 62220-1 protokolünde belirtilen ölçüm yöntemi, hem de bu geometriden farklı olarak G1 geometrisi ve klinik koşullardaki saçıcı etkilerini temsil eden G3 geometrisi kullanılmıştır. NNPS ölçümlerinde kenar fantomu kullanılmadan homojen ışınlama ile görüntüler elde edilmiştir. IEC yönteminde ışınlamalar gridsiz olarak iki farklı demet kalitesinde (RQA5, RQA7) üç farklı dedektör hava kerma değeri için yapılırken, G1 ve G3 geometrisinde iki farklı kVp'de (90 kV_p, 120kV_p) üç farklı dedektör hava kerma değeri için gridli olarak yapılmıştır. Elde edilen görüntüler OBJ-QC görüntü kalitesi değerlendirme yazılımına aktarılmış ve NNPS analiz algoritması uygulanmadan önce ilk olarak görüntüleme sistemlerinin dedektör yanıtına uygun olarak STP düzeltilmesi yapılması için OBJ-QC yazılımına STP menüsünden STP bilgileri Şekil 3.5'deki gibi girilmiştir. NPS_VARIANCE_SNR menüsündeki bilgiler Şekil 3.6'deki gibi girilmiş ve sistemin normalize gürültü güç spektrumu hesaplanmıştır. Homojen görüntülerin analizi, önceki kısımlarda tanımlanmış yöntemde belirtildiği gibi 128x128 ilgi alanları ile 4 milyondan fazla bağımsız piksel kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca bu yöntem literatürde de önceden tanımlanmıştır (Flynn ve Samei 1999, Dobbins 2006). OBJ-QC programı yatay ve dikey NNPS olmak iki çeşit NNPS veri vermektedir. Bu çalışmada grid artefakının gözlenmediği dikey NNPS verileri kullanılmıştır. Ayrıca IEC ölçümlerinde NNPS eğrisi OBJ programı ile değerlendirildikten sonra (1 3 5 3 1) filtresi uygulanarak düzleştirme yapılmıştır.



Şekil 3.5 OBJ-QC yazılımı STP düzeltmesi için kullanılan menü gösterimi



Şekil 3.6 OBJ-QC yazılımı NPS_VARIANCE_SNR menüsü ve seçilen 128x128'lik ilgi alanı gösterimi

3.2.5 Dedeksiyon kuantum etkinliğinin belirlenmesi

Bu çalışmada 5 dedektör için detektif kuantum etkinliği literatürlerde de önceden tanımlanmış Eşitlik 2.7'deki bağıntı ile hesaplanmıştır (Samei 2003, Neitzel 2004, Ranger 2005). DQE değeri için önceki bölümlerde tanımlanmış frekansa bağlı MTF ve NNPS değerleri OBJ-QC yazılımı ile doz-yanıt eğrisine göre doğrusallaştırılarak sırasıyla Eşitlik 2.4 ve Eşitlik 2.5'de gösterilen bağıntılar kullanılarak hesaplanmıştır. DQE değeri ölçümleri, üç farklı dedektör hava kerma değeri (~2.5 µGy, ~5.0 µGy, ~8.0 µGy) için yapılmıştır. Düzenek geometrilerden ilki IEC 62220-1 tarafından tarif edilen DQE ölçüm geometrisi (IEC yöntemi geometrisi), ikincisi ise IEC tarafından belirtilen DQE ölçüm geometrisinden farklı olarak x-ışını tüpü önünde Al kalınlıklarının yerine 20cm PMMA kalınlığının kullanıldığı geometridir (G1).

3.2.6 Efektif Dedeksiyon Kuantum Etkinliğinin Belirlenmesi

Bu tez kapsamında efektif dedeksiyon kuantum etkinliği değerlerinin daha pratik olarak saptanması için Eşitlik 2.8 'ten farklı olarak Eşitlikteki SF faktörü yerine kenar dağılım fonksiyonundan (edge spread function, ESF) elde edilen çizgisel dağılım fonksiyonunun (line spread function, LSF) kuyruğunun geniş bir kısmı MTF hesaplanmasında kullanılmıştır. LSF'in kuyruk kısmı ağırlıklı olarak saçılan fotonların etkisini gösteren düşük frekansları içerdiğinden saçılım etkisinin doğrudan sonuçlara dahil edilmesi sağlanmıştır. Saçılan foton etkisinin sadece MTF'e bağlı olması pratik uygulamalarda zorluk yaratan saçılan foton etkisi için yapılması gereken ölçümlere gerek kalmayacaktır. Bu değişikler sonrasında, eDQE hesaplamasında kullanılacak olan eşitlik, Eşitlik 2.9'daki forma indirgenmiştir.

$$eDQE(f') = \frac{eMTF(f')^2}{eNNPS(f') \cdot q \cdot E} \quad (2.9)$$

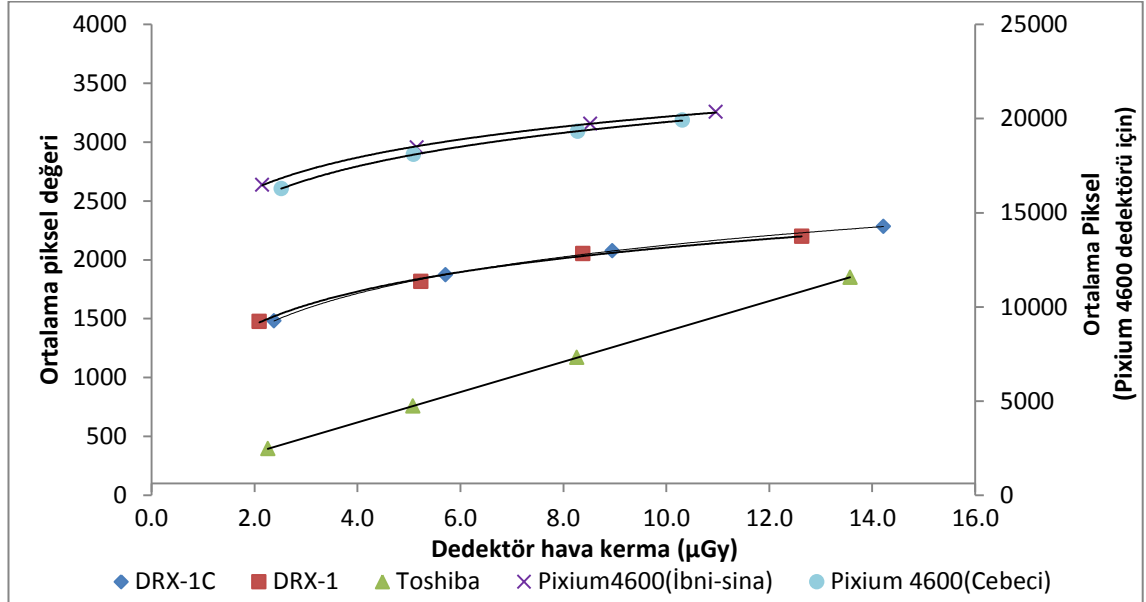
Burada, q, birim alan ve birim doz başına dedektör yüzeyine düşen foton sayısı E, dedektör girişinde ölçülen doz (µGy), eMTF (f'), büyütme ve saçıcı etkilerinin dahil edildiği modülasyon transfer fonksiyonu, eNNPS (f'), büyütme ve saçıcı etkilerinin dahil edildiği normalize gürültü güç spektrumu

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

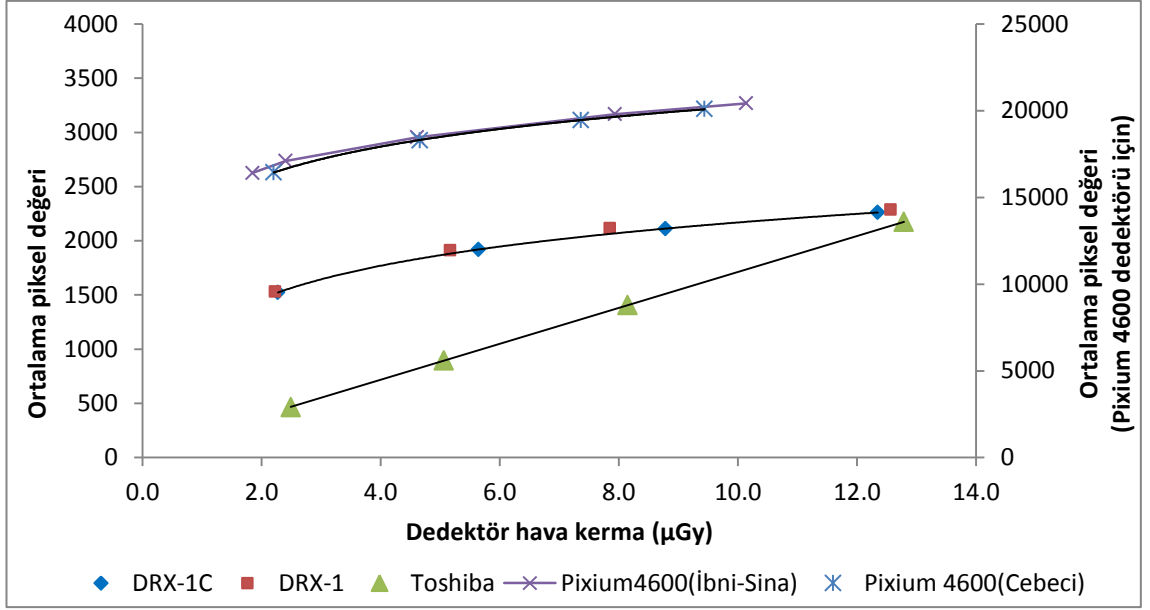
Bu tez kapsamında STP, MTF, NNPS, DQE ve eDQE ölçüm sonuçları üç farklı düzenek geometrisinde 5 farklı sistem için değerlendirilmiştir.

4.1 Sinyal Transfer Özelliği

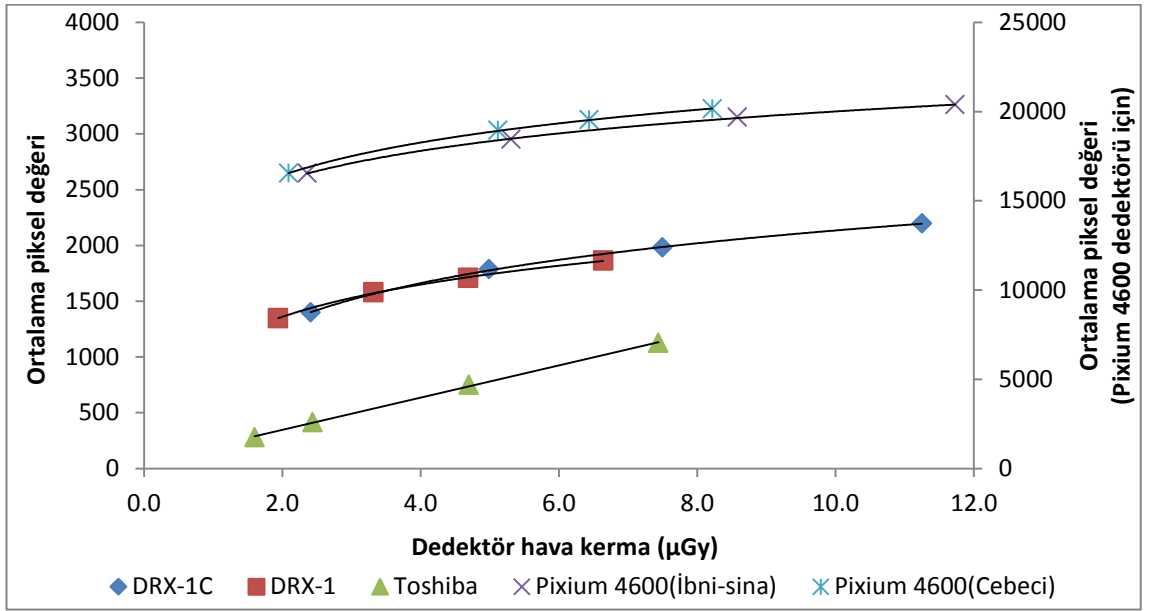
Bu tez çalışması kapsamında ölçümü yapılan her dedektör için klinikte kullanılan dedektör doz aralığını kapsayan 4 doz seviyesi için homojen görüntüler alınmıştır. Görüntülerin merkezinden $20 \times 20 \text{ mm}^2$ ilgi alanı için ortalama piksel değeri belirlenmiş ve doz değerlerinin bir fonksiyonu olarak ölçüm yapılan her geometri ve demet kalitesi için ayrı ayrı Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6'daki gibi çizilmiştir. Pixium 4600 markalı dedektörlerin, dedektör hava kerma değerlerine karşılık ortalama piksel değerleri diğer 3 dedektör ile aynı seviyede olmadığından ve bu dedektörlerin ortalama piksel değerlerini diğer dedektörlerin ortalama piksel değerleri ile aynı grafik üzerinde göstermek için ikincil yatay eksen kullanılmıştır. Ayrıca sistemlerin STP eşitlikleri Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3'de gösterilmiştir.



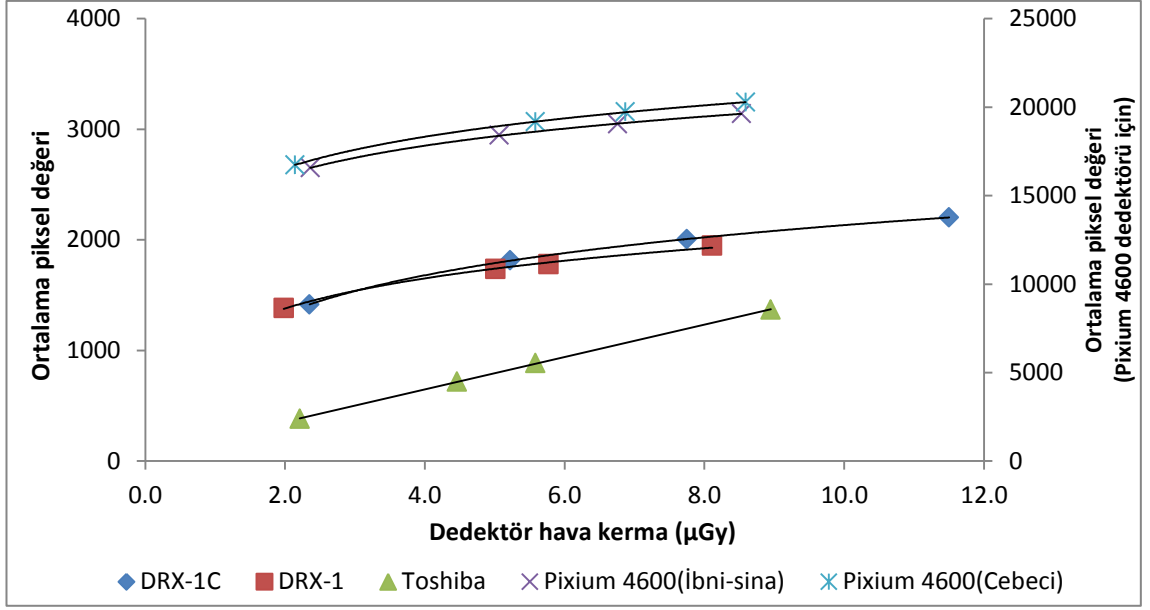
Şekil 4.1 Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesi için doz yanıt eğrileri



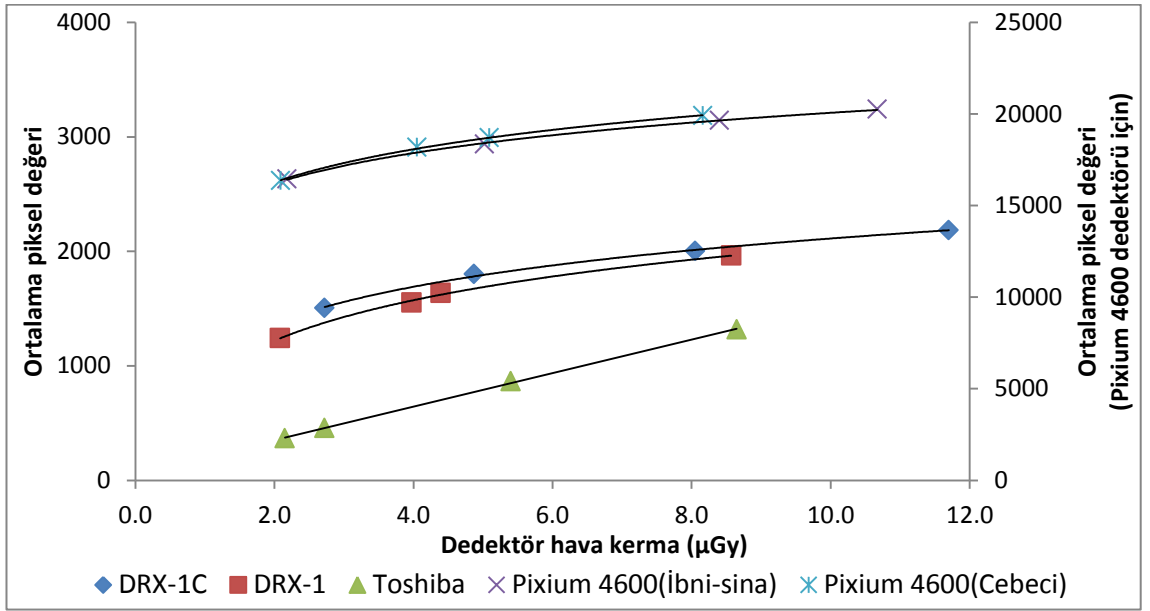
Şekil 4.2 Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesi için doz yanıt eğrileri



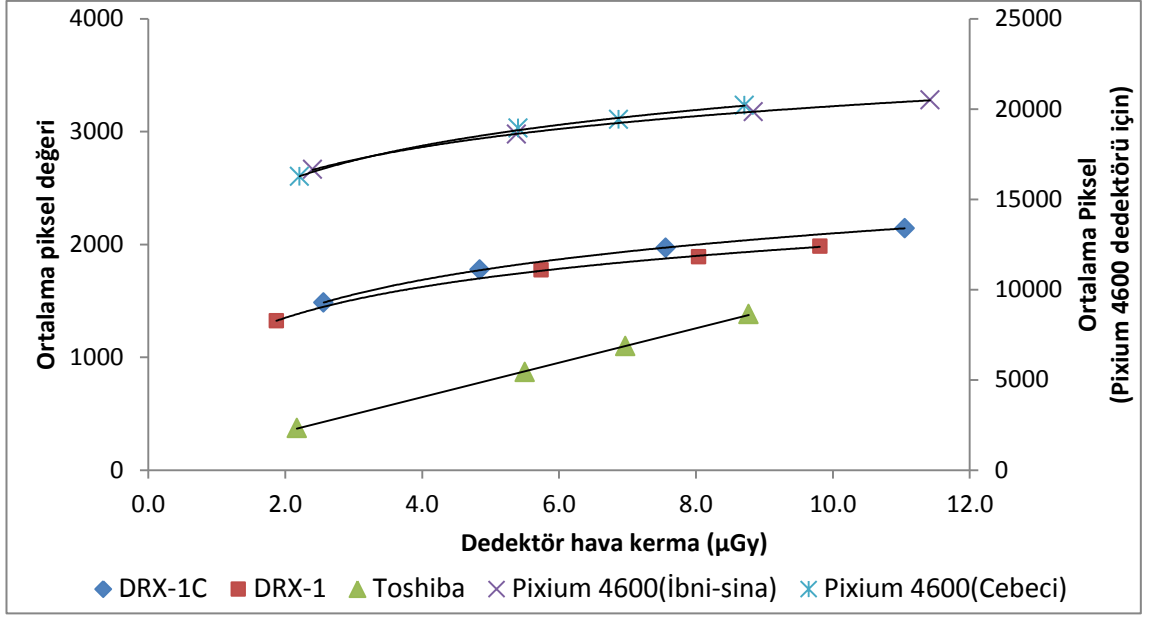
Şekil 4.3 Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G1 geometrisinde 90 kV_p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri



Şekil 4.4 Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G1 geometrisinde 120 kV_p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri



Şekil 4.5 Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G3 geometrisinde 90 kV_p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri



Şekil 4.6 Tez kapsamında kullanılan 5 farklı dedektör için G3 geometrisinde 120 kV_p tüp gerilimi için doz yanıt eğrileri

Çizelge 4.1 5 farklı dedektör için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için STP eşitlikleri

Dedektör	Demet kalitesi	Regresyon sabiti	Demet kalitesi	Regresyon sabiti
	RQA5 (70kV _p)	R ²	RQA7 (90kV _p)	R ²
Carestream DRX-1C	PV=448,51ln(K)+1092,3	1,00	PV=435,62ln(K)+1166	1,00
Carestream DRX-1	PV=407,09ln(K)+1167	0,99	PV=442,29ln(K)+1180,9	0,99
Toshiba FDX4343R	PV=128,83K+104,21	1,00	PV=165,83K+53,535	1,00
Pixium 4600 (İbni-sina)	PV=2372,8ln(K)+14642	0,99	PV=2318,7ln(K)+15008	0,99
Pixium 4600 (Cebeci)	PV=2567,8ln(K)+13906	1,00	PV=2509,9ln(K)+14450	0,99

Çizelge 4.2 5 farklı dedektör için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için STP eşitlikleri

Dedektör	Demet kalitesi	Regresyon sabiti	Demet kalitesi	Regresyon sabiti
	G1-90kV _p	R ²	G1-120kV _p	R ²
Carestream DRX-1C	PV=515,71ln(K)+ 947,45	0,99	PV=495,32ln(K)+ 993,37	1,00
Carestream DRX-1	PV=416,89ln(K)+ 1071,6	0,99	PV=392,51ln(K)+ 1108,3	0,99
Toshiba FDX4343R	PV=144,87K+ 56,106	0,99	PV=146,6K+ 61,169	0,99
Pixium 4600 (İbni-sina)	PV=2410,3ln(K)+ 14460	0,99	PV=2378,5ln(K)+ 14527	0,99
Pixium 4600 (Cebeci)	PV=2560,8ln(K)+ 14593	0,99	PV=2556,5ln(K)+ 14787	0,99

Çizelge 4.3 5 farklı dedektör için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için STP eşitlikleri

Dedektör	Demet kalitesi	Regresyon sabiti	Demet kalitesi	Regresyon sabiti
	G3-90kV _p	R ²	G3-120kV _p	R ²
Carestream DRX-1C	PV=460,98ln(K)+ 1051,7	0,99	PV=450,36ln(K)+ 1061,6	0,99
Carestream DRX-1	PV=510,39ln(K)+ 865,95	0,99	PV=395,37ln(K)+ 1075,9	0,99
Toshiba FDX4343R	PV=146,26K+ 59,777	0,99	PV=152,66K+ 36,861	0,99
Pixium 4600 (İbni-sina)	PV=2398,8ln(K)+ 14541	0,99	PV=2470,3ln(K)+ 14470	0,99
Pixium 4600 (Cebeci)	PV=2606,4(K) + 14461	0,99	PV=2849,9ln(K)+ 14020	0,99

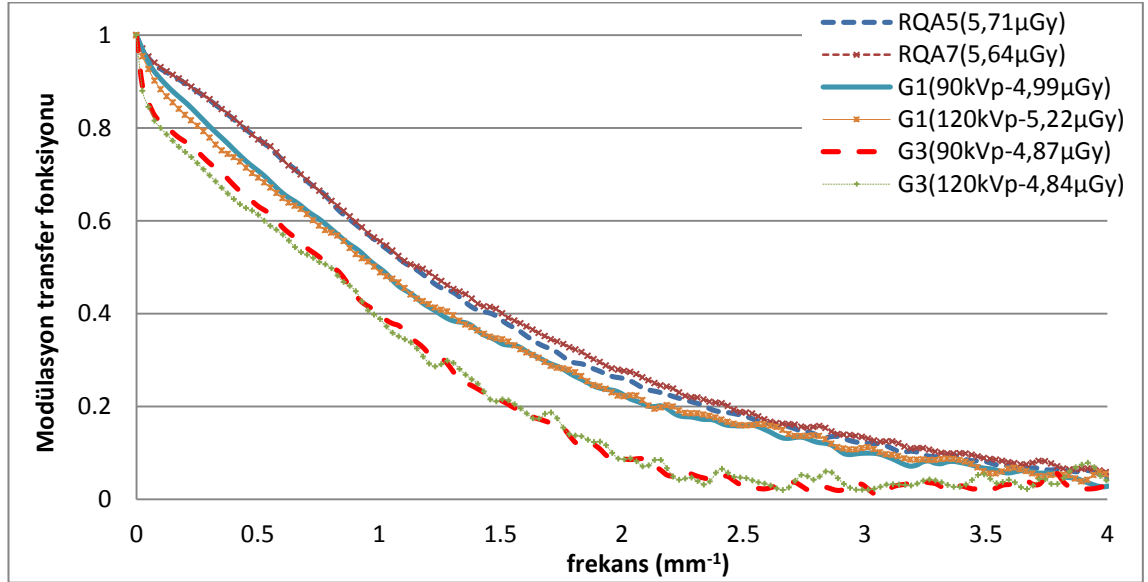
4.2 Farklı Demet Kaliteleri için Dedektör Performanslarının Karşılaştırılması

4.2.1 Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)

Bu bölümde sırasıyla 5 farklı indirekt dedektör için IEC yöntemi (IEC 62220-1), G1 ve G3 geometrisinde farklı demet kaliteleri ve kVp için minimum 5 μGy dedektör hava kerma değerinde dikey yönde hesaplanmış ince örneklenmiş MTF sonuçları verilecektir.

a) DRX-1C dedektörü

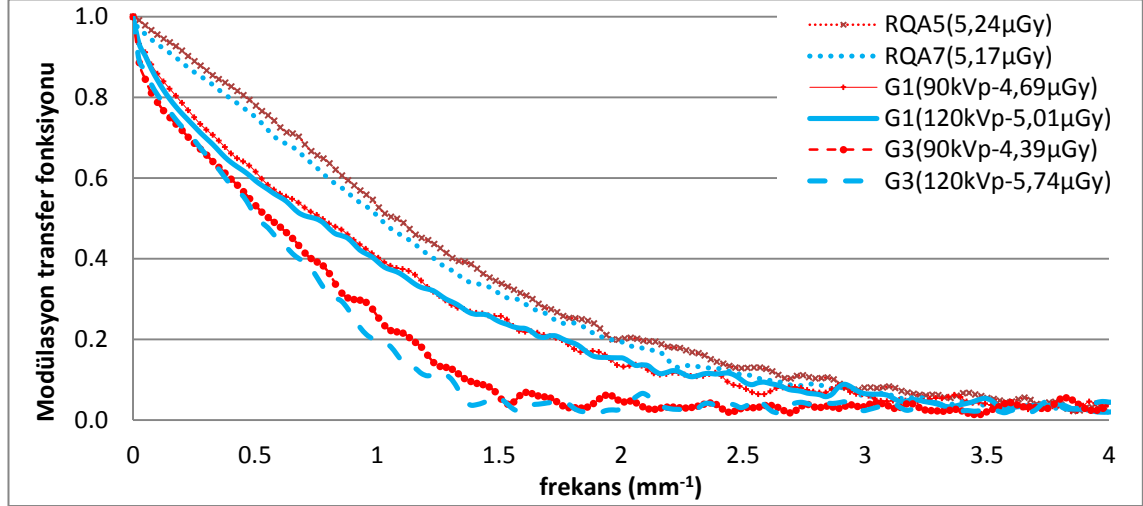
DRX-1C markalı dedektörde minimum 5 μGy dedektör hava kerma değerinde ve farklı demet kalitelerinde ölçüm yapılan üç geometri için MTF sonuçları Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7 DRX-1C dedektöründe IEC, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri

b) DRX-1 dedektörü

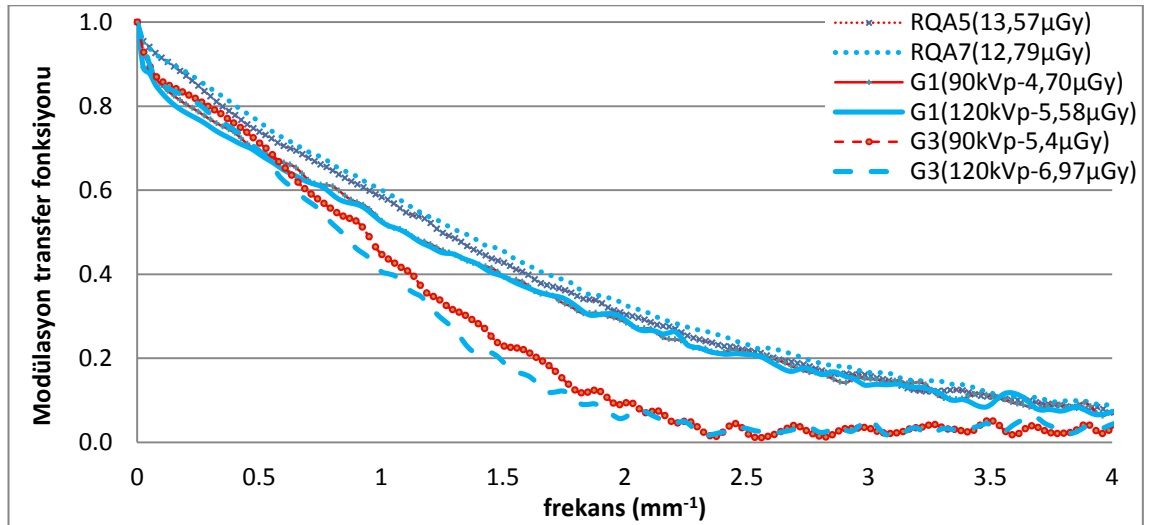
DRX-1 markalı dedektörde minimum 5 μGy dedektör hava kerma değerinde ve farklı demet kalitelerinde ölçüm yapılan üç geometri için MTF sonuçları Şekil 4.8'de gösterilmiştir.



Şekil 4.8 DRX-1 dedektöründe IEC, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri

c) Toshiba FDX4343R dedektörü

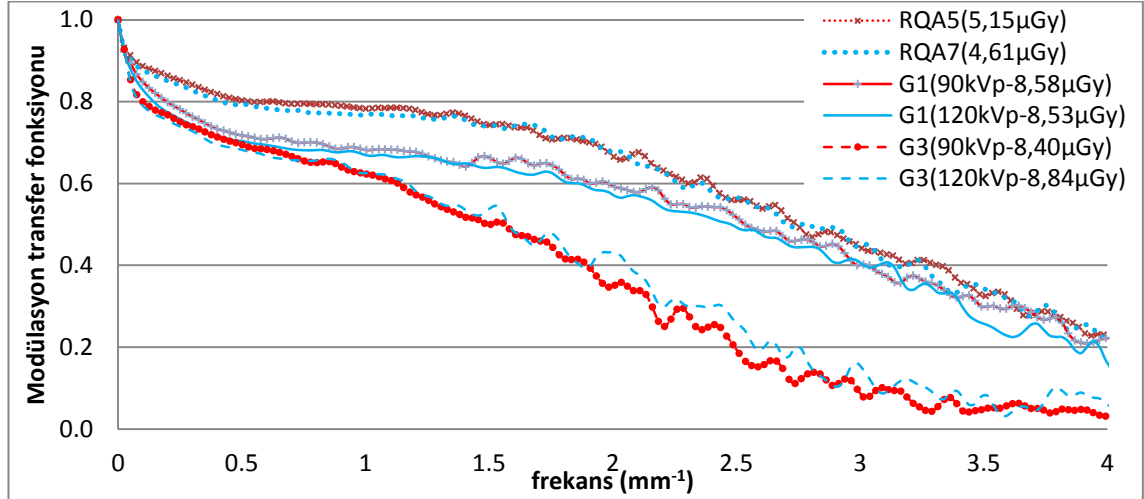
Toshiba FDX4343R markalı dedektörde minimum 5 μGy dedektör hava kerma değerinde ve farklı demet kalitelerinde ölçüm yapılan üç geometri için MTF sonuçları Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9 FDX4343R dedektöründe IEC, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri

d) Trixell Pixium 4600 dedektörü - İbni Sina Hastanesi

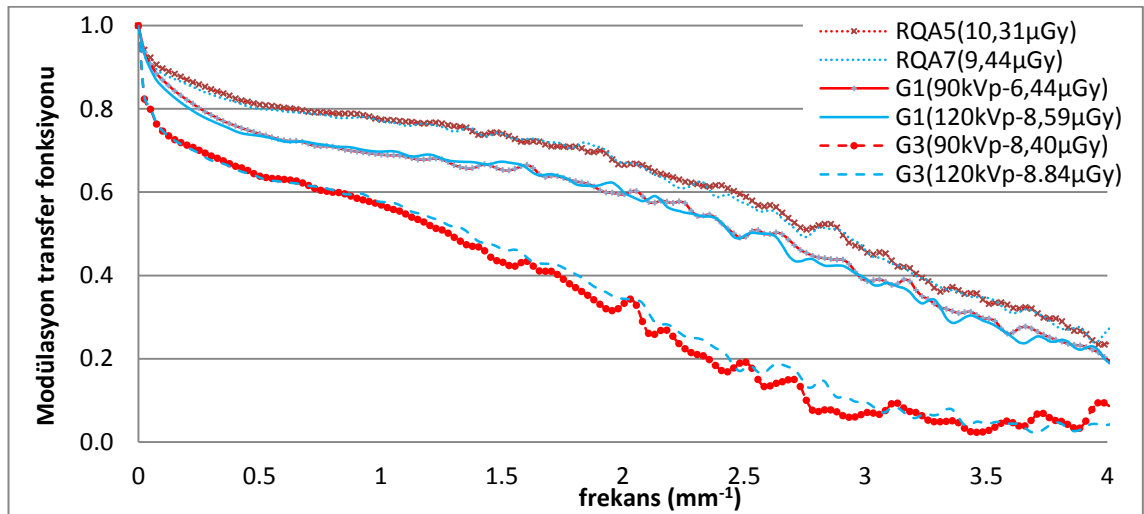
Trixell Pixium 4600 markalı dedektörde minimum 5 μGy dedektör hava kerma değerinde ve farklı demet kalitelerinde ölçüm yapılan üç farklı düzenek geometrisi için MTF sonuçları Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.10 Pixium 4600 dedektöründe IEC yöntemi, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri

e) Trixell Pixium 4600 dedektörü - Cebeci Hastanesi

Cebeci hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 markalı dedektörde minimum 5 μGy dedektör hava kerma değerinde ve farklı demet kalitelerinde ölçüm yapılan üç farklı düzenek geometrisi için MTF sonuçları Şekil 4.11'de gösterilmiştir.

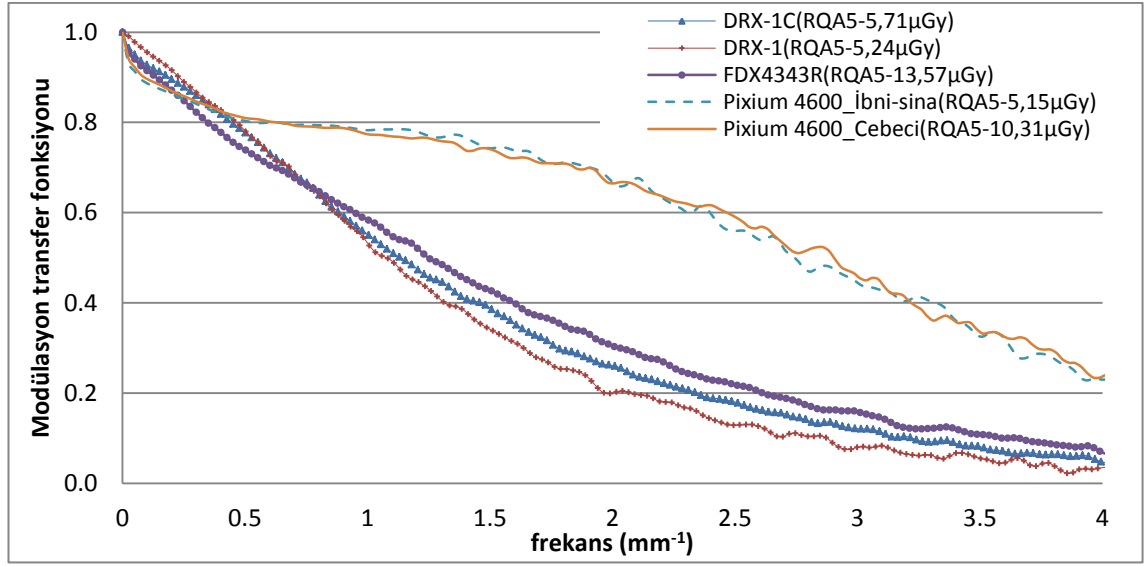


Şekil 4.11 Pixium 4600 dedektöründe IEC yöntemi, G1 ve G3 geometrilerinde alınan MTF ölçümleri

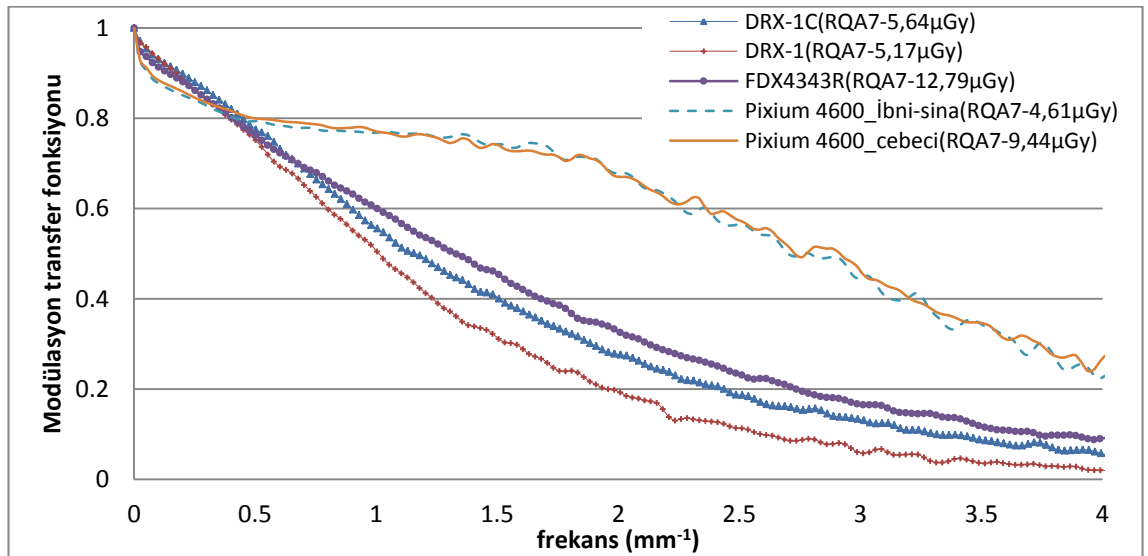
4.2.1.1 Farklı sistemler için modülasyon transfer fonksiyonu

4.2.1.1.1 IEC 62220-1 protokolü (RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için) ölçümleri

Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektöründe IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için dikey yönde çizilen MTF eğrileri gösterilmiştir.



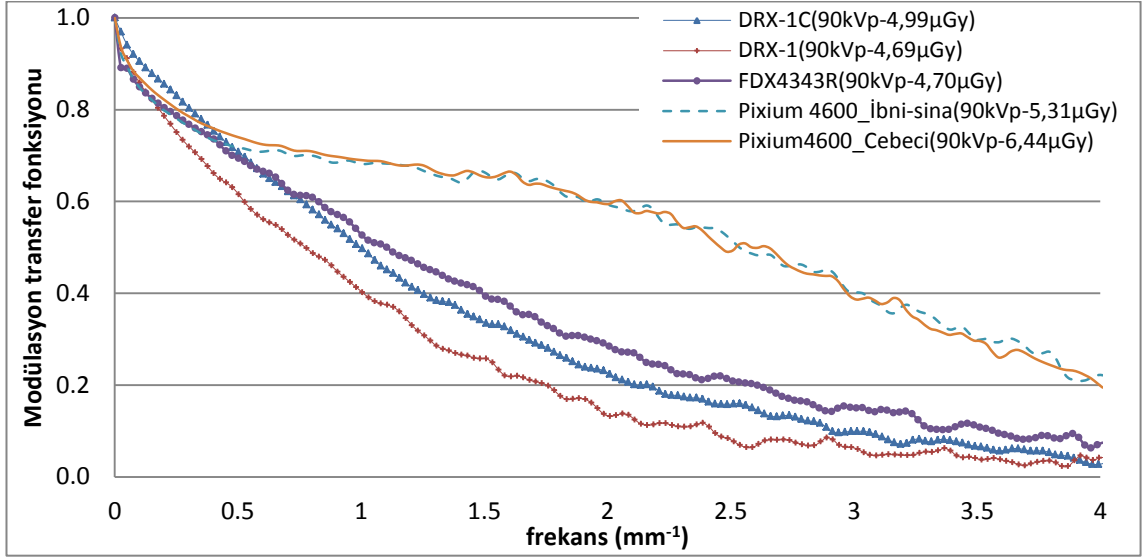
Şekil 4.12 IEC geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için RQA5 demet kalitesinde MTF ölçümleri



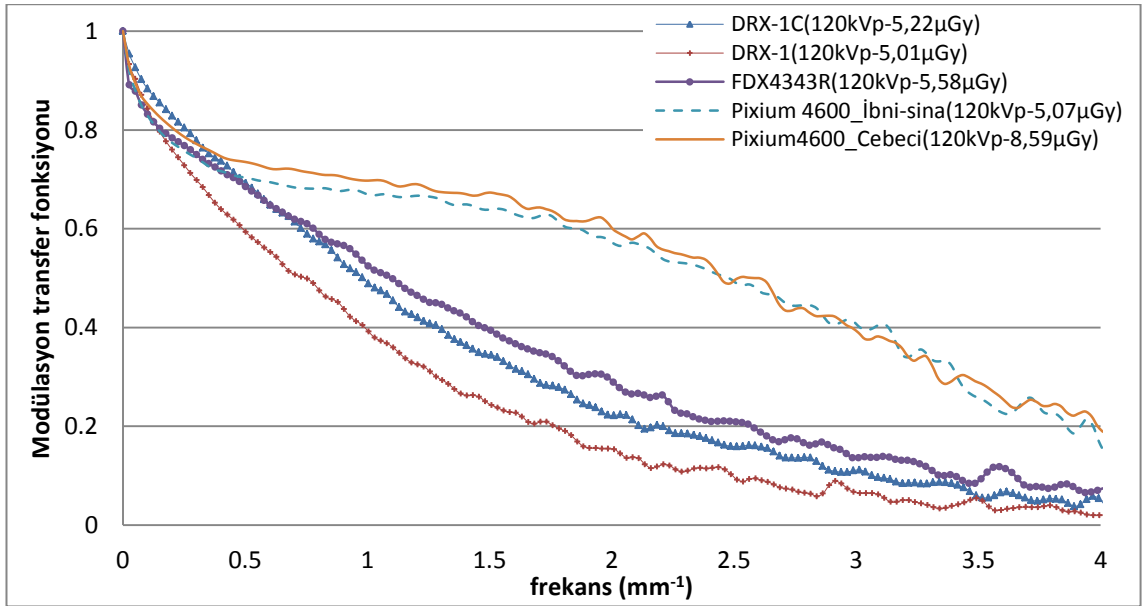
Şekil 4.13 IEC geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için RQA7 demet kalitesinde MTF ölçümleri

4.2.1.1.2 G1 geometrisi ölçümleri

Şekil 4.14 ve Şekil 4.15’de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektöründe G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde dikey yönde çizilen MTF eğrileri gösterilmiştir.



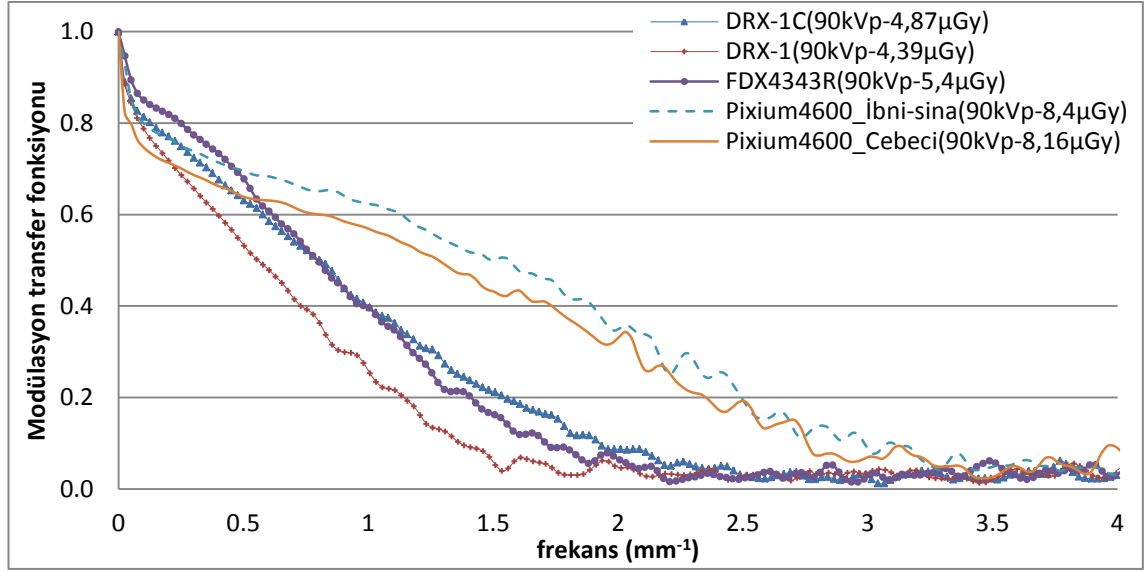
Şekil 4.14 G1 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 90 kV_p tüp geriliminde MTF ölçümleri



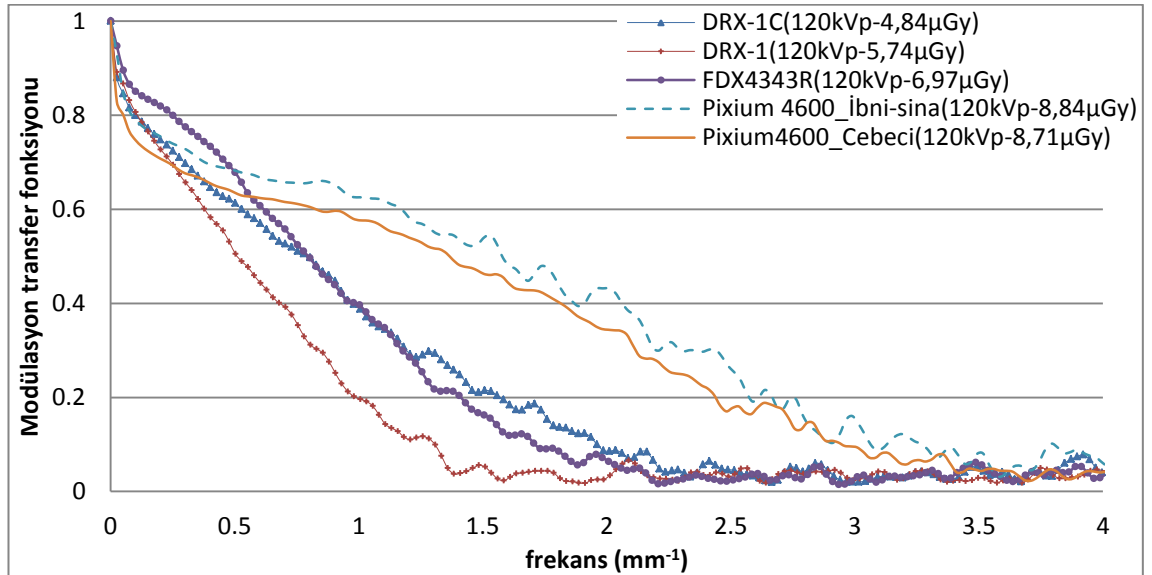
Şekil 4.15 G1 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 120 kV_p tüp geriliminde MTF ölçümleri

4.2.1.1.3 G3 geometrisi ölçümleri

Şekil 4.16 ve Şekil 4.17'de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektöründe G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde dikey yönde çizilen MTF eğrileri gösterilmiştir.



Şekil 4.16 G3 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 90 kV_p tüp geriliminde MTF ölçümleri



Şekil 4.17 G3 geometrisinde 5 farklı dijital dedektör için 120 kV_p tüp geriliminde MTF ölçümleri

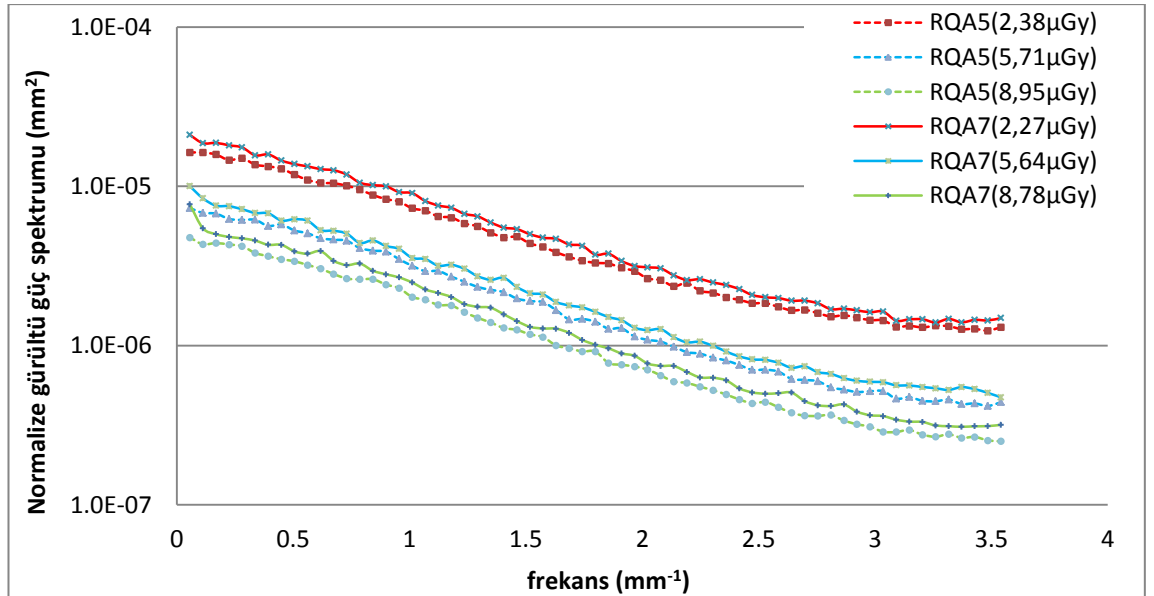
4.2.2 Normalized noise power spectrum (NNPS)

Bu bölümde sırasıyla 5 farklı indirekt dedektör ayrı ayrı değerlendirilecek şekilde IEC yönteminde farklı demet kalitesi ve dedektör yüzeyinde ölçülen farklı dozlarda , G1 ve G3 geometrisinde ise farklı kV_p ve dedektör yüzeyinde ölçülen farklı dozlarda ve her geometri (IEC yöntemi, G1 ve G3) birlikte karşılaştırılacak şekilde sabit kV_p , farklı dozlarda grid artefaktının olmadığı dikey yönde hesaplanmış NNPS ve NNPSxDoz sonuçları verilmiştir.

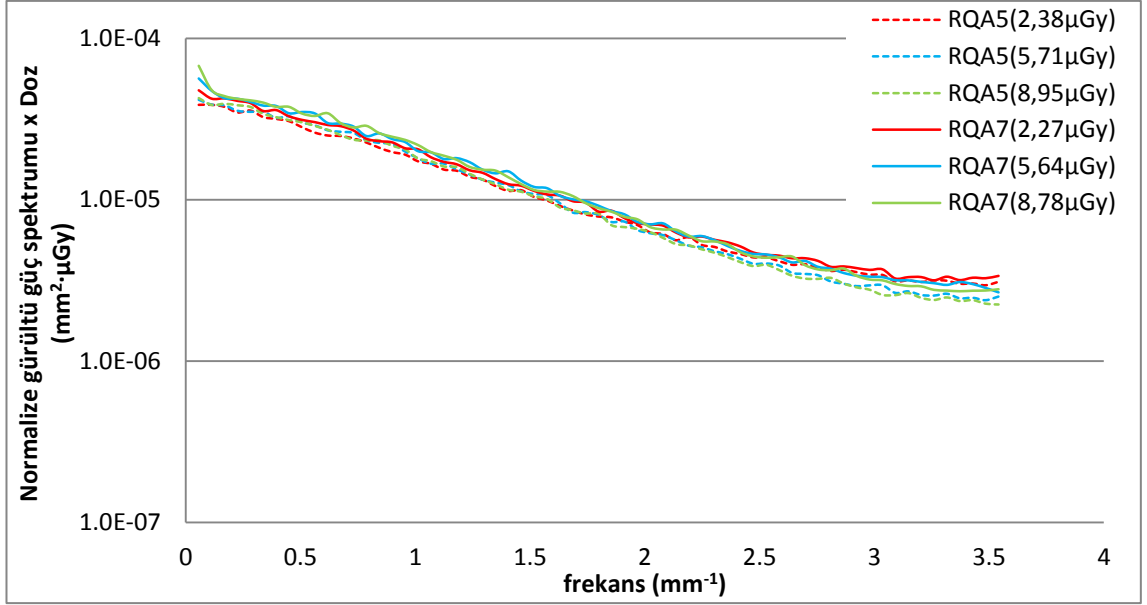
a) Carestream DRX-1C dedektörü

Carestream marka DRX-1C sistemi için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefaktının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları sırasıyla

Şekil 4.18, Şekil 4.19’da gösterilmiştir.

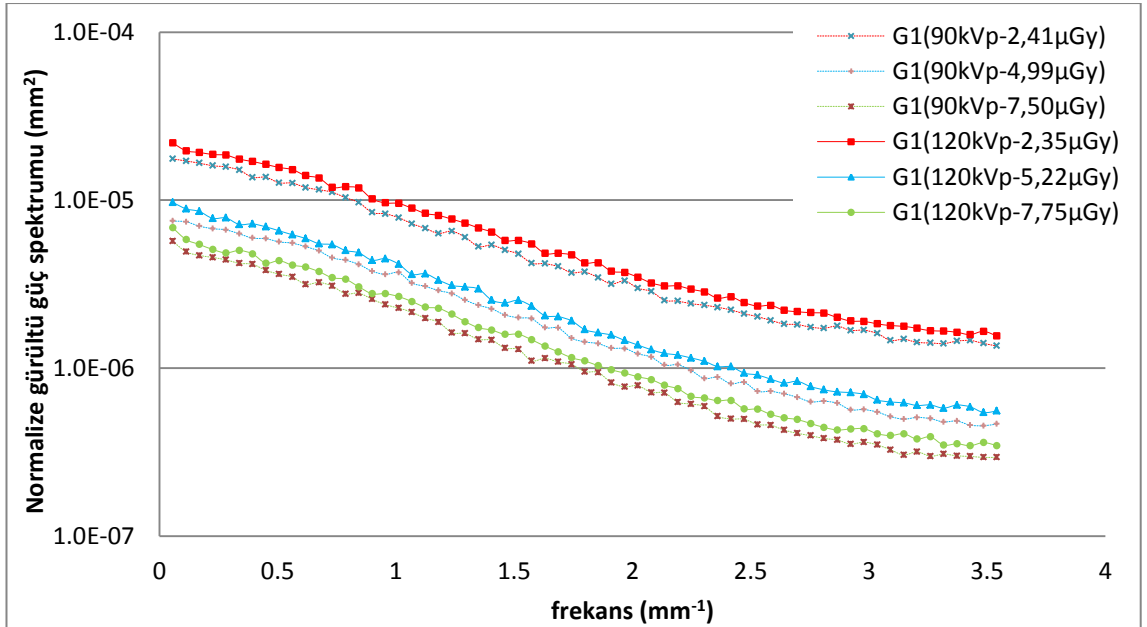


Şekil 4.18 IEC geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

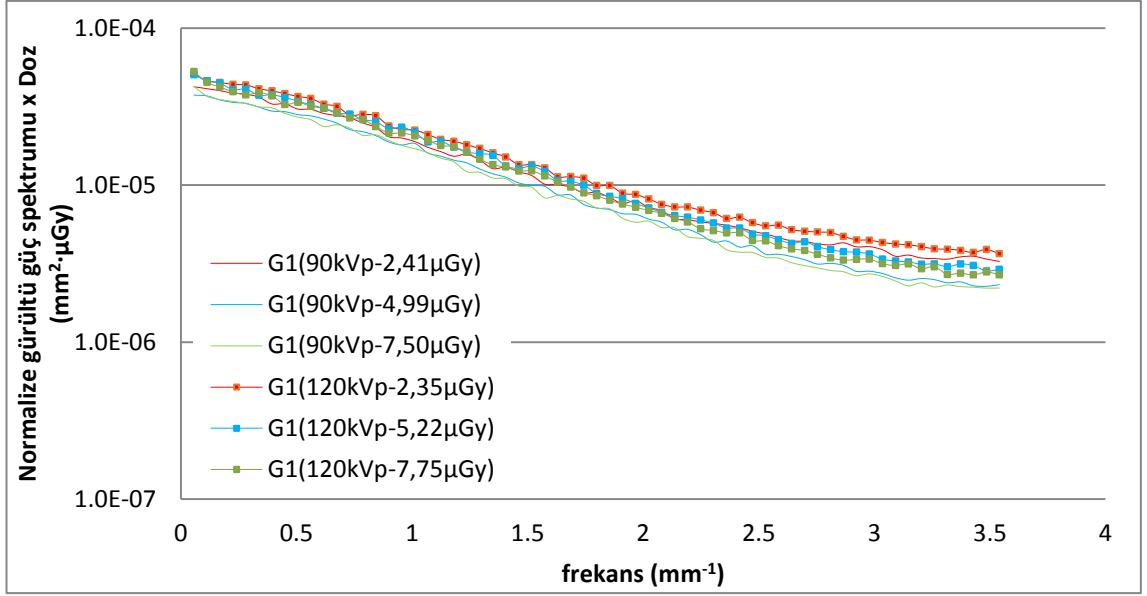


Şekil 4.19 IEC geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

DRX-1C sistemi için G1 ölçüm geometrisi kullanılarak 2 farklı kVp ve dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.20 ve Şekil 4.21’de gösterilmiştir.

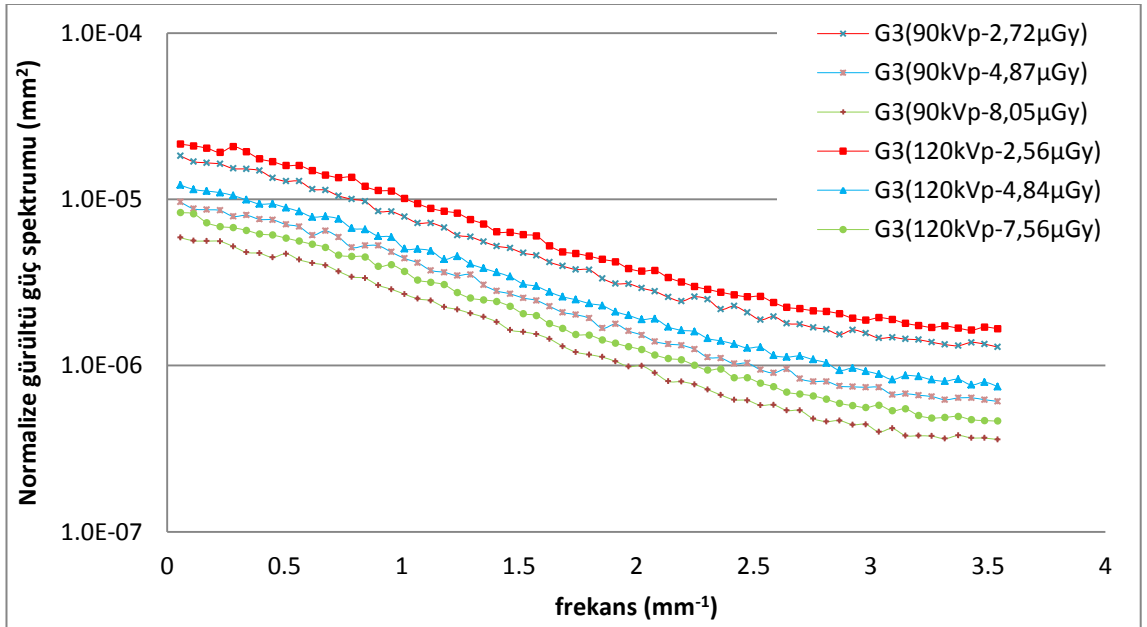


Şekil 4.20G1 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p’de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

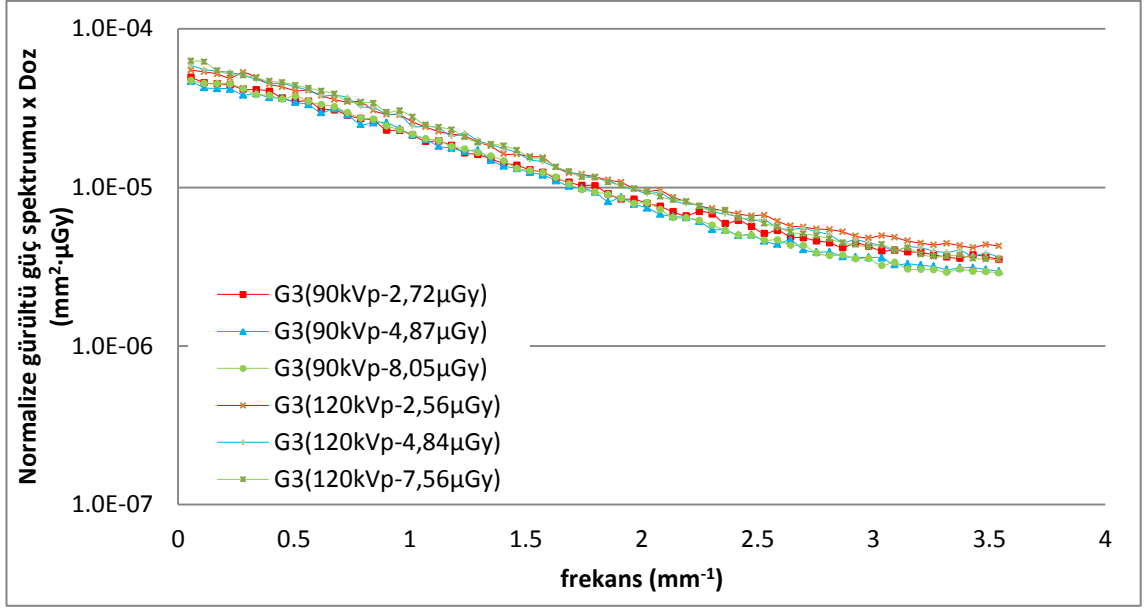


Şekil 4.21 G1 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

DRX-1C sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 2 farklı kVp ve dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'de gösterilmiştir.

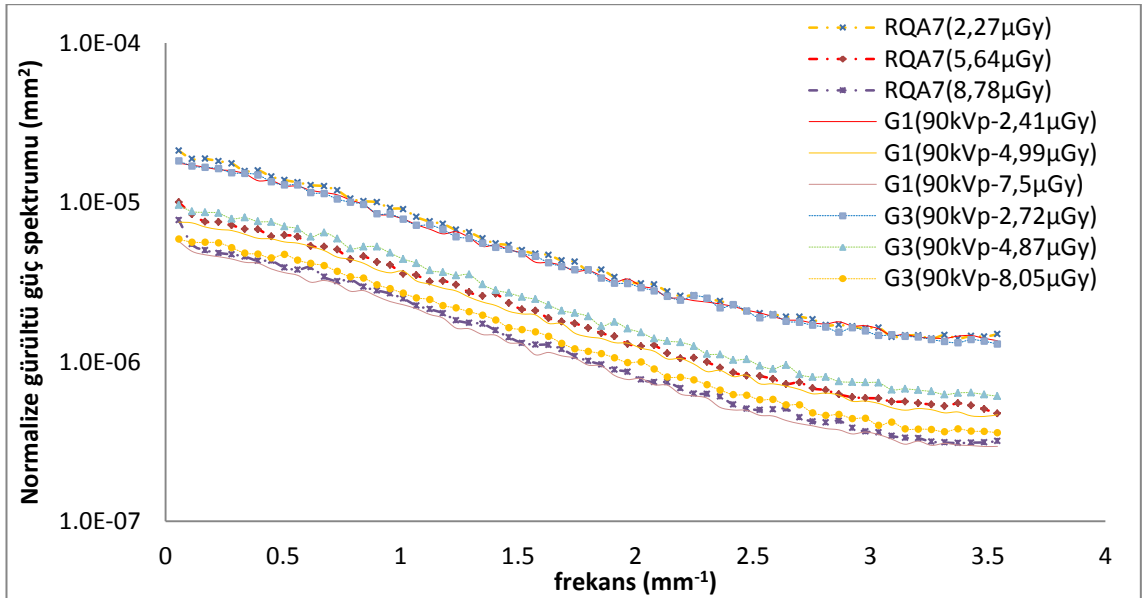


Şekil 4.22 G3 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

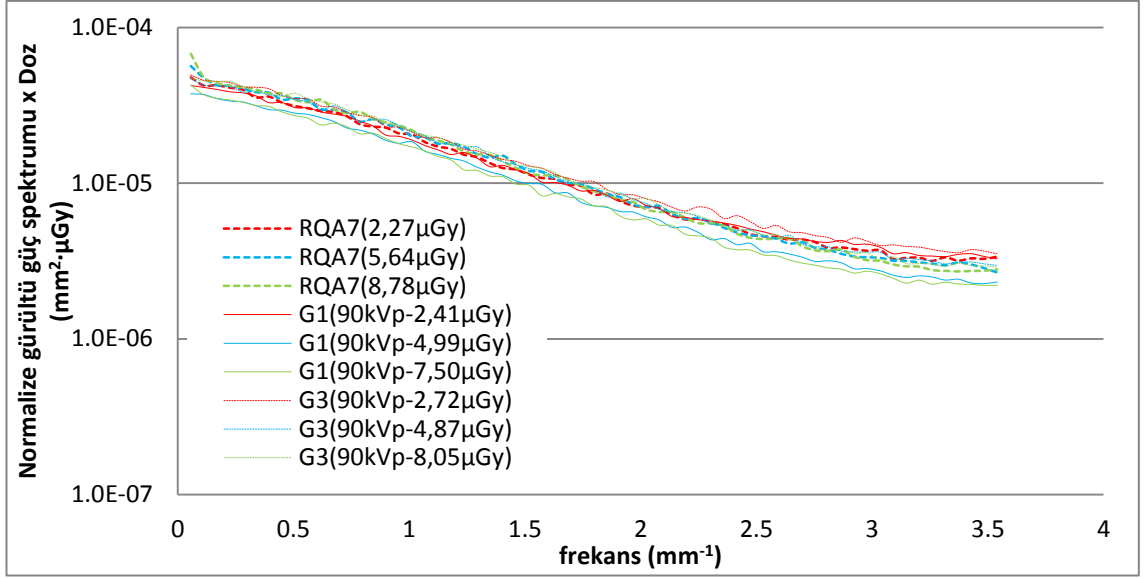


Şekil 4.23 G3 geometrisinde DRX-1C dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

DRX-1C sistemi için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilerde 3 farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA5 ve RQA7 demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90kV_p tüp geriliminde NNPS ve NNPSxDoz sonuçlarının karşılaştırmalı grafiği sırasıyla Şekil 4.24 ve Şekil 4.25'de verilmiştir.



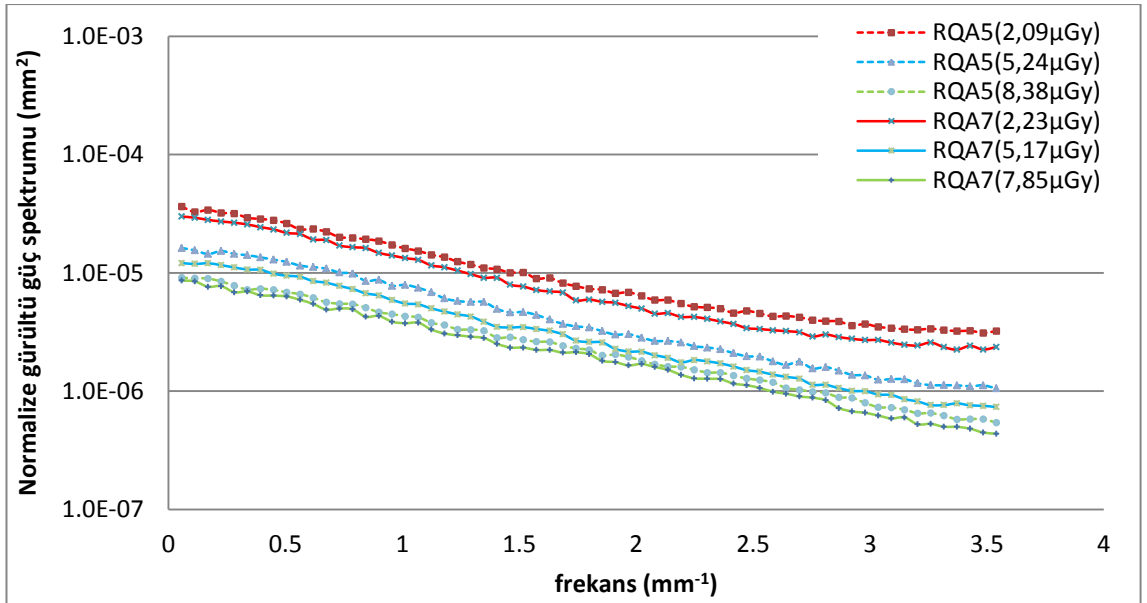
Şekil 4.24 IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS ölçümleri karşılaştırması



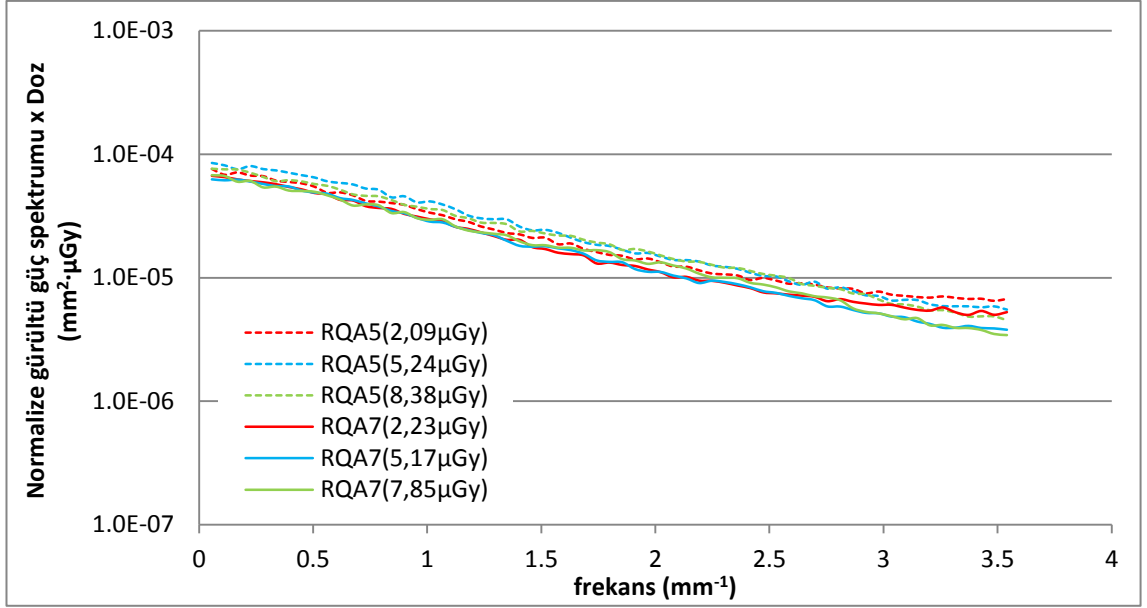
Şekil 4.25 IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz ölçümleri

b) Carestream DRX-1 dedektörü

DRX-1 sistemi için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) kalitelerinde 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.26 ve Şekil 4.27 'de gösterilmiştir.

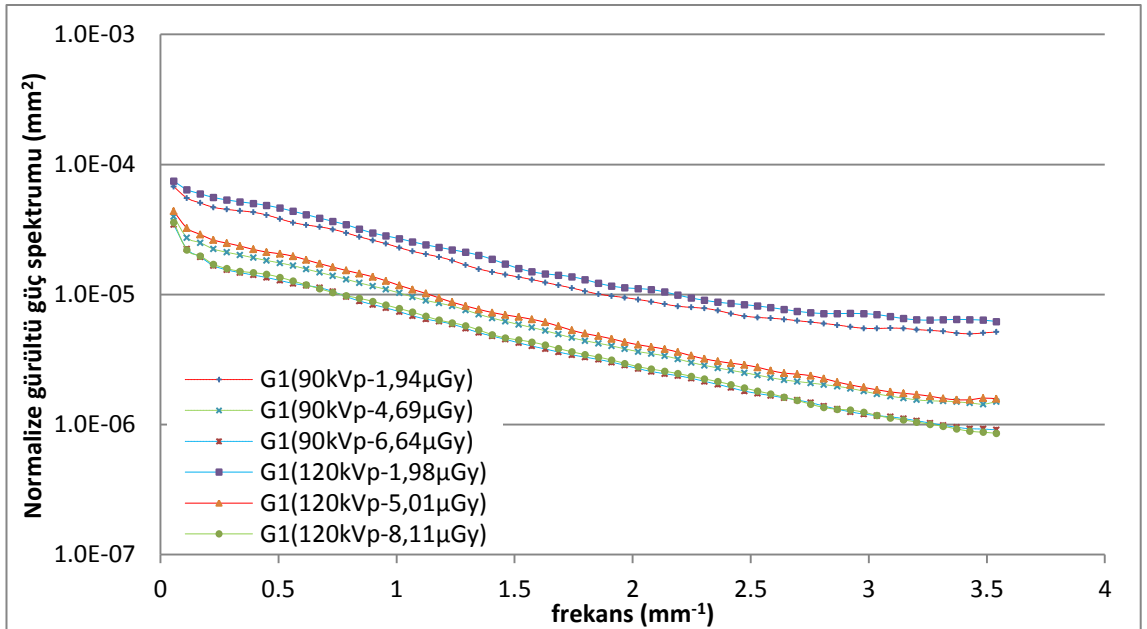


Şekil 4.26 IEC geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

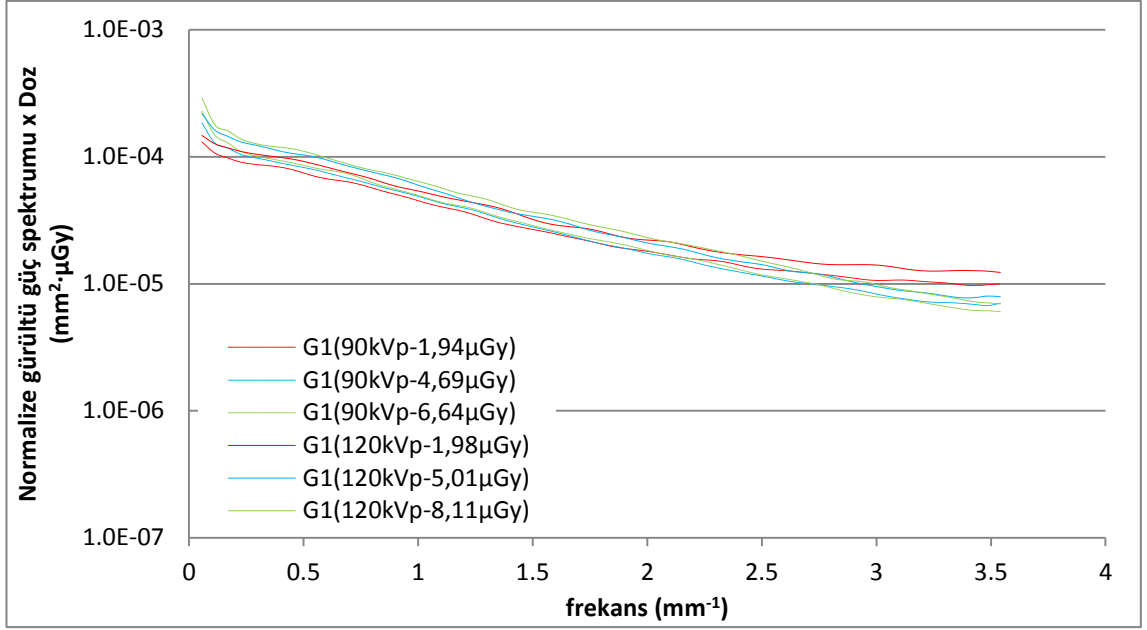


Şekil 4.27 IEC geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

DRX-1 sistemi için G1 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.28, Şekil 4.29’da gösterilmiştir.

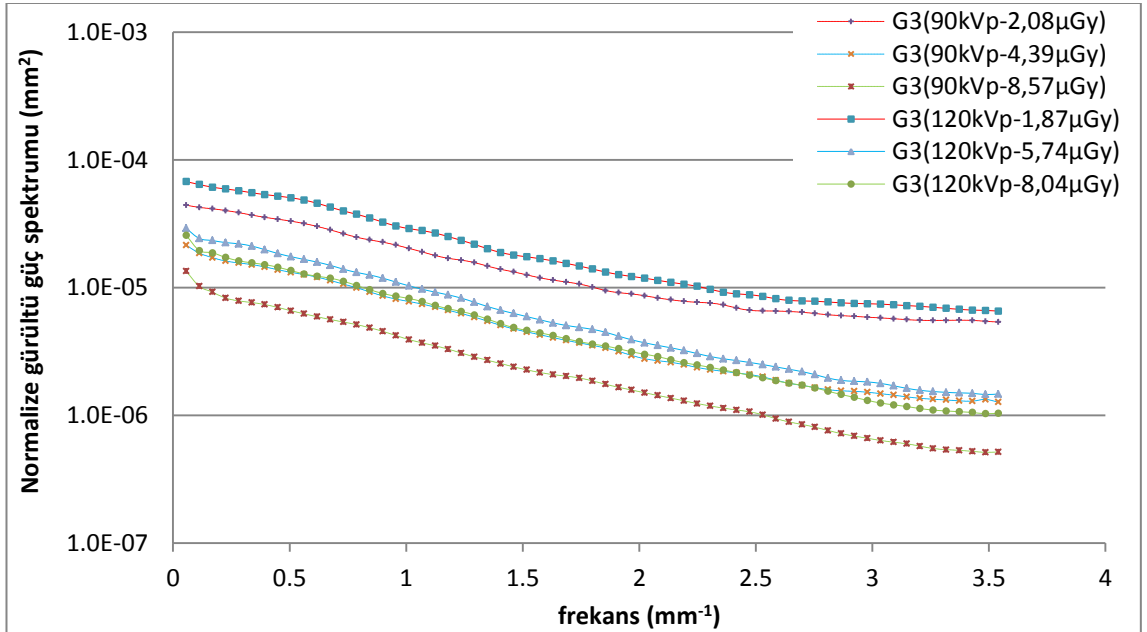


Şekil 4.28 G1 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p ve 3 farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

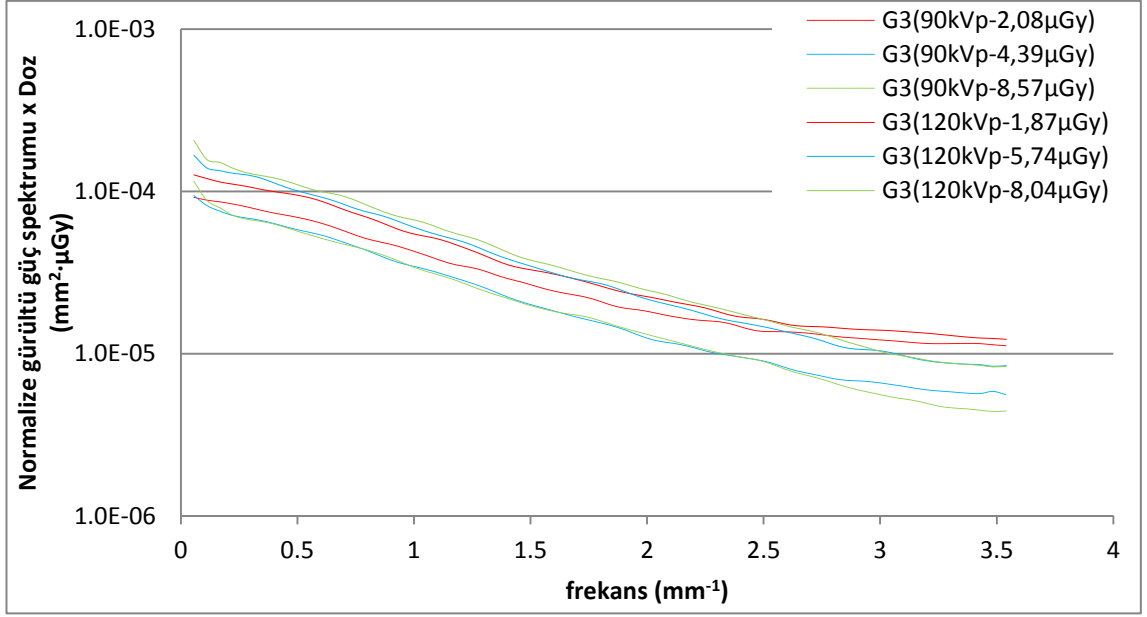


Şekil 4.29 G1 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90kV_p ve 120kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

DRX-1 sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 ve 120kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.30 ve Şekil 4.31’de gösterilmiştir.

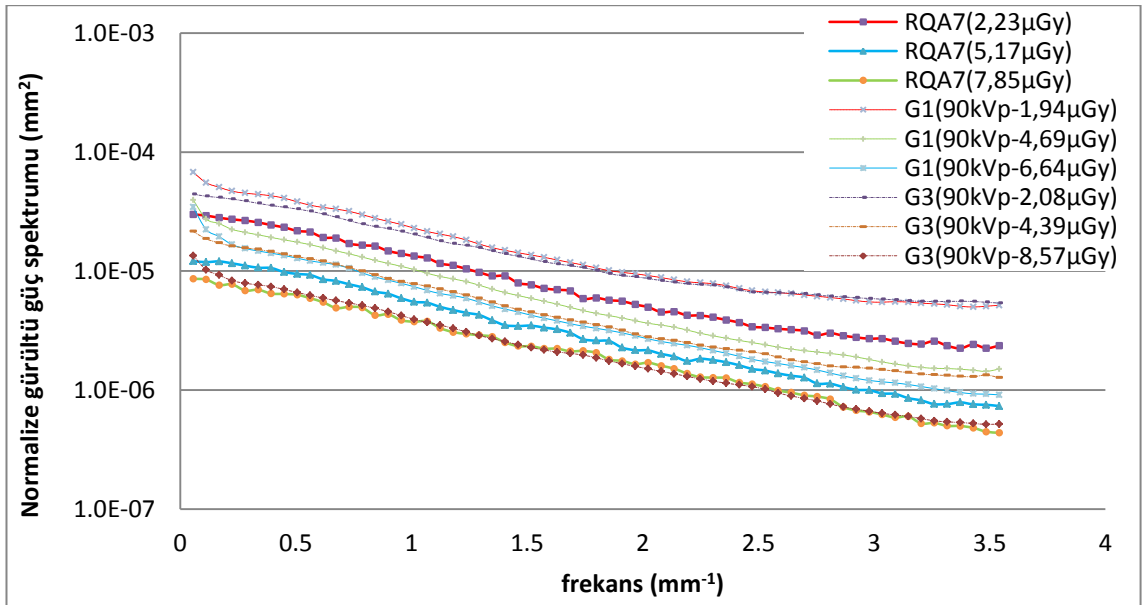


Şekil 4.30 G3 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p’de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

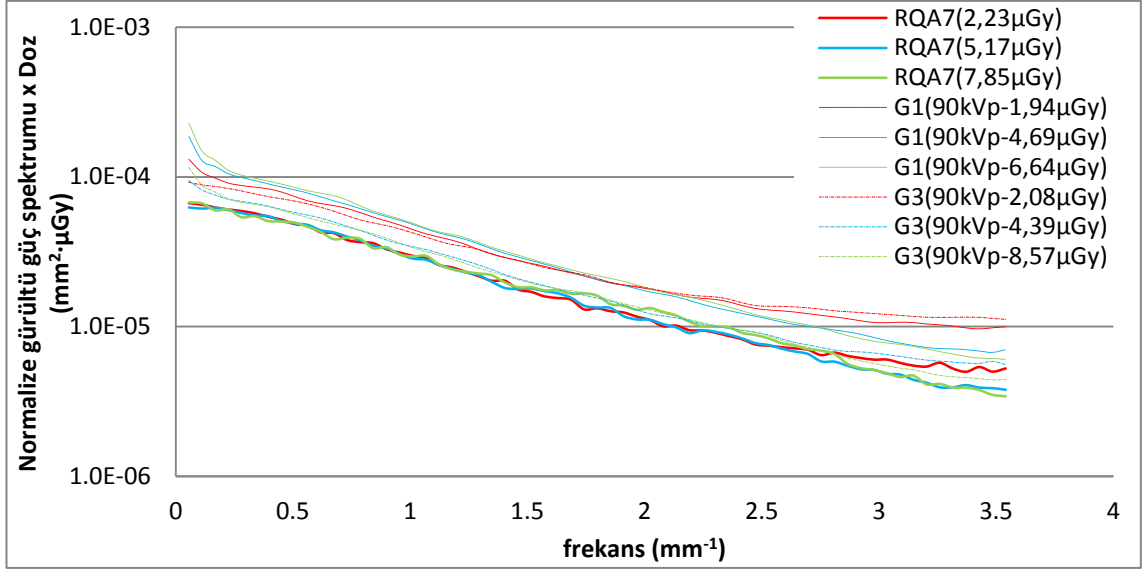


Şekil 4.31 G3 geometrisinde DRX-1 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

DRX-1 sistemi için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilerde üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp potansiyelerinde NNPS ve NNPSxDoz sonuçlarının karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.32 ve Şekil 4.33'de verilmiştir.



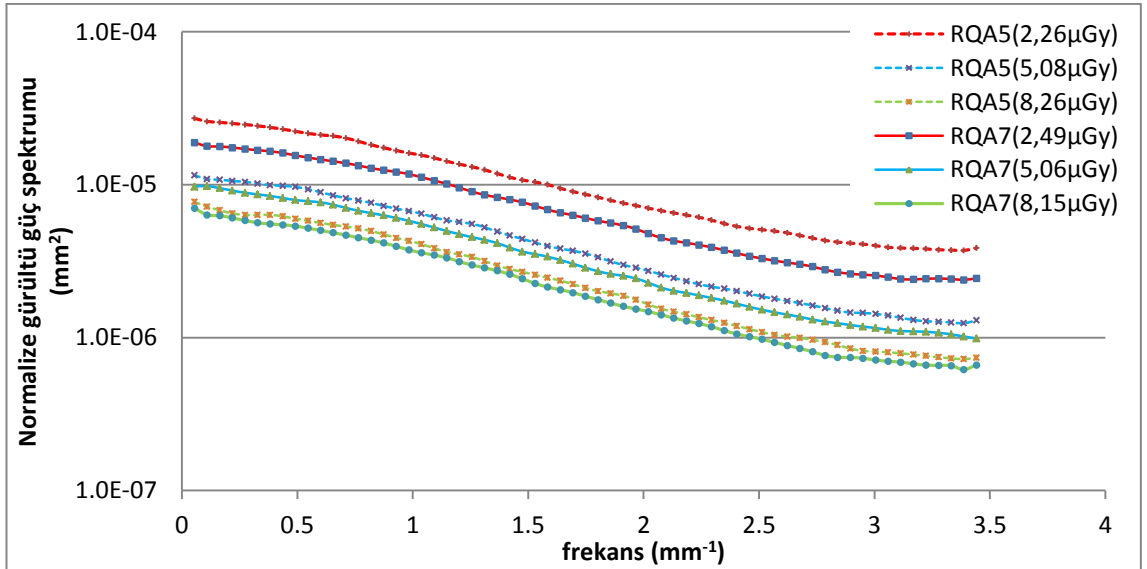
Şekil 4.32 DRX-1 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve normal 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS ölçümleri karşılaştırması



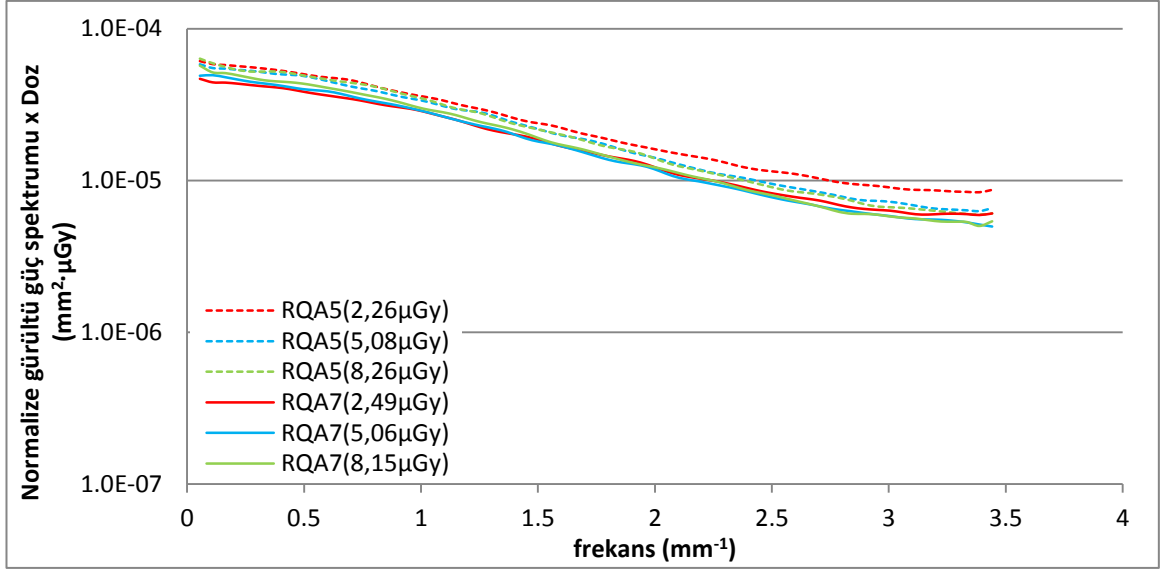
Şekil 4.33 DRX-1 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve normal 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz ölçümleri karşılaştırması

c) Toshiba FDX4343R dedektörü

Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.34, Şekil 4.35’de gösterilmiştir.

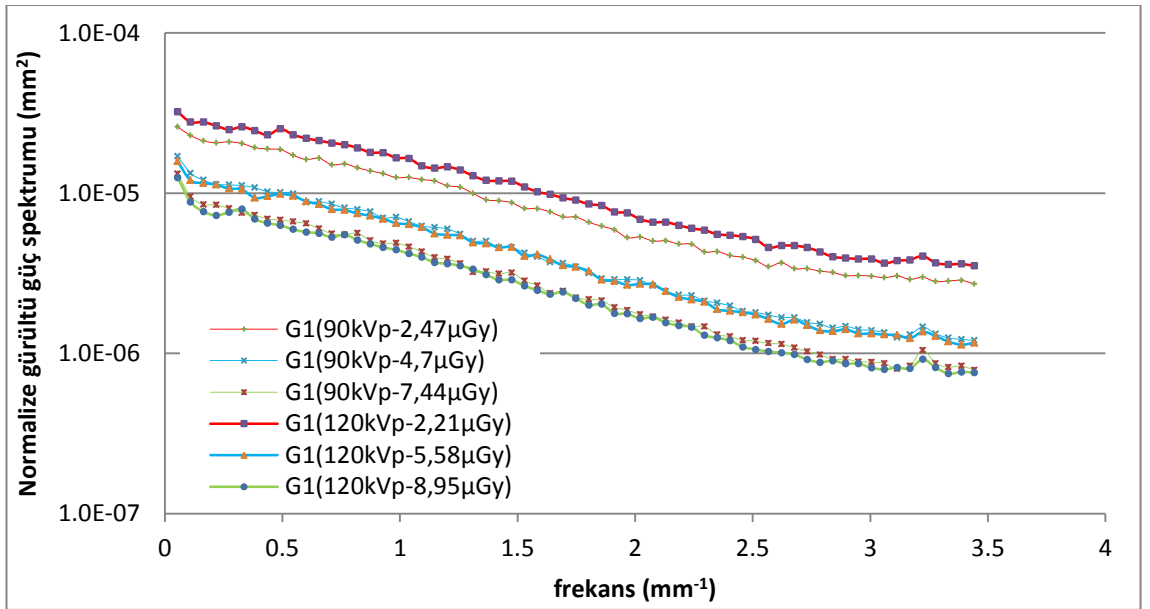


Şekil 4.34 IEC geometrisinde FDX4343R dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

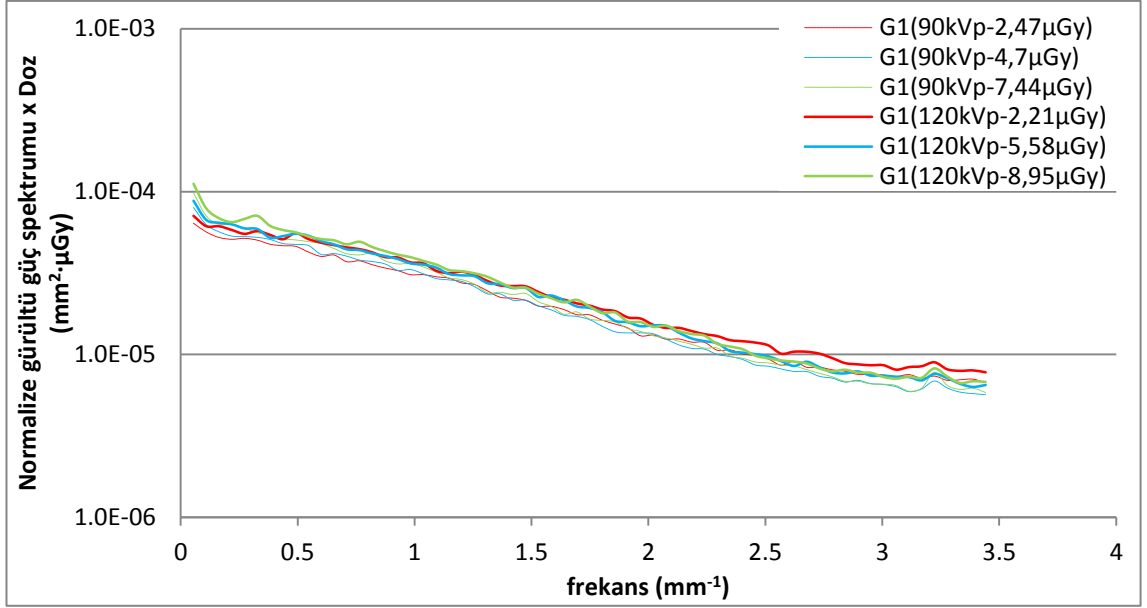


Şekil 4.35 IEC geometrisinde FDX4343R dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde 3 farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

Toshiba FDX4343R sistemi için G1 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p ve 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.36, Şekil 4.37’de gösterilmiştir.

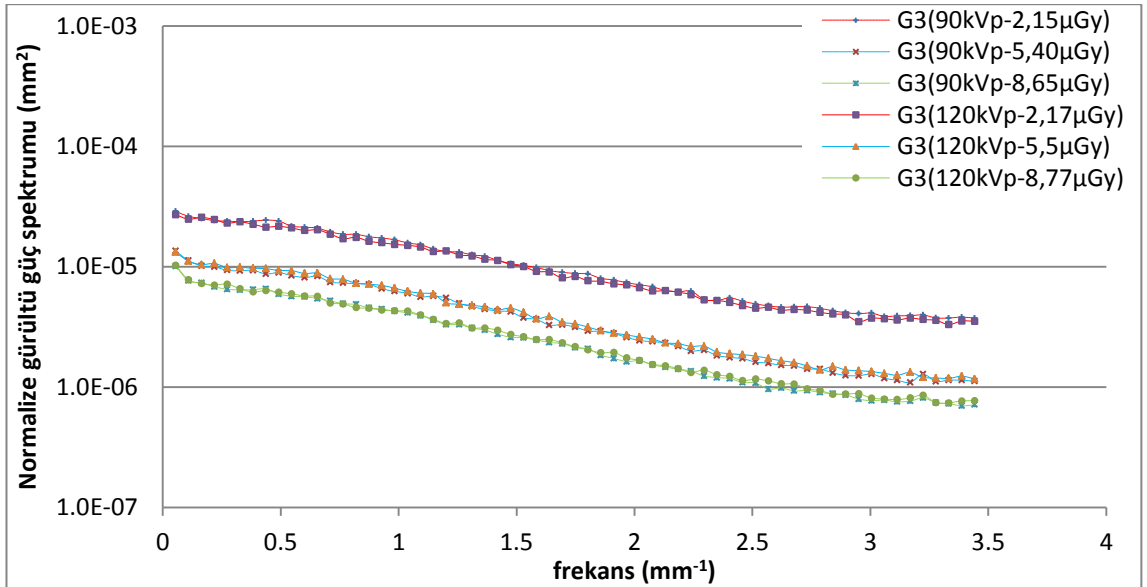


Şekil 4.36 G1 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p’de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

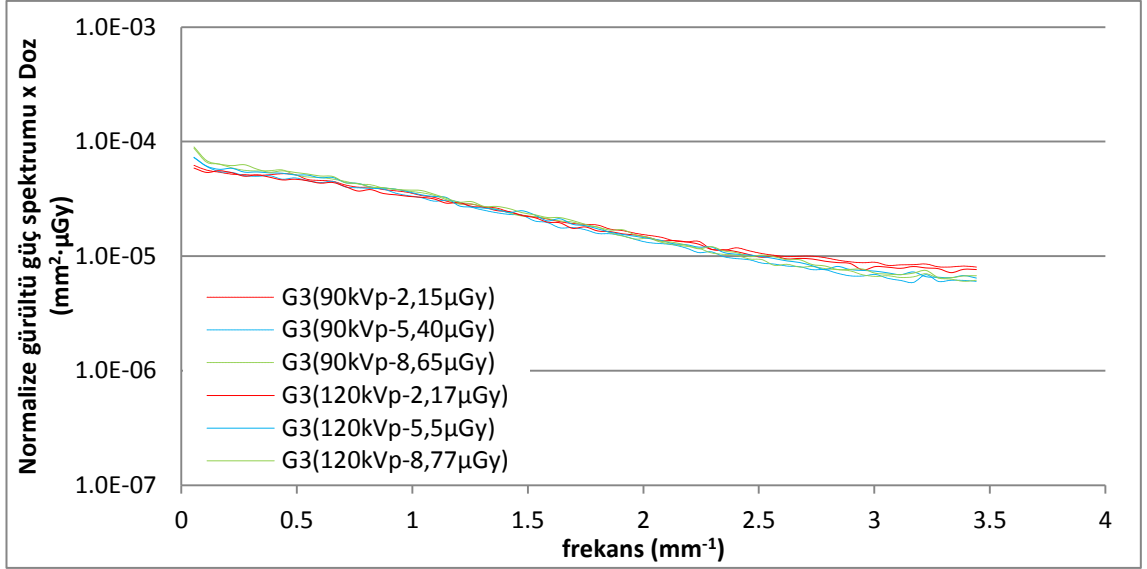


Şekil 4.37 G1 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.38, Şekil 4.39'da gösterilmiştir.

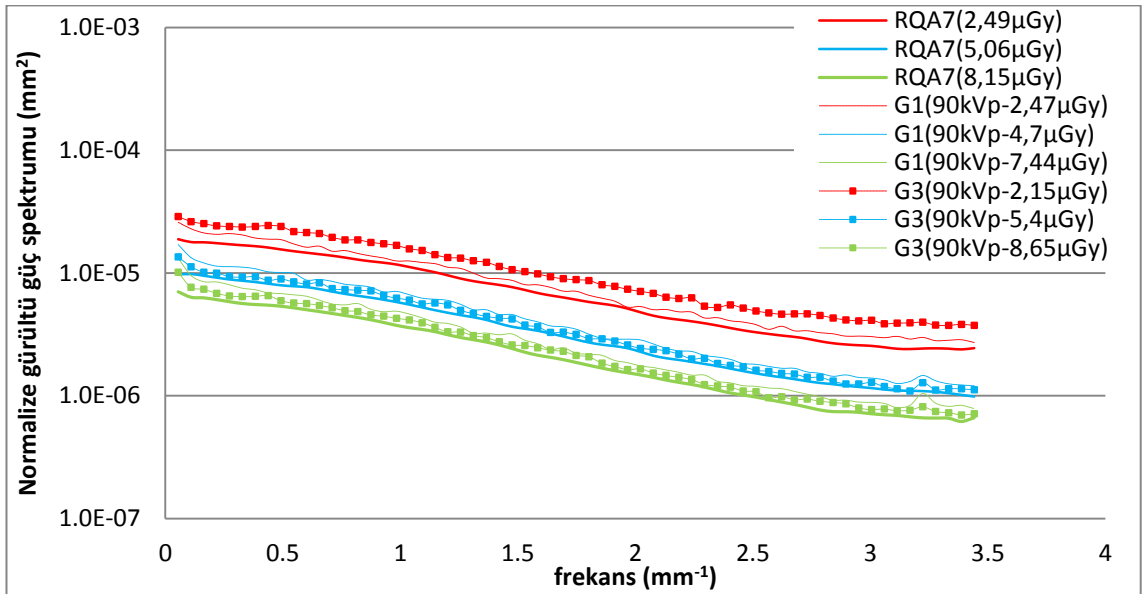


Şekil 4.38 G3 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

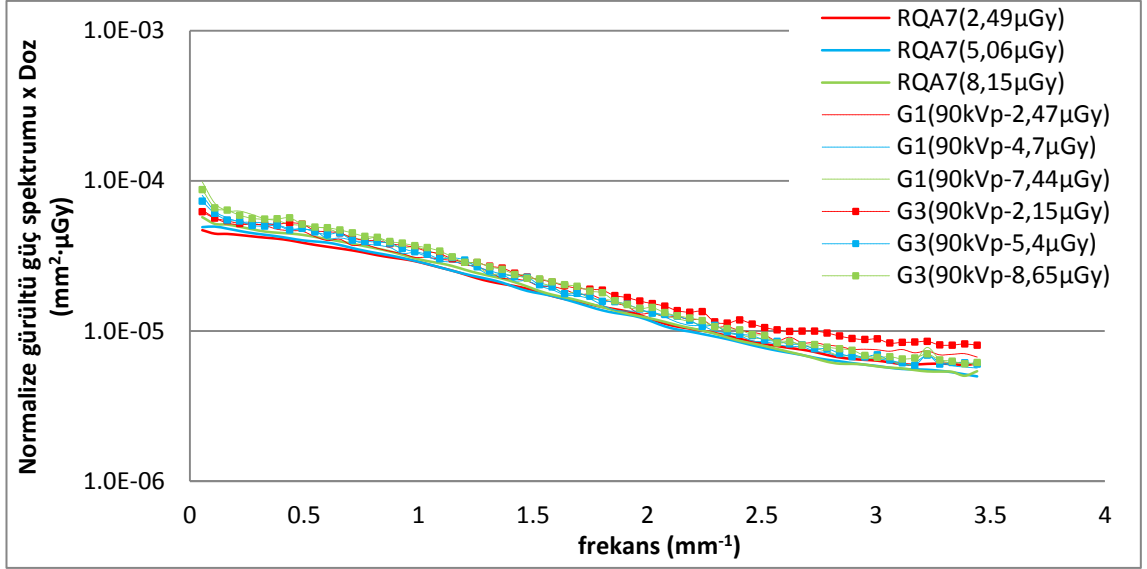


Şekil 4.39 G3 geometrisinde Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp potansiyelerinde NNPS ve NNPSxDoz sonuçlarının karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.40 ve Şekil 4.41'de verilmiştir.



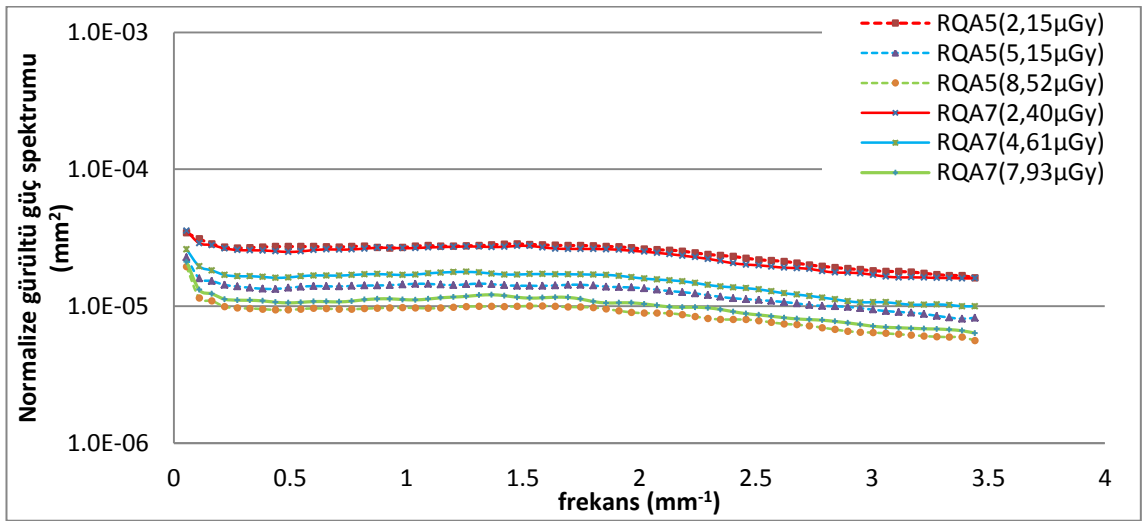
Şekil 4.40 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS ölçümleri karşılaştırması



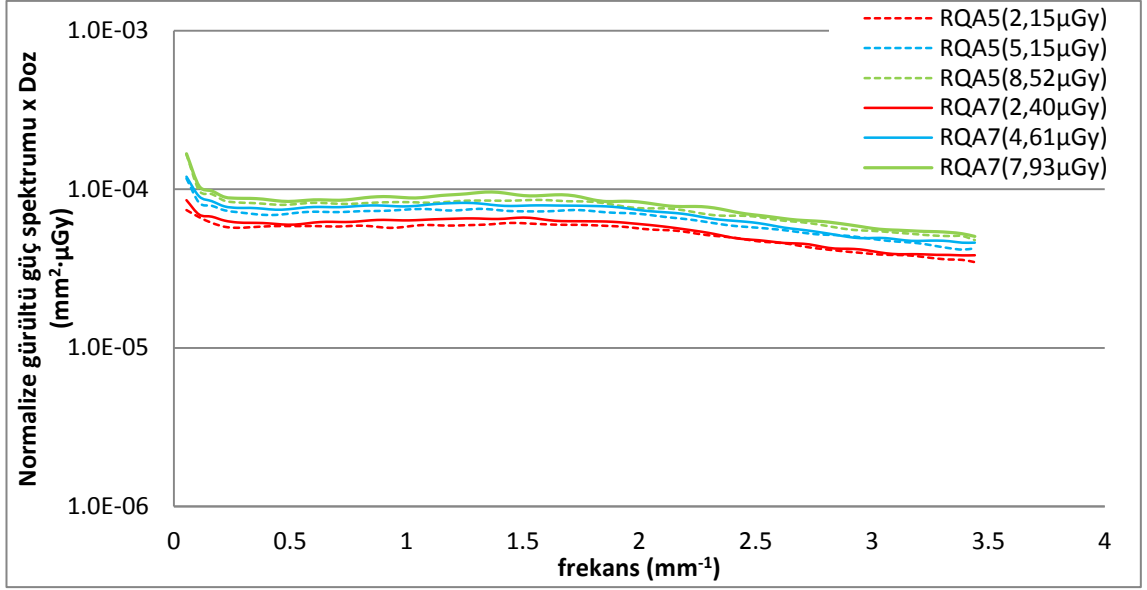
Şekil 4.41 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve normal 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz ölçümleri karşılaştırması

d) Trixell Pixium 4600 dedektörü - İbni Sina Hastanesi

İbni Sina Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90kV_p) demet kalitelerinde 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.42 ve Şekil 4.43’de gösterilmiştir.

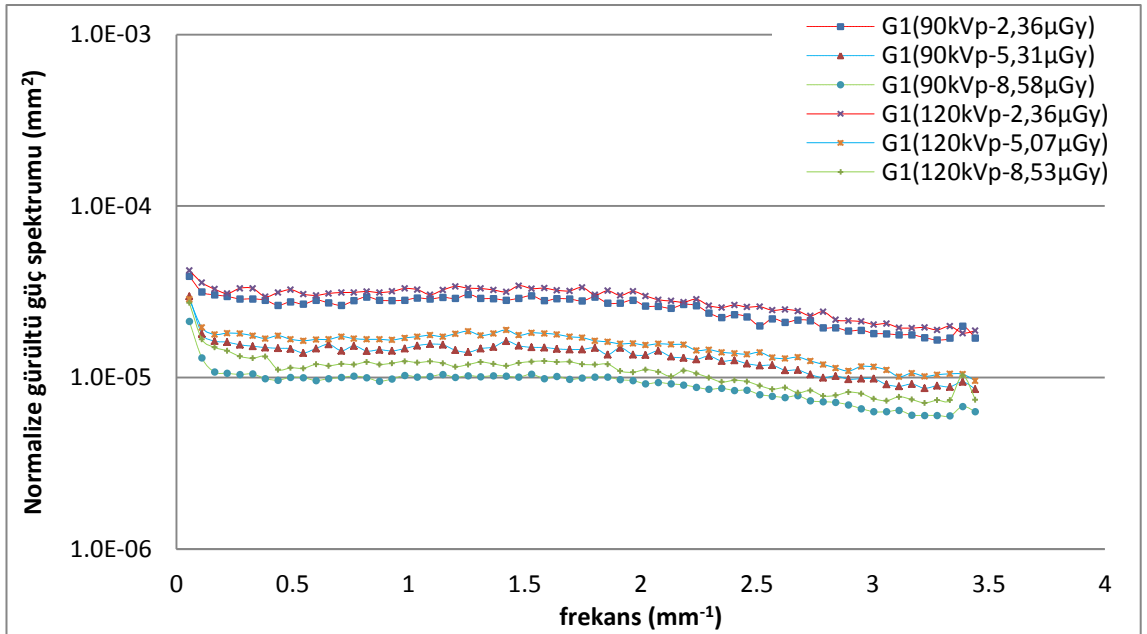


Şekil 4.42 IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

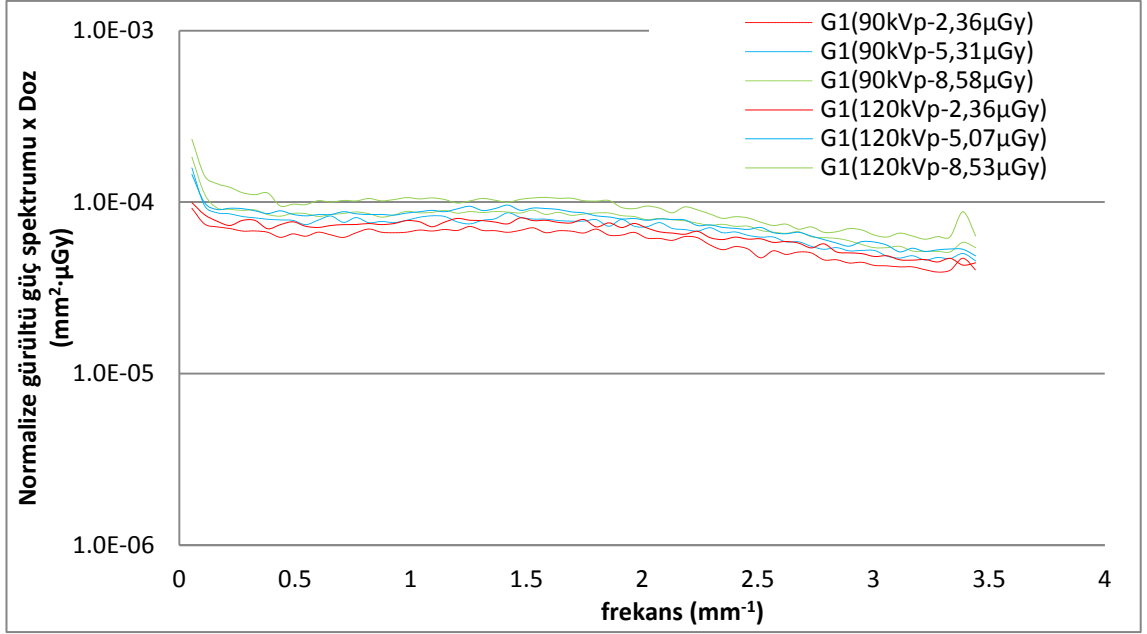


Şekil 4.43 IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

İbni Sina hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için G1 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p ve 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.44 ve Şekil 4.45’de gösterilmiştir.

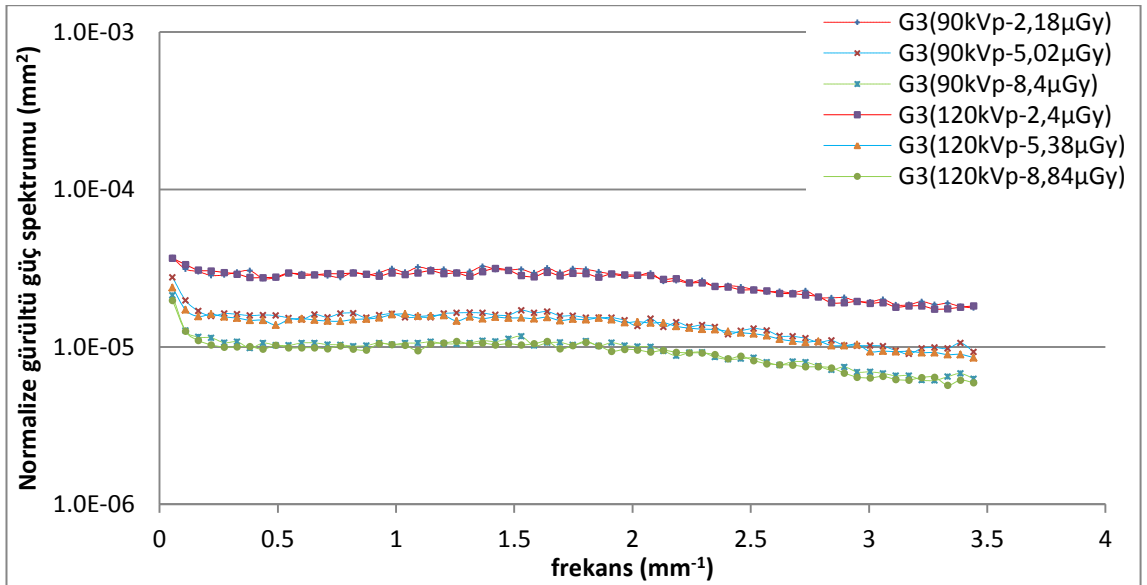


Şekil 4.44 G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

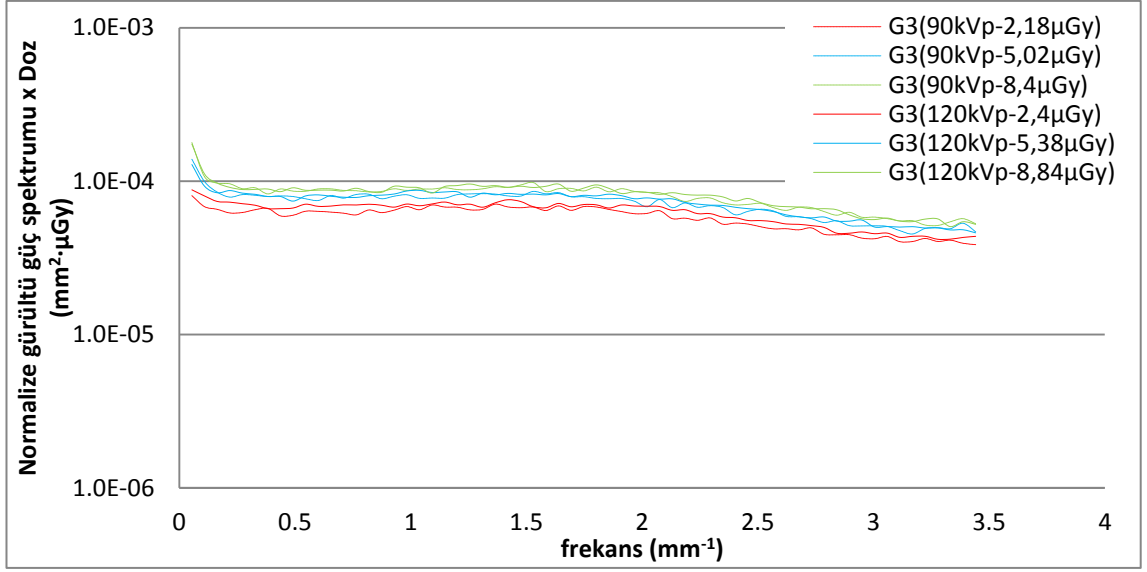


Şekil 4.45 G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

İbni Sina Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.46 ve Şekil 4.47'de gösterilmiştir.

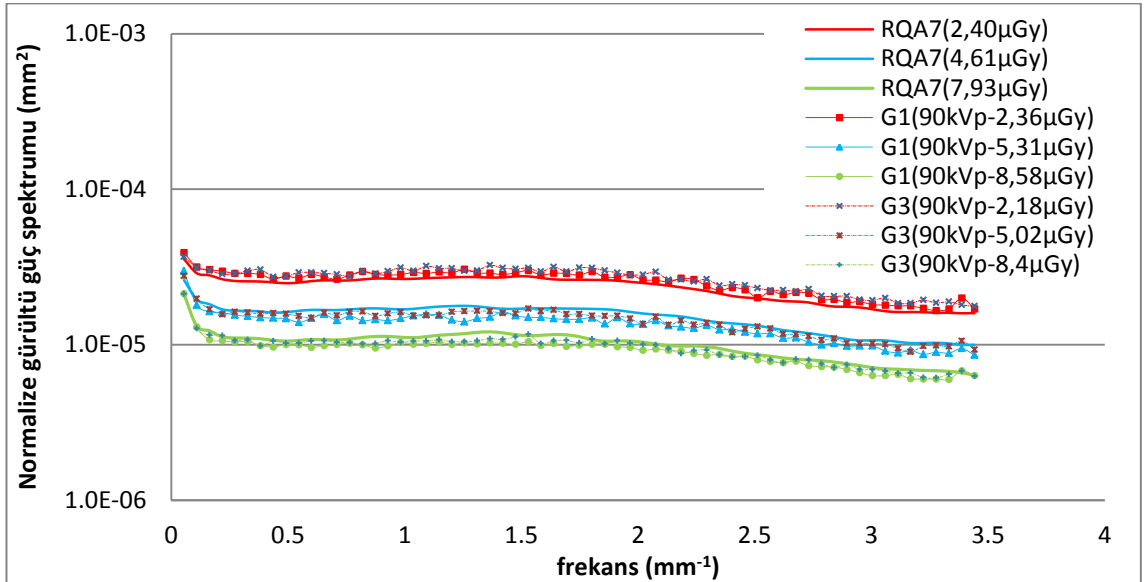


Şekil 4.46 G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

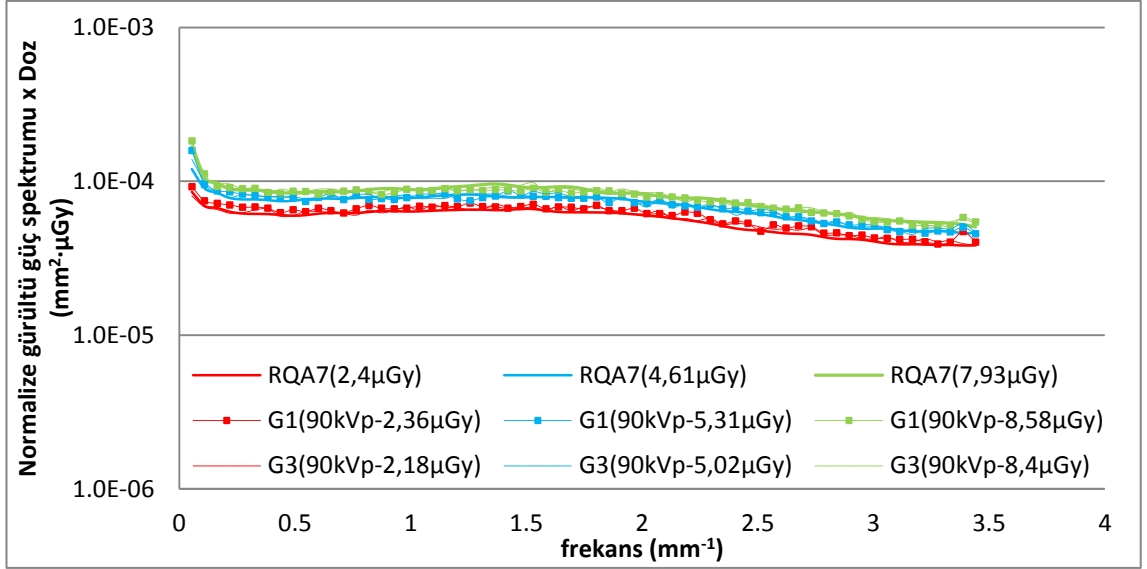


Şekil 4.47 G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma için NNPSxDoz sonuçları

İbni Sina Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp potansiyelerinde NNPS ve NNPSxDoz sonuçlarının karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.48 ve Şekil 4.49’da verilmiştir.



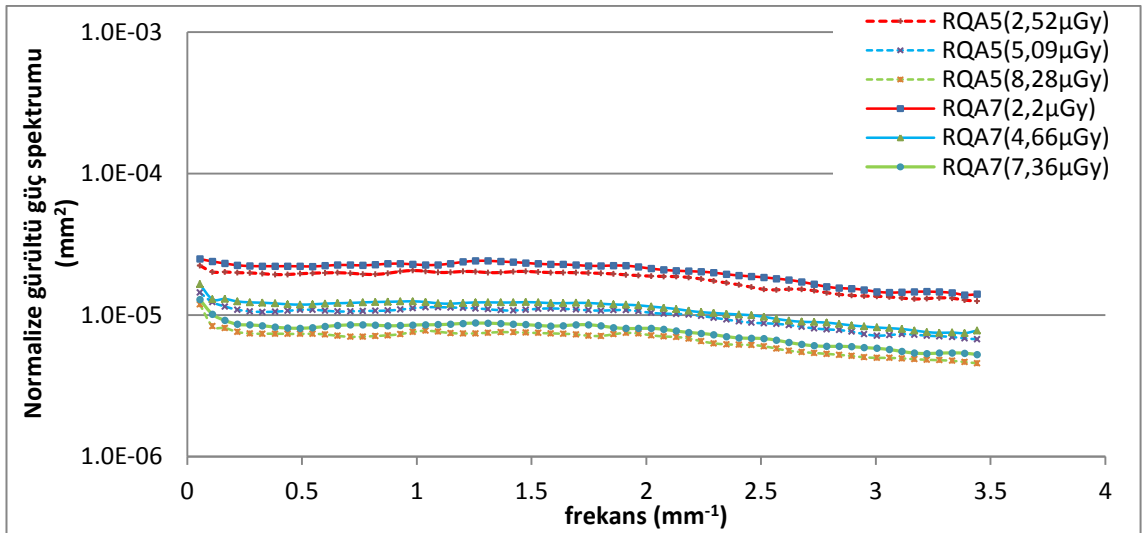
Şekil 4.48 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS sonuçları karşılaştırması



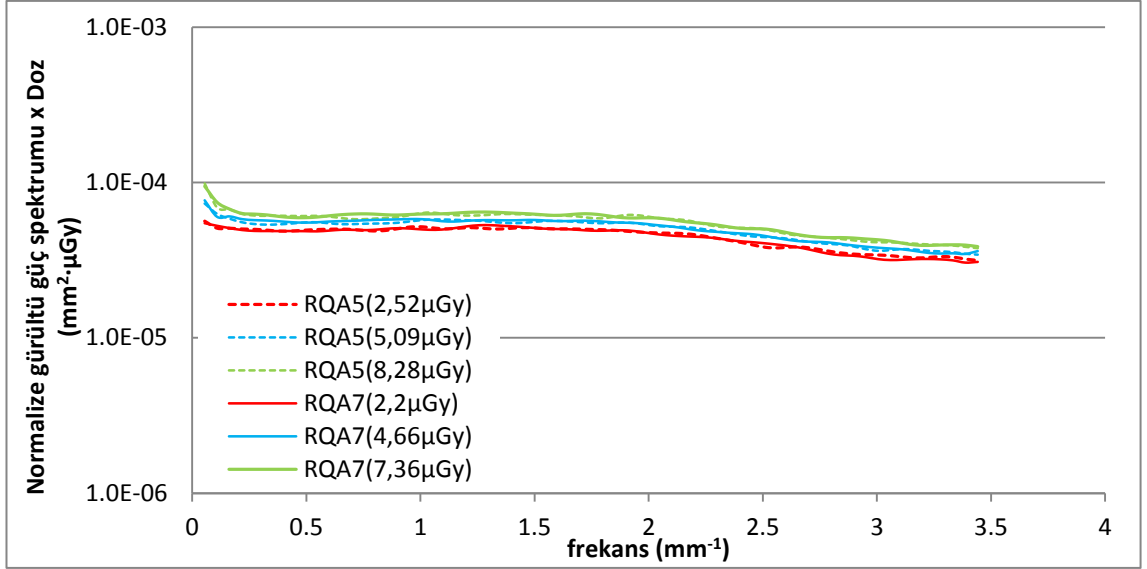
Şekil 4.49 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz sonuçları karşılaştırması

e) Trixell Pixium 4600 dedektörü - Cebeci Hastanesi

Cebeci Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.50 ve Şekil 4.51'de gösterilmiştir.

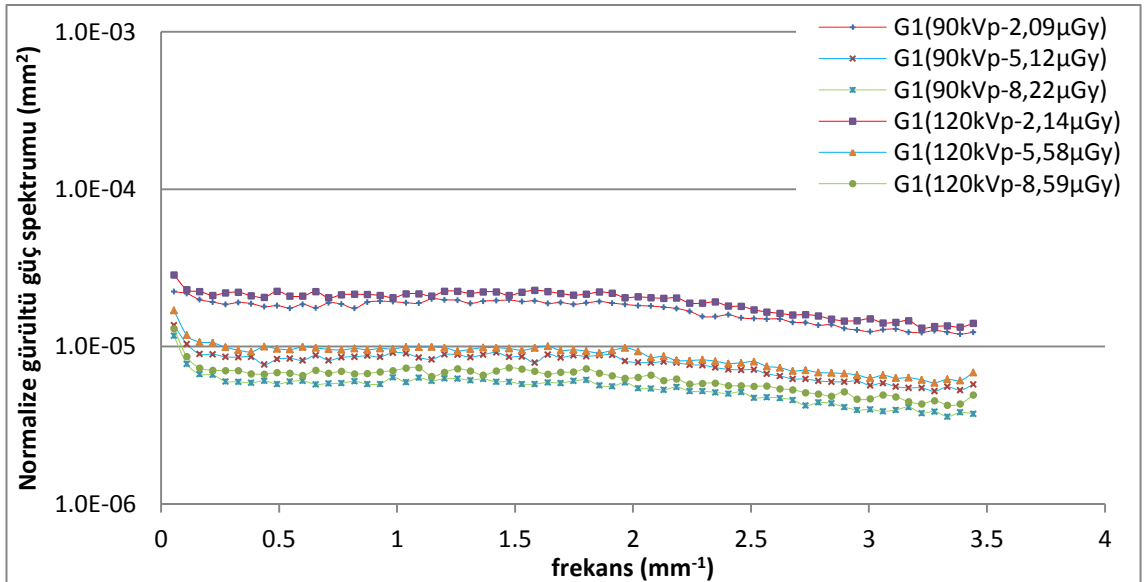


Şekil 4.50 IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

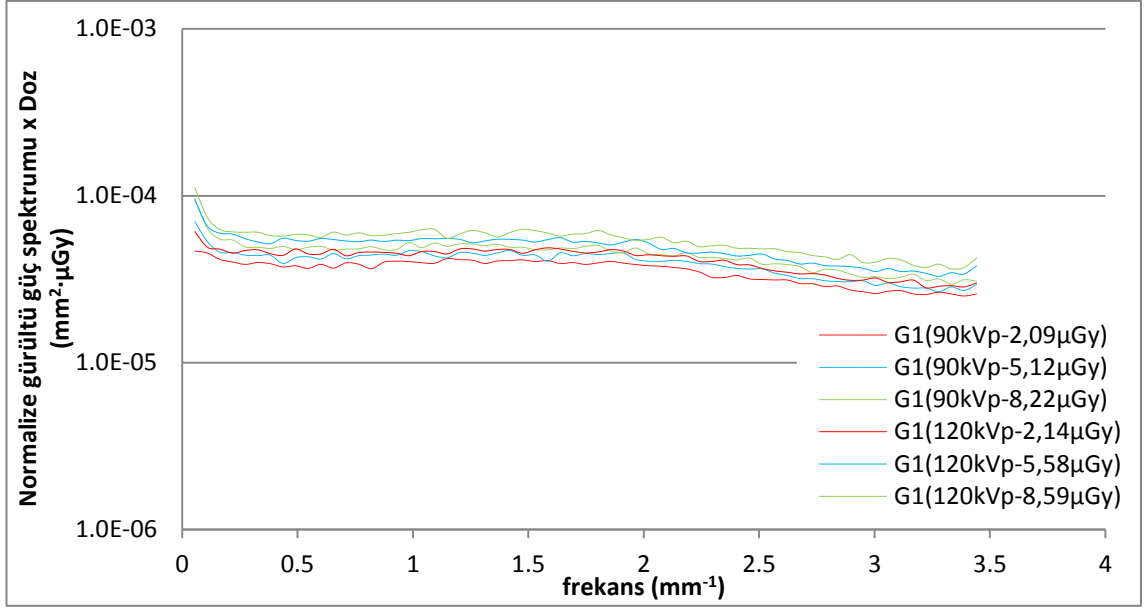


Şekil 4.51 IEC geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

Cebeci Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için G1 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.52 ve Şekil 4.53’de gösterilmiştir.

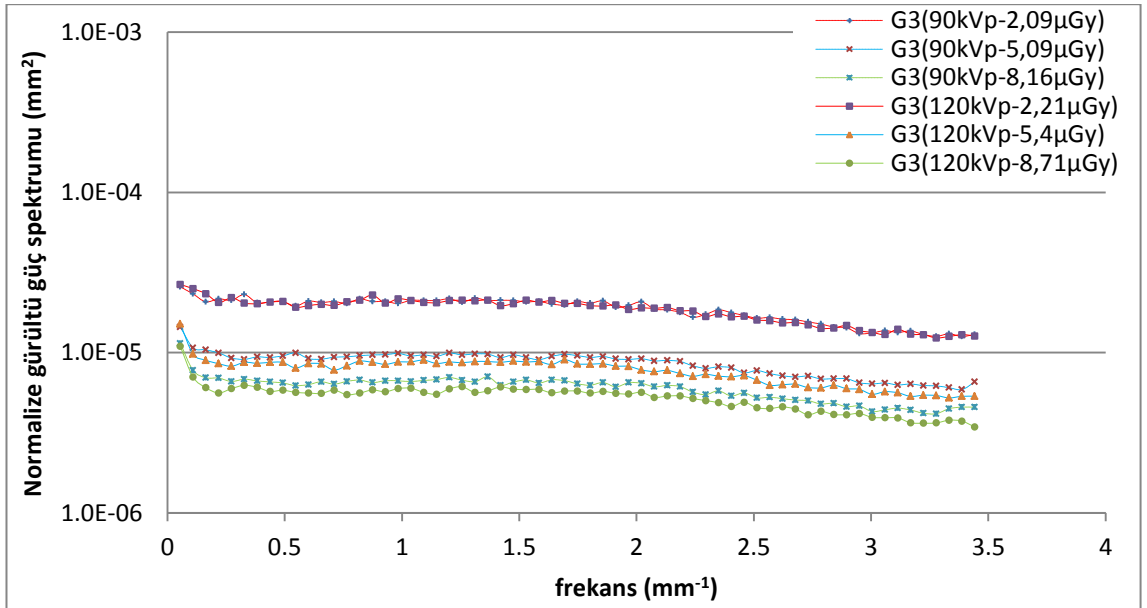


Şekil 4.52 G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p’de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

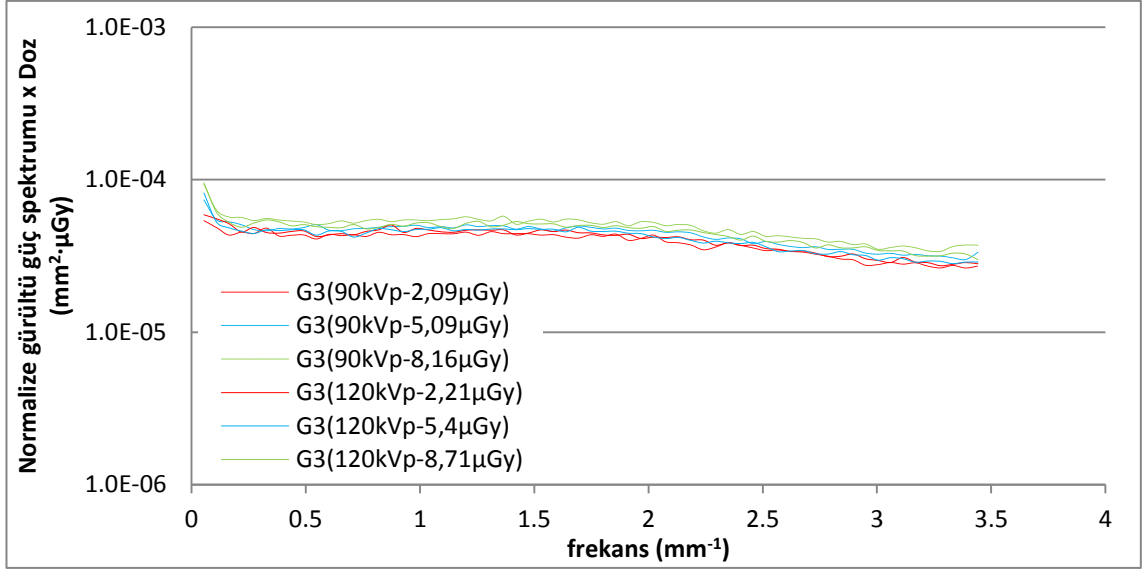


Şekil 4.53 G1 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

Cebeci Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan NNPS ve NNPSxDoz sonuçları Şekil 4.54 ve Şekil 4.55 'de gösterilmiştir.

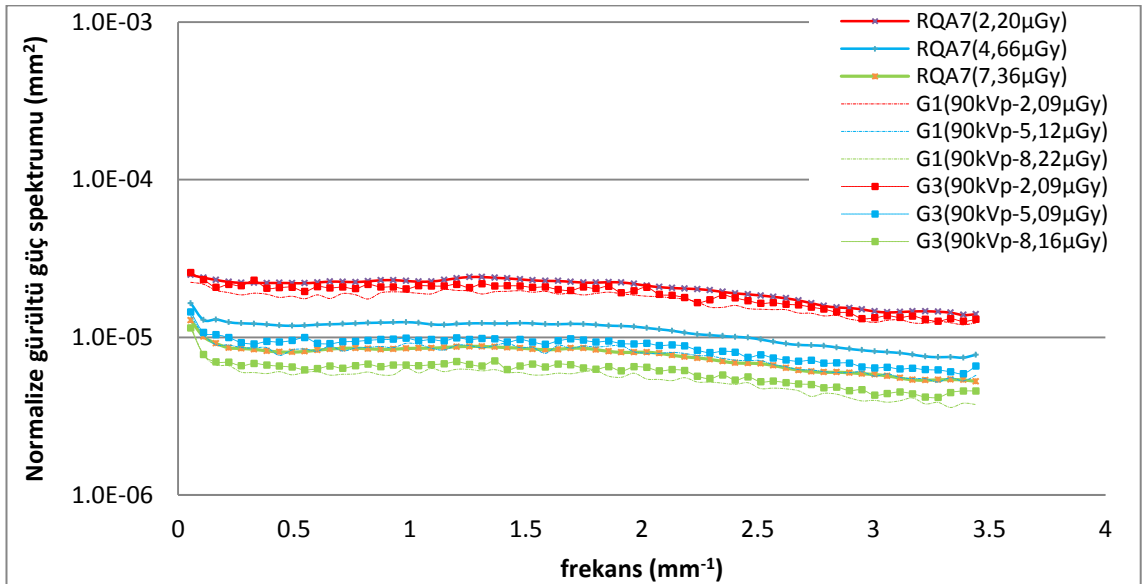


Şekil 4.54 G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları

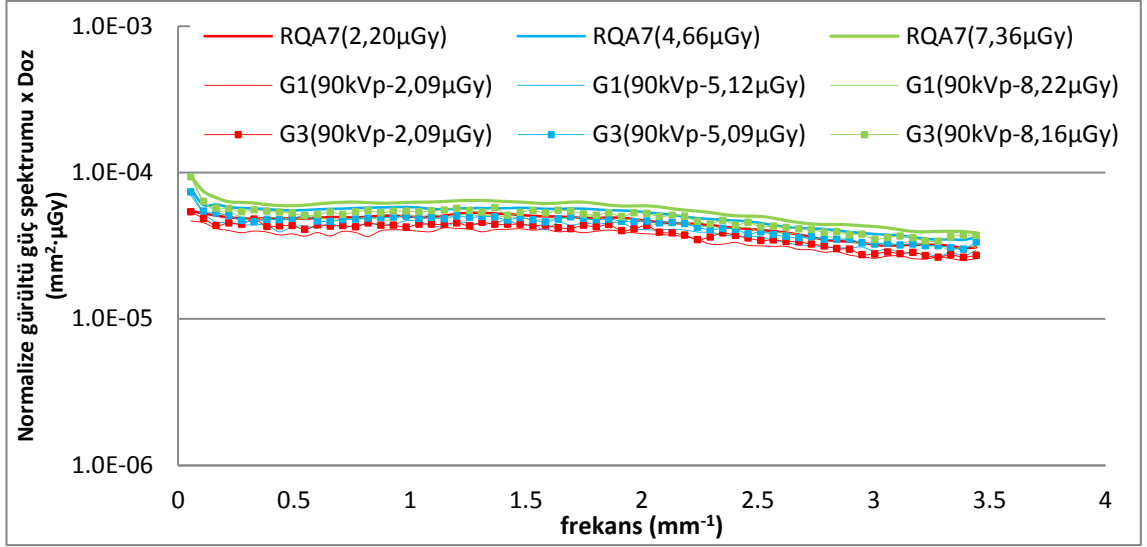


Şekil 4.55 G3 geometrisinde Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve üç farklı dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

Cebeci Hast. bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde NNPS ve NNPSxDoz sonuçlarının karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.56 ve Şekil 4.57'de verilmiştir.



Şekil 4.56 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPS sonuçları karşılaştırması

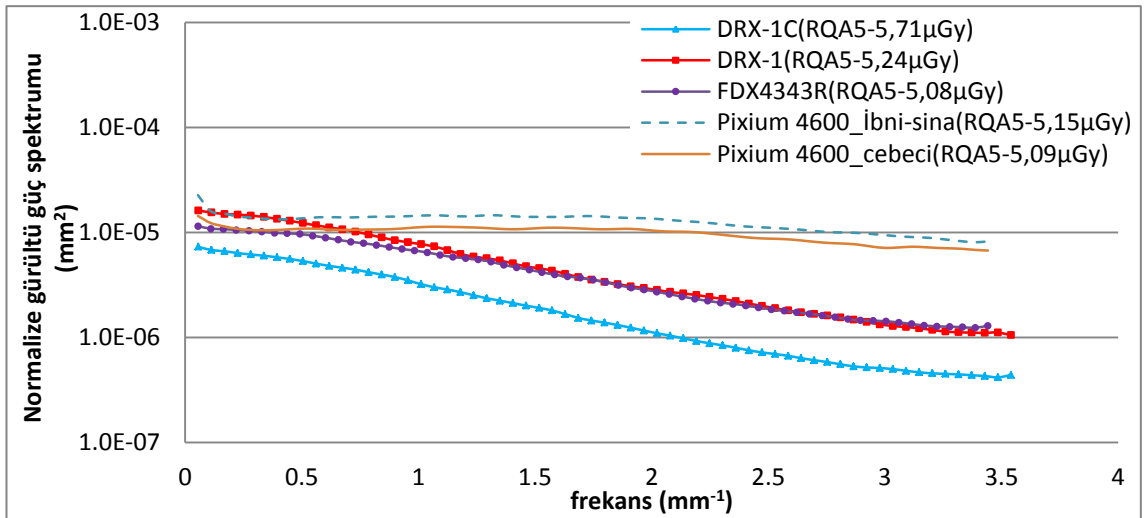


Şekil 4.57 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü kullanılarak, IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için NNPSxDoz sonuçları karşılaştırması

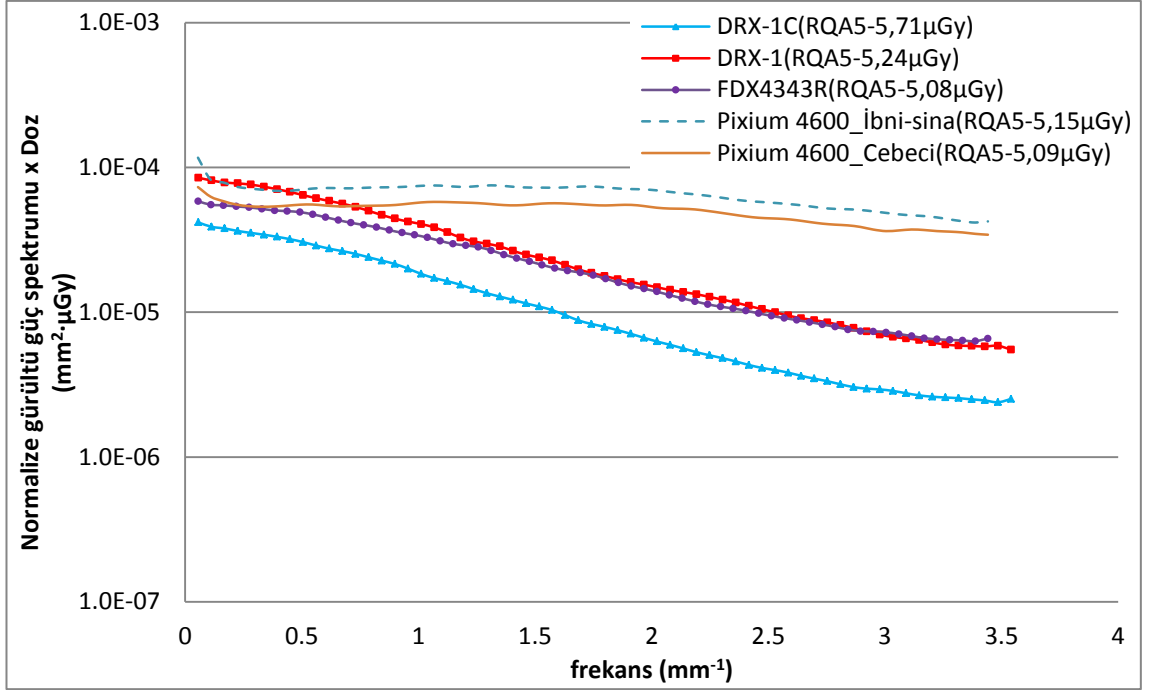
4.2.2.1 Farklı sistemler için normalize gürültü güç spektrumu

4.2.2.1.1 IEC 62220-1 protokolü (RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için) ölçümleri

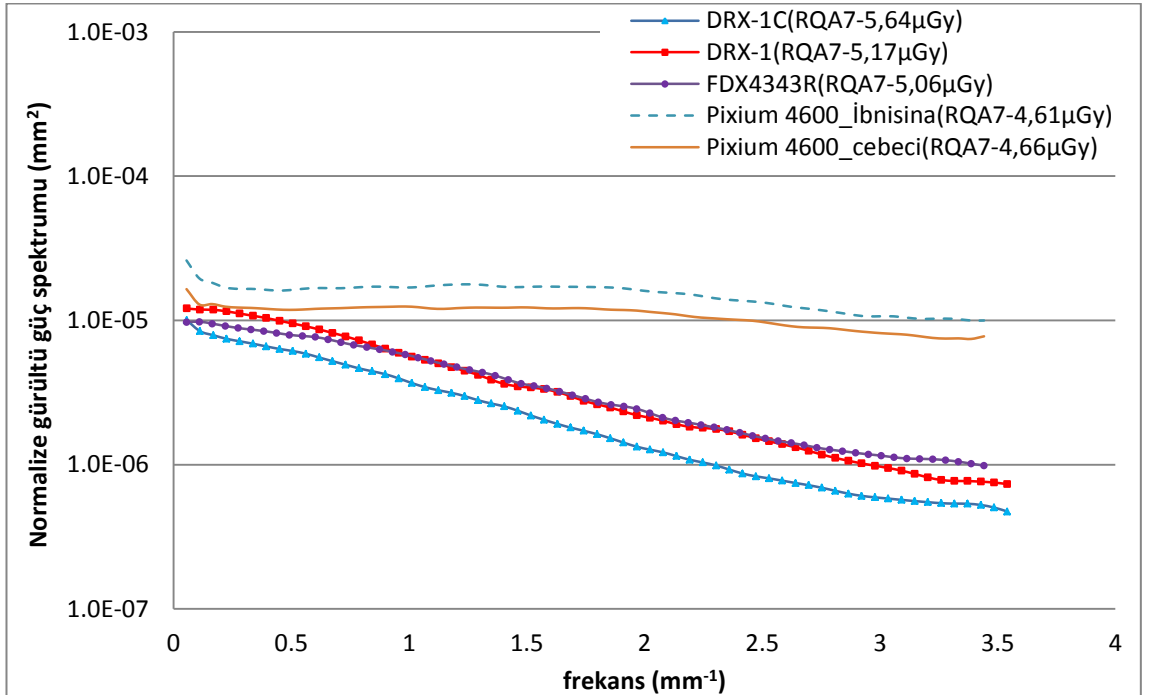
Şekil 4.58, Şekil 4.59, Şekil 4.60 ve Şekil 4.61’de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi kullanılarak anma değeri (nominal) 5 µGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde çizilen frekansa karşılık NNPS ve NNPSxDoz eğrileri gösterilmiştir.



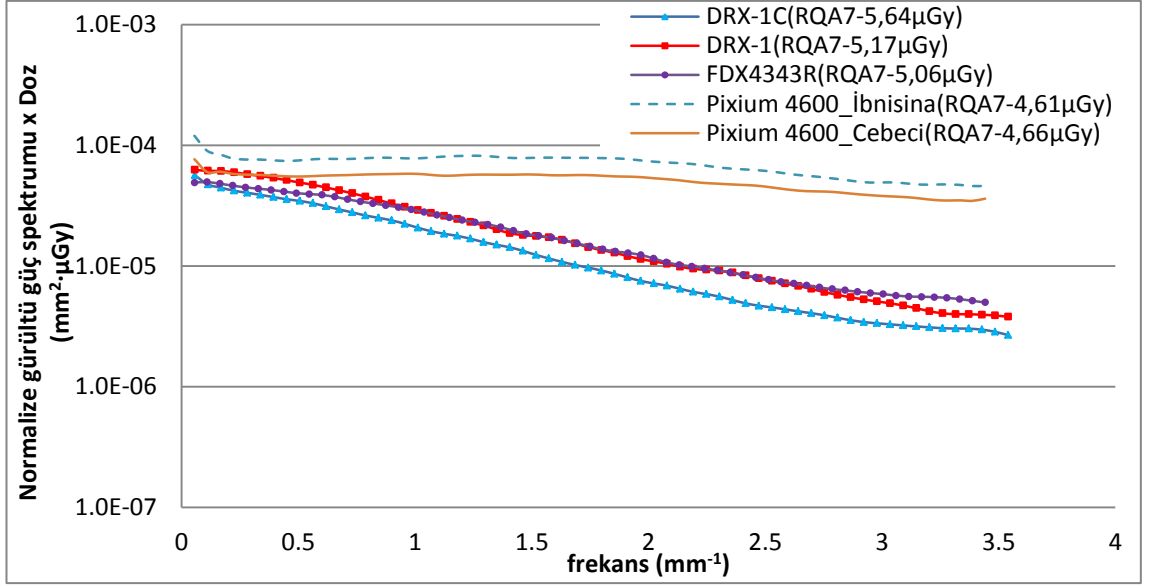
Şekil 4.58 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesinde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 4.59 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesinde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz ile çarpımının karşılaştırılması

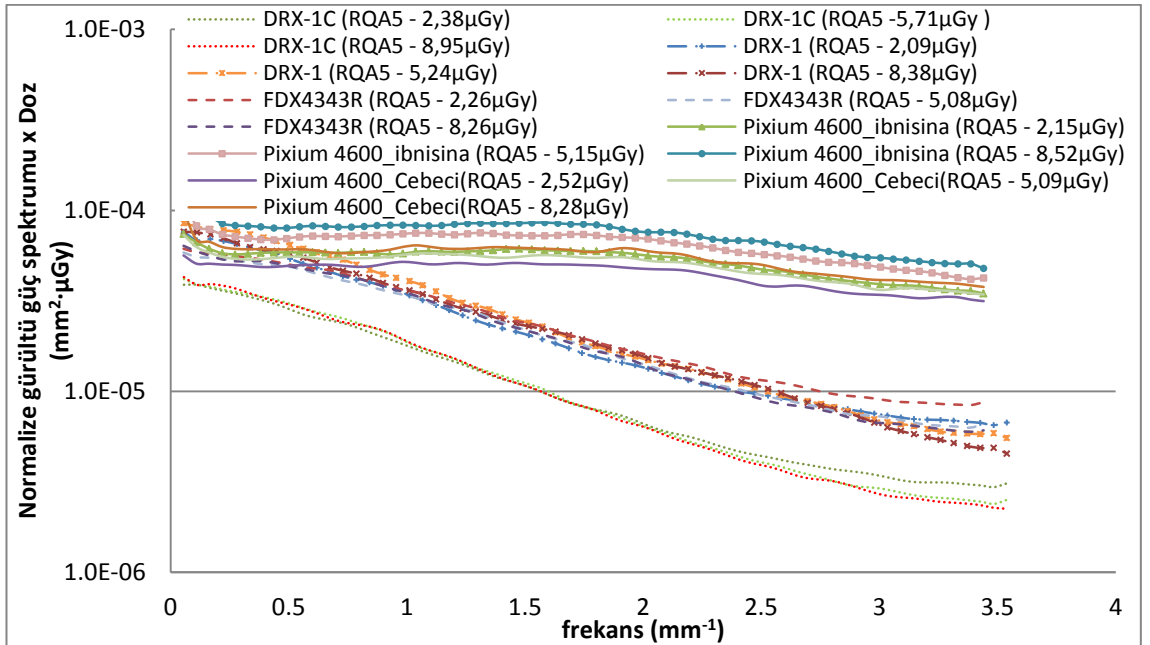


Şekil 4.60 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesinde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 4.61 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesinde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz ile çarpımının karşılaştırılması

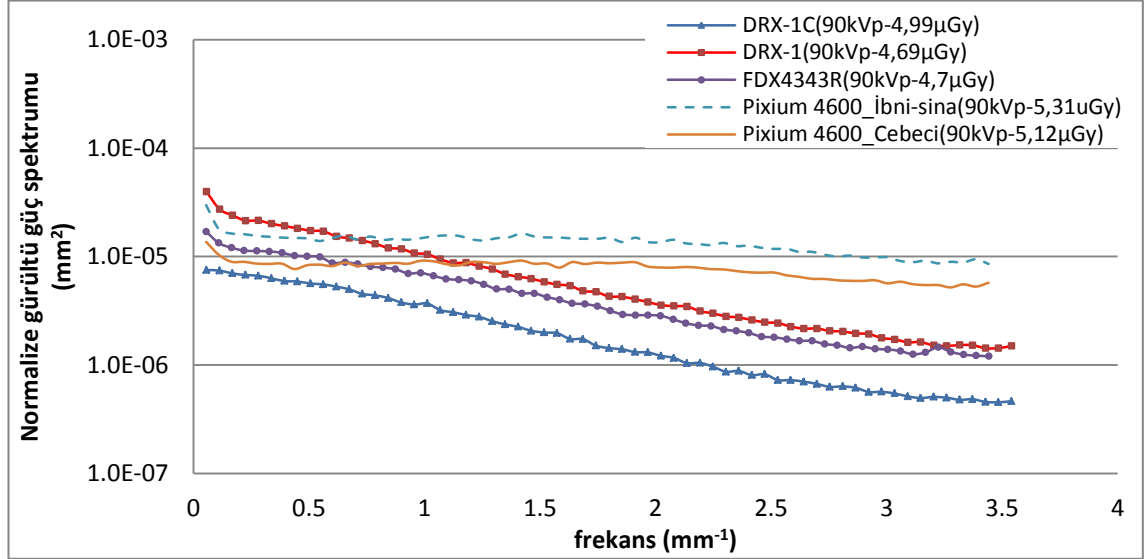
Ayrıca 5 farklı sistemde RQA5 (70 kV_p) demet kalitesinde NNPS ölçümleri için incelenen doz seviyelerinde (~2,5 μGy , 5 μGy , 8 μGy) NNPSxDoz sonuçları grafiği Şekil 4.62’de verilmiştir.



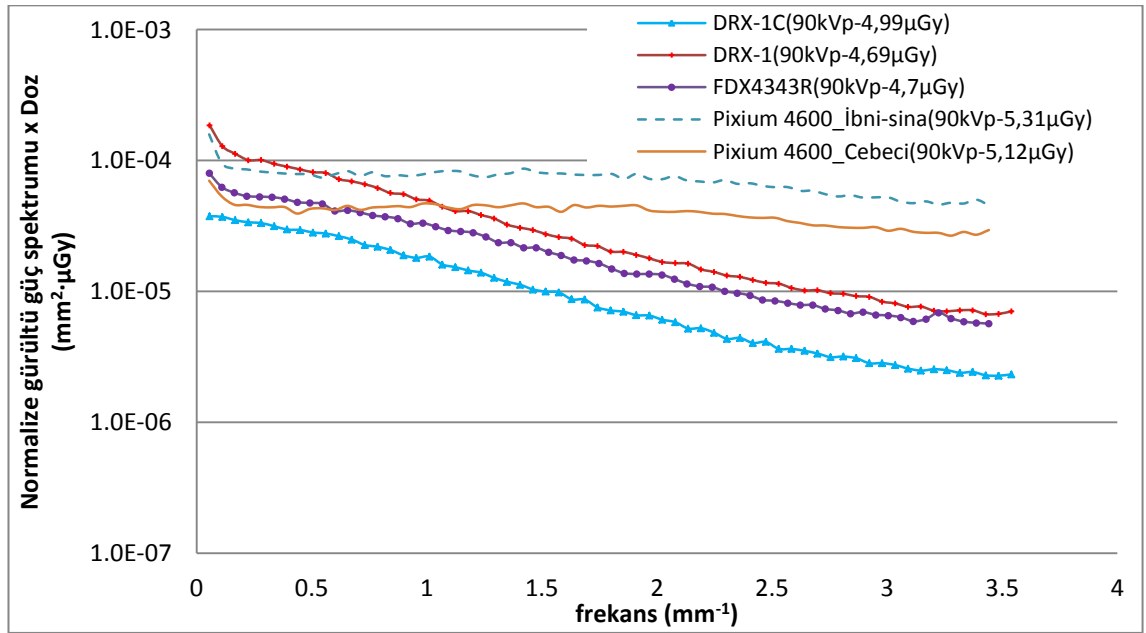
Şekil 4.62 5 farklı dijital dedektör için RQA5 demet kalitesinde farklı doz seviyeleri için NNPSxDoz sonuçları çarpımı sonuçları

4.2.2.1.2 G1 geometrisi ölçümleri

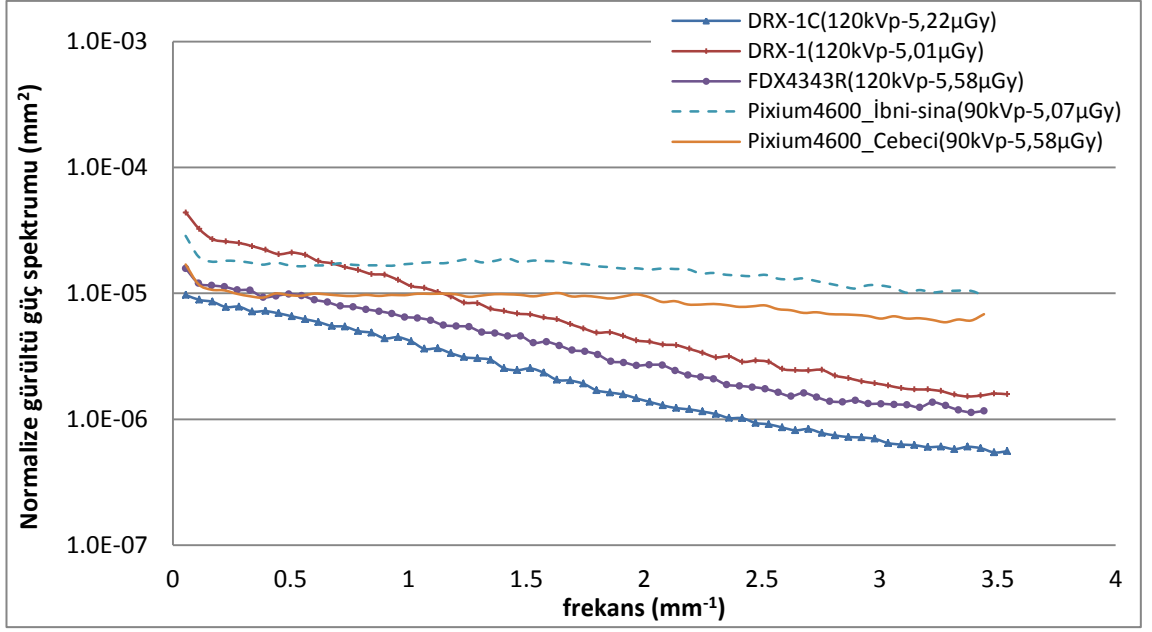
Şekil 4.63, Şekil 4.64, Şekil 4.65 ve Şekil 4.66'da 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde çizilen NNPS ve NNPSxDoz sonuç eğrileri gösterilmiştir.



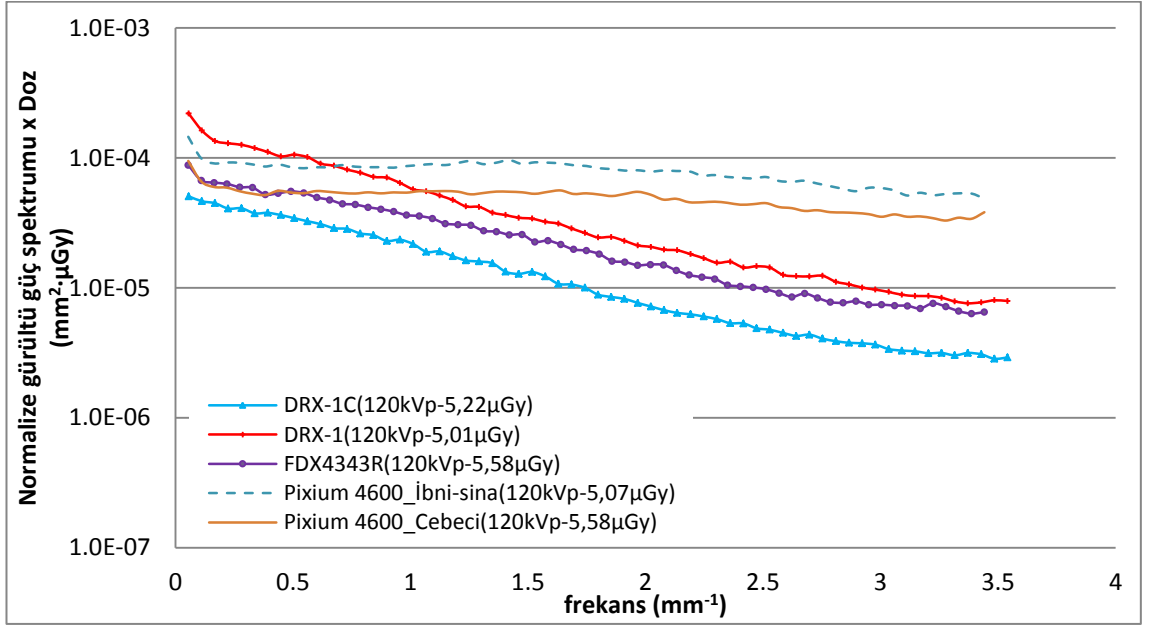
Şekil 4.63 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları



Şekil 4.64 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları



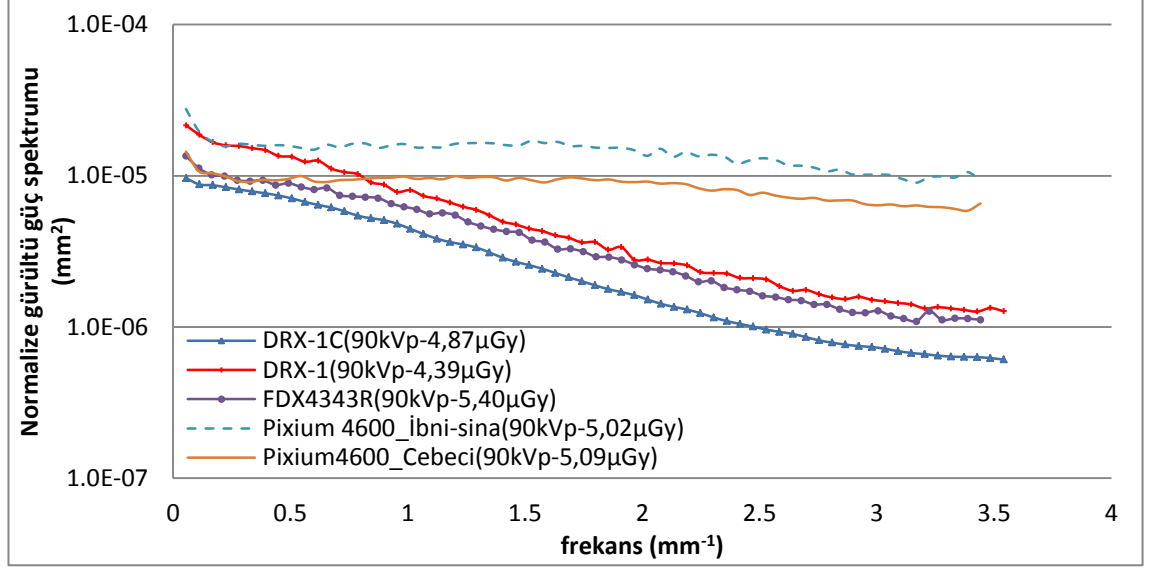
Şekil 4.65 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları



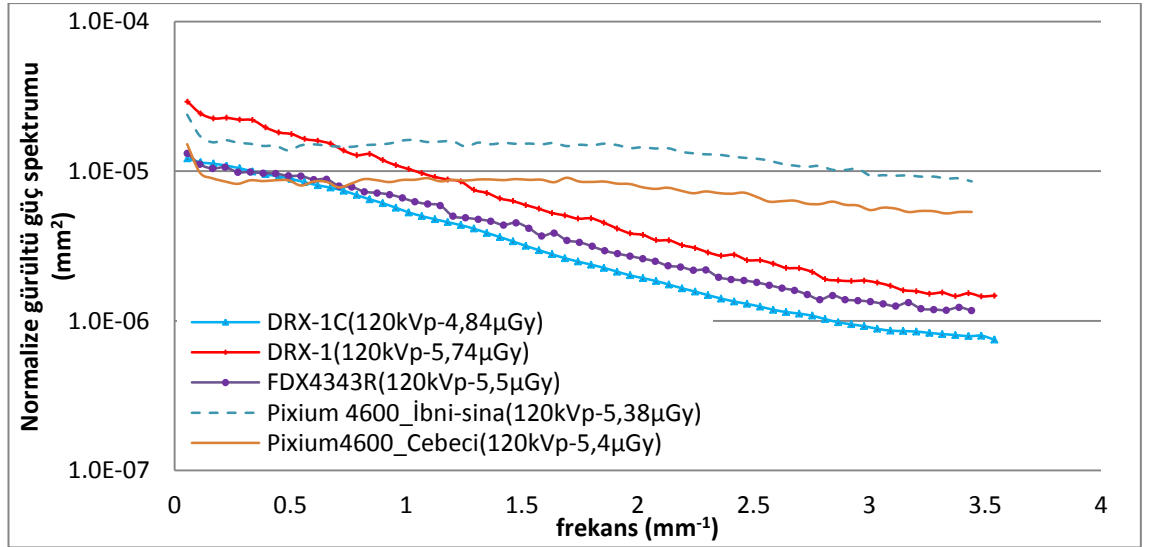
Şekil 4.66 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için NNPSxDoz sonuçları

4.2.2.1.3 G3 geometrisi ölçümleri

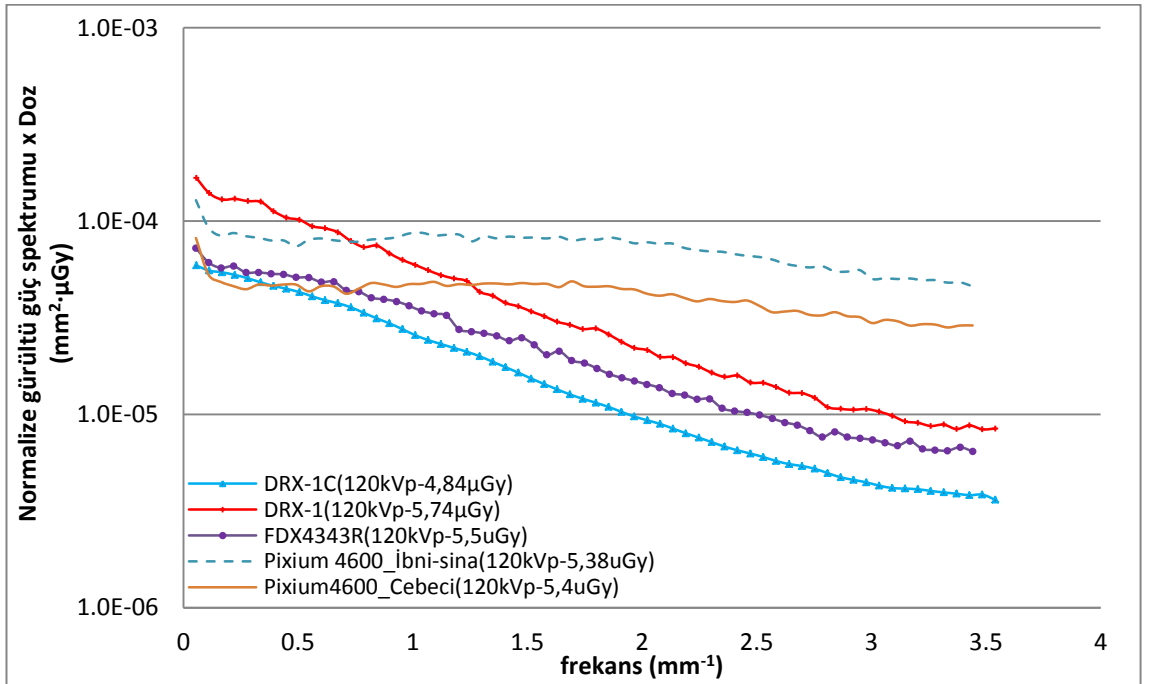
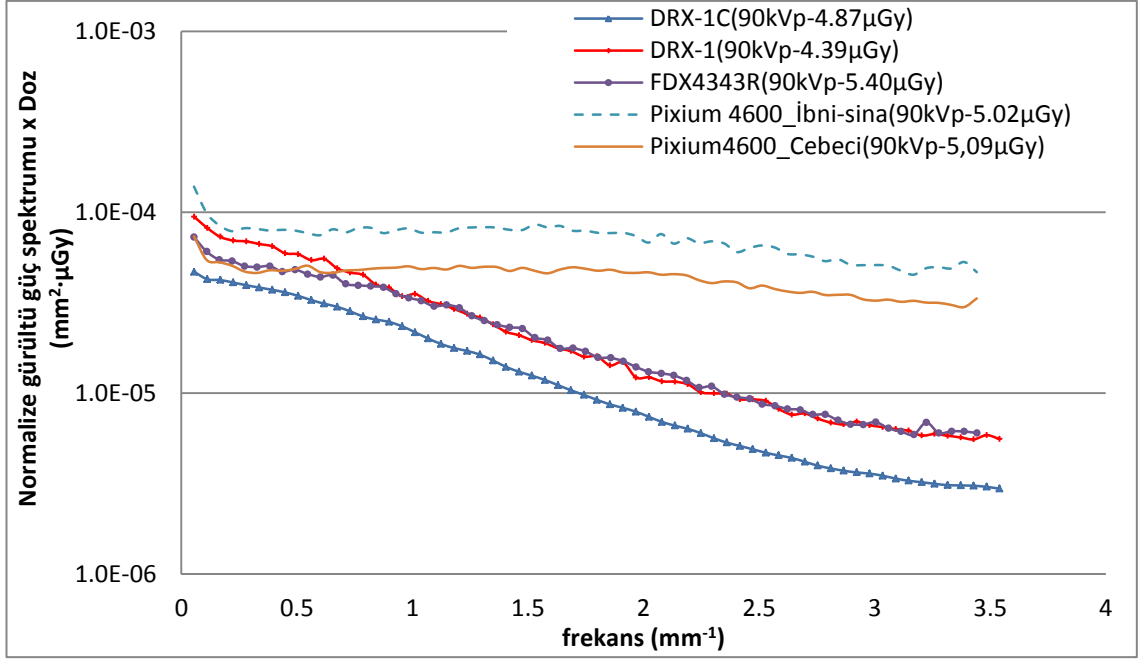
Şekil 4.67, Şekil 4.68, Şekil 4.69 ve Şekil 4.70'de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde çizilen frekansa karşı NNPS ve NNPSxDoz sonuç eğrileri gösterilmiştir.



Şekil 4.67 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları



Şekil 4.68 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için NNPS sonuçları



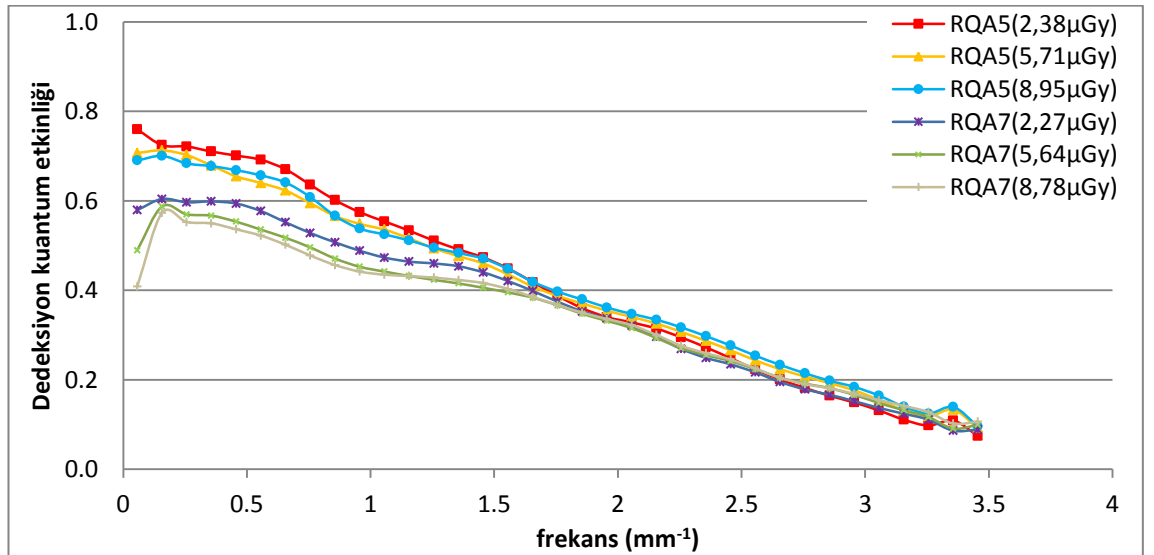
4.2.3 Dedeksiyon Kuantum Etkinliği (DQE)

Tek sistem için DQE değerlerinin hesaplanması, IEC 62220-1 DQE ölçüm protokolüne göre RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde MTF ve NNPS sonuç verileri kullanılarak yapılmıştır. G1 geometrisi için yapılan DQE ölçümlerinde ise G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p de ölçülen MTF ve NNPS verileri kullanılmıştır. Bu çalışmada her dedektör için DQE karakteristiği, klinik koşullarda kullanılan üç doz seviyesi için ölçülmüştür. DQE ölçümünde IEC-61267 protokolünde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri için Çizelge 3.2 spektrum verilerinden elde edilen foton sayıları (q), G1 geometrisi DQE ölçümlerinde ise Çizelge 3.3’de verilen spektrum verileri kullanılmıştır. IEC demet kaliteleri için DQE hesaplamalarında kullanılan MTF ölçümünde herhangi bir kırpma ve düzleştirme işlemi yapılmamıştır.

4.2.3.1 Tek sistem için dedeksiyon kuantum etkinliği

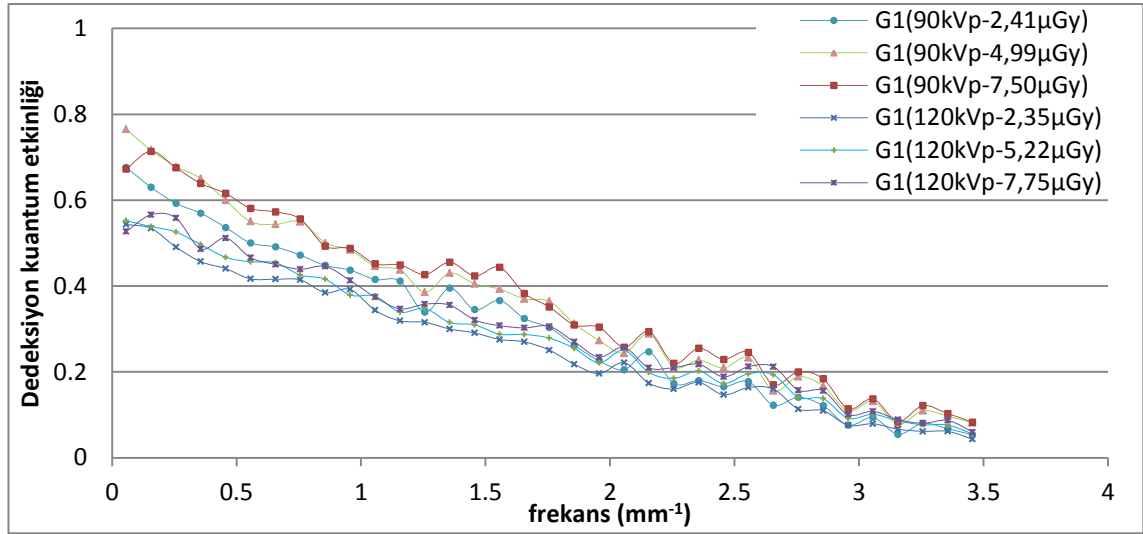
a) Carestream DRX-1C dedektörü

DRX-1C dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan DQE ölçümleri Şekil 4.71’de gösterilmiştir.



Şekil 4.71 DRX-1C dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

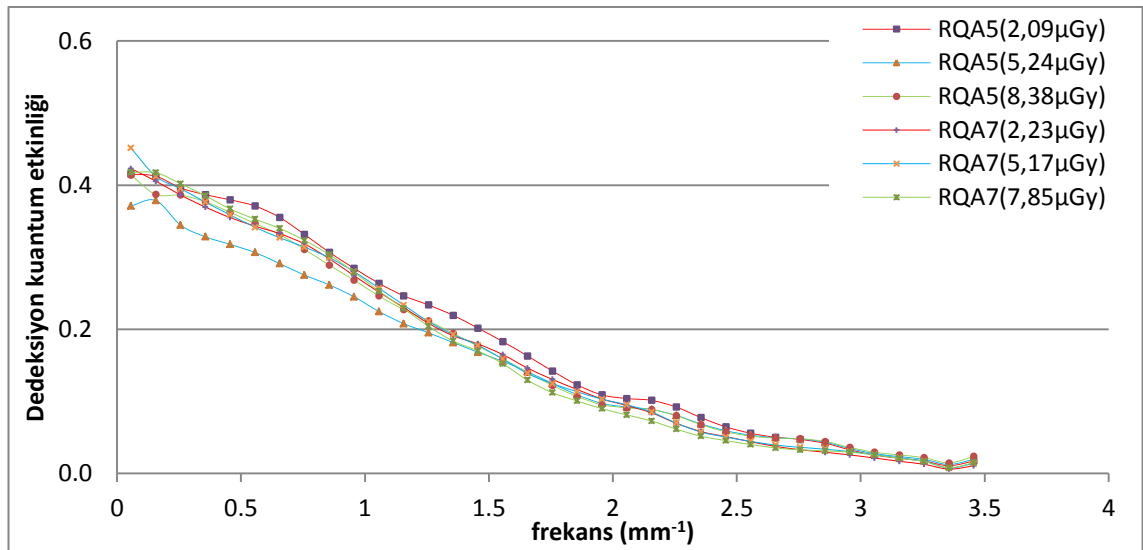
DRX-1C dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için yapılan DQE ölçümlerinin sonuçları Şekil 4.72’de gösterilmiştir.



Şekil 4.72 DRX-1C dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

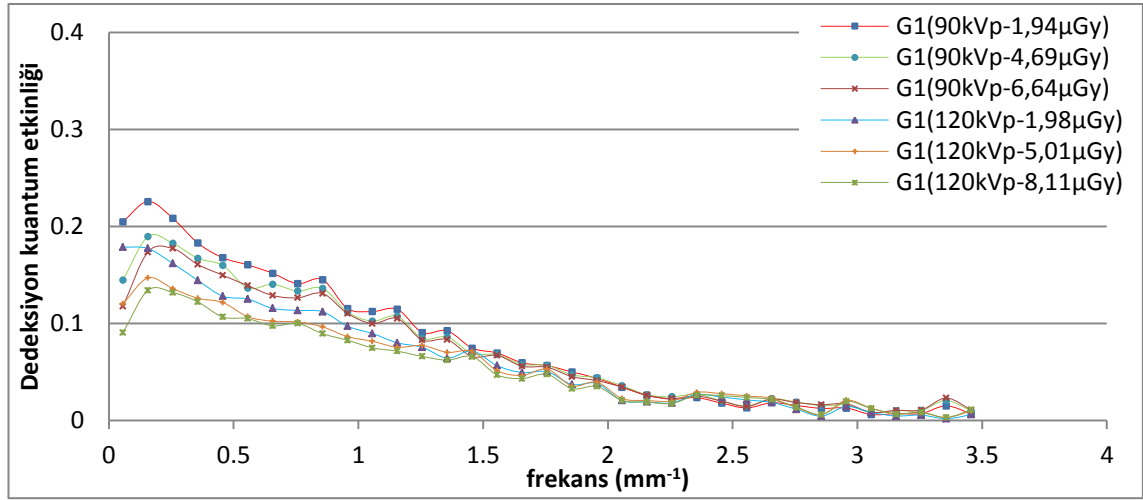
b) Carestream DRX-1 dedektörü

DRX-1 dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde 3 farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan DQE ölçümleri Şekil 4.73’de gösterilmiştir.



Şekil 4.73 DRX-1 dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

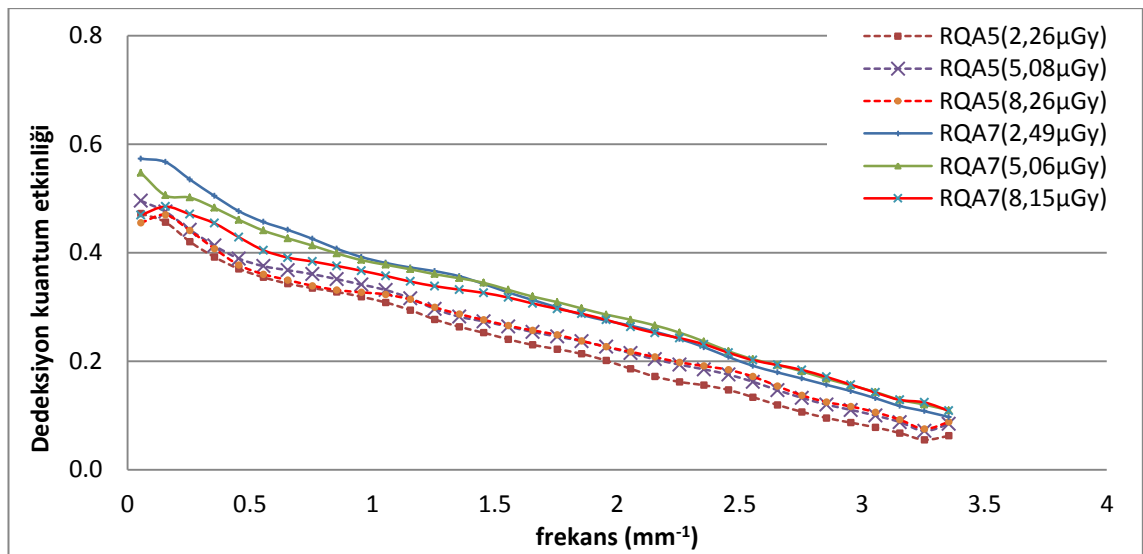
DRX-1 dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde yapılan DQE ölçümlerinin sonuçları Şekil 4.74’de gösterilmiştir.



Şekil 4.74 DRX-1 dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

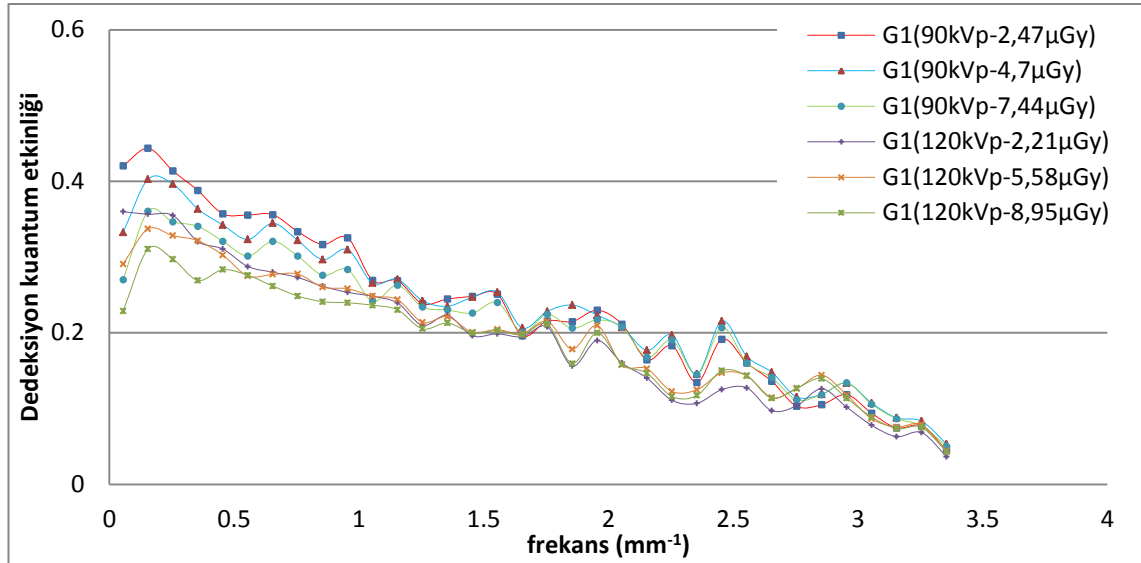
c) Toshiba FDX4343R dedektörü

Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan DQE ölçümleri Şekil 4.75’de gösterilmiştir.



Şekil 4.75 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

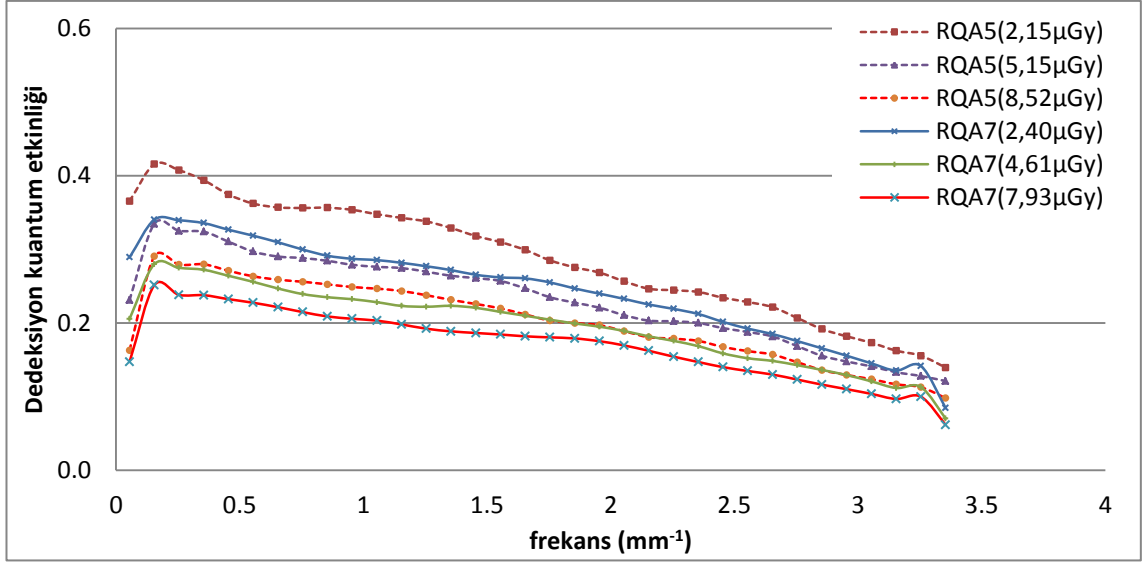
Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için yapılan DQE ölçümlerinin sonuçları Şekil 4.76'da gösterilmiştir.



Şekil 4.76 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

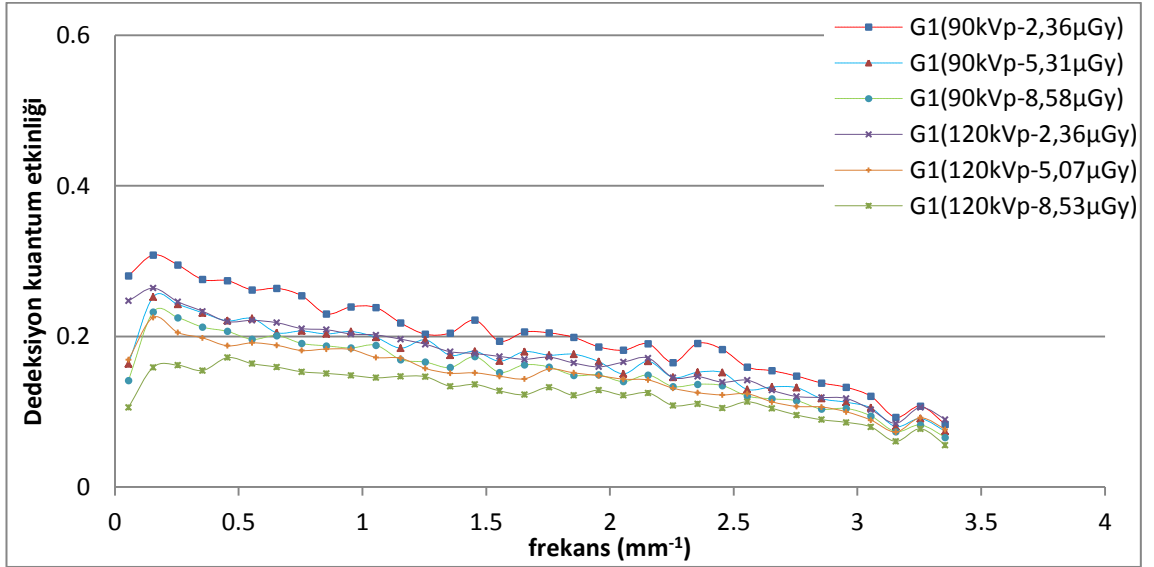
d) Trixell Pixium 4600 dedektörü - İbni Sina Hastanesi

Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 (70 kV_p) ve RQA7 (90 kV_p) demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan DQE ölçümleri Şekil 4.77'de gösterilmiştir.



Şekil 4.77 Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

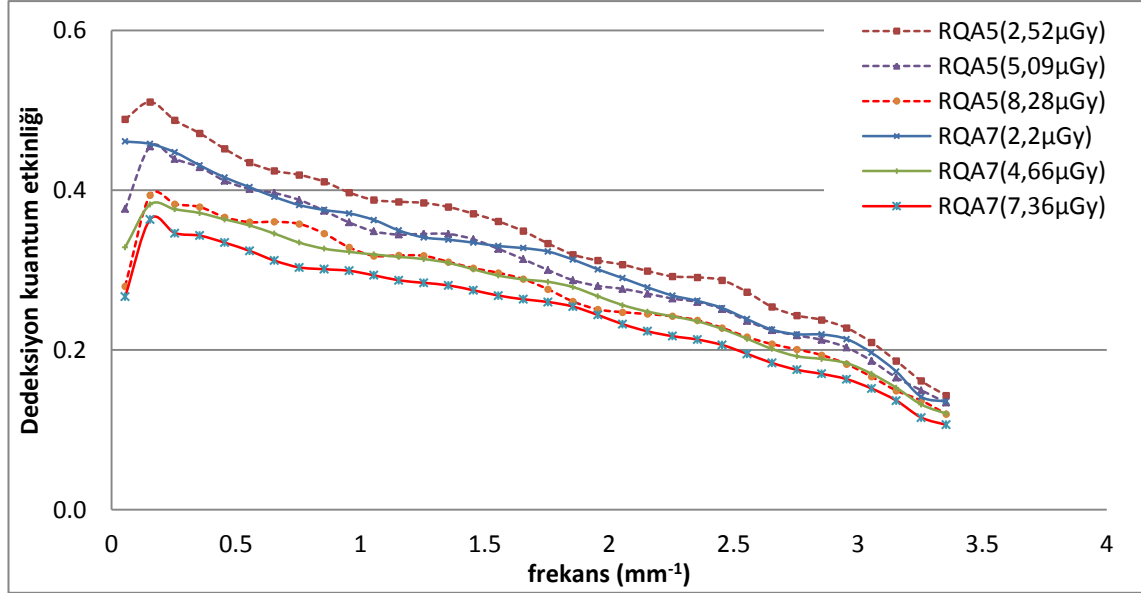
Pixium 4600 dedektörü sistemi için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde yapılan DQE ölçümlerinin sonuçları Şekil 4.78’de gösterilmiştir.



Şekil 4.78 Pixium 4600 dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

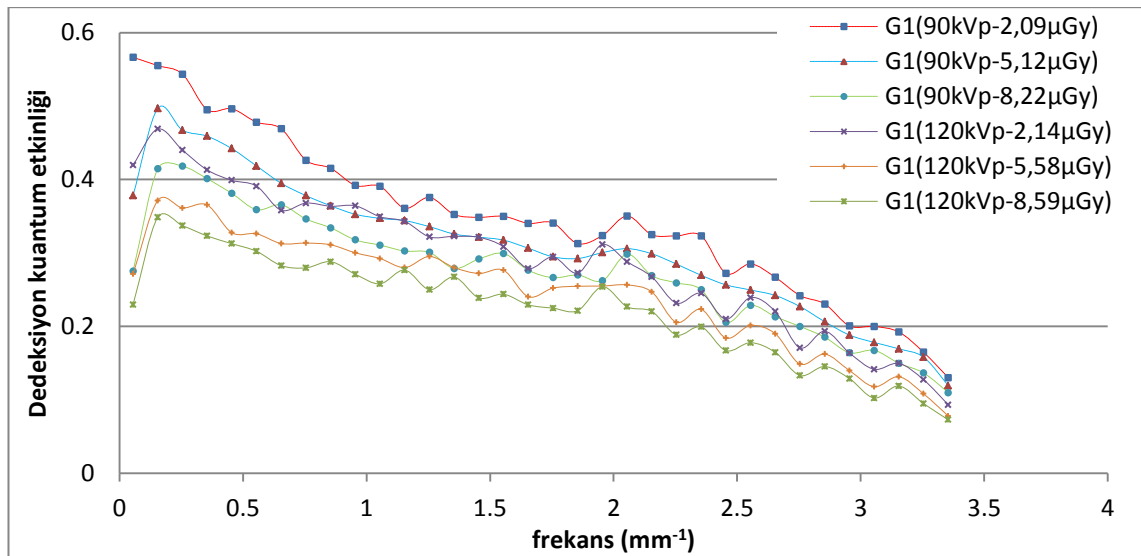
e) Trixell Pixium 4600 dedektörü-Cebeci Hastanesi

Trixell Pixium 4600 için IEC ölçüm geometrisi kullanılarak RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan DQE ölçümleri Şekil 4.79’da gösterilmiştir.



Şekil 4.79 Pixium 4600 dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kaliteleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

Pixium 4600 dedektörü sistemi için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde yapılan DQE ölçümlerinin sonuçları Şekil 4.80’de gösterilmiştir.

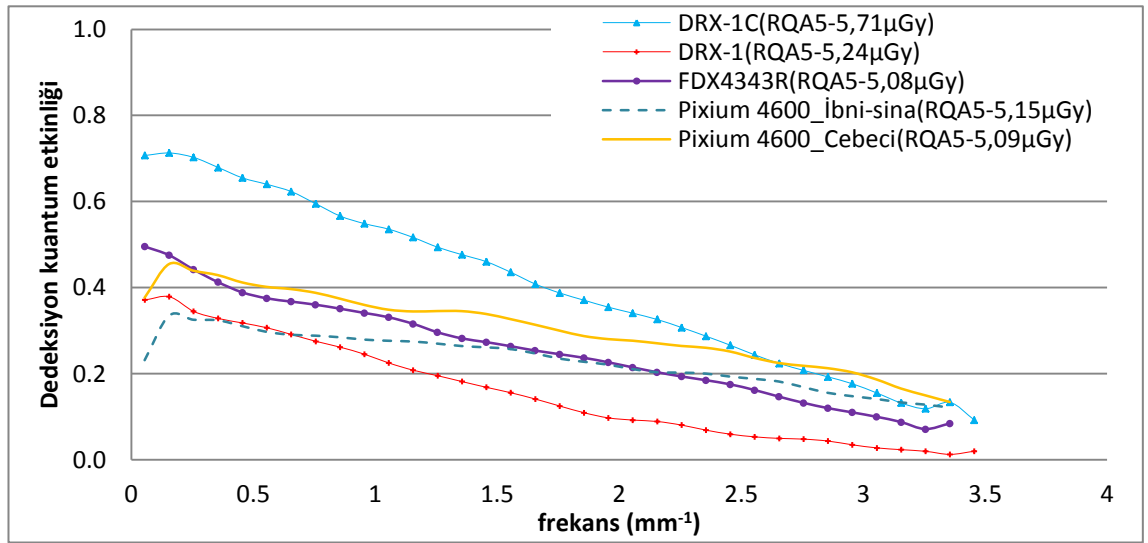


Şekil 4.80 Pixium 4600 dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için DQE sonuçları

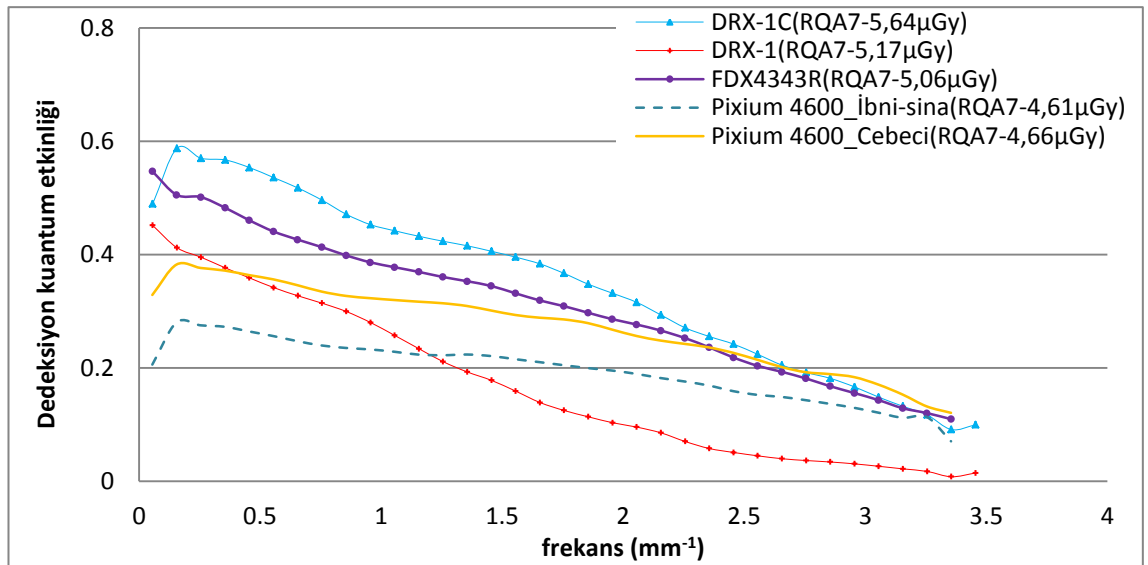
4.2.3.2 Farklı sistemler için dedeksiyon kuantum etkinliği

4.2.3.2.1 IEC 62220-1 protokolü (RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için) ölçümleri

Şekil 4.81 ve Şekil 4.82’de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitesi kullanılarak anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde hesaplanan MTF ve NNPS eğrileri kullanılarak hesaplanmış DQE sonuçları gösterilmiştir.



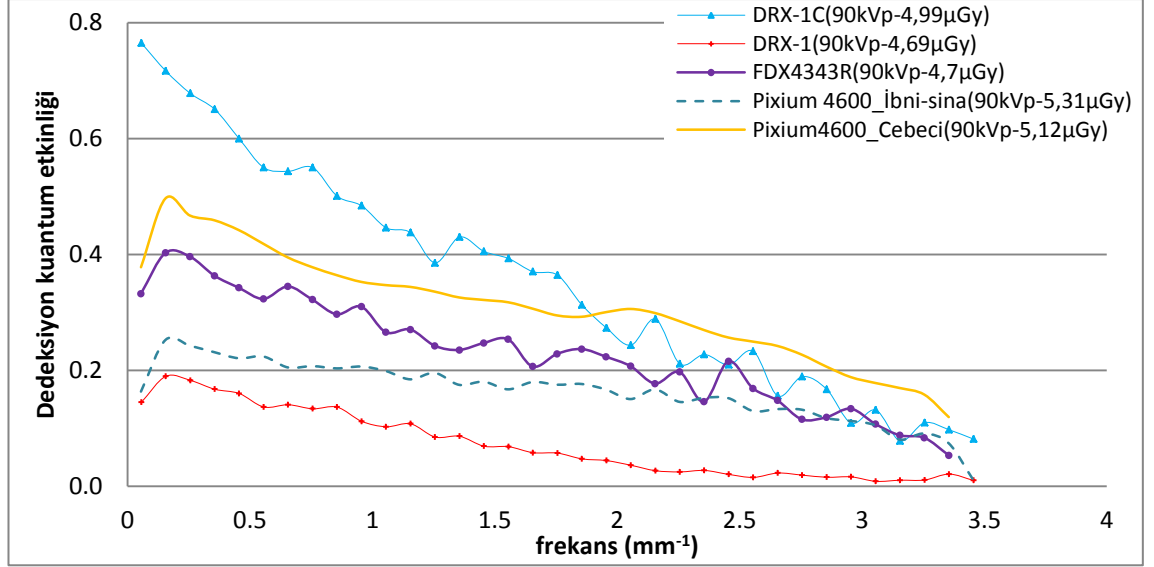
Şekil 4.81 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA5 demet kalitesinde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları



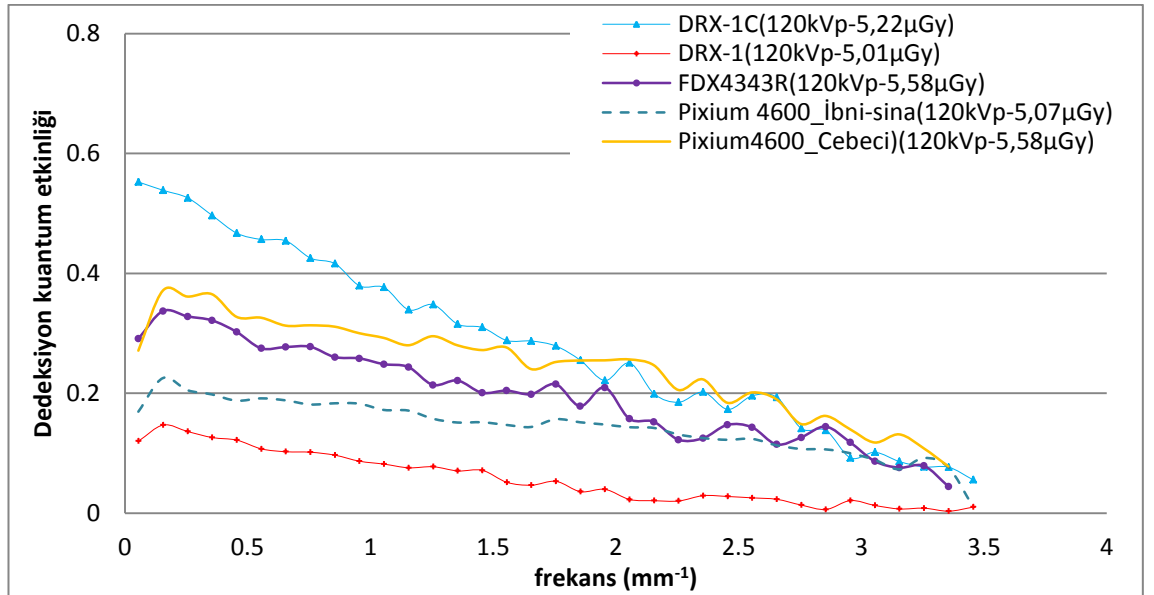
Şekil 4.82 5 farklı dijital dedektör için IEC geometrisinde RQA7 demet kalitesinde anma değeri 5 μGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları

4.2.3.2.2 G1 geometrisi ölçümleri

Şekil 4.83 ve Şekil 4.84’de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimi kullanılarak anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde hesaplanan MTF ve NNPS eğrileri kullanılarak hesaplanmış DQE sonuçları gösterilmiştir.



Şekil 4.83 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları



Şekil 4.84 5 farklı dijital dedektör için G1 geometrisinde 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları

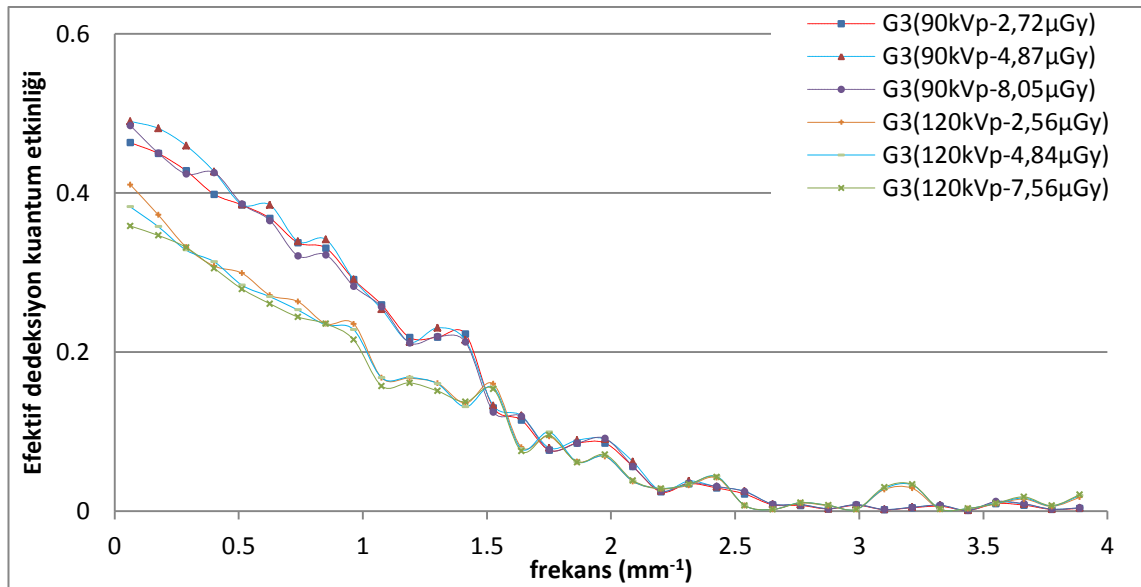
4.2.4 Efektif dedeksiyon kuantum etkinliği (eDQE)

Tek sistem için eDQE hesaplanmasında her dedektör için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p'de elde edilen MTF ve NNPS verileri kullanılmıştır. Bu çalışmada her dedektör için eDQE karakteristiği, klinik koşullarda kullanılan üç doz seviyesi için ölçülmüştür. G3 geometrisi eDQE ölçümlerinde ise çizelge verilen foton sayıları kullanılmıştır.

4.2.4.1 Tek sistem için efektif dedeksiyon kuantum etkinliği

a) Carestream DRX-1C dedektörü

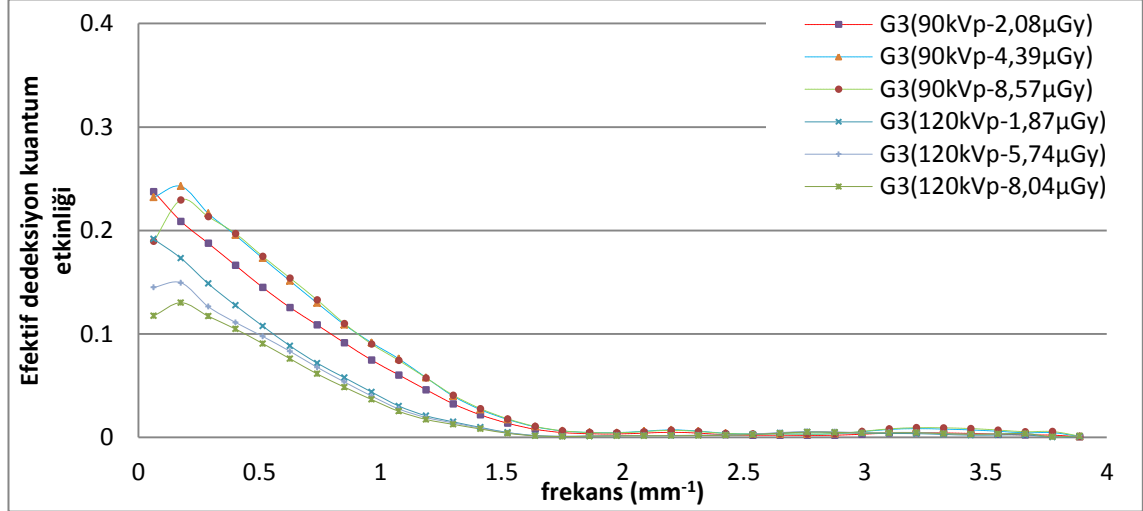
DRX-1C sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan eDQE ölçümleri şekil 4.85'de gösterilmiştir.



şekil 4.85 DRX-1C dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları

b) Carestream DRX-1 dedektörü

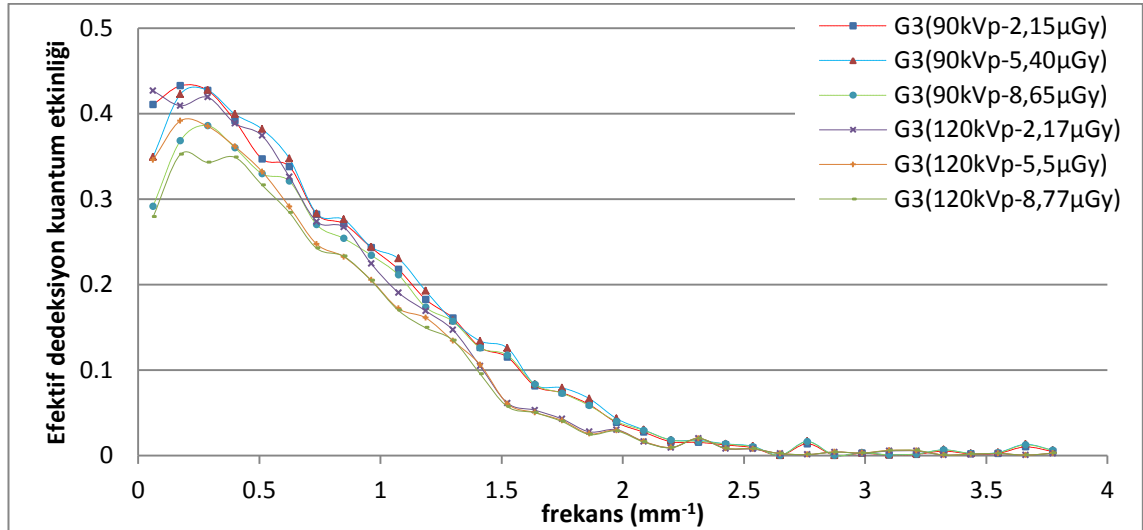
DRX-1 sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan eDQE ölçümleri Şekil 4.86'da gösterilmiştir.



Şekil 4.86 DRX-1 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları

c) Toshiba FDX4343R dedektörü

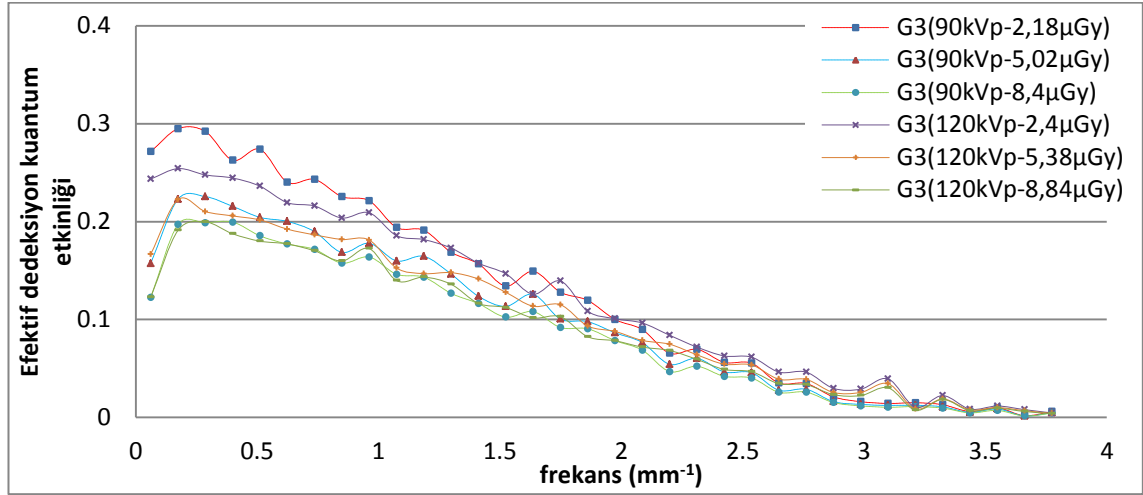
Toshiba FDX4343R sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan eDQE ölçümleri Şekil 4.87'de gösterilmiştir.



Şekil 4.87 Toshiba FDX4343R dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları

d) Trixell Pixium 4600 dedektörü-İbni Sina Hastanesi

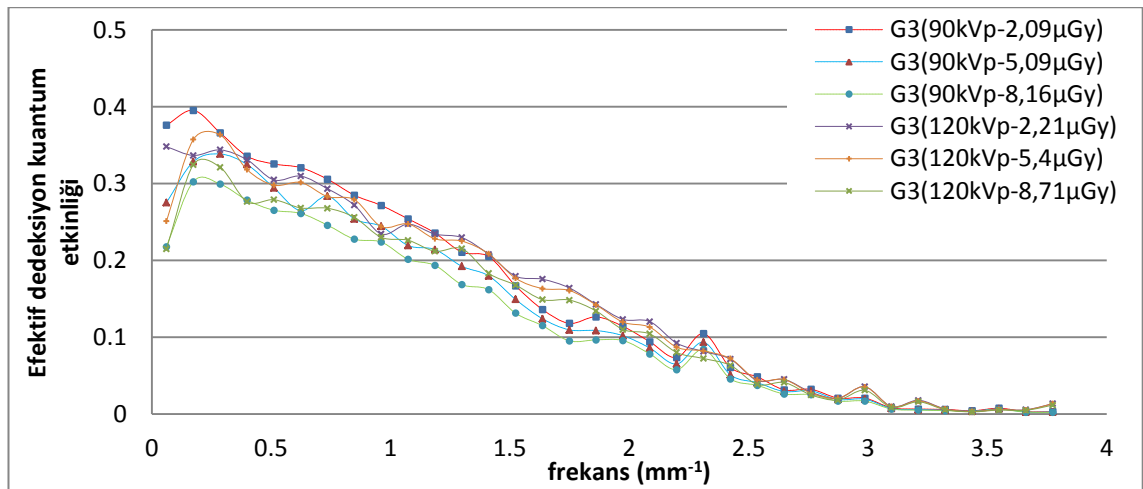
İbni Sina Hastanesinde bulunan Pixium 4600 sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan eDQE ölçümleri Şekil 4.88'de gösterilmiştir.



Şekil 4.88 Pixium 4600 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları

e) Trixell Pixium 4600-Cebeci Hastanesi

Cebeci Hastanesinde bulunan Pixium 4600 sistemi için G3 ölçüm geometrisi kullanılarak 90 kV_p ve 120 kV_p'de üç farklı dedektör hava kerma değeri için grid artefakının olmadığı dikey yönde hesaplanan eDQE ölçümleri Şekil 4.89'da gösterilmiştir.

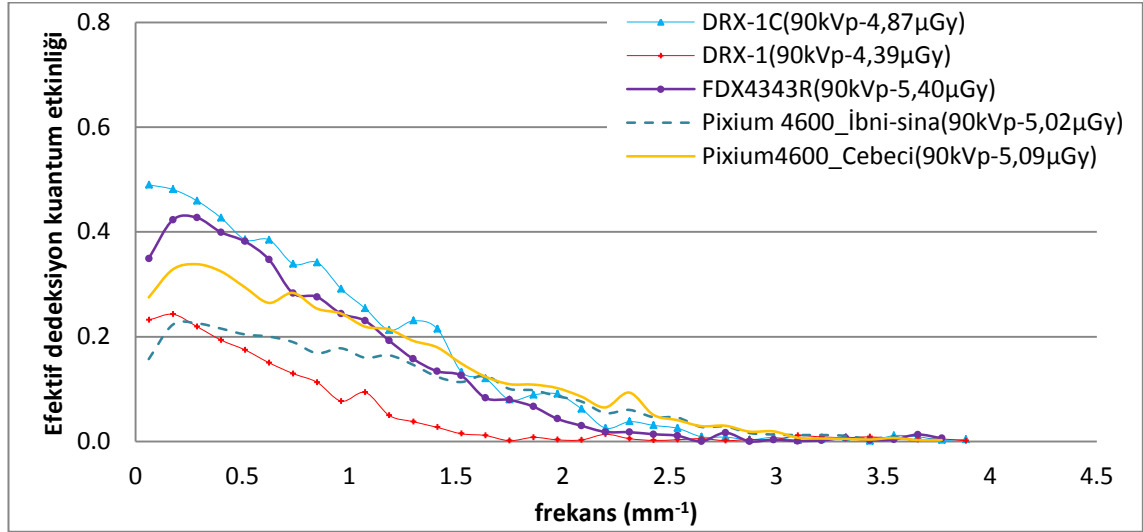


Şekil 4.89 Pixium 4600 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri ve farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları

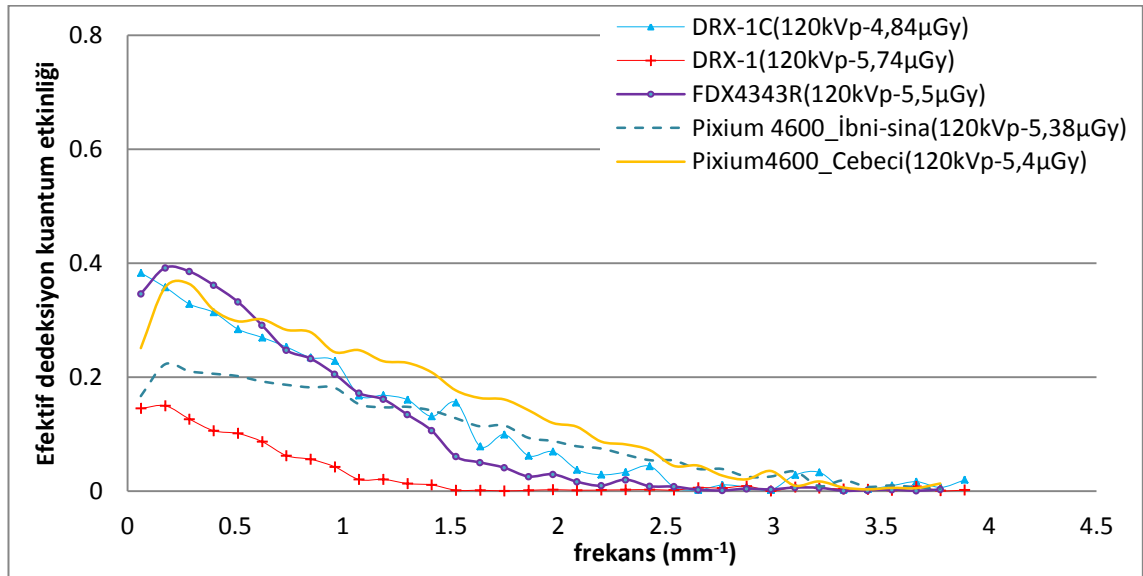
4.2.4.2 Farklı sistemler için efektif dedeksiyon kuantum etkinliği

4.2.4.2.1 G3 geometrisi ölçümleri

Şekil 4.90 ve Şekil 4.91’de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimi kullanılarak anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde ölçülen MTF ve NNPS eğrileri kullanılarak hesaplanmış eDQE sonuçları gösterilmiştir.



Şekil 4.90 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için eDQE sonuçları

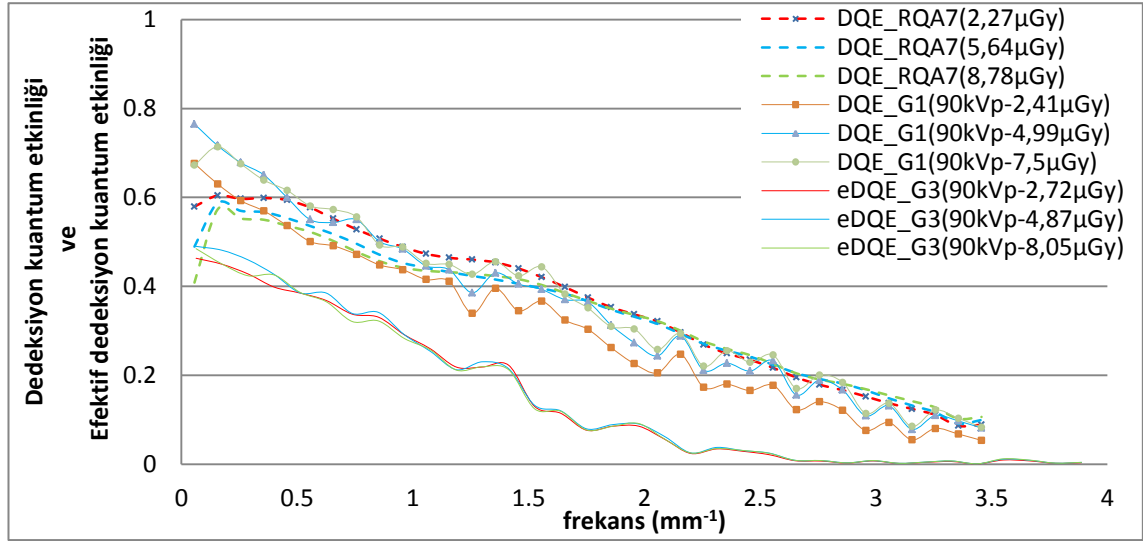


Şekil 4.91 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için eDQE sonuçları

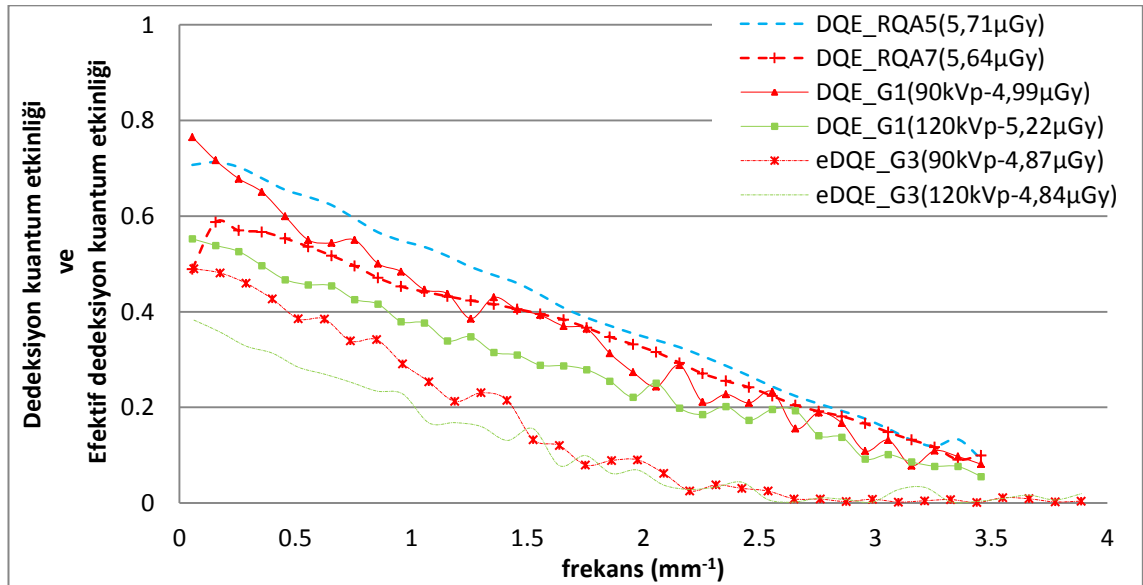
4.2.4.3 Tek sistem için farklı geometrilere DQE ve eDQE

a) Carestream DRX-1C dedektörü

DRX-1C sistemi için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde DQE ve eDQE ölçümlerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.92 ve Şekil 4.93’de verilmiştir.



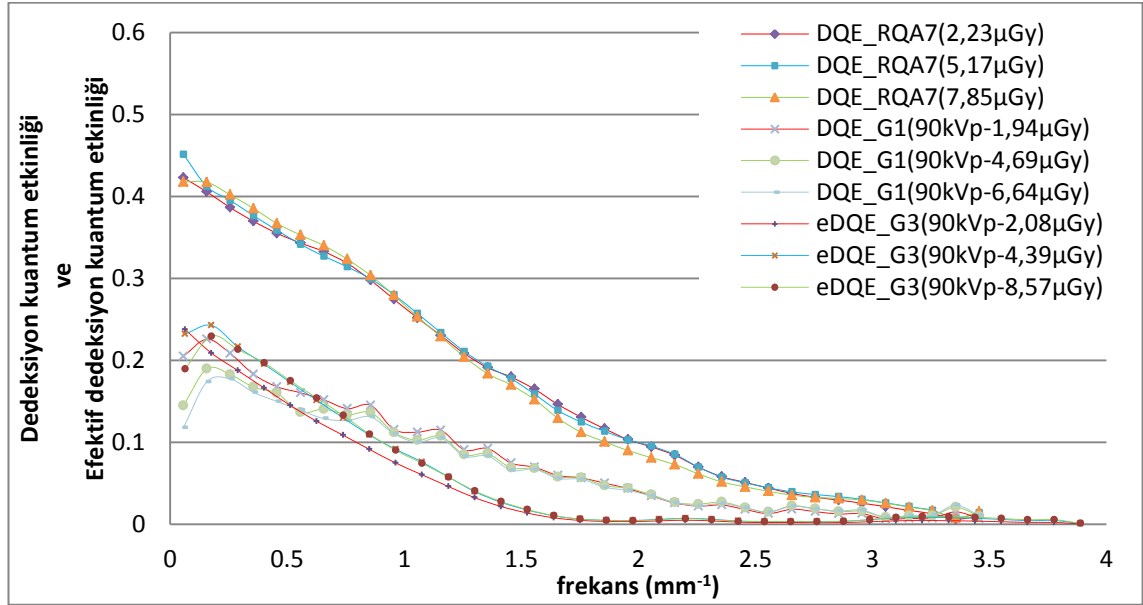
Şekil 4.92 IEC, G1 ve G3 geometrilere RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri



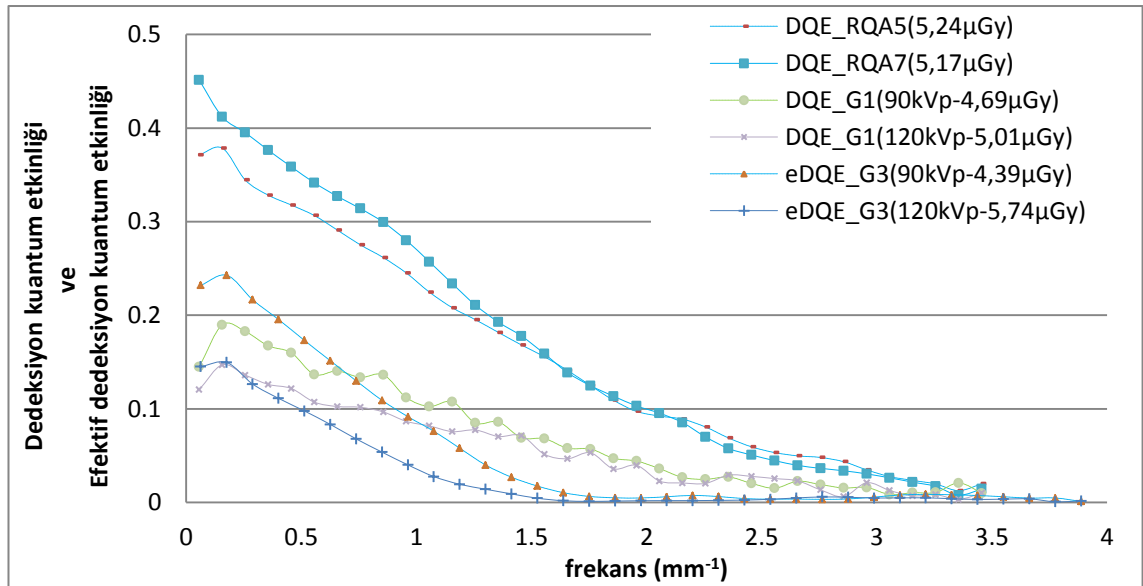
Şekil 4.93 DRX-1C dedektörü için üç geometride anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE ve eDQE sonuçları

b) Carestream DRX-1 dedektörü

DRX-1 sistemi için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde DQE ve eDQE ölçümlerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.94 ve Şekil 4.95’de verilmiştir.



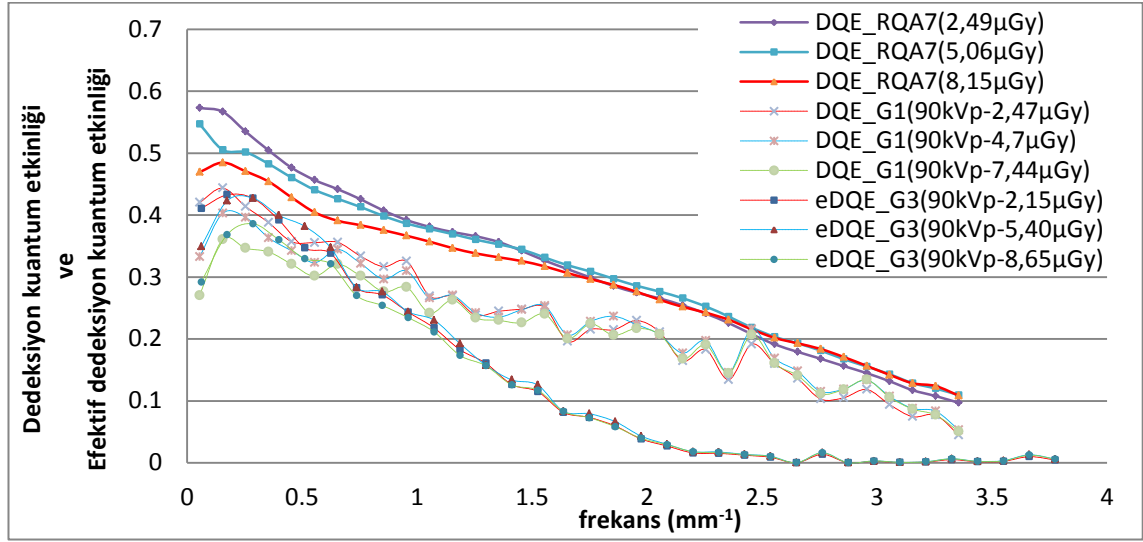
Şekil 4.94 DRX-1 sistemi için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri



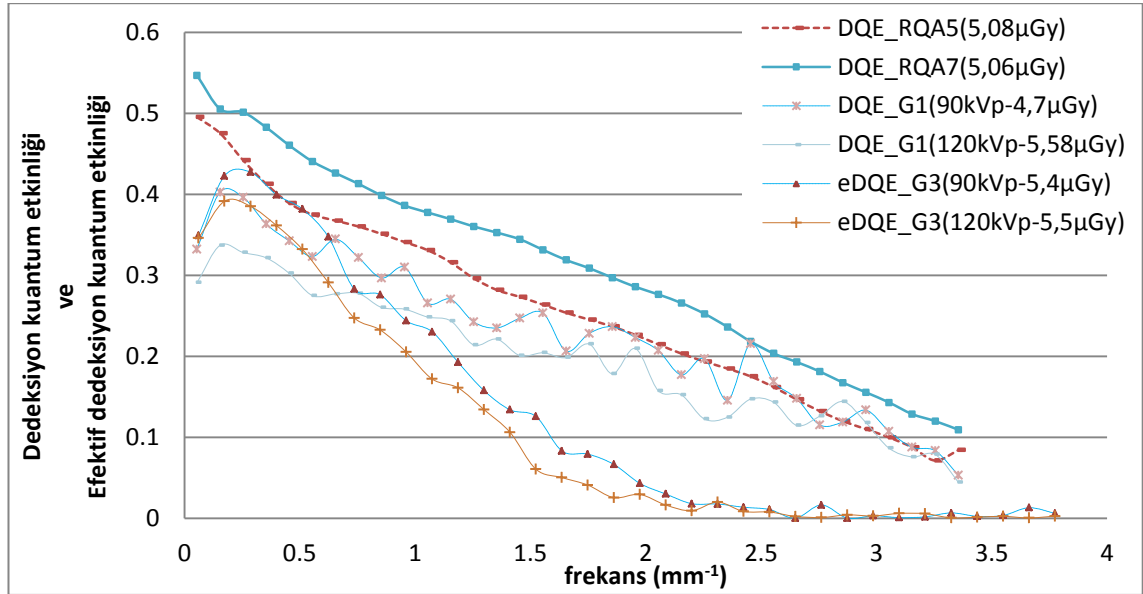
Şekil 4.95 DRX-1 dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimleri için anma değeri 5 μGy doz seviyesinde DQE ve eDQE sonuçları

c) Toshiba FDX4343R dedektörü

Toshiba FDX4343R sistemi için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilerde üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde DQE ve eDQE ölçümlerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.96 ve Şekil 4.97’de verilmiştir.



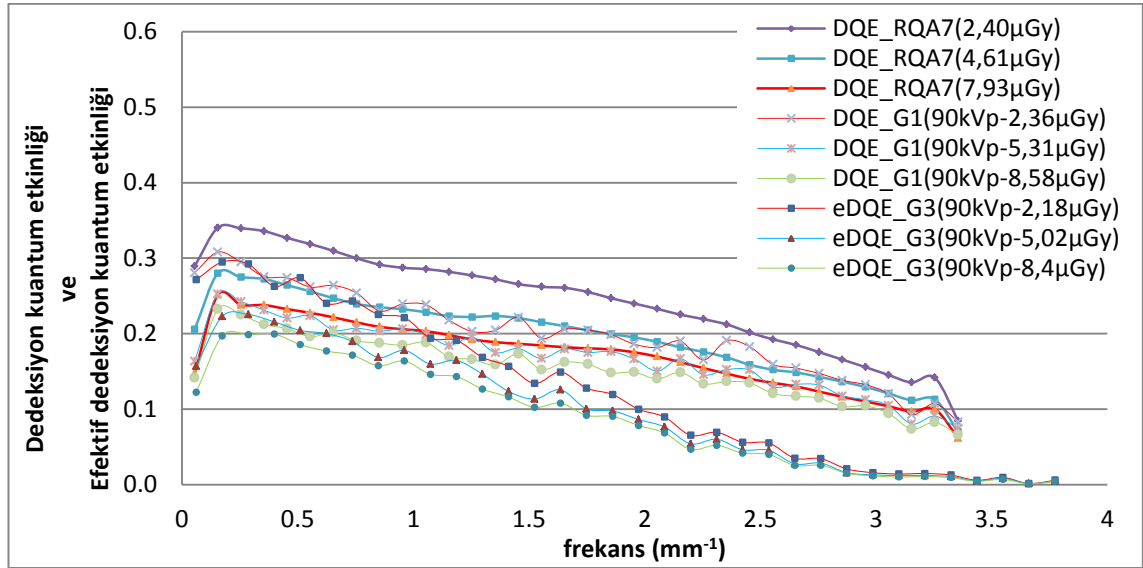
Şekil 4.96 Toshiba FDX4343R sistemi için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri



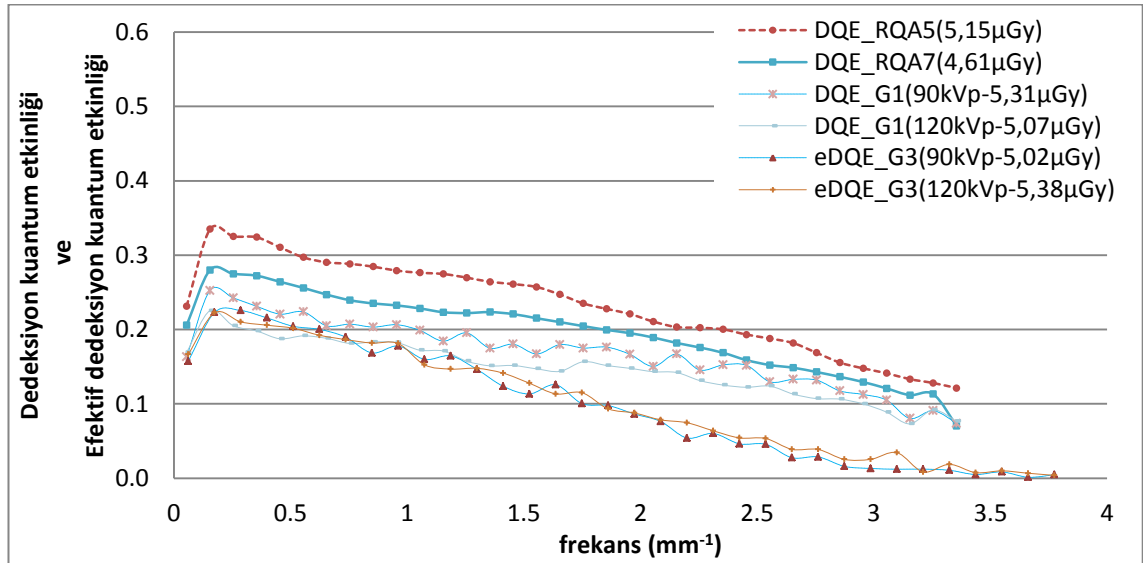
Şekil 4.97 Toshiba FDX4343R dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimlerinde anma değeri 5 µGy doz seviyesi için DQE ve eDQE sonuçları

d) Trixell Pixium 4600 dedektörü-İbni Sina Hastanesi

İbni Sina Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere üç farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde DQE ve eDQE ölçümlerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.98 ve Şekil 4.99'da verilmiştir.



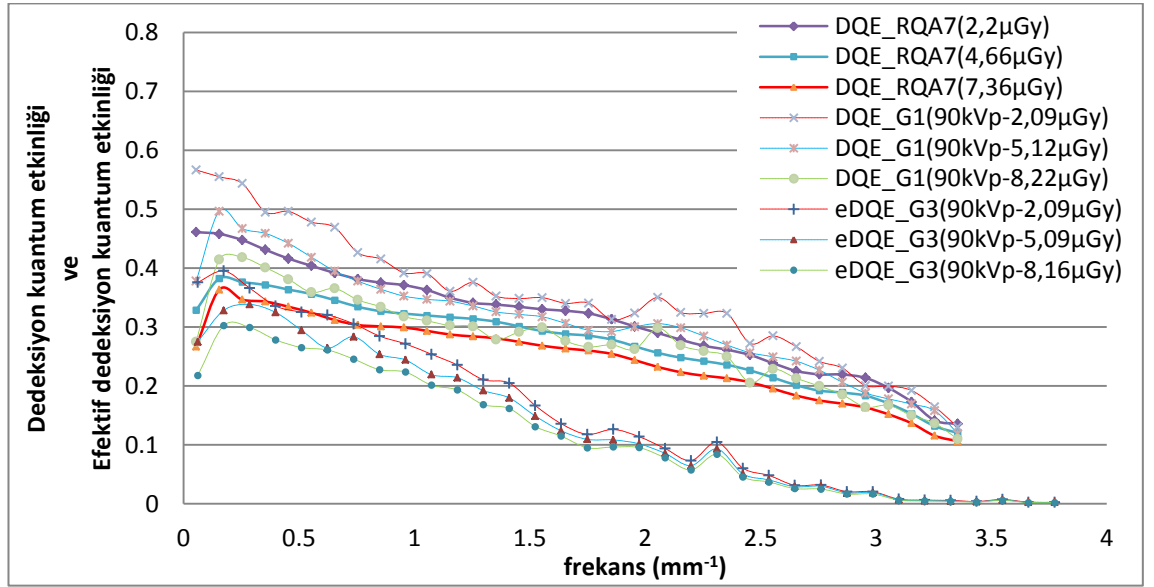
Şekil 4.98 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri



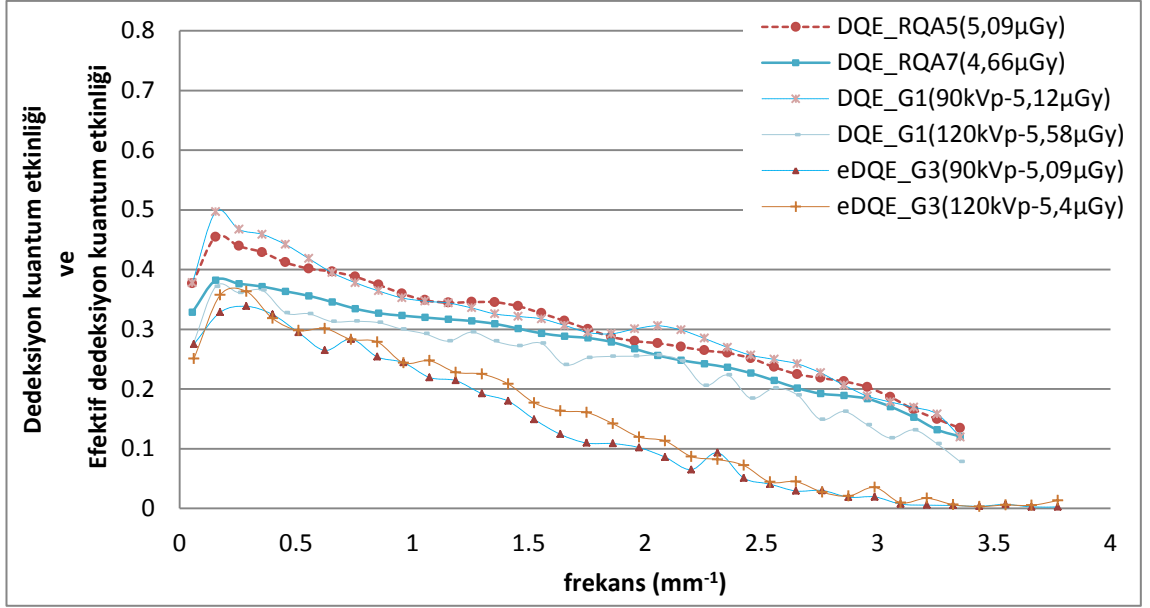
Şekil 4.99 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimlerinde anma değeri 5 µGy doz seviyesi için DQE ve eDQE sonuçları

e) **Trixell Pixium 4600 dedektörü-Cebeci Hastanesi**

Cebeci Hastanesinde bulunan Trixell Pixium 4600 sistemi için tez kapsamında kullanılan tüm geometrilere 3 farklı doz seviyesi için IEC geometrisinde kullanılan RQA7 (90 kV_p) demet kalitesi ile uyumlu olması açısından G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p tüp geriliminde DQE ve eDQE ölçümlerinin karşılaştırmalı grafiği Şekil 4.100 ve Şekil 4.101’de verilmiştir.



Şekil 4.100 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p tüp geriliminde üç farklı doz seviyesi için DQE ve eDQE ölçümleri



Şekil 4.101 Trixell Pixium 4600 dijital dedektörü için üç geometride RQA5, RQA7 demet kalitesi ve 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimlerinde anma değeri 5 µGy doz seviyesi için DQE ve eDQE sonuçları

Çizelge 4.4, Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6'da tez çalışması kapsamında IEC, G1 ve G3 geometrilerinde farklı demet kalitesi, kV_p ve dozlarda 5 farklı sistemde yapılan MTF, NNPS, DQE ve eDQE ölçümlerinin belirli frekanstaki değerleri verilmiştir.

Çizelge 4.4 IEC yöntemi ile farklı demet kalitelerinde ve dozlarda 5 farklı sistemde ölçülen ve hesaplanan MTF, NNPS ve DQE değerlerinin belirli frekansdaki değerleri

		Sistem-1				Sistem-2				Sistem-3				Sistem-4				Sistem-5			
f		AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE
RQA5	0,2	2,38		1,52	72,3	2,09		3,27	40,5	2,26		2,53	44,0	2,15		2,68	42,0	2,52		1,99	50,0
	0,5			1,19	69,8			2,60	37,6			2,22	36,3			2,73	36,4			1,95	44,1
	1,5			0,44	46,8			0,99	19,3			1,06	24,7			2,82	30,8			2,03	36,5
	2,5			0,19	23,5			0,46	6,1			5,10	14,4			2,16	22,1			1,51	28,9
	0,2	5,71	89,6	0,65	70,6	5,24	91,6	1,49	36,4	5,08	87,2	1,04	46,0	5,15	86,3	1,44	33,5	5,09	86,6	1,10	45,3
	0,5		77,7	0,53	64,1		78,1	1,23	31,3		73,9	1,00	38,3		80,3	1,35	30,2		80,9	1,11	39,9
	1,5		38,5	0,19	45,5		34,1	0,46	16,3		42,8	0,43	26,9		74,3	1,42	26,1		74,9	1,10	33,4
	2,5		17,9	0,70	25,5		12,8	0,20	5,7		21,9	0,19	16,9		56,0	1,11	18,1		57,7	0,86	24,7
	0,2	8,95		0,44	68,5	8,38		0,86	38,7	8,26		0,65	45,7	8,52		1,00	29,2	8,28		0,76	39,6
	0,5			0,34	65,9			0,69	35,5			0,58	37,0			0,94	26,8			0,72	35,7
	1,5			0,12	46,8			0,28	16,9			0,26	27,1			1,00	22,2			0,75	30,1
	2,5			0,04	26,5			0,13	5,5			0,11	17,8			0,79	15,4			0,61	22,1
RQA7	0,2	2,27		1,84	59,6	2,23		2,77	39,7	2,49		1,76	55,2	2,40		2,66	34,7	2,20		2,26	45,9
	0,5			1,38	59,4			2,21	35,0			1,55	46,7			2,46	32,4			2,24	41,2
	1,5			0,51	43,3			0,78	17,3			0,75	33,5			2,82	25,7			2,32	32,9
	2,5			0,21	23,2			0,34	4,8			0,33	20,0			2,01	18,9			1,85	24,8
	0,2	5,64	89,8	0,75	58,1	5,17	88,7	1,17	40,5	5,06	88,2	0,93	50,4	4,61	85,0	1,70	28,6	4,66	85,9	1,24	38,5
	0,5		76,8	0,62	54,5		75,2	0,96	35,1		76,3	0,79	45,2		79,9	1,66	26,3		79,8	1,19	36,2
	1,5		40,0	0,22	39,9		31,4	0,34	16,9		45,6	0,36	33,9		74,7	1,70	21,6		75,5	1,25	29,4
	2,5		19,2	0,08	23,7		11,3	0,15	4,8		23,3	0,15	21,2		56,0	1,34	14,7		57,4	0,97	22,0
	0,2	8,78		0,49	57,1	7,85		0,77	41,1	8,15		0,61	47,8	7,93		1,13	25,1	7,36		0,88	35,9
	0,5			0,39	53,3			0,62	36,1			0,53	41,8			1,05	23,2			0,81	33,2
	1,5			0,14	41,9			0,23	16,2			0,24	32,2			1,14	18,5			0,85	26,9
	2,5			0,05	24,4			0,11	4,3			0,10	20,9			0,88	13,3			0,69	20,2

*f,frekans (mm⁻¹); AK, dedektör hava kerma (μGy); MTF ve DQE değerleri % olarak ifade edilmiştir. NNPS sonuçları 10⁻⁵ ile çarpılacak şekilde ifade edilmiştir. *Sistem-1:Carestream DRX-1C; Sistem-2:Carestream DRX-1; Sistem-3: Toshiba FDX4343R; Sistem-4:Trixell Pixium 4600(İbni-Sina Hast.); Sistem-5:Trixell Pixium 4600 (Cebeci Hast.)

Çizelge 4.5 G1 geometrisinde farklı kVp ve dozlarda ve 5 farklı sistemde ölçülen ve hesaplanan MTF, NNPS ve DQE değerlerinin belirli frekanslardaki değerleri

f	Sistem-1				Sistem-2				Sistem-3				Sistem-4				Sistem-5								
	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE					
90kVp	0,2	2,41		1,63	61,4	1,94		4,71	21,8	2,44		2,08	43,0	2,36		3,00	30,2	2,09		1,94	55,0				
	0,5			1,28	52,1			3,79	16,5			1,85	35,6			2,75	26,9			1,81	48,8				
	1,5			0,49	35,4			1,38	7,2			0,84	25,0			2,95	20,9			1,96	34,9				
	2,5			0,21	17,1			0,67	1,6			0,38	17,7			2,07	17,2			1,51	27,8				
	0,2			4,99	85,6			0,69	70,0			4,69				79,0	2,26			18,7	4,70	81,9	1,16	40,0	5,31
	0,5	0,57	57,8			62,1	1,74	15,0	68,5	1,01	33,4			71,6	1,46	22,2	74,1	0,83	44,0						
	1,5	0,20	40,0			26,8	0,60	6,9	38,1	0,44	25,0			66,8	1,52	17,4	65,1	0,86	32,5						
	2,5	0,08	22,0			8,6	0,25	1,8	21,0	0,18	19,4			52,4	1,18	14,2	47,2	0,71	24,6						
	0,2	7,50		0,46	69,7	6,64		1,68	17,5	7,44		0,85	35,4	8,58		1,07	22,9	8,22		0,66	41,6				
	0,5			0,36	60,1			1,30	14,5			0,68	31,2			1,00	20,2			0,58	37,1				
	1,5			0,13	43,2			0,43	6,6			0,30	23,2			1,03	16,4			0,59	29,5				
	2,5			0,05	23,6			0,18	1,8			0,12	18,6			0,81	12,8			0,48	21,6				
120kVp	0,2	2,35		1,89	51,5	1,98		5,67	17,1	2,21		2,68	35,6	2,36		3,16	25,6	2,14		2,16	45,6				
	0,5			1,57	43,0			4,63	12,7			2,38	30,0			3,23	22,0			2,22	39,5				
	1,5			0,58	28,4			1,61	6,5			1,13	19,7			3,38	17,6			2,16	31,6				
	2,5			0,24	15,4			0,83	2,3			0,51	12,6			2,59	14,0			1,74	22,3				
	0,2	5,22	82,8	0,81	53,3	5,01		75,8	2,63	14,2	5,58	79,5	1,14	33,3	5,07	76,6	1,81	21,6	5,58	80,4	1,06	36,7			
	0,5			0,66	46,2			58,6	2,10	11,5			67,5	0,99			29,0	70,3			1,67	18,9	73,3	0,97	32,7
	1,5			0,25	30,0			23,8	0,68	6,3			39,8	0,44			20,2	64,2			1,79	15,0	68,0	0,96	27,4
	2,5			0,09	18,3			10,2	0,29	2,7			20,6	0,18			14,5	49,2			1,40	12,3	50,9	0,80	19,2
	0,2	7,75		0,53	56,3	8,11		1,75	13,3	8,95		0,74	30,4	8,53		1,45	16,0	8,59		0,72	34,3				
	0,5			0,44	49,2			1,37	10,6			0,62	28,0			1,14	16,8			0,68	30,8				
	1,5			0,16	31,5			0,45	5,8			0,28	20,1			1,23	13,2			0,73	24,1				
	2,5			0,06	19,9			0,19	2,5			0,11	14,7			0,91	10,9			0,56	17,2				

*f,frekans (mm⁻¹); AK, dedektör hava kerma (μGy); MTF ve DQE değerleri % olarak ifade edilmiştir. NNPS sonuçları 10⁻⁵ ile çarpılacak şekilde ifade edilmiştir. *Sistem-1:Carestream DRX-1C; Sistem-2:Carestream DRX-1; Sistem-3: Toshiba FDX4343R; Sistem-4:Trixell Pixium 4600 (İbni-Sina Hast.); Sistem-5:Trixell Pixium 4600 (Cebeci Hast.)

Çizelge 4.6 G3 geometrisinde farklı kVp ve dozlarda ve 5 farklı sistemde ölçülen ve hesaplanan MTF, NNPS ve DQE değerlerinin belirli frekanslardaki değerleri

f	Sistem-1				Sistem-2				Sistem-3				Sistem-4				Sistem-5																
	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE	AK	MTF	NNPS	DQE													
90kVp	0,2	2,72	1,64	44,5	2,08	4,07	20,4	2,15	2,45	43,0	2,18	2,9	29,4	2,09	2,14	38,9	2,09	2,06	32,7	2,09	2,10	17,5	2,09	1,66	5,2								
	0,5		1,29	38,6		3,29	14,6		2,36	34,3		2,78	27,3		2,06	32,7																	
	1,5		0,49	15,1		1,27	1,4		1,04	7,8		3,09	13,9		2,10	17,5																	
	2,5		0,20	2,4		0,65	0,2		0,50	0,8		2,33	5,6		1,66	5,2																	
	0,2		4,87	76,7		0,86	47,6		4,39	72,0		1,62	23,8		5,40	82,9		1,00	42,0		5,02	75,9		1,61	22,4	5,09	71,9	1,01	33,1	5,09	63,6	0,96	29,8
	0,5	62,6		0,71	39,0	53,2	1,34	17,7		71,2	0,89	37,7	69,5	1,57		20,6	63,6	0,96	29,8														
	1,5	21,0		0,26	15,1	6,2	0,46	1,7		23,4	0,40	12,8	48,9	1,64		11,6	43,3	0,95	15,6														
	2,5	2,9		0,10	2,7	3,0	0,21	0,3		1,2	0,16	1,2	21,5	1,3		4,6	19,7	0,77	4,4														
	0,2	8,05		0,56	44,4	8,57	0,87	22,9		8,65	0,70	37,6	8,40	1,15		19,7	8,16	0,70	30,2	8,16		0,64	26,7	8,16	0,67		13,8	8,16	0,85		4,1	8,16	0,53
	0,5		0,47	39,1	0,67		17,7	0,59	32,6		1,02	18,7		0,64	26,7																		
	1,5		0,16	14,5	0,23		1,8	0,26	7,8		1,14	10,5		0,67	13,8																		
	2,5		0,06	2,7	0,10		0,3	0,11	0,9		0,85	4,1		0,53	4,0																		
	0,2		2,40	1,97	36,4		1,87	5,94	16,7		2,17	2,50		41,2	2,40	3,05		25,3	2,21		2,15	33,8	2,21		2,06	30,7	2,21		2,07	18,5	2,21		1,62
	0,5	1,60		30,0	5,05	11,0		2,15	37,6	2,81		23,7	2,06	30,7																			
	1,5	0,62		15,4	1,76	0,4		1,02	7,1	2,96		14,9	2,07	18,5																			
	2,5	0,26		1,9	0,88	0,2		0,46	0,8	2,3		6,2	1,62	5,2																			
	0,2	5,12		74	1,11	35,1		5,74	73,4	2,29		14,4	5,50	81,3		1,06	39,0	5,38		74,7	1,61	22,0		5,40	71,2	0,87		35,9	5,40	64,0		0,86	30,0
	0,5		62	0,90	28,7	49,4	1,76		10,2	69,1	0,93	33,5		68,7	1,39	20,2	64,0		0,86	30,0													
	1,5		22	0,32	15,0	5,74	0,61		0,4	16,9	0,44	7,0		53,8	1,53	13,1	46,9		0,88	18,3													
	2,5		4,9	0,13	1,9	1,84	0,25		0,2	2,7	0,18	0,8		25,3	1,22	5,4	16,7		0,69	5,3													
0,2	7,68		0,70	34,3	8,04	1,79	12,9		8,77	0,71	35,0	8,84		1,05	19,3	8,71	0,58		32,4	8,71	0,58	27,9	8,71		0,59	17,1	8,71	0,83		4,7	8,71	0,46	4,6
0,5		0,59	28,2	1,38		9,2	0,61	32,0		1,02	18,1		0,58	27,9																			
1,5		0,21	15,0	0,47		0,3	0,27	6,5		1,04	11,3		0,59	17,1																			
2,5		0,08	1,9	0,20		0,2	0,12	0,8		0,83	4,7		0,46	4,6																			

*f, frekans (mm^{-1}); AK, dedektör hava kerma (μGy); MTF ve DQE değerleri % olarak ifade edilmiştir. NNPS sonuçları 10^{-5} ile çarpılacak şekilde ifade edilmiştir. MTF, NNPS ve DQE değerleri eMTF, eNNPS ve eDQE değeri olarak ifade edilmiştir. *Sistem-1:Carestream DRX-1C; Sistem-2:Carestream DRX-1; Sistem-3: Toshiba FDX4343R; Sistem-4:Trixell Pixium 4600 (İbni-Sina Hast.); Sistem-5:Trixell Pixium 4600 (Cebeci Hast.)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Tez kapsamında yapılan sinyal transfer fonksiyonu ölçümleri 5 farklı dedektörde Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3’de görüldüğü gibi tüm geometri, kVp ve demet kalitesi kombinasyonlarında yapılmış ve STP eşitlikleri elde edilmiştir. STP eşitlikleri ve korelasyon katsayılarında gözlendiği gibi R^2 değerleri 0.99’un üstünde bulunmuştur. Böylelikle MTF, NNPS ve DQE işlemlerinin yapılabilmesi için gerekli olan dedektörlerin doğrusallık yanıtları sağlanmış olur. Carestream DRX-1C, Carestream DRX-1 ve Pixium 4600 marka dedektörlerinden alınan işlenmemiş görüntüler için elde edilen STP fonksiyonlarının logaritmik davranış gösterdiği, Toshiba FDX4343R markalı dedektörde ise STP fonksiyonlarının lineer davranış gösterdiği gözlenmiştir.

Görüntü kalitesi ölçümleri yapılan beş farklı dedektör sisteminin uzaysal ayırma gücü özellikleri için, modülasyon transfer fonksiyonu ölçümü yapılmıştır. Bütün sistemlerin Çizelge 3.4’de verilen teknik özelliklerinde de görüldüğü gibi piksel boyutları hemen hemen aynı olduğundan Nyquist ve kesme (cut off) frekansı değerleri sırasıyla yaklaşık 3,5 ve 7,2 mm^{-1} ’dir. Bu nedenle, sistemler arasında uzaysal ayırma gücünde piksel boyutuna bağlı bir etki yoktur.

Şekil 4.7’de görüldüğü gibi DRX-1C sistemi için yapılan MTF ölçümlerinde her geometri kendi içinde değerlendirildiğinde IEC yöntemi ve G1 geometrisi ile yapılan ölçümlerinde MTF değişiminin kVp’ye bağlı olmadığı fakat G3 geometrisinde yaklaşık 0.8mm^{-1} frekansından düşük frekanslarda kVp arttıkça MTF değerlerinin çok az azaldığı gözlenmiştir. Bu durum saçılan fotonlardan kaynaklanmaktadır. Çizelge 4.4, Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6’da gözlendiği gibi IEC, G1 ve G3 geometrilerinde belirli uzaysal frekans değerleri için MTF(%) değerleri listelenmiştir. MTF(%) sonuçları, Çizelge 5.3’da gösterildiği gibi düşük frekans bölgesi dışında literatürde verilen çalışmalarla uyum içindedir (Bertolini 2012, Samei 2013). Bu iki çalışma için 0,2, 0,5, 1,5, $2,5\text{mm}^{-1}$ frekanslarında MTF(%) sonuçlarındaki değişim Bertolini vd. çalışması için sırasıyla yaklaşık %9, %6, %4, %1 iken Samei vd. çalışmasında sırasıyla %8, %4, %1, %1’dir. Çizelgelerden de görülebileceği gibi, IEC yönteminde hiçbir saçıcı ve magnifikasyon etkisi dahil olmadığından MTF eğrisi diğer iki geometriye göre daha yüksektir. G1 geometrisinde IEC geometrisinden farklı olarak tüp önünde alüminyum

filtre yerine PMMA kullanılması demet giriciliğinin değişmesine ve küçük açılarda saçılan foton sayısının artmasına neden olmuş olabilir. Bu yüzden yaklaşık $2,5\text{mm}^{-1}$ frekansından daha düşük frekanslarda G1 geometrisinde elde edilen MTF değerlerinde, IEC yöntemine göre düşüş gözlenmiştir. Bu düşüş IEC yönteminde RQA7 demet kalitesinde ve G1 geometrisinde 90 kVp'de alınan ölçümlerde 0,2, 0,5, 1,5 ve $2,5\text{mm}^{-1}$ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %5, %8, %17, %19 olarak gözlenmiştir. G3 geometrisi ise ölçümlerde saçılan radyasyon ve odak noktası etkilerini de dahil ettiğinden MTF eğrilerinde diğer iki geometriye göre gözle görülür düşüş gözlenmiştir. Bu düşüş G1 ve G3 geometrisinde 90 kVp'de alınan ölçümlerde 0,2, 0,5, 1,5 ve $2,5\text{mm}^{-1}$ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %10, %11, %37, %81 olarak gözlenmiştir. Ayrıca MTF eğrilerinde çok düşük frekanslarda bir miktar düşme meydana gelmiştir. IEC yöntemi ve G1 geometrisi ile ölçülen MTF(%) sonuçlarında 0mm^{-1} frekansına göre $0,02\text{mm}^{-1}$ frekansındaki düşme farklı demet kaliteleri için ortalama %5 iken G3 geometrisinde %12'dir. MTF eğrisinde çok düşük frekansda gözlenen düşme karakteristiği artan saçıcı kalınlığı ve magnifikasyon ile birlikte artmıştır. Bu durum MTF belirlenirken saçıcı kalınlığına ve magnifikasyona bağlı olarak ESF'in kuyruk kısmının yavaşça yükselmesinden ve duvar bucky kaplamasından kaynaklanan saçılan foton etkisinden kaynaklanmış olabilir.

Şekil 4.8'de görülebileceği gibi, DRX-1 sistemi için yapılan MTF ölçümlerinde her geometri kendi içinde değerlendirildiğinde IEC yöntemi ve G1 geometrisi ile yapılan ölçümlerde kVp ile MTF değişiminin belirgin olmadığı fakat G3 geometrisinde $0,5-1,5\text{mm}^{-1}$ frekansları arasında kVp arttıkça MTF değerlerinde bir miktar azalma gözlenmiştir. Bu durum DRX-1 dedektör sisteminin GOS tabanlı sintilatör kristalinin partikül yapısından kaynaklanmaktadır. Bu yapıdan dolayı kVp arttıkça kristal içerisinde lateral yönde saçılmalar artmaktadır. DRX-1C dedektörü gibi CsI tabanlı dedektörlerde ise CsI kristalinin iğne yapısı ışık klavuzu görevi görüp saçılmaları engellemektedir. G1 geometrisinde 90kVp'de alınan MTF ölçümlerinde, IEC yönteminde RQA7 demet kalitesinde alınan MTF ölçümlerine göre 0,2, 0,5, 1,5 ve $2,5\text{mm}^{-1}$ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %14, %22, %24, %9 düşüş gözlenmiştir. G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p'de alınan ölçümlerde G1 geometrisinde aynı kVp'lerde alınan MTF ölçümlerine göre 0,2, 0,5, 1,5 ve $2,5\text{mm}^{-1}$ frekans değerlerinde 90kVp için, sırasıyla yaklaşık %9, %14, %77, %65 düşüş gözlenirken 120kVp'de %3,

%16, %76, %82 düşüş gözlenmiştir. G3 geometrisinde G1 geometrisine göre 90 kV_p'de 1.5mm⁻¹ frekansında MTF (%) değerindeki düşme, DRX-1C dedektöründe bu frekansa gözlenen düşmeden yaklaşık 2 kat daha fazladır. Bu durum DRX-1 dedektörünün odak nokta boyutunun (2,0 mm), DRX-1C dedektörünün odak nokta boyutundan (1,2 mm) büyük olması ile DRX-1 dedektöründe G3 geometrisinden kaynaklı odak nokta boyutu etkilerinin daha çok görülmesi ile açıklanabilir.

Şekil 4.9'da görüldüğü gibi Toshiba FDX4343R sisteminde yapılan MTF ölçümlerinde IEC ve G1 geometrilerinde MTF değişiminin kV_p'ye bağlı olmadığı fakat G3 geometrisi ile yapılan ölçümlerde kV_p arttıkça 90 kV_p'den 120 kV_p'ye orta frekanslarda (1,0-2,5 mm⁻¹) MTF eğrisinde gözle görülür düşüş gözlenmiştir. Çizelge 4.4-6'da görülebileceği gibi, G1 geometrisinde 90 kV_p'de alınan MTF ölçümlerinde, IEC yönteminde RQA7 demet kalitesinde alınan MTF ölçümlerine göre 0,2, 0,5, 1,5 ve 2.5 mm⁻¹ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %10, %12, %13, %12 düşüş gözlenmiştir. G3 geometrisinde 90 ve 120kV_p'de alınan MTF ölçümlerinde G1 geometrisinde 90 ve 120 kV_p'de alınan MTF ölçümlerine göre düşme 0,2, 0,5, 1,5 ve 2,5 mm⁻¹ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %1, %4, %39, %94 ve %2, %2, %58, %87'dir. Toshiba sisteminde geometriler arası MTF (%) düşüş değerleri DRX-1C sistemi ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca saçılan fotonlara bağlı düşük frekans düşmesi DRX-1C dedektörü ile benzer değerlerdedir. IEC yöntemi ve G1 geometrisi ile ölçülen MTF (%) sonuçlarında 0mm⁻¹ frekansına göre 0,02 mm⁻¹ frekansındaki düşme farklı demet kaliteleri için sırasıyla ortalama %6 ve %11 iken G3 geometrisinde %6'dır.

Şekil 4.10'da görüldüğü gibi İbni Sina hastanesinde Pixium 4600 sistemi için yapılan MTF ölçümlerinde her geometri kendi içinde değerlendirildiğinde genel olarak MTF değişiminin kV_p'ye bağlı olmadığı gözlenmiştir. Şekil 4.10'dan da görülebileceği gibi, MTF değerleri sadece geometri ile değişmektedir. G1 geometrisinde 90 kV_p'de alınan MTF ölçümlerinde, IEC yönteminde RQA7 demet kalitesinde alınan MTF ölçümlerine göre 0,2, 0,5, 1,5 ve 2,5 mm⁻¹ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %6, %10, %11, %6 düşüş gözlenmiştir. G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p'de alınan MTF ölçümlerinde G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p'de alınan MTF ölçümlerine göre düşme 0,2, 0,5, 1,5 ve 2,5 mm⁻¹ frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %5, %3, %27, %59 ve %3, %2, %16, %49'dur. Pixium markalı dedektörde geometriler arası MTF

değerlerindeki düşme diğer 3 dedektörden daha fazladır. Bu durum ek görüntü işleme süreçlerinden kaynaklanmaktadır.

Cebeci hastanesindeki Pixium 4600 sistemi için 3 geometride yapılan MTF ölçüm sonuçları Şekil 4.11’de gösterilmiştir. MTF ölçümlerinde her geometri kendi içinde değerlendirildiğinde genel olarak MTF değişiminin kVp’ye bağlı olmadığı görülmüştür. İbni Sina hastanesinde bulunan Pixium 4600 sisteminden farklı olarak G1 ve G3 geometrilerinde yapılan MTF ölçümlerinde 1.0 mm^{-1} frekansından küçük frekanslarda MTF değerleri arasındaki fark artmıştır. G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p’de alınan MTF ölçümlerinde G1 geometrisinde 90 ve 120 kVp’de alınan MTF ölçümlerine göre düşme 0,2, 0,5, 1,5 ve 2,5 mm^{-1} frekans değerlerinde sırasıyla yaklaşık %13, %14, %33, %58 ve 120kVp’de %11, %13, %31, %67’dir.

Şekil 4.12’de görüldüğü gibi Pixium 4600 CsI tabanlı dedektörleri diğer üç dedektöre göre farklı davranış göstermektedir. Pixium 4600 dedektörünün diğer dedektörlere göre MTF eğrisindeki farklılıklar, Philips Digital Diagnost sistemlerinde işlenmemiş görüntülerin elde edilmesinin mümkün olmaması ve sayısal analiz için kullanılan tüm görüntülerin bazı ek işleme süreçleri (pre-processing) içermesinden kaynaklanmaktadır. Litatürde Philips Digital Diagnost sistemi ile yapılan önceki çalışmalarda (Samei 2003, Borasi 2003) belirtildiği üzere tüm işlenmemiş görüntülere uygulanan iki ek görüntü işleme basamağı mevcuttur. İlk olarak 2,4 μGy dedektör dozuna kadar Unsharp-mask filtre 0-1,5 iyileştirme faktörü doğrusal olarak uygulanmış 2,4 μGy ’den yüksek dedektör dozlarında iyileştirme faktörü 1,5 olarak alınmıştır. İkinci olarak ise de-striping filtre yatay ve dikey yönde uygulanarak dedektörden kaynaklanan yapısal gürültü azaltılmaya çalışılmıştır (Doyle 2009, Samei 2009). Diğer üç dedektör kendi arasında karşılaştırıldığında gadolinyum tabanlı DRX-1 marka dedektörün MTF karakteristiği $0,7 \text{ mm}^{-1}$ ‘den yüksek frekanslarda en kötü davranışı göstermiştir. Bu durum bu dedektörün diğer CsI tabanlı dedektörlerden farklı olarak sintilasyon kristallerinin iğne yapıda yapılandırılmamış olmasıdır. Böylece granül fosfordan saçılan ışık her yönde yayıldığından MTF’in azalmasına ve buna bağlı olarakda görüntüde keskinliğin azalmasına neden olur.

Şekil 4.13’de yapılan ölçümlerde RQA5 demet kalitesinden farklı olarak RQA7 demet kalitesi kullanılmıştır. RQA7 demet kalitesinde RQA5 demet kalitesine göre kullanılan

demetin ortalama enerjisi artmıştır. RQA5 demet kalitesi ile yapılan ölçümlerde $0,3 \text{ mm}^{-1}$ frekansından daha düşük frekanslardaki düşük frekans düşmesi Pixium 4600 markalı dedektörler hariç benzer davranış göstermiştir. IEC yönteminde RQA5 demet kalitesinde DRX-1 markalı dedektörde düşük frekans düşmesi DRX-1C ve Toshiba markalı dedektörde daha az iken RQA7 demet kalitesinde neredeyse aynı olmaktadır. Örneğin, DRX-1, DRX-1C, Toshiba markalı dedektörlerde RQA5 demet kalitesinde yapılan MTF ölçümlerinde $0,3 \text{ mm}^{-1}$ frekansına kadar MTF değerlerinin ortalaması sırasıyla 0,935, 0,916, 0,902 iken RQA7 demet kalitesinde sırasıyla 0,911, 0,918, 0,897 olmuştur. Ayrıca DRX-1 markalı dedektörde $0,5 \text{ mm}^{-1}$ frekansından $2,0 \text{ mm}^{-1}$ frekansına kadar DRX-1C ve Toshiba dedektörlerine göre MTF değerlerindeki düşme daha belirgin hale gelmiştir. Bu durum granül yapıdaki GOS tabanlı DRX-1 markalı dedektörün sintilasyon kristalinin soğurum, saçılım gibi özelliklerinin artan demet enerjisi ile değişmesinden kaynaklanabilir.

G1 geometrisinde 90 kVp de 5 farklı sistemde yapılan MTF ölçümlerinde Şekil 4.14'de görüldüğü gibi en düşük MTF değerleri, DRX-1 markalı dedektörde gözlenirken Pixium 4600 markalı dedektörler hariç diğer dedektörlerde Toshiba markalı dedektörün MTF karakteristiği $0,6 \text{ mm}^{-1}$ 'den yüksek frekans değerlerinde DRX-1C markalı dedektörden daha iyi çıkmıştır. Ayrıca $0,7 \text{ mm}^{-1}$ frekansından düşük frekanslarda dedektörler arasındaki fark G1 geometrisinde daha belirgindir.

Şekil 4.15'de G1 geometrisinde 120 kVp de 5 farklı sistemde yapılan MTF ölçümlerinde 90 kVp'de yapılan ölçümlere göre gürültünün bir miktar arttığı gözlenmiştir. Düşük frekanslarda DRX-1C dedektörü G1 geometrisinde 90 kVp ve 120 kVp'de iyi performans gösterirken $0,6 \text{ mm}^{-1}$ 'den yüksek frekanslarda Toshiba markalı dedektörün MTF karakteristiği daha iyi olmaktadır. Pixium 4600 markalı dedektörler ek görüntü işleme süreçlerine maruz kaldıklarından performansları hakkında herhangi bir şey söylemek zordur.

Şekil 4.16'da görüldüğü gibi MTF eğrilerinde yüksek frekanslardaki gürültü etkileri G3 geometrisinde ilk iki geometriye göre daha fazladır. MTF değerlerinin sıfıra düştüğü frekans değerleri DRX-1C, DRX-1, Toshiba, Pixium 4600 dedektörleri için sırasıyla yaklaşık $2,6, 1,5, 2,2, 3,4 \text{ mm}^{-1}$ 'dir. G3 geometrisinde 120 kVp de 5 farklı sistemde

yapılan MTF sonuçları Şekil 4.17'deki gibidir. kVp arttıkça MTF eğrilerinde gürültünün bir miktar arttığı gözlenmiştir. Pixium 4600 markalı dedektör hariç diğer dedektörler arasında $0,7 \text{ mm}^{-1}$ frekansından küçük frekanslarda en iyi MTF karakteristiği Toshiba markalı dedektördedir. Bu durum Toshiba markalı dedektörün saçılan fotona daha hassas olduğunu gösterir. $1,0-2,0 \text{ mm}^{-1}$ frekans değerleri arasında ise DRX-1C dedektörünün MTF karakteristiği daha iyidir. MTF değerlerinin sıfıra düştüğü frekans değerleri DRX-1C, DRX-1, Toshiba, Pixium 4600 dedektörleri için sırasıyla yaklaşık $2,6, 1,4, 2,2, 3,4 \text{ mm}^{-1}$ 'dir. Ayrıca tüm dedektörlerin MTF sonuçlarında saçıcı, büyütme ve odak noktası bulanıklık etkileri nedeniyle $0,3 \text{ mm}^{-1}$ frekansından küçük frekanslarda düşük frekans düşmesi gözlenmektedir. G3 geometrisinde daha öncede belirtildiği üzere odak noktasına bağlı bulanıklık etkisi en fazla DRX-1 dedektöründedir.

Şekil 4.18'de görüldüğü gibi DRX-1C sistemi için farklı doz seviyelerinde IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde yapılan ölçümlerde beklenildiği gibi frekans arttıkça NNPS eğrilerinde kademeli bir düşüş gözlenmiştir. Bu davranış bu sistem için gürültünün frekans ile birlikte ilintili (korele) olduğunu gösterir. Dedektör yüzeyine düşen doz arttıkça NNPS değerlerinde azalma gözlenmiştir. Bu durum dedektör üzerine düşen doz arttıkça gürültünün azaldığını gösterir. Ayrıca NNPS davranışları iki demet kalitesi içinde doz arttıkça aynı doz seviyeleri için benzer davranışlar göstermiştir. Ayrıca aynı doz seviyesi için demet kalitesi arttıkça demet girciliği artacağından gürültü seviyesi artmaktadır. Şekil 4.19'da gürültü seviyelerinin doz seviyesinden bağımsız incelendiği NNPSxDoz grafiğinde ayrıca demet kalitesine bağımlılıkta ortadan kalkmaktadır. Ayrıca Şekil 4.19'da DRX-1C dedektörünün araştırılan doz seviyelerinde kuantum gürültü sınırlı olduğu gözlenmiştir. Şekil 4.20'de dedektör üzerine düşen doz arttıkça NNPS eğrileri arasındaki fark azalmaktadır. Bu durum doz arttıkça dedektöre yapısal gürültü katkısının olması ile (Samei 2013) açıklanabilir.

G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p için yapılan NNPS ölçümlerinde beklenildiği gibi frekans arttıkça NNPS eğrilerinde kademeli bir düşüş gözlenmiştir (Şekil 4.20). Şekil 4.21'de G1 geometrisinde NNPSxDoz grafiği incelendiğinde yüksek frekanslara

gidildikçe artan kVp'ye bağılı olarak gürültü seviyelerinde bir miktar artış gözlenmiştir. RQA7 demet kalitesi ile yapılan NNPS ölçümlerindeki doz 2,48 (5,64/2,27) kat arttığında 0,2, 0,5, 1,5 ve 2,5 frekanslarındaki NNPS değerleri arasındaki fark sırasıyla (1,09, 0,76, 0,29, 0,13) $\times 10^{-5}$ iken G1 geometrisinde 90 kVp tüp geriliminde yapılan NNPS ölçümlerinde doz (4,99/2,41) 2,07 kat arttığında 0,2, 0,5, 1,5 ve 2,5 frekanslarındaki NNPS değerleri arasındaki fark sırasıyla (0,94, 0,71, 0,28, 0,13) $\times 10^{-5}$ 'dir.

G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p'de ve farklı doz seviyeleri için yapılan NNPS ölçümlerinde beklenildiği gibi frekans arttıkça NNPS eğrilerinde kademeli bir düşüş gözlenmiştir (Şekil 4.22). G3 geometrisi için 20 cm PMMA kalınlığı dedektör önünde olduğundan dedektöre ulaşan saçılan foton sayısı, G1 geometrisine göre daha fazla olmaktadır. Örnek olarak G1 geometrisinde 120 kV_p ve 10 mAs ışınlama parametrelerinde dedektör yüzeyinde 2,35 μ Gy (0,24 μ Gy/mAs) doz ölçülürken, G3 geometrisinde 120 kV_p ve 6,4 mAs ışınlama parametrelerinde dedektör yüzeyinde 2,56 μ Gy (0,4 μ Gy/mAs) doz ölçümü yapılmıştır. Görüldüğü gibi G3 geometrisinde dedektör üzerinde ölçülen hava kerma değeri dedektör yüzeyine ulaşan saçılan foton sayısının fazla olmasından dolayı yüksek çıkmıştır. Şekil 4.23'de görüldüğü gibi NNPSxDoz grafiğinde gürültü seviyesinin davranışında kV_p ve doza bağımlılığın olmadığı sadece kurulan geometrinin farklı olmasının gürültü seviyesini değiştirdiği gözlenmiştir.

Şekil 4.24'de DRX-1C markalı dedektör için tüm geometrilerde 3 farklı dedektör yüzeyi dozu için 90 kV_p tüp geriliminde yapılan NNPS ölçümlerinin özeti gösterilmiştir. Beklenildiği gibi anma değeri 2,5 μ Gy lik dedektör hava kerma değeri için G3 geometrisinde gürültü seviyesi daha yüksek çıkmış ve elde edilen NNPS eğrisi en yukarıda gözlenmiştir. Bu durumun sebebi saçıcı etkisine bağılı gürültü seviyesinin fazla olmasıdır. Dedektör yüzeyine saçıcı kalınlığına bağılı olarak fazla foton gelmesi gürültüyü artırıcı etki yapmıştır. Farklı geometrilerde dozdan bağımsız gürültü karakteristiği için Şekil 4.25'deki NNPSxDoz grafikleri çizilmiş 90 kV_p tüp geriliminde G3 geometrisinde NNPS eğrisinin en üstte olduğu gözlenmiştir. Bu durum daha öncede bahsedildiği gibi farklı geometrilerde çizilen NNPSxDoz grafiklerinin kV_p yada doza

bağımlı olmadığı fakat kurulan geometriden kaynaklı gürültü seviyesinde değişimler gözlenmiştir.

Şekil 4.26, Şekil 4.28 ve Şekil 4.30'da görüldüğü gibi DRX-1 dedektör için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde farklı demet kalitesi, kV_p ve dozlar için çizilen NNPS grafiklerinde gözlendiği gibi doz arttıkça gürültü seviyesi azalmıştır. Şekil 4.27'de görüldüğü gibi DRX-1C dedektöründen farklı olarak dozdan bağımsız olarak kV_p arttıkça gürültü seviyesi bir miktar azalmıştır. Bu durum DRX-1 dedektörünün sintilatör kristalinin farklı olması ve buna bağlı olarakta soğurum özelliğinin farklı olması ile açıklanabilir. Şekil 4.27, Şekil 4.29 ve Şekil 4.31'de gözlendiği gibi araştırılan doz seviyelerinde DRX-1 dedektörünün kuantum gürültü sınırlı olduğu gözlenmektedir. DRX-1 dedektörü için NNPS ölçümlerinde IEC yönteminde aynı doz seviyeleri için doz arttıkça gürültü değişimi G1 geometrisine göre daha fazladır. Şekil 4.29'da gözlendiği gibi G1 geometrisinde 120 kV_p 'de yapılan ölçümlerde DRX-1C dedektöründe de olduğu gibi yüksek frekanslarda gürültü seviyesinde bir miktar artış gözlenmektedir. Bu durum dedektörün enerji bağımlılığının olması veya dedektör homojenite bozukluğu gibi nedenlerden kaynaklanabilir. Şekil 4.31'de gözlendiği gibi G3 geometrisinde G1 ve IEC yönteminden farklı olarak NNPSxDoz grafiği sonuçlarının dozdan bağımsız olduğu fakat gürültü seviyesinin kV_p ile değiştiği gözlenmiştir.

Şekil 4.32 ve Şekil 4.33'deki grafikler DRX-1 dedektörü için 90 kV_p tüp geriliminde farklı geometri, kV_p ve doz seviyelerinin gürültü davranışlarının özeti niteliğindedir. Görüldüğü gibi $0,1mm^{-1}$ frekansından düşük frekanslarda G1 geometrisinde gürültü yüksektir. Bu durum yapısal gürültü etkisinin baskın olması ile açıklanabilir. Şekil 4.33'de NNPSxDoz grafiğinde G1 ve G3 geometrisinde yüksek frekanslarda düşük dozlarda alınan ölçümlerde gürültü seviyesinde artış gözlenmiştir.

Şekil 4.34, Şekil 4.36 ve Şekil 4.38'de görüldüğü gibi Toshiba FDX4343R markalı dedektör için IEC, G1 ve G3 geometrilerinde farklı demet kalitesi, kV_p ve dozlar için çizilen NNPS grafiklerinde gözlendiği gibi doz arttıkça gürültü seviyesi azalmıştır. DRX-1C ve DRX-1 farklı olarak Şekil 4.35'de gözlendiği gibi farklı demet kalitelerinde IEC yöntemi ile alınan NNPS ölçümlerinde yüksek frekanslarda bir miktar farklılık gözlenmiştir. Ayrıca diğer dedektörlerden farklı olarak G3 geometrisinde aynı doz seviyesi için kV_p arttıkça gürültü seviyesi değişmemektedir. Bu durum diğer

dedektörlerden farklı olarak ölçümlerde kullanılan gridin daha yüksek grid oranlı olmasıyla açıklanabilir. Şekil 4.35, Şekil 4.37, Şekil 4.39 ve Şekil 4.41’de çizilen NNPSxDoz grafiklerinde Toshiba markalı dedektörün araştırılan doz seviyelerinde kuantum gürültü sınırlı olduğu gözlenmektedir. Şekil 4.40’da beklenildiği gibi en yüksek gürültü seviyesinin G3 geometrisinde 2,15 μGy ’lik dedektör doz değerinde olduğu görülmektedir.

İbni Sina Hastanesinde bulunan Pixium 4600 markalı dedektör için IEC, G1 ve G3 geometrisinde farklı demet kaliteleri ve kV_p ’ler için farklı dozlarda ve dozdan bağımsız çizilen grafikler sırasıyla Şekil 4.42 – 46’daki gibidir. NNPS grafiklerinde gözlemlendiği gibi doz arttıkça gürültü seviyesi azalmıştır. IEC yönteminde Şekil 4.42’de görüldüğü gibi RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için yapılan NNPS ölçümlerinde doz seviyeleri(2,5, 5,0, 8,0 μGy) arasındaki farklar +0.25, -0.54, -0.59 μGy iken NNPS değerlerindeki % değişimler 0,2, 0,5, 1,5, 2,5 mm^{-1} frekanslarında 2,5 μGy doz seviyesi için, -0,7, -9,9, 0,0, -6,9; 5 μGy doz seviyesi için, 18,1, 23,0, 19,7, 20,7; 8 μGy doz seviyesi için, 13,0, 11,7, 14,0, 11,4’dür. G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p ’de yapılan ölçümlerde doz seviyeleri arasındaki değişimler 0,0, -0,24, -0,05 μGy iken 0,2, 0,5, 1,5, 2,5 mm^{-1} frekanslarında NNPS değerlerindeki % değişimler 2,5 μGy doz seviyesi için, 5,3, 17,5, 14,6, 25,1; 5 μGy doz seviyesi için, 11,7, 14,4, 17,8, 18,6; 8 μGy doz seviyesi için, 35,5, 14,0, 19,4, 12,3’dür. G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p ’de yapılan ölçümlerde doz seviyeleri arasındaki farklar 0,22, 0,36, 0,44 μGy iken 0,2, 0,5, 1,5, 2,5 mm^{-1} frekanslarında 90 kV_p tüp geriliminde ölçülen NNPS değerlerine göre %değişimler 2,5 μGy doz seviyesi için, 5.2, 1.1, -4.2, -1.3; 5 μGy doz seviyesi için, 0.0, -11.5, -6.7, -6.2; 8 μGy doz seviyesi için, -8.7, 0.0, -8.8, -2.4’dür. Görüldüğü gibi G1 geometrisinde hemen hemen aynı dedektör doz seviyeleri kullanılmasına rağmen, artan kV_p ile birlikte saçılan foton sayısı arttığından gürültü seviyesi artmıştır. G3 geometrisinde ise farklı kV_p ’lerde yapılan ölçümlerde doz seviyeleri arasında belirli bir fark olmasına rağmen 120 kV_p ’de yapılan ölçümlerde saçılan foton katkısı gürültü seviyelerinin aynı seviyeye gelmesini sağlamıştır. Şekil 4.48’de beklenildiği gibi en yüksek gürültü seviyesinin G3 geometrisinde 2,18 μGy ’lik dedektör hava kerma değerinde olduğu görülmektedir. Şekil 4.49’de ise üç geometride 90 kV_p ’de araştırılan doz seviyeleri için çizilen diğer NNPSxDoz grafiklerinde olduğu gibi dedektörün kuantum gürültü sınırlı olduğu gözlenmektedir.

Cebeci Hastanesinde bulunan Pixium 4600 markalı dedektör için IEC, G1 ve G3 geometrisinde farklı demet kaliteleri ve kV_p 'ler için farklı dozlarda ve dozdan bağımsız çizilen grafikler sırasıyla Şekil 4.50 – 55'deki gibidir. NNPSxDoz grafiklerinde görüldüğü gibi çizilen eğrilerde diğer Pixium dedektörle (İbni Sina hastanesi) hemen hemen benzer bir davranış gözlenmektedir. Ayrıca NNPSxDoz grafiklerinde gürültü seviyelerindeki davranış kV_p , doz ve geometri farklılığı ile değişmemektedir (Şekil 4.57). IEC yöntemi ile RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde yapılan NNPS ölçümlerinde doz seviyeleri arasındaki farklar $-0,32, -0,43, -0,92 \mu Gy$ iken $0,2, 0,5, 1,5, 2,5 \text{ mm}^{-1}$ frekanslarında NNPS değerlerindeki % değişimler $2,5 \mu Gy$ doz seviyesi için, $13,6, 14,9, 14,3, 22,5$; $5 \mu Gy$ doz seviyesi için, $12,7, 7,2, 13,6, 12,8$; $8 \mu Gy$ doz seviyesi için, $15,5, 12,5, 13,0, 12,7$ 'dir. G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p 'de yapılan NNPS ölçümlerinde doz seviyeleri ($2,5, 5,0, 8,0 \mu Gy$) arasındaki değişimler $0,05, 0,46, 0,37 \mu Gy$ iken $0,2, 0,5, 1,5, 2,5 \text{ mm}^{-1}$ frekanslarında NNPS değerlerindeki % değişimler $2,5 \mu Gy$ doz seviyesi için, $11,3, 22,7, 10,2, 15,2$; $5 \mu Gy$ doz seviyesi için, $17,8, 16,9, 11,6, 12,7$; $8 \mu Gy$ doz seviyesi için, $9,1, 17,2, 23,7, 16,7$ 'dir. G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p 'de yapılan ölçümlerde doz seviyeleri ($2,5, 5,0, 8,0 \mu Gy$) arasındaki değişimler $0,12, 0,31, 0,55 \mu Gy$ iken $0,2, 0,5, 1,5, 2,5 \text{ mm}^{-1}$ frekanslarında NNPS değerlerindeki % değişimler $2,5 \mu Gy$ doz seviyesi için, $0,5, 0,0, -1,4, -2,4$; $5 \mu Gy$ doz seviyesi için, $-13,9, -10,4, -7,4, -10,4$; $8 \mu Gy$ doz seviyesi için, $-17,1, -9,4, -11,9, -13,2$ 'dir. Her iki Pixium dedektörünün düşük ve yüksek frekanslardaki benzer NNPS davranışları her iki dedektöre uygulanan ek görüntü işleme süreçlerinden kaynaklanmaktadır.

Şekil 4.58, Şekil 4.59, Şekil 4.60 ve Şekil 4.61'de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için IEC yönteminde RQA5 ve RQA7 demet kalitesi kullanılarak anma değeri $5 \mu Gy$ dedektör hava kerma değeri için dikey yönde çizilen frekansa karşılık NNPS ve NNPSxDoz eğrileri gösterilmiştir. Kullanılan sistemler sintilasyon kristali bakımından Carestream DRX-1 marka dijital dedektör, GOS ($G_2O_2S:Tb$) tabanlı, diğer sistemler ise CsI tabanlıdır. Pixium 4600 marka dedektörlere ek görüntü işleme süreci uygulandığından ve diğer dedektörlerin NNPS karakteristikleri artan frekans ile birlikte kademeli olarak azaldığından ölçümü yapılan tüm dedektörlerin gürültü yanıtı frekans ile ilintilidir. Pixium 4600 marka dedektörler hariç diğer üç dedektörü karşılaştırdığımızda beklenildiği gibi CsI tabanlı ve iğne yapıda fosfor tipine sahip olan

DRX-1C markalı dedektörün NNPS karakteristiği en altta gözlenmiştir. Toshiba markalı dedektörde yapılan ölçümde dedektör hava kerma değeri DRX-1C dedektör hava kerma değerine yakın olmasına rağmen NNPS eğrileri arasında fark vardır. Şekil 4.59'da çizilen NNPSxDoz grafiğinde de bu durum gözlenmektedir. Her iki dedektörde CsI tabanlı olmasına rağmen, gürültü yanıtları birbirinden farklıdır. DRX-1C ve DRX-1 markalı dedektörlerin dedektör giriş dozu yakın olmasına rağmen daha önce belirtilen nedenlerden dolayı gürültü yanıtları arasında fark vardır. Şekil 4.59'da yaklaşık $1,3 \text{ mm}^{-1}$ frekansından küçük frekanslarda saçıcı etkisine bağlı olarak DRX-1 markalı dedektörün NNPS davranışı diğer dedektörlerden yüksektir. RQA7 demet kalitesinde yapılan ölçümlerde Pixium 4600 markalı dedektörler hariç diğer dedektörlerin gürültü seviyeleri arasındaki fark azalmıştır. Pixium 4600 dedektörleri ayrı teknik özelliklere sahip olmasına rağmen IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitesi için herhangi bir frekans bölgesinde 2.0×10^{-5} 'lik bir gürültü farkı vardır.

Şekil 4.62'de 5 farklı dijital dedektör için RQA5 demet kalitesinde farklı doz seviyeleri için NNPSxDoz sonuçları çarpımı sonuçları gösterilmiştir. Görüldüğü araştırılan doz seviyelerinde tüm dedektörler hemen hemen kuantum gürültü sınırlıdır.

Şekil 4.63, Şekil 4.64 ve Şekil 4.65 ve Şekil 4.66'da 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p 'de anma değeri $5 \mu\text{Gy}$ dedektör hava kerma değeri için dikey yönde çizilen frekansa karşılık NNPS ve NNPSxDoz eğrileri gösterilmiştir. Düşük frekanslarda ($0-1,0 \text{ mm}^{-1}$) 90 kV_p ve 120 kV_p 'de gürültü seviyesi en yüksek dedektörün DRX-1 dedektörü olduğu görülmüştür. G1 geometrisinde 90 kV_p 'de çizilen NNPSxDoz grafiklerinde IEC geometrisinden farklı olarak Pixium 4600 dedektörler hariç diğer dedektörlerin gürültü seviyeleri arasındaki fark artmıştır. G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p 'de Pixium markalı dedektörlerin gürültü seviyeleri arasındaki IEC geometrine göre fark daha fazladır. Bu fark düşük frekanslarda maksimum $3,6 \times 10^{-5}$ iken yüksek frekanslarda $2,6 \times 10^{-5}$ 'dir. Ayrıca kV_p arttıkça Toshiba markalı dedektörün aksine, DRX-1C ve DRX-1 dedektörlerinin NNPSxDoz sonuçlarında artış gözlenmiştir (Şekil 4.64, Şekil 4.66). Bu durum bu iki dedektörde kullanılan gridin grid oranının Toshiba dedektöründen farklı olması ile açıklanabilir.

Şekil 4.67, Şekil 4.68, Şekil 4.69 ve Şekil 4.70'de 5 farklı x-ışını dijital radyografi dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p'de anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için dikey yönde çizilen frekansa karşılık NNPS ve NNPSxDoz eğrileri gösterilmiştir. Dozdan bağımsız NNPSxDoz grafikleri incelendiğinde 90 kV_p'de düşük frekanslarda en yüksek gürültü seviyesi Pixium 4600 markalı dedektörde iken 120 kV_p'de en yüksek gürültü seviyesi DRX-1 markalı dedektördedir. Şekil 4.69'da G3 geometrisinde 90 kV_p'de çizilen NNPSxDoz grafiğinde Toshiba ve DRX-1 markalı dedektörlerin gürültü seviyeleri hemen hemen birbirine eşitken 120 kV_p'de bu iki dedektörün gürültü seviyeleri arasındaki fark artmıştır. Bu durum DRX-1 markalı dedektörün sintilasyon kristalinin toz yapıda olmasından ve Toshiba markalı dedektörün saçılan fotonlara karşı hassasiyetinin daha iyi olması ile açıklanabilir. Çünkü 120 kV_p'de PMMA bloğundan saçılan foton sayısı 90 kV_p'ye göre daha fazladır. Bu durum DRX-1 dedektöründe gürültünün Toshiba markalı dedektöre göre daha fazla artmasına neden olur. Ayrıca daha öncede belirtildiği gibi Toshiba markalı dedektörde kullanılan grid oranının DRX-1 ve DRX-1C markalı dedektörlerde kullanılanlardan fazla olması NNPS eğrileri arasındaki farkın artmasına sebep olmuş olabilir.

Şekil 4.71'de gösterildiği gibi IEC geometrisinde RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde DRX-1C dijital dedektörü için farklı doz seviyelerinde hesaplanan DQE eğrileri neredeyse doğrusal davranış göstermektedir. Bu durum literatürde yapılan diğer çalışmalarla benzerlik göstermiştir (Samei 2003, Murphy 2011). Bu durum genel olarak NNPS sonuçlarından çıkarılabilmektedir. Düşük frekanslarda aynı demet kalitesi için doz farklılıklarından dolayı DQE değerlerinde farklılıkları gözlenmektedir. Doz değerinin artması ile NNPS değerlerindeki azalmaya bağlı olarak DQE değerlerinde artma beklenir fakat tersi durumlar gözlenmiştir. Bu durum artan dozlarda baskın olmaya başlayan yapısal gürültü etkileri ile açıklanabilir. DQE farklılıklarında, dedektörün MTF ve NNPS karakteristiklerindeki farklılıklar, sintilasyon kristalinin tipi ve demet kalitesi etkili olmaktadır. RQA7 demet kalitesinde DRX-1C dedektörü için yapılan DQE ölçümünde, küçük frekans değerlerinde RQA5 demet kalitesine göre DQE değerlerinde azalma meydana gelmiştir. Bu durum RQA7 demet kalitesinin ortalama enerjisinin RQA5 demet kalitesinden fazla olmasının demetin giriciliğini arttırmasından dolayı CsI sintilasyon kristalinde soğurulmanın RQA5 demet kalitesine göre az olması ile açıklanabilir. Böylece RQA7 demet kalitesindeki fotonların CsI kristali ile

fotoelektrik etkileşim yerine daha çok compton etkileşmesi yaparak ışık fotonu oluşturması ve buna bağlı olarak saçılan foton sayısının artması ile açıklanabilir.

Şekil 4.72’de DRX-1C sistemi için G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde yapılan DQE ölçümlerinin sonuçları gösterilmiştir. G1 geometrisinde aynı kV_p’de hesaplanan DQE değerlerindeki dalgalanmalar doz farklılıklarından kaynaklanmaktadır. Farklı kV_p’lerde hesaplanan DQE değerlerinde ise demet giriciliğine bağlı olarak DQE değerlerinde azalmalar gözlenmiştir.

Şekil 4.73 ve Şekil 4.74’de DRX-1 sisteminde IEC yöntemi ve G1 geometrisinde farklı demet kalitesi, kV_p ve dozlarda DQE ölçüm sonuçları gösterilmiştir. DRX-1C dedektöründe olduğu gibi 1,5 mm⁻¹ den küçük frekanslarda doz farklılıklarına ve yapısal gürültü etkilerine bağlı olarak DQE değerlerinde dalgalanmalar gözlenmektedir. DRX-1 dedektöründe elde edilen DQE değerleri DRX-1C dedektöründen küçüktür. Bu durum daha öncede belirtildiği gibi DRX-1 dedektörünün sintilasyon materyalinin sağladığı dedeksiyon özellikleri ile açıklanabilir. G1 geometrisinde elde edilen DQE değerleri IEC yöntemi ile elde edilen DQE değerlerinden küçüktür. Bu durum Şekil 4.8’de görüldüğü gibi düşük frekanslarda G1 geometrisi ile ölçülen MTF değerlerinin IEC yöntemi ölçülen MTF değerinden gözle görülür şekilde düşük olması ile açıklanabilir.

Şekil 4.75 ve Şekil 4.76’da Toshiba FDX4343R dijital dedektöründe IEC yöntemi ve G1 geometrisinde farklı demet kalitesi, kV_p ve dozlarda DQE ölçüm sonuçları gösterilmiştir. IEC yöntemi ve G1 geometrisi ile hesaplanan DQE değerleri artan frekans ile birlikte doğrusal bir davranış göstermektedir. FDX4343R dedektörü DRX-1C dedektörü ile aynı sintilasyon kristali yapısına sahip olduğundan DQE değerleri birbirine yakındır. Bu iki dedektör arasındaki fark gürültü seviyelerinin farklı olması ile açıklanabilir. Ayrıca kV_p’nin artması ile artan demet giriciliğine bağlı olarak DQE değerlerinde azalma olması beklenir. Fakat Toshiba FDX4343R sistemi için Çizelge 4.4 incelendiğinde IEC yönteminde RQA5 demet kalitesi için yapılan ölçümlerde gürültü RQA7 demet kalitesine göre yüksek ve ayrıca çözünürlük yanıtının RQA7 demet kalitesine göre az olması artan kV_p’lerde DQE değerinin artmasını sağlamıştır. G1 geometrisi ile yapılan ölçümlerde artan kV_p ile birlikte DQE değerlerinde azalma gözlenmiştir.

Şekil 4.77, Şekil 4.78, Şekil 4.79 ve Şekil 4.80'de Pixium markalı dedektörler için IEC yöntemi ile RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde ve G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimlerinde farklı dedektör dozları için hesaplanan DQE değerleri gösterilmiştir. Her iki dedektör içinde diğer dedektörlerden farklı olarak DQE değerlerinde orta frekanslarda (0,5-2,0 mm⁻¹) fazla değişme gözlenmemiştir. Bu durum incelenen iki dedektörde görüntü oluşturulurken uygulanan ek görüntü işleme süreçleri nedeniyle NNPS ve MTF değerlerinde bu frekanslarda fazla değişme olmamasından kaynaklanmaktadır. Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de görüldüğü üzere 2,0-5,0 mm⁻¹ frekansları arasında MTF değerlerinde hemen hemen doğrusal bir azalma olması DQE değerlerindedeki aynı doğrusal davranışın gözlenmesine neden olmuştur. Artan kVp ile birlikte DQE değerlerinde azalma gözlenmiştir. Yüksek frekanslarda doz farklılıklarından kaynaklanan DQE değerlerindeki dalgalanmalar diğer dedektörlere göre fazladır. Her iki dedektör aynı teknik özelliklere ve çözünürlük yanıtına sahip olmasına rağmen DQE değerlerinin birbirinden farklı olması gürültü seviyelerinin birbirinden farklı olması ile açıklanabilir.

Şekil 4.81, Şekil 4.82, Şekil 4.83, Şekil 4.84'de 5 dedektör sistemi için IEC yöntemi ile RQA5 ve RQA7 demet kalitelerinde ve G1 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p için anma değeri 5 µGy dedektör hava kerma değeri için DQE sonuçları gösterilmiştir. DRX-1C , Pixium 4600 ve Toshiba markalı dedektörlerde yapılandırılmış iğne yapıda CsI tabanlı sintilasyon kristali kullanılmasına karşın DRX-1 markalı dedektörde ise yapılandırılmamış granül yapıda GOS tabanlı sintilasyon kristali kullanılmıştır. Bu iki farklı yapıdaki sintilasyon kristali nedeniyle odak nokta boyutu bulanıklık etkisi, x-ışını soğurum özellikleri ve k-kenar enerjisi farklılıkları iki dedektör grubunun MTF ve NNPS sonuçlarında farklılıklar olmasına yol açar. DRX-1 marka dedektörün kristal yapısı MTF ve NNPS sonuçlarını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu yüzden DRX-1 dedektörün DQE değeri diğer dedektörlere göre daha düşüktür. DRX-1C, Toshiba markalı dedektörlerin DQE grafikleri karşılaştırıldığında benzer sintilasyon kristali kalınlıkları ve malzemesi ve sinyal üretimindeki benzer süreç nedeniyle MTF grafikleri benzerlik göstermiştir. Fakat hemen hemen aynı dedektör dozlarında DRX-1C markalı dedektörün gürültüsünün diğer dedektörlere göre düşük olması DRX-1C markalı dedektörün DQE performansının diğer dedektörlere göre daha iyi olmasını sağlamıştır. Düşük frekanslardaki DQE değerlerindeki farklılıklar dedektörlerin çözünürlük

özelliklerinin yani MTF değerlerindeki farklılıklardan kaynaklanmış olabilir. Çünkü DQE formülasyonunda MTF değerlerinin karesinden kaynaklanan bir katkı mevcuttur. Pixium markalı dedektörler aynı teknik özelliklere sahip olmalarına rağmen gürültü seviyelerinin farklı olması iki dedektörün DQE değerinin birbirlerinden farklı olmasını sağlamıştır. Demet kalitesinin girciliği arttıkça DRX-1C dedektörünün DQE değeri ile diğer CsI tabanlı dedektörlerin DQE değerleri arasındaki fark azalmıştır. Çünkü gürültü seviyeleri arasındaki fark azalmıştır (Şekil 4.58, Şekil 4.60). Aynı durum G1 geometrisinde yapılan ölçümlerde de gözlenmiştir. Şekil 4.14 ve Şekil 4.15’de gözlendiği gibi $1,0 \text{ mm}^{-1}$ frekansından yüksek frekanslarda Toshiba markalı dedektörün MTF davranışının DRX-1C markalı dedektörden iyi olması Şekil 4.83 ve Şekil 4.84’de görüldüğü gibi yüksek frekanslara gidildikçe her iki dedektörün DQE davranışının birbirine yaklaşmasını sağlamıştır.

Şekil 4.85’de DRX-1C dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimi için farklı doz seviyelerinde eDQE sonuçları Şekil 4.7’de gösterilen MTF sonuçları ile paralellik göstermiştir. eDQE değerleri, aynı demet kalitesi için doz farklılıklarından çok fazla etkilenmemiştir. Görüldüğü gibi tüp gerilimi arttıkça artan demet girciliği ve saçılan foton sayısının artmasına bağlı olarak eDQE değerlerinde azalma meydana gelmiştir.

Şekil 4.86’da DRX-1 dedektörü için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimi için farklı doz seviyelerinde eDQE sonuçları gösterilmiştir. eDQE değerlerinde, aynı demet kalitesi için doz farklılıklarından dolayı dalgalanmalar gözlenmiştir. Görüldüğü gibi tüp gerilimi arttıkça artan demet girciliği ve saçılan foton sayısının artmasına bağlı olarak eDQE değerlerinde azalma meydana gelmiştir. DRX-1 dedektörünün sintilasyon kristalinin GOS tabanlı olması eDQE değerlerinde DRX-1C dedektörüne göre gözle görülür düşüş gözlenmesine neden olmuştur.

Şekil 4.87’de Toshiba FDX4343R dedektörü için G3 geometrisi ile 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları gösterilmiştir. Artan kVp ile birlikte eDQE değerlerinde azalma DRX-1C dedektöründen farklı olarak daha azdır. Bu durum Toshiba FDX4343R dedektöründe kullanılan grid ile birlikte kVp arttıkça gürültü seviyesinin çok fazla değişmemesi ile açıklanabilir. Toshiba FDX4343R dedektörü DRX-1C dedektörü ile aynı sintilasyon kristalini kullandığından rutin hasta

ışınlamalarında dedektörlerin foton kullanma performansları benzerdir. DQE değerlerinde, yaklaşık $0,2 \text{ mm}^{-1}$ frekansından küçük frekanslarda yapısal gürültü etkilerine bağlı olarak Şekil 4.43’de görüldüğü gibi NNPS eğrilerinde artan gürültüden kaynaklı düşüş gözlenmiştir.

Şekil 4.88 ve Şekil 4.89’da benzer teknik özellikteki Pixium 4600 dedektörleri için 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde farklı doz seviyeleri için eDQE sonuçları gösterilmiştir. Daha öncede bahsedildiği gibi gürültü seviyelerinin farklı olmasından dolayı eDQE sonuçları arasında Çizelge 4.6’da gösterildiği gibi fark vardır. İbni Sina hastanesinde bulunan Pixium 4600 dedektörünün $2,5 \text{ mm}^{-1}$ frekansından küçük frekanslarda eDQE değerleri arasında dalgalanma diğer Pixium 4600 dedektörden daha fazladır. Bu durum İbni Sina hastanesinde bulunan Pixium 4600 dedektörünün kuantum gürültü sınırı ile açıklanabilir.

Şekil 4.90 ve Şekil 4.91’de 5 farklı dijital dedektör için G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp geriliminde anma değeri $5 \mu\text{Gy}$ dedektör hava kerma değeri için eDQE sonuçları gösterilmiştir. DRX-1C, DRX-1, FDX4343R ve Pixium 4600 markalı dedektörler için eDQE değerinin sıfır olduğu frekans değerleri sırasıyla 90 kV_p için, 2,65, 2,25, 1,75, 3,1 iken 120 kV_p için, 2,55, 2,45, 1,5, 3,1 mm^{-1} ’dir. Daha öncede bahsedildiği gibi DRX-1 dedektörünün sintilasyon kristalinin diğer dedektörlerden farklı olması eDQE değerinin sıfır olduğu frekans değerlerine daha düşük frekans değerlerinde ulaşılmasına neden olur. Düşük frekanslarda 90 kV_p ve 120 kV_p ’de DRX-1C ve Toshiba markalı dedektörlerin foton kullanma etkinlikleri birbirine yakındır. 90 kV_p ’de orta frekanslarda DRX-1C sisteminde hesaplanan eDQE değeri Toshiba markalı dedektörden daha iyi iken, 120 kV_p ’de hemen hemen aynıdır. Bu durum kV_p arttıkça Toshiba markalı dedektörün gürültü seviyesi hemen hemen aynı kalırken DRX-1C dedektörünün gürültü seviyesinin artması ile açıklanabilir.

Şekil 4.92 – 100’de sırasıyla DRX-1C, DRX-1, FDX4343R, Pixium 4600 markalı dedektörler için DQE ve eDQE sonuçları, (i) 3 doz seviyesinde IEC yöntemi ile RQA7 demet kalitesinde ve G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p ’de (ii) 3 geometride IEC yöntemi için RQA5, RQA7 demet kalitelerinde ve G1 ve G3 geometrisinde 90 kV_p ve 120 kV_p tüp gerilimlerinde anma değeri $5 \mu\text{Gy}$ doz seviyesi için gösterilmiştir. eDQE sonuçları, G3 geometrisinde belirlenen eMTF sonuçları ile paralellik göstermiştir. eDQE sonuçları

kurulan geometriye bağılı olarak saçılan radyasyon ve odak nokta boyutuna bağılı bulanıklık etkisinden etkilenmekte ve G3 geometrisi ile yapılan ölçümlerde hesaplanan eDQE değerleri diğeri iki geometriden elde edilen sonuçlardan kötü çıkmasına neden olur. Bu durum G3 geometrisi kullanarak hesaplanan eMTF eğrisinin diğeri iki geometriye göre daha kötü olması ve yine NNPS sonuçlarının aynı tüp geriliminde yaklaşık aynı dedektör dozunda diğeri iki geometriye göre yüksek olması ile açıklanabilir. Ayrıca çok düşük frekanslarda yapısal gürültüden kaynaklı DQE ve eDQE eğrilerinde düşüşler gözlenmiştir. Ayrıca G3 geometrisinde daha yüksek frekanslarda eDQE bilgisi alınmaktadır. Bu durumun sebebi G3 geometrisinde eMTF sonuçları değerlendirilken PMMA kalınlığının buna bağılı olarakta tungsten kenar fantomunun konumundan dolayı magnifikasyon meydana gelmektedir. Bu magnifikasyondan dolayı eMTF eğrisinin bağılı bulunduğu frekans değeri bu magnifikasyon etkisini içerecek şekilde yeniden hesaplanmaktadır. Bu frekans değeri kenar fantomu üzerinde herhangi bir magnifikasyon etkisinin olmadığı IEC ve G1 geometrisinde $3,45 \text{ mm}^{-1}$ iken 20 cm PMMA dan kaynaklanan 1,125 magnifikasyon çarpanından ($180/160=1,125$) dolayı bilgi alınan son frekans yaklaşık $3,80 \text{ mm}^{-1}$ 'dir.

Çizelge 5.1. Farklı dedektör sistemleri için tez çalışması kapsamında yapılan DQE(%) ölçümlerinin literatürde daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırılması

Çalışma	Deneysel ¹	Borasi ve ark. ² (2003)	İllers ve ark. ³ (2005)	Doyle ⁴ (2009)	Bertolini ve ark. (2012) ⁵	Samei ve ark. (2013) ⁶
Sistem	Frekans	DQE(%)	DQE(%)	DQE(%)	DQE(%)	DQE(%)
Pixium 4600	0,2	45,3	33,0	-	-	50,0
	0,5	39,9	56,0	41,0	48,0	44,0
	1,5	33,4	22,0	35,0	16,0	35,0
	2,5	24,7	7,0	26,0	7,0	22,0
DRX-1C	0,2	70,6	-	-	-	70,0
	0,5	64,7	-	-	-	61,0
	1,5	44,8	-	-	-	40,0
	2,5	25,5	-	-	-	25,0
DRX-1	0,2	36,4	-	-	-	30,0
	0,5	31,3	-	-	-	26,0
	1,5	16,3	-	-	-	15,0
	2,5	5,7	-	-	-	5,0

Ölçümler, ¹5,71 μ Gy, ²4,61 μ Gy, ³3,91 μ Gy, ⁴4,0 μ Gy, ⁵2,5 μ Gy, ⁶8,73 μ Gy doz seviyelerinde, RQA5 demet kalitesi ve IEC 62220-1 protokolünde belirtilen standart DQE ölçüm geometrisi kullanılarak yapılmıştır.

Çizelge 5.2. Farklı dedektör sistemleri için tez çalışması kapsamında yapılan NNPS ölçümlerinin litatürde daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırılması

	Çalışma	Deneysel ¹	Samei and Flynn ² (2003)	Borasi ve ark. ³ (2003)	Doyle ⁴ (2009)	Bertolini ve ark. ⁵ (2012) ⁵	Samei ve ark. (2013) ⁶
Sistem	Frekans	NNPS	NNPS	NNPS	NNPS	NNPS	NNPS
Pixium 4600	0,2	1,10x10 ⁻⁵	8,0x10 ⁻⁶	2,0x10 ⁻⁵	1,2x10 ⁻⁵	3,0x10 ⁻⁵	8,0x10 ⁻⁶
	0,5	1,11x10 ⁻⁵	6,0x10 ⁻⁶	1,0x10 ⁻⁵	1,0x10 ⁻⁵	3,0x10 ⁻⁵	6,8x10 ⁻⁶
	1,5	1,10x10 ⁻⁵	2,0x10 ⁻⁶	9,5x10 ⁻⁶	8,2x10 ⁻⁶	8,5x10 ⁻⁶	2,0x10 ⁻⁶
	2,5	8,6x10 ⁻⁶	8,0x10 ⁻⁷	7,0x10 ⁻⁶	5,8x10 ⁻⁶	4,0x10 ⁻⁶	7,0x10 ⁻⁶
DRX-1C	0,2	0,65x10 ⁻⁵				2,0x10 ⁻⁵	1,0x10 ⁻⁵
	0,5	0,53x10 ⁻⁵				0,5x10 ⁻⁵	8,8x10 ⁻⁶
	1,5	1,90x10 ⁻⁶				5,0x10 ⁻⁶	3,4x10 ⁻⁶
	2,5	0,70x10 ⁻⁶				1,5x10 ⁻⁶	8,5x10 ⁻⁷
DRX-1	0,2	1,49x10 ⁻⁵				6,0x10 ⁻⁵	7,0x10 ⁻⁶
	0,5	1,23x10 ⁻⁵				5,0x10 ⁻⁵	6,0x10 ⁻⁶
	1,5	0,46x10 ⁻⁵				1,2x10 ⁻⁵	1,0x10 ⁻⁶
	2,5	2,0x10 ⁻⁶				7,0x10 ⁻⁶	6,5x10 ⁻⁷

¹Tez çalışması kapsamında yapılan dikey yönde NNPS ölçümlerini kapsamaktadır. Ölçümde kullanılan işlenmemiş görüntüler, Pixium 4600, DRX-1C ve DRX-1 sisteminde sırasıyla dedektör yüzeyinde 5,09µGy, 5,71µGy ve 5,24µGy doz seviyesinde elde edilmiştir. ²Ölçümde kullanılan işlenmemiş görüntüler, dedektör yüzeyinde 5,16µGy doz seviyesinde elde edilmiştir. ³Ölçümde kullanılan işlenmemiş görüntüler, dedektör yüzeyinde 4,61µGy doz seviyesinde elde edilmiştir. ⁴Ölçümde kullanılan işlenmemiş görüntüler, dedektör yüzeyinde 4,0µGy doz seviyesinde elde edilmiştir. ⁵Ölçümde kullanılan işlenmemiş görüntüler, Pixium 4600, DRX-1C ve DRX-1 sistemlerinde sırasıyla dedektör yüzeyinde 1,36µGy, 2,76µGy ve 2,46µGy doz seviyesinde elde edilmiştir. ⁶Ölçümde kullanılan işlenmemiş görüntüler, Pixium 4600, DRX-1C ve DRX-1 sistemlerinde dedektör yüzeyinde yaklaşık 8,73µGy doz seviyesinde elde edilmiştir. Bütün ölçümlerde RQA5 demet kalitesi ve IEC 62220-1 protokolünde belirtilen standart DQE ölçüm geometrisi kullanılmıştır.

Çizelge 5.3. Farklı dedektör sistemleri için tez çalışması kapsamında yapılan MTF(%) ölçümlerinin litatürde daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırılması

	Çalışma	Deneysel ¹	Samei and Flynn ² (2003)	Borasi ve ark. ³ (2003)	Doyle ⁴ (2009)	Bertolini ve ark. ⁵ (2012)	Samei ve ark. ⁶ (2013)
Sistem	Frekans	MTF(%)	MTF(%)	MTF(%)	(MTF%)	MTF(%)	MTF(%)
Pixium 4600	0,2	86,6	90,0	98,0	98,0	90,0	97,0
	0,5	80,9	84,0	90,0	88,0	74,0	81,0
	1,5	75,3	62,0	50,0	45,0	40,0	38,0
	2,5	56,1	40,0	25,0	23,0	20,0	20,0
DRX-1C	0,2	89,6	-	-	-	98,0	97,0
	0,5	77,7	-	-	-	82,0	81,0
	1,5	38,5	-	-	-	37,0	38,0
	2,5	17,9	-	-	-	18,0	18,0
DRX-1	0,2	91,5	-	-	-	98,0	95,0
	0,5	77,9	-	-	-	78,0	77,0
	1,5	34,1	-	-	-	30,0	32,0
	2,5	12,9	-	-	-	10,0	12,0

¹Tez çalışması kapsamında yapılan dikey yönde MTF(%) ölçümlerini vermektedir. ²Samei ve Flynn tarafından yapılan dikey yönde MTF(%) ölçümlerini vermektedir. MTF ölçümleri, 1 mm'lik akrilikler arasına yerleştirilmiş 0,1 mm Pt₉₀-Ir₁₀ folyo kullanılarak yapılmıştır. ³Borasi ve ark. tarafından yapılan

MTF(%) ölçümlerini vermektedir. ⁴Doyle tarafından yapılan MTF(%) ölçümlerini kapsamaktadır. MTF ölçümlerinde 1mm kalınlığında tungsten kenar kullanılmıştır. ⁵Bertolini ve ark. tarafından yapılan dikey yönde MTF(%) ölçümlerini kapsamaktadır. MTF ölçümlerinde 1 mm kalınlığında tungsten kenar kullanılmıştır. ⁶Samei ve ark. tarafından yapılan dikey yönde MTF(%) ölçümlerini kapsamaktadır. MTF ölçümlerinde 1 mm kalınlığında tungsten kenar kullanılmıştır. Bütün ölçümlerde RQA5 demet kalitesi ve IEC 62220-1 protokolünde belirtilen standart DQE ölçüm geometrisi kullanılmıştır.

Çizelge 5.1'de farklı dijital dedektör sistemlerinin performanslarının karşılaştırılması için tez çalışması kapsamında IEC standart DQE ölçüm geometrisi kurularak RQA5 demet kalitesinde yapılan DQE (%), MTF (%) ve NNPS ölçümlerinin belirli frekans değerleri için literatürde daha önce yapılan benzer çalışmalarla karşılaştırılmaları verilmiştir. Görüldüğü gibi tez kapsamında DRX-1C markalı dedektör ile yapılan DQE (%) ölçümlerinin Bertolini ve ark. ve Samei ve ark. tarafından yapılan ölçümlerle benzerlik gösterdiği ve literatürde belirtilen DRX-1C markalı dedektördeki iki çalışma için belirli frekanslardaki DQE (%) değerleri arasındaki mak. fark sırasıyla %12,0 ve %8,9, minimum fark ise %0,86 ve %0,46'dır. DRX-1 markalı dedektörde ise literatürde belirtilen iki çalışma için belirli frekanslardaki DQE (%) değerleri arasındaki mak. fark sırasıyla %21,3 ve %18,6, minimum fark ise %8,7 ve %4,0'dür. DQE(%) değerlerindeki bu farklılık, Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3'dan da gözlenebileceği gibi, MTF değerlerinde ve gürültü seviyelerindeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Kullanılan dedektör dozları arasındaki farklar, MTF hesaplamasında kullanılan algoritmadaki farklılıklar ve kullanılan kenar fantomunun kalınlığının farklı olması bu farklılığa neden olmuş olabilir. Ayrıca Pixium 4600 markalı dedektör ile yapılan DQE ölçüm sonuçlarının $0,5 \text{ mm}^{-1}$ frekansından yüksek frekanslarda illers ve ark., Bertolini ve ark. ve Samei ve ark. tarafından yapılan ölçümlerle benzerlik gösterdiği görülmüştür. Fakat MTF(%) ve NNPS sonuçlarında gözle görülür farklar mevcuttur. Bu durum daha önceki kısımlarda da bahsettiğim gibi Pixium 4600 markalı dedektörün ham görüntülere ek görüntü işleme sürecinde uyguladığı filtrelerden kaynaklanmaktadır.

Özetle, Tez kapsamında beş farklı indirekt dijital dedektör sistemi için DQE performansları kapsamında farklı demet kaliteleri ve dedektör dozlarında MTF ve NNPS karakteristikleri ölçülmüştür. Dedektörlerin DQE performansı için IEC'de tanımlı standart DQE yönteminden farklı olarak ayrı bir geometri (G1) tanımlanarak dedektör performansları ölçülmüştür. Tüm veriler değerlendirildiğinde, DQE ölçütünün sadece dedektörün yalın performansını yansıttığı dedektörün gerçek klinik

performansının yansıtmadığı , hasta kalınlığına bağılı saçıcı ve magnifikasyon etkilerinin dedektörün foton kullanma etkinliğini düşürdüğü gözlenmiştir.

Ayrıca x-ışını saçılımı, odak nokta boyutu bulanıklık etkisi, magnifikasyon ve grid varlığında dijital x-ışını görüntüleme sistemlerinin toplam performansını yani gerçek sinyal gürültü oranını yansıtmak için türetilmiş eDQE ölçütünün hesaplanmasında literatürde önceden tanımlanmış yöntem yerine yeni bir yöntem denenmiştir. Bu yöntemde önceki iki geometriden farklı olarak yeni bir geometri (G3) tanımlanmış ve eDQE ölçümleri farklı demet kaliteleri ve dedektör dozlarında yapılmıştır. eDQE formulasyonunda saçılan foton katkısının, MTF hesaplanmasında çizgisel dağılım fonksiyonunun (LSF) kuyruğunun geniş bir kısmı kullanılarak doğrudan sonuçlara dahil edilmesi sağlanmıştır. Bu sayede pratik uygulamalarda ölçülmesi zor olan saçılan foton etkisinin ayrıca ölçülmesine gerek kalmamıştır.

KAYNAKLAR

- American Association of Physicists in Medicine. 2006 . Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems. AAPM, In: Report of AAPM task group 10.
- Bath M. 2003 . Imaging Properties of Digital Radiographic Systems. Vasastadens Bokbinderi AB, Göteborg, 94p. , Sweden.
- Bertolini M, Nitrosi A, Rivetti S, Lanconelli N, Pattacini P, Ginocchi V, Iori M. 2012 . A comparison of digital radiography systems in terms of effective detective quantum efficiency. Med Phys., May;39(5):2617-27. doi: 10.1118/1.4704500.
- Bor D. 2002. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Borasi G, Nitrosi A, Ferrari P, Tassoni D. 2003. On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography. Med Phys., Jul;30(7):1719-31.
- Bourne R. 2010. Fundamentals of digital imaging in medicine. Springer, London.
- Boyce SJ and Samei E. 2006. Imaging properties of digital magnification radiography. Med. Phys., 33:984–96.
- Buades MJ, González A, Tobarra B. 2006 . Implementación de un Programa Informático para la Determinación de la DQE de un Sistema de Radiología Digital. Revista de Física Médica , 7:57-67.
- Buhr E, Günther-Kohfahl S, Neitzel U. 2003 . Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. Med Phys., Sep;30(9):2323-31.
- Busch H. 2004 . Image quality and dose management for digital radiography e final report. European Commission, In: Dimond. 3rd ed., Available from: <http://www.dimond3.org/European> .
- Chotas H, Ravin C. 2001 . Digital chest radiography with a solid-state flat-panel X-ray detector: contrast-detail evaluation with processed images printed on film hard copy. Radiology, 218:679-82.
- Chotas HG, Dobbins III JT, Ravin CE. 1999 . Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. Radiology, 210:595-9
- Culley JD, Powell GF, Gingold EL, Reith K. 2000. Digital radiography systems:an overview. Hologic , Available from:http://www.hologic.com/oem/pdf/DROverviewR007_Nov2000.pdf.
- Cunningham IA, Westmore MS, Fenster A. 1994 . A spatial-frequency dependent quantum accounting diagram and detective quantum efficiency model of

- signal and noise propagation in cascaded imaging systems. *Med Phys.*, Mar;21(3):417-27.
- Cunningham IA. 2000. Applied linear-systems theory, in *Handbook of Medical Imaging Vol 1: Medical Physics and Psychophysics*, Beutel J, Kundel H, Van Metter R (eds.), SPIE, Bellingham
- Dainty JC and Shaw R. 1974 . *Image Science*, Academic Press. London.
- Dobbins JT 3rd, Ergun DL, Rutz L, Hinshaw DA, Blume H, Clark DC. 1995 . DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys.*, Oct , 22(10):1581-93.
- Dobbins JT 3rd, Samei E, Ranger NT, Chen Y. 2006 . Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med Phys.*, May;33(5):1466-75.
- Dobbins JT. 2000 . Image quality metrics for digital systems. In: *Handbook of medical imaging*. Press SPIE, p.161-222, Bellingham.
- Doyle P. 2008. Assessment and optimisation of digital radiography systems for clinical use. Department of Clinical Physics Faculty of Medicine University of Glasgow, December.
- Ertan F, Mackenzie A, Urbanczyk HJ, Ranger NT, Samei E. 2009 . Use of effective detective quantum efficiency to optimise radiographic exposures for chest imaging with computed radiography. *Proc. SPIE 7258, Medical Imaging, Physics of Medical Imaging, 72585O*, March 13, doi:10.1117/12.813650.
- Flynn MJ, Samei E. 1999 . Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k storage phosphor radiography systems. *Med. Phys.*, 26:1612-1623.
- Fujita H, Doi K, Giger ML. 1985 . Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems. *Med Phys.*, Nov-Dec, 12(6):713-20.
- Fujita H, Tsai DY, Itoh T, Doi K, Morishita J, Ueda K, Ohtsuka A. 1992 . A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imaging*, 11(1):34-9.
- Giger ML, Doi K, Metz CE. 1984 . Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 2. Noise Wiener spectrum. *Med Phys.*, Nov-Dec , 11(6):797-805.
- Greer PB, van Doorn T. 2000 . Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method. *Med Phys.*, Sep;27(9):2048-59.
- Illers H, Buhr E, Hoeschen C. 2005 . Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1. *Radiat Prot Dosimetry*, 114(1-3):39-44.

- International Electrotechnical Commission. 1994 . Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics. IEC 61267, Geneva.
- International Electrotechnical Commission. 2003 . Medical Electrical Equipment Characteristics of Digital X-Ray Imaging Devices – Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency. In International Standard IEC62220-1, Geneva.
- Kotter E, Langer M. 2002 . Digital radiography with large-area flat panel detectors. *Eur Radiol*, 12:2562-70.
- Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. 2007 . Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics*, 27:675-86.
- Lança L, Silva A . 2009 . Digital radiography detectors-A technical overview: Part 1. *Radiography*, 15:58-62
- Lança L, Silva A, Alves E, Serranheira F, Correia M. 2008 . Evaluation of exposure parameters in plain radiography: a comparative study with European guidelines. *Radiat Prot Dosimetry*, 129:316–20.
- Lança L, Silva A. 2009 . Digital radiography detectors-A technical overview: Part 2. *Radiography*, 15:134-138
- Mackenzie A et al. 2010 . Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems: Digital Imaging Systems. IPEM Report 32, Part VII.
- Marsh DM, Malone JF. 2001 . Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality. *Radiat Prot Dosimetry*, 94:37-42.
- Neitzel U, Günther-Kohfahl S, Borasi G, Samei E. 2004 . Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: comparison of three evaluations using a common image data set. *Med Phys.*, 31(8):2205-11.
- Neitzel U. 2005 . Status and prospects of digital detector technology for CR and DR. *Radiat Prot Dosimetry*, 114(1-3):32-8.
- Olgar T. 2004 . Girişimsel anjiografide optimum doz ölçüm yöntemlerinin görüntü kalitesine bağlı olarak geliştirilmesi. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, 1-103.
- Olgar T. 2007 . Floroskopik sistemlerde görüntü kalitesinin matematiksel olarak değerlendirilmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 11(3); 201-207 .

- Olgar T. 2007 . Girişimsel anjiyografi sistemlerinde görüntü kalitesinin matematiksel olarak değerlendirilmesi. Fırat Üniv. Fen ve Müh. Bil. Dergisi, 19 (3), 285-292,
- Persliden J. 2004 . Digital radiology and the radiological protection of the patient. Eur Radiol Syllabus, 14:50-8.
- Ranger NT, Samei E, Dobbins III JT, Ravin CE. 2007 . Assessment of detective quantum efficiency: Intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods. Radiology, 243:785-795.
- Ranger NT, Samei E, Dobbins JT 3rd, Ravin CE. 2005 . Measurement of the detective quantum efficiency in digital detectors consistent with the IEC 62220-1 standard: practical considerations regarding the choice of filter material. Med Phys., Jul;32(7):2305-11.
- Ranger NT, Mackenzie A, Honey ID, Dobbins JT 3rd, Ravin CE, Samei E. Extension of DQE to include scatter, grid, magnification, and focal spot blur: a new experimental technique and metric. Proc. SPIE 7258, Physics of Medical Imaging, 72581A, March 13, doi:10.1117/12.813779.
- Rose A. 1948 . The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. J Opt Soc Am, Feb;38(2):196-208.
- Rowlands J. 2002 . The physics of computed radiography. Phys Med Biol., 47:R123-66.
- Samei E., Flynn MJ. 1998 . A Method for Measuring the Presampled MTF of Digital Radiographic Systems Using An Edge Test Device. Med. Phys., 25(1),102-113.
- Samei E, Flynn MJ. 2003 . An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. Med Phys., Apr;30(4):608-22.
- Samei E. 2003 . Performance of digital radiographic detectors: Quantification and Assessment Methods. In: Advances in digital radiography. RSNA, p. 37-47.
- Samei E. 2003 . Performance of digital radiographic detectors: factors affecting sharpness and noise. In: Advances in digital radiography. RSNA, p. 49-61.
- Samei E, Seibert JA, Andriole K, Badano A, Crawford J, Reiner B, et al. 2004. AAPM/RSNA tutorial on equipment selection: PACS equipment overview. Radiographics, 24:313-34.
- Samei E, Ranger NT, Dobbins JT 3rd, Chen Y. 2006 . Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. Med Phys., May;33(5):1454-65.

- Samei E, Ranger NT, MacKenzie A, Honey ID, Dobbins JT 3rd, Ravin CE. 2008 . Detector or system? Extending the concept of detective quantum efficiency to characterize the performance of digital radiographic imaging systems. *Radiology*, Dec, 249(3):926-37. doi: 10.1148/radiol.2492071734.
- Samei E. 2008 . Acquisition of digital chest images for pneumoconiosis classification: Methods, procedures, and hardware. A NIOSH Scientific Workshop March 12-13, Washington DC, USA
- Samei E, Ranger NT, MacKenzie A, Honey ID, Dobbins JT 3rd, Ravin CE. 2009 . Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: an experimental methodology. *Med Phys.*, Aug;36(8):3806-17.
- Samei E, Murphy S, Christianson O. 2013 . DQE of wireless digital detectors: comparative performance with differing filtration schemes. *Med Phys.*, Aug;40(8):081910. doi: 10.1118/1.4813298.
- Schaetzing R. 2003 . Computed radiography technology. In: *Advances in digital radiography: RSNA categorical course in diagnostic radiology physics*, Chicago, RSNA, p.7-22.
- Spahn M. 2005. Flat detectors and their clinical applications. *Eur Radiol*, 15:1934-1947, DOI 10.1007/s00330-005-2734-9
- Strotzer M, Völk M, Feuerbach S. 1998 . Experimental examinations and initial clinical experience with a flat-panel detector in radiography. *Electromedica*, 2:52-7.
- Tingberg A. 2000. Quantifying the quality of medical x-ray images: an evaluation based on normal anatomy lumbar spine and chest radiography. Doctoral Dissertation. Department of Radiation Physics, Lund University, Malmö.
- Vaño E, Fernández JM, Ten JI, Prieto C, González L, Rodríguez R, et al. 2007 . Transition from screen-film to digital radiography: evolution of patient radiation doses at projection radiography. *Radiology*, 243:461-6, 10.1148/radiol.2432050930.
- Williams MB, Mangiafico PA, Simoni PU. 1999 . Noise power spectra of images from digital mammography detectors. *Med. Phys.*, 26:1279-1293.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı :AHMET GÜVEN

Doğum Yeri: İskenderun/ Hatay

Doğum Tarihi: 20/04/1984

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dili: İngilizce



Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Adana Erkek Lisesi-(1998-2001)

Lisans : Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü-(2002-2008)

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü-(2012-2014)

Yayımları (SCI ve diğer)

Projeler

Tanısal Radyolojide Kullanılan Sayısal Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Optimizasyonu, 112T965 nolu Tübitak projesi, (Bursiyer- Yüksek Lisans öğrencisi, 2013-2015)

Bildiriler

L. Ergün, B. Yaman, A. Güven, A. Rasim Yusuf, A. Yalçın, Ş. Çubukçu, Ö. Birgül, T. Olğar, D. Bor , “Farklı Radyolojik İnceleme Koşulları için Geniş Alan Dedektörü Kullanılarak DQE ve eDQE Kıyaslaması”, pp.85, XIV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2013, Antalya, Türkiye

A. Rasim Yusuf, A. Güven, B. Yaman, L. Ergün, A. Yalçın, Ö. Birgül, T. Olğar, D. Bor, “Farklı Fantomlarda Saçılan Işınlardan Demet Durdurma (Beamstop) Tekniği ile Ölçülmesi ve Hasta Dozu ile Görüntü Kalitesine Etkilerinin İncelenmesi”, pp.87, XIV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2013, Antalya, Türkiye

Aldığı Burslar

TÜBİTAK- Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı-112T965 nolu projede yüksek lisans bursiyeri(2013-)