

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**DİJİTAL GÖRÜNTÜLEMEDE FARKLI TASARIMDAKİ GRİDLERİN  
GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE RADYASYON DOZUNA ETKİSİ**

**ÜMRAN ÖNAL**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**ANKARA**

**2013**

**Her hakkı saklıdır**

## TEZ ONAYI

Ümran ÖNAL tarafından hazırlanan “**Dijital Görüntülemeye Farklı Tasarımdaki Gridlerin Görüntü Kalitesine ve Radyasyon Dozuna Etkisi**” adlı tez çalışması 13/ 06/ 2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Jüri Üyeleri:

Başkan : Doç. Dr. Turan OLGAR

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü

Üye :Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı

Üye :Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı

**Yukarıdaki sonuçları onaylarım**

**Doç. Dr. Niyazi MERİÇ**  
**Enstitü Müdürü**

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### DİJİTAL GÖRÜNTÜLEMEDE FARKLI TASARIMDAKİ GRIDLERİN GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE RADYASYON DOZUNA ETKİSİ

Ümran ÖNAL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Yrd. Doç.Dr. Özlem BİRGÜL

Dijital x-ışın görüntüleme sistemlerinde, saçılan ışınları önlemek ve görüntü kontrastını arttırmak için kullanılan gridler, hasta dozunu arttırmaktadır. Özellikle, dijital pediatrik uygulamalarda, grid kullanımı ve grid seçimi için gridlerin performans özellikleri hakkında detaylı bilgi gerekmektedir.

Bu çalışmada, IEC protokolleri esas alınarak farklı kalınlıklar ve kVp'ler için grid performans testleri ile bucky faktörü, grid hassasiyeti, kontrast iyileştirme faktörü, sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü bulunmuş, sonrasında görüntü kalitesi testleri ile kontrast, bucky faktörü ve sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü incelenmiştir. Görüntü kalitesi ve grid performans parametreleri arasındaki ilişkilere bakılmış ve görüntü kalitesi parametrelerinin grid seçiminde nasıl kullanılabileceği tartışılmıştır. Buna ek olarak özellikle pediatrik incelemelerde grid seçimi hakkında daha detaylı incelemeler yapılmıştır.

Sonuç olarak, tek bir kVp veya saçıcı kalınlığına bağlı kalmadan, görüntü kalite testleri yardımıyla, uygulamanın nitelikleri doğrultusunda grid seçiminde kullanılabilecek ölçütler belirlenmiştir. Böylelikle, klinik ortamda uygulanması pratik ve özellikle pediatrik incelemelerde olduğu gibi doz seviyelerinin kritik olduğu durumlarda grid kullanılması veya grid seçimi hakkında kullanıcıya kolaylık sağlayan bir yöntem önerilmiştir.

**2013, 132 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Gridler, saçılan radyasyon, dijital x-ışını görüntüleme sistemleri, görüntü kalitesi fantomları

## **ABSTRACT**

### **Master Thesis**

# **THE EFFECT OF ANTISCATTER GRIDS WITH DIFFERENT DESIGNS TO IMAGE QUALITY AND RADIATION DOSE IN DIGITAL IMAGING WITH X-RAY**

Ümran ÖNAL

Ankara University, Institute of Nuclear Sciences  
Department of Medical Physics

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Özlem BİRĞÜL

In digital imaging with x-rays, anti-scatter grids that are used for reducing scattered rays to increase image contrast causes an increase in patient dose. Especially, detailed information on use of grid and grid performance characteristics are required for digital pediatric applications.

In this work, bucky factor, grid sensitivity, contrast improvement factor and signal-to-noise ratio improvement factor are found using grid performance tests based on IEC protocols and then contrast, bucky factor and signal-to-noise ratio improvement factor are calculated using image quality tests, for different scatterer thicknesses and kVp values. The correlation between image quality and grid performance parameters are investigated and the use of image quality metrics for grid selection is discussed. Additionally, detailed analysis of grid selection for pediatric studies is carried out.

As a result, metrics for grid selection that can be obtained using image quality tests without being limited to a single scatterer thickness or to a single kVp value are determined. With this approach, a method which is practical for clinical use and that can simplify decision making process in grid usage and grid selection, especially for pediatric application, is proposed.

**2013, 132 page**

**Key Words:** : Anti-scatter grid, scatter raditions, digital x-ray imaging systems, imaging quality phantoms

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisansım süresince, harika geçen eğitimimde bana her alanda destek olan, gerek bilgisiyle, gerek hayat tecrübeleri benim gelişimime çok büyük katkılar sağlayan değerli hocam Prof. Dr. Doğan BOR'a; her konuda yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL'e; tezimin deney aşamalarındaki bütün problemlerimde, çözümleriyle yanımda olan Doç.Dr. Turan OLGAR'a; bana evinin kapılarını açan ve her an, her koşulda yanımda olan ARPANATOLIA'nın kurucusu dayım sayın Ferhat ERDEM'e (TRT sanatçısı); bu harika hayatı yaşarken her zaman yanımda olan destekleyen babam Kamil ÖNAL'a, annem Zeliha ÖNAL'a, küçük kardeşim Havva ÖNAL KIRBAŞ ve eşi İsmail KIRBAŞ'a, ablam Gülsüm ÖNAL ŞİMŞEK ve eşi Mestan ŞİMŞEK'e ve hayatımıza renk, ışık ve enerji katan yeğenim Kamer Batu Şimşek'e; gerek hayatlarıyla, gerek paylaşımlarıyla bana örnek olan ve her zaman yanımda olan güzel arkadaşlarım Semiha ve Hasan JABBAROV'a, Kamuran ve Ömer POLAT'a, Evrim AVCI'ya, sevgili KÖSE ailesine ve Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde birlikte çalıştığım arkadaşlarım Elif ÜNAL, M. Anıl USLU'ya, Alptuğ Özer YÜKSEL'e ve Emre GÜLLÜOĞLU'na ve hocalarım, son olarak hayatın her anın keyif almak ve kendimi deneyimlemek olduğu öğrendiğim ve bunu her zaman hatırlatan, hayata farklı açılardan bakmamı sağlayan, Aykut OĞUT ve Esra BANGUOĞLU OĞUT'a ve AYRA şehri sakinlerine sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ümran ÖNAL

Ankara, Haziran 2013

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
SİMGELER DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vii
ÇİZELGE DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. KURAMSAL TEMELLER .....	2
2.1. Dijital Floroskopi Sistemleri.....	2
2.1.1. X-Işını Jeneratörü .....	3
2.1.2. X-Işın Tüpü .....	4
2.1.2.1. Katot .....	4
2.1.2.2. Anot.....	5
2.1.3. Geniş Alan (Flat Panel) Detektörler .....	5
2.1.3.1. Direk Sistemler .....	5
2.1.3.2. İndirekt Sistemler .....	7
2.2. Görüntü Kalitesi .....	8
2.2.1. Kontrast.....	8
2.2.2. Bulanıklık .....	9
2.2.3. Gürültü .....	9
2.2.4. Uzaysal Ayırma Gücü .....	10
2.3. Floroskopik İncelemelerde Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	10
2.3.1. Işınlama Geometrilere, Odak Noktası ve Büyütme Faktör (Magnifikasyon) Etkisi.....	10
2.3.2. X-ışın Spektrumu.....	11
2.3.3. İndirekt Detektör Sistemlerin Etkisi .....	13
2.3.4. Görüntü Matrisi.....	14
2.3.5. Dijital Detektörlerde Görüntü Düzeltme .....	14
2.3.6. Saçılan Işınlara .....	16
2.4. Dijital Floroskopide Görüntü Kalitesinin Görsel Olarak Belirlenmesi.....	18
2.5. Dijital Floroskopik Görüntü Kalitesi Ölçümlerinde Kullanılan Parametreler .....	18
2.5.1. Karanlık Gürültü (Dark Noise).....	18
2.5.2. Homojenite (Uniformity) .....	19
2.5.3. Hayalet Görüntü (Lag).....	19
2.5.4. Düşük Kontrast Ayırma Gücü .....	19
2.5.5. Yüksek Kontrast Ayırma Gücü .....	19
2.5.6. Sistem Artefaktları .....	20
2.6. Dijital Floroskopi Görüntü Kalitesi Ölçümünde Nümerik Yöntemler .....	20
2.6.1. Kontrast ve Sinyal Gürültü Oranı Hesaplamaları .....	20
2.6.2. Sinyal Transfer Fonksiyonu ( STP, Signal Transfer Property) .....	21

2.6.3.	Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF, Modulation Transfer Function) .....	22
2.6.4.	Gürültü Güç Dağılımı (NPS, Noise Power Spectrum) .....	23
2.6.5.	Detektif Kuantum Etkinliği (DQE, Detective Quantum Efficiency) .....	24
2.7.	Gridler .....	24
2.7.1.	Grid Özellikleri.....	25
2.7.2.	Grid Kullanımına Bağlı Oluşabilecek Hatalar .....	29
2.7.3.	Grid Performanslarının Saptanmasında Kullanılan Parametreler..	33
3.	MATERYAL METOD.....	36
3.1.	Ölçümlerde Kullanılan Floroskopi Sistemi ve İyon Odası.....	36
3.2.	Işınlama Parametreleri .....	37
3.3.	Performans Testlerinde Kullanılan Gridler ve Özellikleri.....	37
3.4.	Görüntü Kalitesi Testinde Kullanılan Fantomlar .....	37
3.4.1.	Düşük Kontrast Test Fantomu (LCD4, Low Contrast Detectability) .....	38
3.4.2.	Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü Test Fantomu (Huttner: Type 18) .....	39
3.5.	Işınlama Geometrisi ve Sistem Yanıt Fonsiyonu (STP) Ölçümü .....	40
3.5.1.	Dedektör Giriş Dozu (DAK, Detector Air-Kerma) ve STP Ölçümü	40
3.5.2.	Cilt Giriş Dozu (ESD, Entrance Skin Dose) Ölçümü .....	42
3.6.	Grid Performansı Ölçüm Düzenekleri .....	43
3.7.	Görüntü Kalitesi Ölçüm Düzeneği.....	46
4.	ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA.....	51
4.1.	Dedektör Giriş Dozu (DAK) ve Cilt Giriş Dozu (ESD) Ölçümleri ...	51
4.2.	Grid Performans Test Sonuçları.....	53
4.2.1.	Grid Performans Testi ile Ölçülen Parametrelerin Sonuçları .....	53
4.2.1.1.	Grid Performans Testi Sonuçları Veri Tabloları .....	53
4.2.1.2.	Grid Performans Parametreleri Grafikleri .....	57
4.2.2.	Grid Performans Testleri ile Hesaplanan Parametreler .....	72
4.3.	Görüntü Kalitesi Testlerinden Elde Edilen Sonuçları .....	79
4.3.1.	Hesaplanan Görüntü Kalitesi Parametreleri.....	79
4.3.2.	Görüntü Kalitesinin Saçıcı Kalınlığı ve kVp'ye Göre Değişimi .....	86
4.3.3.	Grid Performans Testlerinden Elde Edilen Metriklerin Görüntü Kalitesi Testlerinden Elde Edilen Metriklerle Karşılaştırılması .....	103
5.	SONUÇLAR.....	124
	KAYNAKLAR .....	129
	ÖZGEÇMİŞ.....	132

## SİMGELER DİZİNİ

PMMA	Poli metil metakrilat
ESD	Cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose)
$T_p$	Birincil radyasyon geçirgenliği
$T_s$	Saçılan radyasyon geçirgenliği
$T_p$	Toplam radyasyon geçirgenliği
$\Sigma$	Grid hassasiyeti
DAK	Detektör giriş dozu (Detector Air-Kerma)
kV/ kVp	Tüp gerilimi/ Kilovolt tepe değeri
$SNR^-$	Gridsiz sinyal gürültü oranı (Signal Noise Ratio without grid)
$SNR^+$	Gridli sinyal gürültü oranı (Signal Noise Ratio with grid)
HVL	Yarı değer kalınlığı (Half- Value Layer)
mA	Miliamper
a-Si	Amorf-silisyum
CsI-Tl	Sezyumiyodür talyum
$BF_{GP}$	Grid performans ile ölçülen bucky faktörü
$BF_{IQ}$	Görüntü kalitesi ile ölçülen bucky faktörü
s	Saniye
fr	Frame
$\mu Gy/nGy$	Mikro Gray/ Nano Gray
Lp/mm	Milimetredeki çizgi çifti
C	Kontrast (Contrast)
MDC	En küçük dete edilebilen kontrast %
Huttner	Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü test fantomu
LCD4	Düşük kontrast ayırma gücü test fantomu (Low Contrast Detectability)
$SIF_{GP}$	Grid performans test sonucu elde edilen sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü
$SIF_{IQ}$	Görüntü kalitesi sonucu elde edilen sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü
CIF	Kontrast iyileştirme faktörü (Contrast Improvement Factor)
HCSR	Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü (High Contrast Spatial Resolution)
TFT	İnce film transistör (Thin Film Transistor)



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Dijital floroskopi sistemi (GE healthcare) .....	2
Şekil 2.2 X-ışın tüpünün iç yapısı .....	4
Şekil 2.3 Direk sistemlerde sinyal elde edilmesi .....	6
Şekil 2.4 TFT'lerin dizilimi ve okunması.....	6
Şekil 2.5 İndirekt sistemlerin çalışma şeması .....	8
Şekil 2.6 MTF grafiğinin frekanslara bağlı olarak değişimi .....	23
Şekil 2.7 Gürültü güç dağılımı (Wiener spektrumu) gürültünün frekansa bağlı değişimini gösterir .....	24
Şekil 2.8 Dijital x-ışın sisteminde grid kullanımı .....	25
Şekil 2.9 Grid iç tasarımı .....	26
Şekil 2.10 Paralel tasarımlı gridin yapısı .....	27
Şekil 2.11 Odaklı tasarımlı grid yapısı.....	28
Şekil 2.12 Çapraz tasarımlı grid yapısı .....	28
Şekil 2.13 Grid kesimi gösterimi .....	30
Şekil 2.14 Odaklı gridlerin ters kullanılması sonucu oluşan görüntü .....	31
Şekil 2.15 Odak-grid mesafesinin merkezleme hataları sonucu ortaya çıkan grid kesimi ile elde edilen görüntü.....	31
Şekil 2.16 Lateral merkezleme hatası sonucu grid kesimi sonucu alınan görüntü .....	32
Şekil 2.17 Hem lateral hem de odak-grid mesafesi merkezleme hatası sonucu oluşan grid kesimine bağlı olarak elde edilen görüntü (JPI healthcare 1994) .....	33
Şekil 3.1 Düşük kontrast ayırma gücü fantomu (LCD4); disklerini yerleri ve numaraları .....	38
Şekil 3.2 Huttner fantom görüntüsü ve üzerindeki desenlere ait uzaysal ayırma gücü değerleri .....	40
Şekil 3.3 Detektör giriş dozu (DAK) ölçüm düzeneği .....	41
Şekil 3.4 Cilt giriş dozu (ESD) ölçüm geometrisi.....	42
Şekil 3.5 Birincil radyasyon geçirgenliği ölçüm geometrisi.....	43
Şekil 3.6 Saçılan radyasyon geçirgenliği ölçüm geometrisi .....	44
Şekil 3.7 Toplam radyasyon geçirgenliği ölçüm düzeneği .....	46
Şekil 3.8 Görüntü kalitesi ölçüm geometrisi.....	47
Şekil 3.9 LCD4, Huttner ve bakır basamak yerleşimi ve ilgi alanı seçimini gösteren düzenek.....	48
Şekil 4.1 70 kVp'de bütün gridler için Tp'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi .....	57
Şekil 4.2 90 kVp'de bütün gridler için Tp'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi .....	58
Şekil 4.3 120 kVp'de bütün gridler için Tp'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi .....	58
Şekil 4.4 5 cm saçıcı kalınlığında, Tp'nin kVp ile değişimi .....	60
Şekil 4.5 10 cm saçıcı kalınlığında, Tp'nin kVp ile değişimi .....	60
Şekil 4.6 20 cm saçıcı kalınlığında, Tp'nin kVp ile değişimi .....	61
Şekil 4.7 25 cm saçıcı kalınlığında, Tp'nin kVp ile değişimi .....	61
Şekil 4.8 70 kVp'de bütün gridler için Ts'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi.....	63
Şekil 4.9 90 kVp'de bütün gridler için Ts'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi.....	63
Şekil 4.10 120 kVp'de bütün gridler için Ts'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi.....	64
Şekil 4.11 5 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi .....	65
Şekil 4.12 10 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi.....	66
Şekil 4.13 20 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi .....	66

Şekil 4.14 25 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi .....	67
Şekil 4.15 70 kVp'de bütün gridler için Tt'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi .....	68
Şekil 4.16 90 kVp'de bütün gridler için Tt'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi .....	68
Şekil 4.17 120 kVp'de bütün gridler için Tt'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi .....	69
Şekil 4.18 5 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi .....	70
Şekil 4.19 10 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi .....	70
Şekil 4.20 20 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi .....	71
Şekil 4.21 25 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi .....	71
Şekil 4.22 70 kVp'de, kontrastın saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	86
Şekil 4.23 90 kVp'de, kontrastın saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	87
Şekil 4.24 120 kVp'de, kontrastın saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	87
Şekil 4.25 5 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi .....	89
Şekil 4.26 10 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi .....	89
Şekil 4.27 15 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi .....	90
Şekil 4.28 20 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi .....	90
Şekil 4.29 25 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi .....	91
Şekil 4.30 70 kVp'de, SNR'ın saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	92
Şekil 4.31 90 kVp'de, SNR'ın saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	93
Şekil 4.32 120 kVp'de, SNR'ın saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	93
Şekil 4.33 5 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi .....	94
Şekil 4.34 10 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi .....	95
Şekil 4.35 15 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi .....	95
Şekil 4.36 20 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi .....	96
Şekil 4.37 25 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi .....	96
Şekil 4.38 70 kVp'de, HCSR'nin saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	97
Şekil 4.39 90 kVp'de, HCSR'nin saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	98
Şekil 4.40 120 kVp'de, HCSR'nin saçıcı kalınlığı ile değişimi .....	98
Şekil 4.41 5 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi .....	100
Şekil 4.42 10 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi .....	100
Şekil 4.43 15 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi .....	101
Şekil 4.44 20 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi .....	101
Şekil 4.45 25 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi .....	102
Şekil 4.46 70 kVp'de, CIF'in kontrast ile değişimi .....	103
Şekil 4.47 90 kVp'de, CIF'in kontrast ile değişimi .....	104
Şekil 4.48 120 kVp'de, CIF'in kontrast ile değişimi .....	104
Şekil 4.49 5 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi .....	105
Şekil 4.50 10 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi .....	106
Şekil 4.51 15 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi .....	106
Şekil 4.52 20 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi .....	107
Şekil 4.53 25 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi .....	107
Şekil 4.54 70 kVp'de, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	108
Şekil 4.55 90 kVp'de, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	108
Şekil 4.56 120 kVp'de, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	109
Şekil 4.57 5 cm saçıcı kalınlığında, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	110
Şekil 4.58 10 cm saçıcı kalınlığında, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	110
Şekil 4.59 15 cm saçıcı kalınlığında, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	111
Şekil 4.60 20 cm saçıcı kalınlığında, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	111
Şekil 4.61 25 cm saçıcı kalınlığında, SIF <sub>IQ</sub> 'in BF <sub>IQ</sub> ile değişimi .....	112

Şekil 4.62 70 kVp'de, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi.....	113
Şekil 4.63 90 kVp'de, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi.....	113
Şekil 4.64 120 kVp'de, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi.....	114
Şekil 4.65 5 cm saçıcı kalınlığında, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi .....	115
Şekil 4.66 10 cm saçıcı kalınlığında, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi .....	116
Şekil 4.67 15 cm saçıcı kalınlığında, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi .....	116
Şekil 4.68 20 cm saçıcı kalınlığında, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi .....	117
Şekil 4.69 25 cm saçıcı kalınlığında, $SIF_{GP}$ 'in $SIF_{IQ}$ ile değişimi .....	117
Şekil 4.70 70 kVp'de, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi .....	119
Şekil 4.71 90 kVp'de, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi .....	119
Şekil 4.72 120 kVp'de, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi .....	120
Şekil 4.73 5 cm saçıcı kalınlığında, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi.....	121
Şekil 4.74 10 cm saçıcı kalınlığında, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi.....	121
Şekil 4.75 15 cm saçıcı kalınlığında, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi.....	122
Şekil 4.76 20 cm saçıcı kalınlığında, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi.....	122
Şekil 4.77 25 cm saçıcı kalınlığında, $BF_{GP}$ 'in $BF_{IQ}$ ile değişimi.....	123

## ÇİZELGE DİZİNİ

Çizelge 3.1 Grid performans testleri için kullanılan gridler ve özellikleri .....	37
Çizelge 3.2 Düşük kontrast fantomunda, disklerle karşılık gelen kontrast yüzdeleri .....	39
Çizelge 3.3 Farklı kVp ve kalınlıklar için belirlenen mA tablosu .....	41
Çizelge 4.1 Her bir kVp, saçıcı kalınlığı için 3 farklı mA'de DAK değerleri.....	51
Çizelge 4.2 Her bir kVp ve saçıcı kalınlığında maksimum mA'ler için ESD değerleri..	53
Çizelge 4.3 DMC 8:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu.....	54
Çizelge 4.4 DMC 10:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu.....	54
Çizelge 4.5 DMC 12:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu.....	55
Çizelge 4.6 JPI 10:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu.....	55
Çizelge 4.7 JPI 12 :1 oran 85 L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu.....	56
Çizelge 4.8 JPI 12:1 oran 150 L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu.....	56
Çizelge 4.9 DMC 8:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler .....	72
Çizelge 4.10 DMC 10:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler .....	73
Çizelge 4.11 DMC 12:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler .....	73
Çizelge 4.12 JPI 10:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler .....	74
Çizelge 4.13 JPI 12 :1 oran 85 L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler .....	74
Çizelge 4.14 JPI 12:1 oran 150 L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler .....	75
Çizelge 4.15 Görüntü kalitesi testin fantomları gridsiz ışınlama ile hesaplanan ve değerlendirilen veriler .....	79
Çizelge 4.16 Görüntü kalitesi test fantomları ve DMC 8:1 oran 103 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler .....	80
Çizelge 4.17 Görüntü kalitesi test fantomları ve DMC 12:1 oran 103 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler .....	81
Çizelge 4.18 Görüntü kalitesi test fantomları ve JPI 10:1 oran 103 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler .....	82
Çizelge 4.19 Görüntü kalitesi test fantomları ve JPI 12:1 oran 150 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler .....	83

## 1. GİRİŞ

Dijital radyolojik görüntüleme sistemlerinde, minimum hasta dozu ve optimum görüntü kalitesi elde edilecek şekilde ışınlama parametreleri ayarlanmaktadır. Dijital x-ışın sistemlerinde, hastaya gelen x-ışınlarının hasta ile etkileşmesi sonucunda dedektöre ulaşan kısmı kullanılarak görüntü oluşturulur. Ancak, hasta ile etkileşim esnasında x-ışınlarının bir kısmı dedektöre saçılarak ulaşır ve bu ışınlar görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir. Saçılarak gelen ışınları durdurmak ve bu etkileri en aza indirmek için grid kullanılmaktadır. Grid, değişik geometrilere yerleştirilmiş kurşun şeritlerden oluşur. Grid kullanılması ile görüntü kalitesi iyileşmekte ancak hasta dozu artmaktadır.

Gridler farklı firmalar tarafından, farklı performans özelliklerine göre üretilirler. Grid özellikleri, şerit sayısına, grid oranı ve yüzey kaplaması maddesine göre değişkenlik göstermektedir. Grid seçimi, birincil ( $T_p$ ), saçılan ( $T_s$ ) ve toplam ( $T_t$ ) radyasyon geçirgenliği, *bucky* faktörü (BF), *grid* hassasiyeti ( $\Sigma$ ), kontrast iyileştirme faktörü (CIF) ve sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü (SIF) dikkate alınarak yapılmaktadır. Grid performans testlerinde IEC protokolü tarafından öngörülen şartlar dikkate alınmaktadır. IEC'de bütün testler tek bir kVp (80 kVp) ve tek bir saçıcı kalınlığına (30cmx30cmx20cm) göre verilmiştir. Ancak, grid performans parametreleri, kalınlık ve kVp ile değişmektedir. Buna ek olarak, IEC tarafından verilen grid performans parametreleri ölçüm düzeneklerinin, klinik şartlarda kurulumu zordur. Özellikle, pediatrik incelemelerde grid kullanımı kritik olduğu için gridin kullanılıp kullanılmayacağı tartışmaya açık bir konudur.

Bu çalışmada, öncelikle Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimleri Enstitüsü'nde var olan, farklı özelliklere sahip gridlerin performans testleri, IEC protokolü dikkate alınarak farklı kalınlıklar ve kVp'ler için incelenecektir. İkinci aşamada, grid ve uygun test fantomları kullanılarak klinik şartlarda uygulanması daha kolay olan görüntü kalite testleri gerçekleştirilecektir. IEC'ye göre yapılan ölçümler ile görüntü kalitesi testlerinden çıkarılan ölçütler kıyaslanarak, bu ölçütlerin grid seçiminde kullanılıp kullanılmayacağı tartışılacaktır. Özellikle, pediatrik incelemelerde grid kullanım koşulları ve kullanılacaksa gridlerin nasıl seçilmesi gerektiği araştırılacaktır.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

X-ışın görüntülemesinde, tüpten çıkan x-ışın demeti, hasta ile etkileşip detektöre geldikten sonra görüntü statik veya dinamik olarak elde edilmektedir.

### 2.1. Dijital Floroskopi Sistemleri

Dijital floroskopi sistemi, x-ışın jeneratörü, x-ışın tüpü, x-ışın dedektörü, ışınlama parametrelerinin kontrol edildiği kumanda konsolu ve görüntüleme monitöründe meydana gelmektedir (Bor 2002). Dijital sistemlerde x-ışın tüpünden çıkan x-ışınları hasta ile etkileştikten sonra, hastadan çıkan kısmı dedektöre ulaşır. Dedektöre gelen x-ışınları burada elektrik yüklerine çevrilir ve elektrik yükleri sistem devreleri yardımıyla pulslardan oluşan bir sinyale dönüştürülür. Bu sinyal işlendikten sonra görüntüye çevrilerek bilgisayar ekranında gösterilir.

Şekil 2.1'de örnek bir dijital floroskopi sistemi gösterilmektedir.



Şekil 2.1 Dijital floroskopi sistemi (GE healthcare)

### 2.1.1. X-Işını Jeneratörü

X-ışını tüpüne elektrik enerjisi sağlar. X-ışını tüpü için enerji iki amaç için gereklidir. Bunlardan ilki tüp flamanını ısıtmak, ikincisi ise elektronları katottan anota doğru hızlandırmaktır.

*Yüksek frekans jeneratörleri*, girişteki gerilimi genlik olarak yükseltip frekansını arttırdıktan sonra, doğrultur ve yumuşatarak x-ışın tüpüne uygular. Yüksek frekans jeneratörleri, tüp akımı, tüp gerilimi ve giriş geriliminin değişmesinden kaynaklanabilecek olumsuz etkilerden hemen hemen bağımsızdırlar. Bu sayede, voltaj değişimlerden kaynaklanabilecek hasta dozu değişimleri engellenmiştir.

Jeneratörde üç farklı şekilde ışınlama yapılabilir. Bunlar; floroskopik, dijital sine ve radyografik ışınlamalardır (Bor 2002).

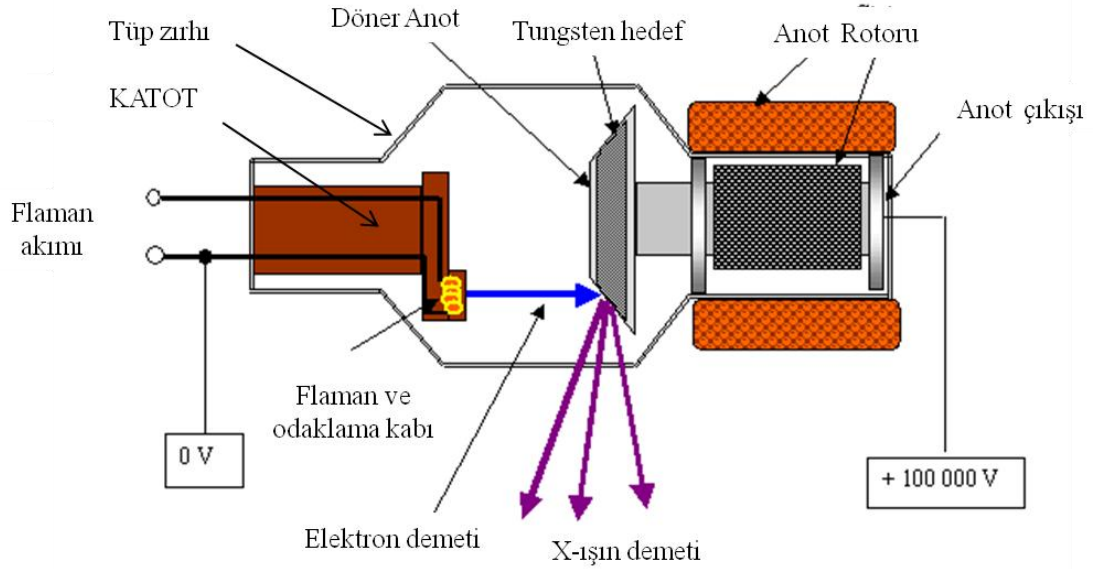
*Floroskopik ışınlama:* Sürekli ışınlama modunda ard arda görüntülerin alınmasıyla dinamik görüntü elde edilmesidir. Bu tip ışınlamada bir görüntüden diğerine geçildiği zaman görüntüde bulanıklık meydana gelmektedir, nedeni x-ışınlarının her görüntü aralığında saniyenin 1/30 (33mSn) süresince devam etmektedir. Hareket artefaktından gelen görüntü bulanıklığını iyileştirmek için mA artırılır ve mA 0.5-3 arasında kullanılmaktadır. Puls tipi ışınlama modunda jeneratörde elde edilen pulsların şiddetleri sürekli ışınlama moda göre daha fazladır. Puls uzunluğu sisteme göre farklılık gösterebilir ve pulslar arasında x-ışını üretilmez. Doz hızı sürekli ışınlama modu ile aynıdır. Her bir puls için 5-15 mA kullanılmaktadır. Genelde saniyede 5, 10, 15 ve 30 görüntü hızı seçenekleri kullanılmaktadır.

Dijital sine modu ; floroskopideki gibi peş peşe alınan radyografik görüntülerdir. Frame hızları sisteme göre değişiklik gösterir ve hasta dozu diğer modlara göre daha yüksektir.

Radyografik ışınlama; tek bir görüntü elde edilir. Bu görüntünün elde edilmesi için kullanılan kVp, mA ve ışınlama süresi jeneratörden ayarlanmaktadır.

## 2.1.2. X-Işın Tüpü

X-ışın tüpü, havası boşaltılmış cam tüp içine yerleştirilmiş katot ve anot elektrotlarından meydana gelmiştir (Şekil 2.2). Jeneratörden aldığı elektrik enerjisini radyasyon ve ısı enerjisine dönüştüren sistemdir. Isı enerjisi yardımı ile katotta üretilen serbest elektronlar, katot anot arasına yüksek gerilim uygulaması ile hızlandırılarak anot üzerine çarptırılırlar. Hızla çarpan serbest elektronların anot maddesi ile etkileşmesiyle x-ışını meydana gelir. X-ışınlarının oluşumunun maksimum olması, ortaya çıkan ısının da hemen tüpü terk etmesi de istenilen bir durumdur (Bor 2002).



Şekil 2.2 X-ışın tüpünün iç yapısı

### 2.1.2.1. Katot

Katot, flaman ve odaklama kabından meydana gelmektedir. Biri büyük diğeri küçük olmak üzere iki ayrı devre ile ısıtılan ve spiral tungstenden yapılmış iki tane flaman bulunmaktadır. Işınlama sırasında amaca göre bu flamanlardan bir tanesi seçilerek kullanılmaktadır. Ancak; yüksek mA'lerde sistem otomatik olarak büyük flamanı seçer (Bor 2002) (Demirkaya 2010).



### **2.1.2.2. Anot**

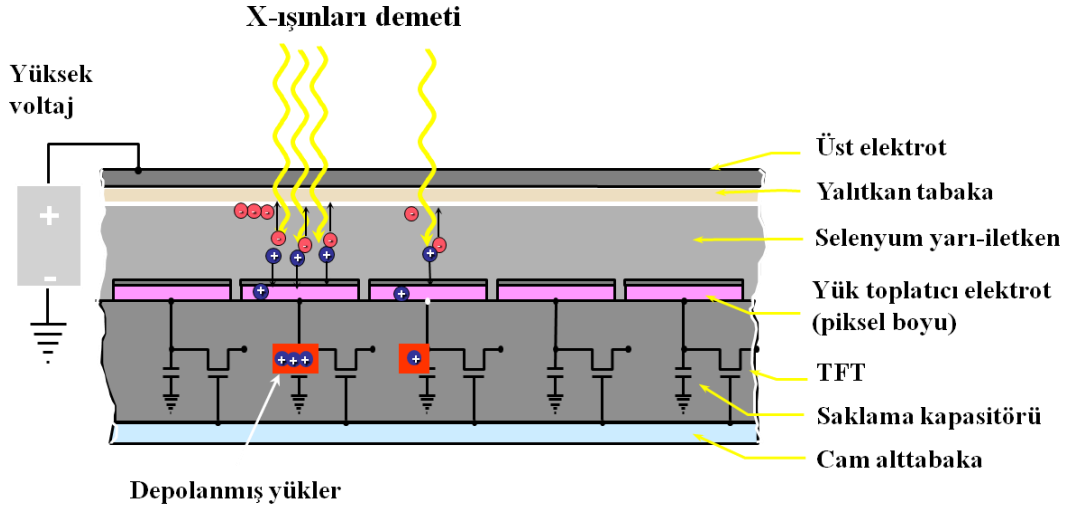
X-ışın tüpünün katotundan yüksek gerilim ile hızlandırılarak gelen elektron demeti, tungstenden yapılmış döner anoda çarptırılarak x-ışınlarını meydana getirilir. Uygulanan enerjinin sadece %1'i x-ışınlarına dönüşürken geriye kalan kısmı ısı enerjisine dönüşmektedir. Bu ısının anota zarar vermesini engellemek için döner ve açılı olarak tasarlanmıştır (Bor 2002) (Demirkaya 2010).

### **2.1.3. Geniş Alan (Flat Panel) Detektörler**

İnsan vücudu ile etkileştikten sonra, vücuttan çıkan x-ışınları, x-ışın sistemlerinde geniş alan detektörlerine gelir. Gelen x-ışını elektrik yüklerine, bu elektrik yükleri de detektörün yapısında bulunan elektrik devreler yardımı ile pulsa dönüştürülürler. Pulsların sayısallaştırılmasıyla vücut yapısı hakkındaki bilgi dijital görüntü olarak elde edilir. Detektörler direk ve indirek olarak iki farklı şekilde tasarlanabilir (Bor 2002).

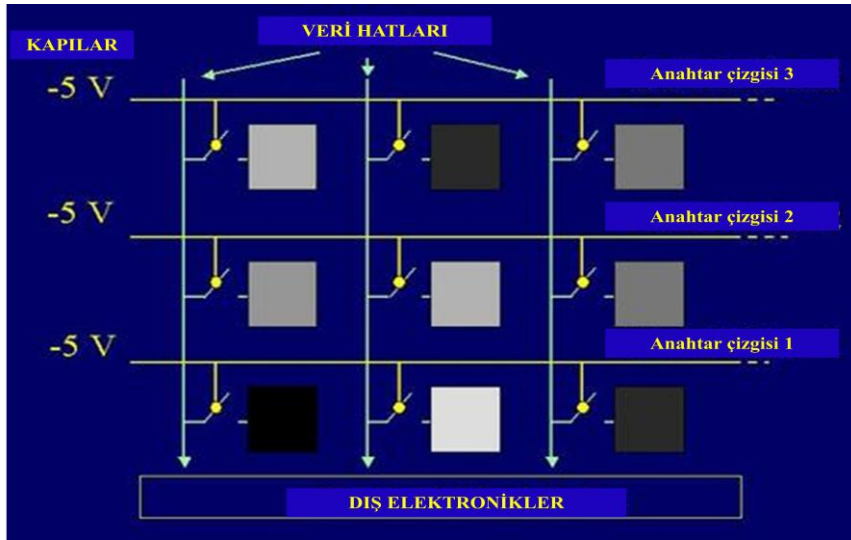
#### **2.1.3.1. Direk Sistemler**

Direk sistemlerde, görüntü oluşumu tek bir aşamada meydana gelir. İnsan vücudundan çıktıktan sonra detektöre ulaşan x-ışınları fotoiletkene gelerek burada elektron deşik çiftleri meydana getirirler. Fotoiletken olarak amorf selenyum (a-Se) kristali kullanılmaktadır. Işınlama gerçekleştirilmeden önce amorf selenyuma bir elektrik alan uygulanır. Işınlama ile bu yük dağılımı değişir ve elektron deşik çiftler meydana gelir (Bor 2002). Meydana gelen elektronlar elektrotta toplanarak, depolanmak üzere çalışma prensibi aşağıda açıklanacak olan ince film transistörlerine (TFT) gönderilir. Direk sistemin çalışma prensibi, Şekil 2.3'de şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.3 Direk sistemlerde sinyal elde edilmesi

Elektronlar TFT'lerin yapısında bulunan kapasitörlerde toplanır. TFT'lerde biriken yükler, TFT'lere tek tek uygulanan gerilim ile okunur. TFT'lerin okunması ile ilgili devre şeması Şekil 2.4'te gösterilmektedir. Bu okuma sonucu elde edilen sinyaller, puls olarak kayıt edilir. Pulsar ADC (Analog to Digital Conversion) ile sayısallaştırılarak piksel matrisine çevrilir. Bu matris, dijital olarak işlendikten sonra bir DAC (Digital to Analog Conversion) yardımıyla matris içindeki her bir piksel sayımına karşılık gelen gri seviyeler belirlenir. Farklı gri seviyeler sayesinde görüntü meydana gelir. Bu görüntü monitöre gönderilir.



Şekil 2.4 TFT'lerin dizilimi ve okunması

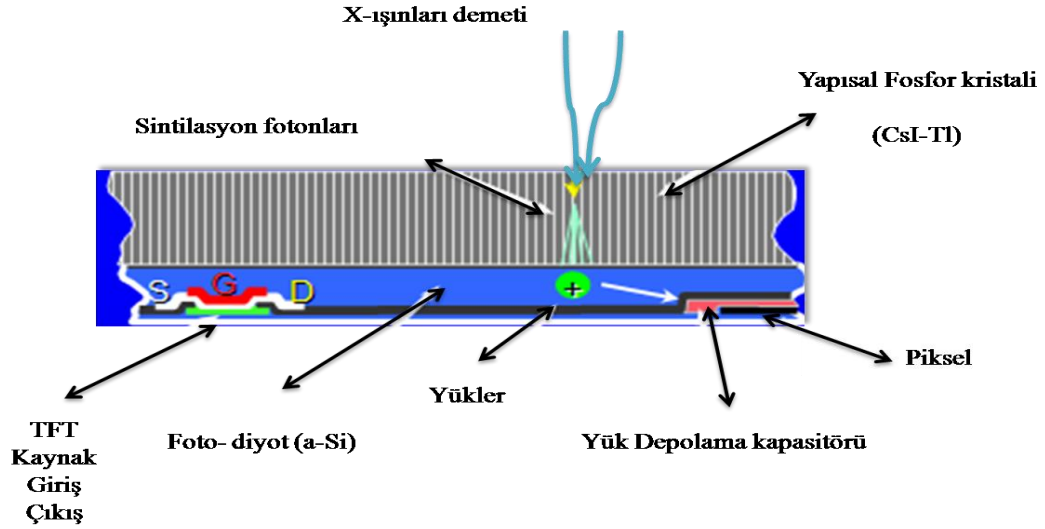
### 2.1.3.2. İndirekt Sistemler

İndirekt sistemlerin detektörlerinde sintilasyon kristali, ince film şeklinde fotodiyot ve TFT'ler bulunmaktadır. Bu sistemlerde yaygın olarak sezyum iyodür (CsI) ya da gadolinyum oksisülfid ( $Gd_2O_2S$ ) fosforları kullanılmaktadır. Işığı doğrusallaştırarak saçılmayı minimum düzeyde tutmak için iğne yapısı şekilde tasarlanmış kristallerdir. Buna rağmen, belli açılarda ışık saçılması söz konusu olmaktadır. Oluşan sintilasyon fotonlarını algılayan kısım foto diyottur (amorfl silisyum kristali). a-Si ve TFT çok ince film şeklinde olup fosforun tam altına alt alta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu kristaller radyasyona karşı çok dayanıklıdır. İndirekt sistemlerde, direk sistemlerden farklı olarak görüntü elde etme işlemi iki aşamada gerçekleşmektedir (Bor 2002).

İnsan vücudundan çıkan x-ışınları sintilasyon kristaline gelir ve kristal ile etkileşmesi sonucunda sintilasyon fotonları oluşur. CsI fosforun etkin soğurma gücü %50-%70 arasındadır. Sintilasyon fotonuna dönüşecek x-ışın sayısı yaklaşık olarak  $2 \times 10^5$  foton/s'dir. X-ışın soğurulması sonucu binlerce sintilasyon fotonu oluşur ancak fotokatoda %1-2 kadarı ulaşır. Soğurulan her bir x-ışınına karşılık yaklaşık 250 fotoelektron ve  $5 \times 10^7$  elektron/cm<sup>2</sup>-s elde edilir (Bor 2002). Sintilasyon fotonları amorfl silisyum (a-Si) kristalinden yapılmış foto diyot tarafından algılanmaktadır. Işık fotonları, a-Si içerisinde serbest elektronlar meydana getirirler. Meydana gelen bu elektronlar, a-Si içerisinde bulunan kapasitörler de depolanırlar. Dışarıdan uygulanan bir elektrik alanın etkisiyle tuzaklanan bu elektronlar, yük taşıyıcılar aracılığıyla TFT'lere gönderilirler. Elektronlar TFT'lerde sinyal dönüştürülürler. Detektör çalışma prensibi Şekil 2.5'de gösterilmiştir.

Elde edilen pulslar ADC (Analog to Digital Conversion) sayısallaştırılarak piksel matrisi oluşturulmaktadır. Bu matris, dijital işlemlerden geçer daha sonra bir DAC (Digital to Analog Conversion) yardımıyla matris içindeki her bir piksel sayımlarına karşı gelen gri skala seviyeleri piksellere göre ayarlanır ve bu piksel renklerine göre görüntü meydana gelir. Bu görüntü monitöre gönderilir.

Direk sistemlerle kıyaslandığı zaman, indirek sistemlerde ışık saçılmalarından ve ışığın etkin olarak toplanamamasından kaynaklanan bilgi kaybı söz konusudur. Ancak; bu olay direk çevirimde söz konusu değildir.



Şekil 2.5 İndirekt sistemlerin çalışma şeması

## 2.2. Görüntü Kalitesi

Bir x-ışın sisteminde görüntü kalitesi, ışınlanan insan vücudunun kalınlığına, doku farklılıklarına, ışınlanan alanın boyutuna, ışınlama parametrelerine (kVp, mA, sn), görüntüleme yöntemine ve sistemin özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Görüntü kalitesini belirlemek için kontrast, bulanıklık, gürültü ve uzaysal ayırma gücü incelenmektedir. Bu bölümde, bu dört nitelik tanımlandıktan sonra görsel ve sayısal olarak hesaplama yöntemleri anlatılmaktadır.

### 2.2.1. Kontrast

Görüntüleme işleminin üç ayrı aşamasında üç farklı kontrast tanımlanmaktadır.

Objekt kontrastı: Objenin yapısına (kalınlık, yoğunluk ve atom numarası farklılığına) ve x-ışınlarının enerjisine bağlı olan ve esas olarak elde edilmek istenen görüntüdür.

Öznel kontrast: Gelen x-ışınlarının obje ile yaptıkları etkileşmeler sonrasında obje bilgisini ve objeye bağlı olarak saçılan ışınların etkisini içeren hayali bir görüntüdür. Gözle görülmeyen bu kontrasta öznel kontrast denilmektedir. Bu öznel bilgi detektör yardımıyla görünür bilgiye dönüştürülür (Bor 2002) (Olgar 2005).

Görüntü kontrastı: Görüntü üzerinde x-ışın soğurulmalarına bağlı olarak farklı gri seviyeler oluşmaktadır. Bunlara görüntü kontrast denilmektedir. Öznel görüntü kontrastına ve detektör ile görüntünün oluşturulmasında kullanılan algoritmaya ve detektördeki piksel boyutuna ve bunlara ek olarak ekrandaki görüntü piksellerin içerdikleri sayıların gri seviyelere çevrilmesinde kullanılan algoritmaya bağlıdır.

Sonuçta, objede x-ışınlarının etkileşmeleri ile oluşan obje kontrastı piksellerle oranı, gri tonların farklılıkları ile (ya da renkleri) elde edilir (Bor 2002) (Olgar 2005).

### **2.2.2. Bulanıklık**

İnsan vücudundaki yapıların birbirlerinden, farklı kontrasta sahip olmasının yanında, fiziksel boyutları da farklıdır. En küçük objenin görüntülenebilmesi görüntüleme yöntemine ve görüntüleme sistemine bağlıdır ve her bir sistem görüntüleme işlemine bir miktar bulanıklık koymaktadır. İdeal de küçük bir noktanın görüntü üzerinde aynı olması beklenir, ancak sonuç böyle değildir, görüntüde bulanıklaşma gözlenmektedir. Bulanıklık, küçük boyuttaki objelerin görüntü kontrastını bozmakta ve gözlenebilirliklerini azaltmaktadır. Bulanıklığın etkisi ile keskinlik azalmakta ve ayırma gücü bozulmaktadır (Bor 2002).

### **2.2.3. Gürültü**

Görüntü kalitesi etkileyen diğer bir parametre gürültüdür. Gürültü, kuantum ve yapısal kaynaklı olup obje bilgisinin görüntülenmesini zorlaştırır (Bor 2002). Özellikle düşük kontrastlı objelerde gürültünün etkisi daha fazladır. Kullanılan detektöre göre değişiklik göstermektedir. Kuantum gürültü, üretilen x-ışın foton sayısının rastgele olmasından

kaynaklanır. Yapısal gürültü, indirekt sistemlerde detektördeki fosfor kalınlığının ve içindeki safsızlıkların bölgesel değişimine, doluluk oranına (fill factor) ve sistemdeki diğer elektronik bileşenlere bağlıdır. Hem direkt hem de indirekt sistemlerde, sayısallaştırma işlemi sırasında da görüntüye bir miktar gürültü eklenir.

#### **2.2.4. Uzaysal Ayırma Gücü**

Ayırma gücü, birbirine ne kadar yakın iki objelerin ayrı görüntülenebileceğidir (Bor 2002). Bulanıklık ayırma gücünü olumsuz yönde etkilemektedir. Ve ayırma gücünün ölçülmesinde farklı test objeleri kullanılmaktadır.

### **2.3. Floroskopik İncelemelerde Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler**

Görüntüleme sistemindeki amaç, görüntünün artefakt içermemesi ve mümkün olan en ince detayları verebilmesidir. Gerek sistemin tasarımı, gerekse ışınlama geometrisinden kaynaklanan bir miktar bulanıklık görüntüyü etkiler. Bu bulanıklık, görüntü kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Görüntüde meydana gelen bulanıklığın derecesi objenin pozisyonuna, büyütme faktörüne, odak nokta boyutuna, kullanılan detektörün özelliklerine bağlı olarak değişmektedir.

#### **2.3.1. Işınlama Geometrileri, Odak Noktası ve Büyütme Faktör (Magnifikasyon) Etkisi**

##### *a. Işınlama geometrilerinin etkisi*

İnsan vücudu içerisinde, bütün organlar aynı hizada ve şekilde konumlanmamışlardır. Vücut içerisinde bulunan bir lezyonun odak-detektör hizasında ya da lateral de yer alabilmektedir. Lezyon pozisyonuna göre lateralde konumlanmış ise görüntüde gerçek boyutundan daha küçük olarak ya da olduğundan daha büyük olarak görüntülenir. İki lezyon üst üste şekilde pozisyonlanmış ise bu görüntüde bir lezyon olarak

görüntülenmektedir. Bu pozisyonlama hatalarının sonucunda lezyonun yeri ve boyutu hakkında yanlış bilgi elde edilmiş olup görüntü kalitesi bozulmaktadır (Bor 2002).

*b. Odak nokta boyutunun etkisi*

Odak noktasının sonlu bir büyüklüğü vardır. X-ışın sistemlerinde bir büyük diğeri küçük olmak üzere iki tane odak noktası vardır. Odak noktasının boyutuna göre bir noktasında diğesine kadar her yeri kaynak gibi davranmaktadır. Buda obje kenarında bulanıklık meydana getirmektedir. Buna yarı gölge etkisi denilmektedir. Kenar görüntülerinde keskinlik kayıp olmuş ve bulanıklık artmış ve görüntü kalitesi bozulmuştur. Yarı gölge etkisinin azaltılması için, obje-detektör mesafesi azaltılmalı, odak-obje mesafesi artırılmalı ve küçük odak kullanılmalıdır (Bor 2002).

*c. Büyütme faktörü (Magnifikasyon) etkisi*

Görüntüleme, obje ile detektör mesafesi arttıkça objenin boyutu görüntü üzerinde büyüyecektir; bu büyütmenin derecesine büyütme faktörü denir. Büyütme faktörü cismin merkezde ya da lateralde olmasına bağlı olarak değişmez. Büyütme faktörü obje-detektör mesafesine ve odak-detektör mesafesine bağlıdır. Büyütme faktörünün artması, ilk başta büyüteç gibi ayırma gücünü artırır ancak sonrasında mesafeye bağlı olarak bozulmalara neden olur (Bor 2002).

### **2.3.2. X-ışın Spektrumu**

- **Demet enerjisi (kVp, HVL)**

*kVp'nin görüntü kalitesine etkisi;*

X-ışın enerji spektrumu, x-ışın demetinin girciliğini ve buna bağlı olarak görüntü kontrastını etkiler. X-ışın demetinin enerjisini etkileyen parametreler ise; tüpe uygulanan kVp, x-ışın demet filtrasyonu ve anot yapı maddesidir. Kullanılan sisteme ek filtrasyon eklenmedikçe tüp filtrasyonu sabittir ve anot yapı maddesi tungsten olup

bütün sistemler için aynı madde kullanılır. Bu parametrelerde kullanılan sistem için filtrasyon ve yapı maddesi sabit olduğundan kontrastı sadece kVp'nin değişimi etkilemektedir. Düşük kVp'de demetin ortalama enerjisi düşük, insan vücudu ile etkileşme daha fazla ve öznel kontrast yüksektir. Bunun nedeni foton enerjisi düşük olduğundan fotoelektrik olayın daha baskın olmasıdır. Düşük enerjili fotonlar vücutta daha çok soğurulur ve hasta dozu artar. kVp'nin artması ile ortalama enerji ve demetin giriciliği artacaktır; artan compton saçılmalarına bağlı olarak öznel kontrast düşecektir (Bor 2002).

#### *Yarı değer kalınlığı (HVL, Half- Value Layer)*

X-ışınları, bir obje üzerine geldiği zaman bir kısmı soğurulur ya da saçılırken bir kısmı maddeyi delip geçer. Yarı değer kalınlığı, radyasyonun giriciliğini belirleyen bir faktördür ve gelen radyasyonun yarısının geçtiği madde kalınlığıdır. Demetin giriciliğinin artması ile HVL değeri artar. Filtrasyon; çok enerjili bir x-ışın demetini hastadan geçmesi durumunda, düşük enerjili fotonlar ciltte soğurulacak ve yüksek enerji ise yollarına devam edecektir. Düşük enerji fotonların soğurulması ile hasta dozu artar. Tüp çıkışında küçük enerjileri soğurmak için araya bir filtre eklenir, küçük enerjili fotonları kaldırılmasına filtrasyon denir. Tabii filtrasyon (tüp ve zırhın verdiği), ve ilave filtrasyon (tüp çıkışına yerleştirilmiş metal plakalar) olmak üzere iki tanedir. Genel bir kavram olarak belirtmek için alüminyum eşdeğeri kullanılmaktadır. Aynı kVp ışınlamalarında filtrasyon artıka hasta dozu azalmaktadır (Bor 2002).

#### • **X-ışın şiddeti**

X-ışın şiddeti, demetin içindeki foton sayısını içermektedir. Görüntüdeki gürültüyü esas etkileyen kuantum gürültüsüdür. Kuantum gürültüsü, görüntüyü oluşturacak mm<sup>2</sup> için foton sayısını içermektedir. Gürültü, düşük obje kontrastındaki yapıların görüntülemesinde önemlidir. Gürültünün azaltılması, foton sayısının artırılması ile sağlanmaktadır. mA'yın artması ile foton sayısı da artar ve buna bağlı olarak hasta dozu da artar (Bor 2002).



### 2.3.3. İndirekt Detektör Sistemlerin Etkisi

- *Işık dağılımı*

İndirekt sistemler yaygın olarak CsI-Tl ve Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S kristalleri kullanılmaktadır. Bu fosforlar ışık kayıplarını azaltmak için iğne yapılı olarak tasarlanmıştır. X-ışın soğurma güçleri %50-70 arasındadır. Örneğin; Doz hızı 0.2 µGy/sn olan x-ışın demeti fosforda 1 cm<sup>2</sup> 'ye yaklaşık olarak 5x10<sup>5</sup> x-ışın fotonu ulaşmaktadır. Bunların 2x10<sup>5</sup> foton/sn tanesi sintilasyon fotonuna dönüşerek 4x10<sup>8</sup> sintilasyon fotonu oluşturur ve 2-3 eV'turlar. Oluşan bu sintilasyon fotonların sadece %1-2 fotokatoda ulaşabilir ve 4x10<sup>6</sup> sintilasyon fotonu fotokatoda ulaşır. Bir sintilasyon fotonundan 250 elektron meydana gelmektedir. Aralarda meydana gelen etkileşmelerden dolayı bilgi kaybı söz konusudur. Sintilasyon verimi fosforun her yerinde aynı değildir. Bilginin etkin toplanamaması sonucu görüntü kalitesi bozulmaktadır (Bor 2002).

- *Detektör boyutu*

Sayısal görüntüyü oluşturan en küçük görüntü elemanına piksel denir. Sayısal görüntünün ayırma gücü örnekleme aralığına yani piksel boyutuna bağlıdır ve görüntüleme işlemine bağlı olarak piksel boyutu değişebilmektedir. Piksel boyutu çok küçük seçildiğinde birbirine çok yakın iki obje görüntülenebilirken gürültü artmaktadır. Piksel boyutunun büyük olması sonucu eğer iki obje arasındaki mesafe piksel boyutunun da küçük ise ayırta edilemez ve ayırma gücü bozulur. Piksel boyutunu belirlenmesinde yarı yükseklikteki tam genişlik (YYTG) uzaysal ayırma gücü değeri kullanılır ve piksel boyutu bu değerin yarısı kadar seçilir. Diğer bir yöntem ise Nyquist teoreminin kullanılmasıdır. Nyquist frekansı, piksel boyutunun iki katının tersi olarak ifade edilmektedir. Piksel boyutunun değeri ise ADC'deki bit sayısına bağlıdır (Bor 2009).

- *Fill faktörü*

Fill faktörü, pikselin ne kadarının ışık fotonlarına hassas olduğunu gösteren katsayıdır. Gelen ışık fotonlarının etkin olarak soğurulması için yüksek olması istenir. Piksel içerisinde bulunan elektronik bileşenlerin kapladığı alan ışığa hassas değildir ve fill faktörünün düşmesine neden olur.

#### **2.3.4. Görüntü Matrisi**

Görüntülecek alanın büyüklüğüne ve detektörün boyutuna bağlı olarak görüntü matrisinin boyutu belirlenir. Aynı görüş alanı 512x512,1024x1024 gibi farklı matrislerle temsil edilebilir. Her bir pikselin içeriği detektörde o pikselin pozisyonuna gelen adreste toplanan sayım miktarını verir. Bu matris detektör üzerine gelen anatomi bilgisini sayısal olarak taşımaktadır (Bor 2009).

#### **2.3.5. Dijital Detektörlerde Görüntü Düzeltme**

DR detektörlerin yanıtlarını etkileyen, gerek detektör yapısı, gerekse kullanılan elektronik donanımdan kaynaklanan değişiklikler vardır. Detektöre bağlı olarak görüntüde offset, kazanç ve kusurlu piksel gibi yapısal gürültü ve geometrik değişiklikler olur. Aşağıdaki düzeltmeler kullanılarak bu düzensizlikler azaltılmaktadır.

##### **a. Offset kalibrasyonu**

X-ışın foton akısı yokken detektör elektronikleri tarafından karanlık gürültü oluşturulmaktadır. Bu gürültü görüntü üzerinde farklı sinyallerde yer alabilmektedir. Sistemin karanlık gürültüsünde değişim meydana gelmese bile, ortalama piksel değeri, karanlık görüntü düzeltmesi yapıldığı için aynı kalır. Bu düzeltme sistemde var olan elektronik gürültüyü silmez, elektronik gürültüden gelen sinyali siler. Offset kalibrasyonu ile karanlık gürültüyü görüntü üzerinde kullanılan işleme bağlı olarak %100 olarak kaldırabilir ve böylelikle yapısal gürültü azaltılmış olur. Ortalama karanlık

gürültü piksel değerleri kendi içlerinde bir değerleri vardır eğer bu değerler bir artış olduğu takdirde kalibrasyonu tekrar yapılmalıdır (IPEM report 32 part VII 2010).

#### b. Kazanç kalibrasyonu

Görüntü içerisindeki düzensizlikler, detektör içerisinde bulunan fosfor kalınlığının bölgesel değişmesi, detektör bileşenlerinin hassasiyetlerinin farklı olması, detektörde kullanılan farklı yükselticilerden kaynaklanabilmektedir. Kazanç haritası, geniş bir piksel alanından elde edilen hesaplanmaların düzeltmesiyle oluşturulur. Bütün detektör için düzeltme sinyali elde edilir ve görüntü, kazanç haritası ile bölünerek düzeltilme yapılır.

Detektörde önceden olan homojenite bozuklukları, sistem için önceden oluşturulmuş olan kazanç haritası ile düzeltilir ve piksellerin kazanç ayarlarını eşitlenir. Her ışınlamadan önce bu kazanç kalibrasyon ayarı yapılmaktadır (IPEM report 32 part VII 2010).

#### c. Kusurlu piksel

Düzeltilmemiş kusurlu pikseller, kusurlu piksel haritası tarafından düzeltilmemiş ya da daha sonra meydana gelmiş ölü piksellerdir Dijital sistemlerde detektör içerisinde kusurlu veya arızalı pikseller olabilir. Bunlar bir tane yada bir hat boyunca yer alabilir. Her bir detektör kusurlu piksel haritasına sahiptir, bu harita ile piksellerin için gereken düzeltmeler yapılır. Bu sorunu dedektörün yeniden kalibre edilmesiyle düzeltilebilir. Kusurlu pikseller, görüntü içerisinde etrafında bulunan piksel değerlerin ortalaması ya da orta olan bir değer alınması ile telafi edilebilir. Ölü pikseller, bir yerde fazla ise düzeltilmesi mümkün olmayabilir. Kusurlu pikseller ayırma gücünü düşürmekte ve görüntü kalitesi bozmaktadır (IPEM report 32 part VII 2010).

### 2.3.6. Saçılan Işımlar

İnsan vücudu ile etkileştikten sonra vücuttan çıkan x-ışınları, vücut anatomisi hakkında bilgi verir ve bu bilginin büyük bir kısmı compton etkileşmesi sonucu ortaya çıkan ve hatalı pozisyon bilgisi içeren saçılan fotonları da içermektedir. Saçılan fotonların bir kısmı hastadan direk olarak çıkan birincil demet doğrusunda tekrar yön kazanarak detektöre gelir ve burada işlenerek görüntü kalitesini olumsuz yönde bozmaktadır (Bor 2002).

Saçılan x-ışın miktarını etkileyen faktörler; saçıcı ortamın kalınlığı, ışınlanan sahanın genişliği ve tüpe uygulanan kVp'ye bağlıdır.

#### *i. Işınlanan alanın büyüklüğü*

Kolimasyon yardımıyla açılan küçük alan ışınlamalarda, x-ışınları etkileşmeleri alan küçük olacağından saçılan ışınlar daha azdır. Işınlanan alan arttıkça saçılan x-ışını miktarı önce hızlı bir şekilde artar ve sonra bir doyuma ulaşır. Alan içinde toplam saçılan radyasyonun artmasına rağmen, detektöre gelen saçılan x-ışın miktarı fazla değişmeyecektir (Bor 2002) (Olgar 2005).

#### *ii. Saçıcı ortamın kalınlığı*

Saçıcı kalınlığının artması ile obje içinde daha fazla x-ışın etkileşmesi olacak ve saçılan x-ışın miktarı artacaktır. Etkileşmenin olduğu pozisyon göre, enerjilerine göre obje içinde soğurulabilir, detektöre ulaşabilir ve ya detektör görüşüne (FOV) göre detektörden dışarı saçılabilir (Bor 2002).

#### *iii. Tüpe uygulanan kVp değeri*

Düşük kVp değerlerinde, fotoelektrik olay daha baskın olduğu için, saçılan x-ışın miktarı daha azdır. Fotoelektrik olay, atom numarasının üçüncü kuvveti ( $Z^3$ ) ile doğru oranlı, enerjinin üçüncü kuvvetiyle ( $1/E^3$ ) ters orantılıdır (Bor 2002). Fotoelektrik

etkileşme sonucu görüntü kalitesi artar; nedeni ise saçılan ışınlar yoktur ve x-ışın soğurulması fazla olduğu için, obje kontrastı yüksektir. Ancak; hasta dozu da artmaktadır. kVp'nin artması ile ortalama enerjinin artar ve Compton etkileşimi daha baskın olmaya başlar. Compton etkileşmesi soğurucudaki elektron sayısına yani yoğunluğuna ve x-ışın enerjisi ile orantılı olarak artmaktadır. Compton etkileşmesinin artmasıyla, saçılan x-ışın miktarı da artar. Ve görüntü kalitesi saçılan ışınların etkisiyle bozulmaktadır (Bor 2002) (Dalsuna 2004) .

*Saçılan x-ışın azaltıcı yöntemler:*

*A. X-ışın demet sınırlayıcıları*

Saçılan radyasyonun miktarı, hastanın kalınlığı ve ışınlanan alanın genişliğine bağlı olarak değişmektedir. Işınlanacak alanın boyutunun küçülmesi ile saçılan x-ışın miktarı azalacaktır. Tüp çıkışına yerleştirilen farklı tipteki kolimatörler yardımıyla demet sınırlandırılır ve ışınlanan alanın daralmasıyla, saçılan ışın azalacak, hastanın vücudu gereksiz yere ışınlanmamasından dolayı hasta dozu azaltılmış olacaktır (Bor 2002) (Olgar 2005).

*B. Hava boşluğu tekniği*

Detektör görüş alanı (FOV) genişletilerek, hastadan saçılarak çıkan ve hatalı pozisyon bilgisi taşıyan x-ışınlarının detektöre ulaşması engellenmiş olur ve bu tekniğine hava boşluğu tekniği adı verilir. Buna ek olarak saçılan ışınların bir kısmı obje detektör mesafesinin artmasından dolayı soğularak azalabilmektedir. Artan mesafe ile obje tüpe yaklaşacak ve görüntüde büyüme meydana gelecek, keskinlik bozulacaktır bunu dengelemek için odak-detektör mesafe artırılır. mA artar ise bu teknik ile hasta dozu grid kullanımına oranla daha az artar (Bor 2002) (Savaş 2004).

### C. *Grid*

X-ışın sistemlerinde görüntü kalitesini artırmak ve saçılan ışınları azaltmak için grid kullanılmaktadır. Grid hasta ile detektör arasına yerleştirilir. Grid, uzun kurşun şeritlerin farklı geometrilere kullanılmasıyla elde edilir. Kurşun şeritler saçılmış olarak gelen radyasyonu soğurmak için yapılmışlardır. Kurşun şeritler arası ve yüzey kaplama materyali karbon fiber ya da alüminyumdan yapılmış olup, birincil radyasyonu geçirecek şekilde tasarlanmışlardır. Bu çalışmada gridlerin görüntü kalitesi üzerindeki etkilerinin detaylı olarak incelenmesi amaçlanmış olup grid tipleri ve kullanımı bir sonraki kısımda detaylı olarak anlatılacaktır (Bor 2002).

### **2.4. Dijital Floroskopide Görüntü Kalitesinin Görsel Olarak Belirlenmesi**

Görüntü kalitesinin görsel olarak değerlendirilmesi, farklı olarak tasarlanmış görüntü kalitesi fantomları kullanılarak yapılmaktadır. Test objesi görüntüsü üzerinde tercihen birkaç tane gözlemci ile birlikte görsel değerlendirme yapılmaktadır. Floroskopi sistemlerinde yaygın olarak, alçak ayırma gücü test objesi (Low contrast detail detectability, LCDD), yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü limitinin saptanmasında kullanılan fantom (Huttner), görüntülenebilen eşik kontrast fantomu (Threshold contrast detail detectability-TCDD) ve CDRAD (Artinis Medical Systems. The Netherlands) test objeleri tercih edilmektedir.

### **2.5. Dijital Floroskopik Görüntü Kalitesi Ölçümlerinde Kullanılan Parametreler**

#### **2.5.1. Karanlık Gürültü (Dark Noise)**

Karanlık gürültü, sistem içerisinde yer alan elektronik sistemlere ait gürültü sinyalidir. DR sistemlerde, düşük sinyal seviyesine sahip görüntülerde önemli rol oynamaktadır. Görüntü üzerinde farklı seviyelerde yer almaktadır, görüntü üzerinden kaldırıldığı takdirde yapısal gürültü azalacaktır. Karanlık gürültüyü belli bir oranda ortadan

kaldırmak için off kalibrasyonu kullanılmaktadır. Bu kullanılan işleme bağlı olarak 0 ile %100 arasında azaltılabilmektedir (IPEM report 32 part VII 2010).

### **2.5.2. Homojenite (Uniformity)**

Homojen olarak ışınlanmış detektörden elde edilen görüntü homojenite görüntüsüdür. Homojenite görüntüsü üzerinden homojenite hesabı matematiksel ve görsel olarak yapılabilmektedir (IPEM report 32 part VII 2010).

### **2.5.3. Hayalet Görüntü (Lag)**

Dijital sistemlerde, önceki ışınlamadan kalan görüntüye hayalet görüntü denir. Eğer sistemden kaldırılmadığı takdirde, görüntü bir sonraki ışınlamanın da bilgisini içereceği için hatalı olarak elde edilmiş olacaktır (IPEM report 32 part VII 2010).

### **2.5.4. Düşük Kontrast Ayırma Gücü**

Düşük kontrast ayırma gücü, sistemin yoğunluk olarak birbirlerine yakın objeleri ayırt etme kapasitesini göstermektedir. Örneğin, yumuşak doku içerisinde oluşan bir lezyonu ayırt etme kapasitesidir. Farklı türde fantomlar kullanılarak her bir sistem için düşük kontrast ayırma gücü testi yapılarak, sınırlar belirlenebilir.

### **2.5.5. Yüksek Kontrast Ayırma Gücü**

Yüksek kontrast ayırma gücü, yüksek obje kontrastına sahip iki obje arasında, objelerin ayırt edilebilme yeteneğini göstermektedir. Örneğin, kemik doku ve yumuşak doku arasındaki farklılıkları ayırt etme gibi.

### 2.5.6. Sistem Artefaktları

Sistem yapısından kaynaklanan ve elde edilen görüntü üzerinde olan bozulmalardır. Örneğin, dedektörlerde birleşme noktalarında var olan boşlukların genişliklere bağlı olarak görülen artefakta ağ deseni (stitched) artefact denir. Dijital sistemlerde artefakt testleri bulanıklık, çizgi kusurları ve detektör ağ desen (stitching) artefaktları için yapılmaktadır. Bu artefaktlar ayırma gücü bozmaktadır (IPEM report 32 part VII 2010).

## 2.6. Dijital Floroskopi Görüntü Kalitesi Ölçümünde Nümerik Yöntemler

Görüntü kalitesinin fantomlar üzerinden görsel olarak değerlendirilmesinin yanında matematiksel olarak da değerlendirme yapılmaktadır.

### 2.6.1. Kontrast ve Sinyal Gürültü Oranı Hesaplamaları

Kontrast ve sinyal gürültü oranlarının matematiksel olarak hesaplanması; kontrast ayırma gücü test objesi üzerindeki birinci disk üzerinden alınan ilgi alanı içerisinde okunan ortalama piksel değeri ve homojen bölgeden alınan ilgi alanı içerisinde okunan ortalama piksel değerleri kullanılarak yapılmaktadır.

- **Kontrast hesaplama**

Görüntü üzerinden kontrast hesaplaması hem lezyondan hemde homojen alandan seçilen ilgi alanı içerisinde okunan ortalama piksel sayımlarının birbirlerinden çıkarılması ve homojen alandan alınan ortalama piksel sayımına bölünmesi ile hesaplanmıştır Denklem (2.1).

$$C = \frac{N_{homojen\ alan} - N_{lezyon}}{N_{homojen\ alan}} \quad (2.1)$$



C : kontrast değeri  
 $N_{\text{homojen alan}}$  : görüntüde homojen alanda seçilen ilgi alanında ortalama piksel değeri  
 $N_{\text{lezyon}}$  : görüntüde lezyon üzerinde seçilen ilgi alanındaki ortalama piksel değeri

- **Sinyal gürültü oranı hesaplama**

Sinyal gürültü oranı (SNR), homojen alandan alınan ortalama piksel sayımının, lezyondan alınan ortalama piksel sayımından çıkarması ve elde edilen bu iki sayımlarında toplamlarının kareköküne bölünmesi ile hesaplanmaktadır. Gridsiz ve gridli durumlar için aşağıdaki gibidir.

$$SNR^- = \frac{N_{\text{homojen alan}}^- - N_{\text{lezyon}}^-}{N_{\text{homojen alan}}^- + N_{\text{lezyon}}^-} \quad (2.2)$$

$$SNR^+ = \frac{N_{\text{homojen alan}}^+ - N_{\text{lezyon}}^+}{N_{\text{homojen alan}}^+ + N_{\text{lezyon}}^+} \quad (2.3)$$

$SNR^-$  = Gridsiz hesaplanan SNR değeri  
 $SNR^+$  = Gridli hesaplanan SNR değeri

### 2.6.2. Sinyal Transfer Fonksiyonu ( STP, Signal Transfer Property)

Sinyal transfer fonksiyonu, x-ışın sisteminde, detektör üzerine gelen foton miktarının değişimine bağlı olarak sistemin verdiği yanıttır. Dijital sistemlerde dozun artması ile (mA değişim ile) detektörün verdiği yanıt doğrusal, logaritmik ve üstel olarak kullanılan sisteme göre farklılık göstermektedir. Elde edilen grafiklerin eğimleri bize sistemin davranışı hakkında bilgi vermektedir.

### 2.6.3. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF, Modulation Transfer Function)

MTF, sistemin ayırma gücünü, frekans uzayında tanımlayan parametredir. Görüntüleme sistemi üzerine gelen farklı frekanslardaki sinyallerin, çıkış genliklerinde meydana gelen azalma olarak ifade edilir. Ve küçük objeler ve kenarlar yüksek frekans bilgisi taşımaktadır. Ve yüksek frekanslara gidildikçe çıkış genlikleri azalmaya başlamaktadır ve belli bir frekanstan sonra genlikleri geçirmemektedir. Bu frekans, kesim frekansı (cut-off)'dur. Ve piksel boyutunun 1e bölünmesi ile hesaplanmaktadır (Bor 2009) (Yüksel 2010).

$$f_{out-off} = \frac{1}{d}$$

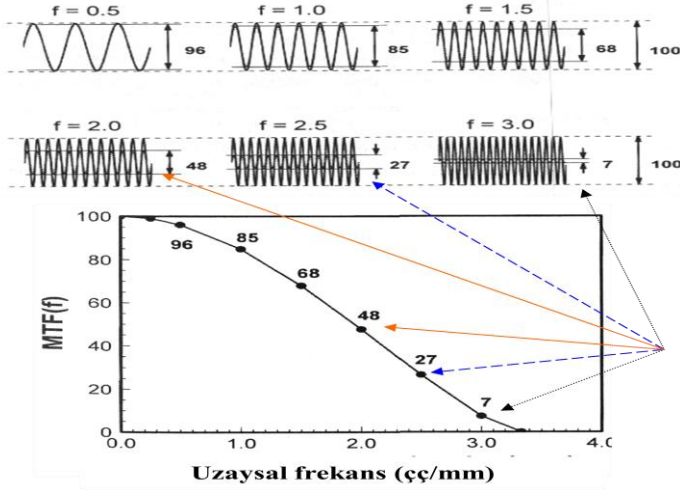
d= piksel boyu

Nyquist teoremi, sistemin kesim frekansını vermektedir. Bu teoreme göre, kesim frekansı piksel boyutunun iki katının tersi olarak ifade edilmektedir.

$$f_{Nyquist} = \frac{1}{2d}$$

Nyquist frekansının üzerinde gelen yüksek frekanslar, katlanarak görüntü üzerinde düşük frekans olarak geriye yansımakta ve görüntüyü bozmaktadır. Bu bozulmaya 'alising artifact' (katlama artefact) denir.

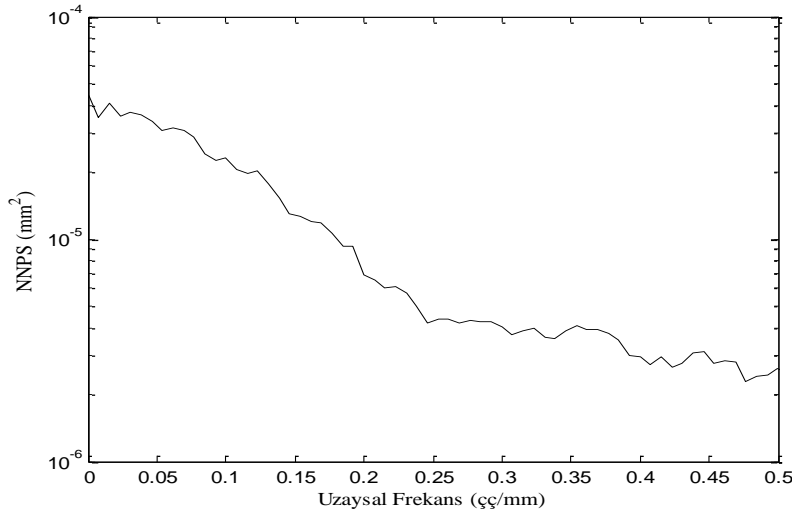
MTF için en yüksek değer 1'dir ve bu değer nesnenin olduğu gibi görüntülediğini tanımlar. Uzaysal frekans arttıkça, nesneden elde edilen sinyalin düşmesi ve nesnenin aslına uygun olarak görüntüye yansımalarının azalması nedeniyle MTF değeri aşamalı olarak düşer. Şekil 2.6'de MTF grafiğinin frekanslara bağlı olarak nasıl değiştiği görülmektedir.



Şekil 2.6 MTF grafiğinin frekanslara bağlı olarak değişimi

#### 2.6.4. Gürültü Güç Dağılımı (NPS, Noise Power Spectrum)

Gürültü güç dağılımı (NPS, Noise Power Spectrum), görüntü ile ilgili, frekans fonksiyonu olarak görüntünün enerji içeriğini temsil eder ve otokorelasyon fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak tanımlanır. Otokorelasyon fonksiyonu ise, görüntüde farklı uzaysal konumlarda bulunan noktaların birbirine ne kadar bağlı olduğunu göstermektedir. Görüntüdeki gürültünün, frekans uzayında incelenmesidir. Poisson gürültü güç dağılımı, ortalama bir değer etrafında dalgalanma yapar (Yüksel 2010). Korele gürültü ise yani, görüntüdeki bir noktadaki gürültünün bir başka noktadaki gürültü ile bağımlı olması durumunda, gürültü güç dağılımı Şekil 2.7'de görüldüğü gibi artan frekansla azalan bir davranış göstermektedir (Bor 2009).



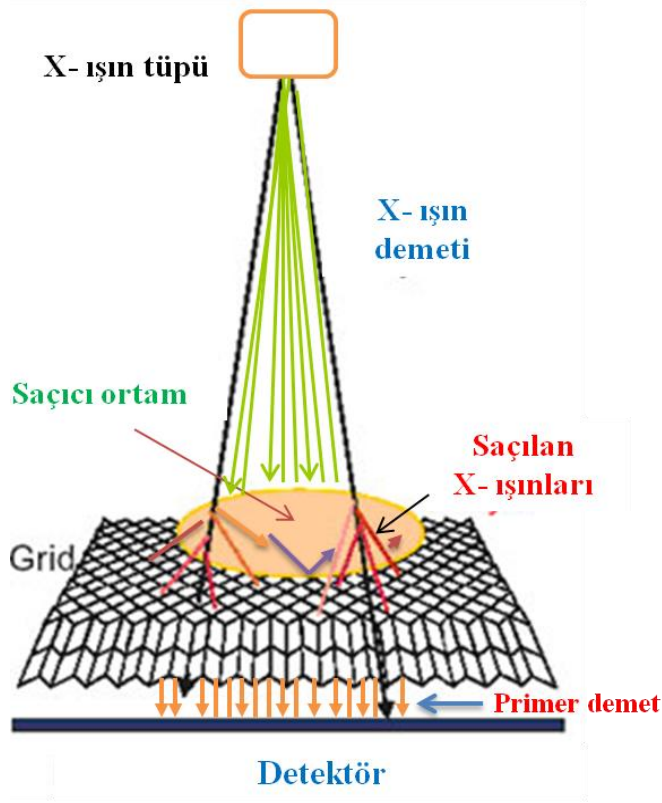
Şekil 2.7 Gürültü güç dağılımı (Wiener spektrumu) gürültünün frekansa bağlı değişimini gösterir

### 2.6.5. Detektif Kuantum Etkinliği (DQE, Detective Quantum Efficiency)

DQE, ışınlamaya ait bilginin, ne kadarının detektör tarafından görüntüye çevrildiğini belirler. Arada ortaya çıkan kayıp sistemin tüm gürültüsüdür. DQE değerleri MTF değerlerinde olduğu gibi uzaysal frekansın artışıyla birlikte düşüş göstermektedir.

### 2.7. Gridler

X-ışın tüpünden çıkan x-ışın demeti, insan vücudu ile etkileşmesi sonucu vücuttan çıkan x-ışın demeti birincil ve saçılan ışınlardan oluşmaktadır. Birincil demet, anatomik bilgiyi taşırken, saçılan ışınlar görüntü kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Saçıcı bir ortamda saçılan ışınların büyük bir çoğunluğu compton saçılması sonucu oluşmaktadır. Saçılan ışınları, engellenmek için grid kullanılmaktadır. Gridler iç tasarımına bakıldığında kurşun şeritlerin yan yana dizilmesi ile oluştuğu görülmektedir. Kurşun şeritlerin birbirlerini tutması için kullanılan madde de x-ışın soğurulması az olması istenilmektedir. Kurşun şeritler arası ve yüzeyi kaplaması için karbon ya da alüminyum kullanılmaktadır (AAPM Tutorial 1991) (Bor 2002).

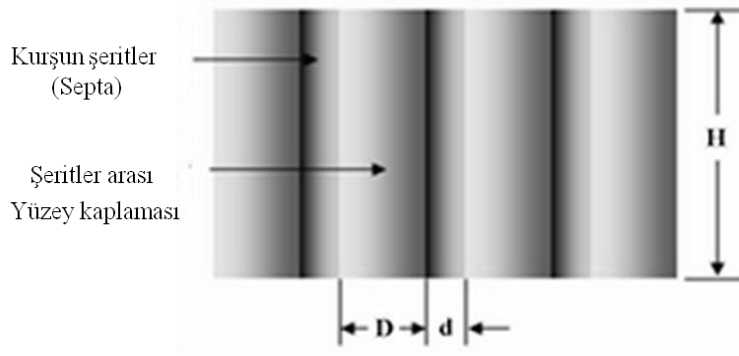


Şekil 2.8 Dijital x-ışın sisteminde grid kullanımı

### 2.7.1. Grid Özellikleri

#### a) Grid oranı (r):

Grid üzerinde bulunan kurşun şeritlerin boyunun, yan yana duran iki tane kurşun şerit arasındaki mesafeye oranıdır. Şekil 2.9'da gösterilmektedir. Genel ifadesi  $r$  şeklinde tanımlanır. Oranlar 4 ile 16 arasındaki değişmektedir. Oranları farklı olan gridler inceleme alanlarına göre farklı kullanılırlar. Grid oranının artması ile saçılan ışınlar ve bunun yanında birincil ışınlar da soğurulur ve görüntü kalitesi iyileşir, ancak hasta dozu artar. X-ışın sistemlerinde 8:1 ile 12:1 arasında grid oranına sahip gridler kullanılmaktadır (Demirkaya 2010).



Şekil 2.9 Grid iç tasarımı

$$r = \frac{H}{D}$$

**b) Grid frekansı ve grid üzerinde bulunan kurşun şerit miktarı:**

Grid frekansı; kurşun şeritin kalınlığı ve iki şerit arasındaki (delik çapı) mesafenin toplamının bire bölünmesi ile ifade edilir. Grid üzerinde bulunan kurşun şerit miktarı çizgi(L)/cm veya çizgi(L)/inç şeklinde tanımlanır. Şerit sayısı arttıkça grid tarafından foton soğurulması daha fazla olacaktır. Çizgi miktarları 40 çizgi(L)/inç ile 200 çizgi(L)/inç arasında değişiklik göstermektedir (Demirkaya 2010).

$$f = \frac{1}{D+d} \quad \text{çizgi sayısı hesaplanması} = \frac{10}{D+d}$$

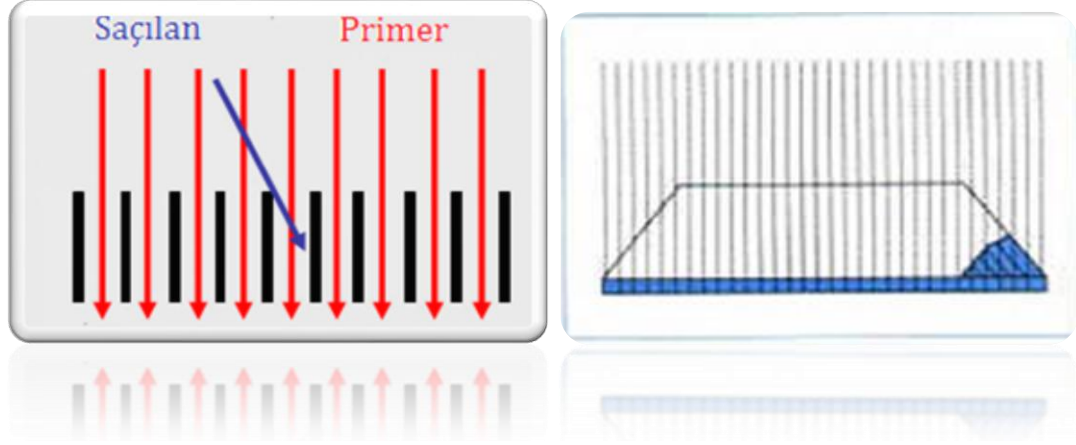
**c) Grid deseni**

Bir gride yukarıdan bakıldığında görülen şekildir. Farklı tipte tasarımları vardır. Bunlar; paralel, odaklı, çapraz, konik, sabit ve hareketli grid tipleridir.

▪ *Paralel grid*

Grid içerisinde kurşun şeritlerinin birbirine paralel olarak yerleştirilmesi ile elde edilen grid tasarımıdır (Şekil 2.10). Gridlerin odakları sonsuzdadır. Sadece kurşun şeride dik olarak gelen radyasyonu geçirirken, diğer yönden gelen radyasyonu durdurur. Bu tip gridler yaygın olarak; küçük alan boyutlu incelemelerde ve odak-detektör mesafesinin

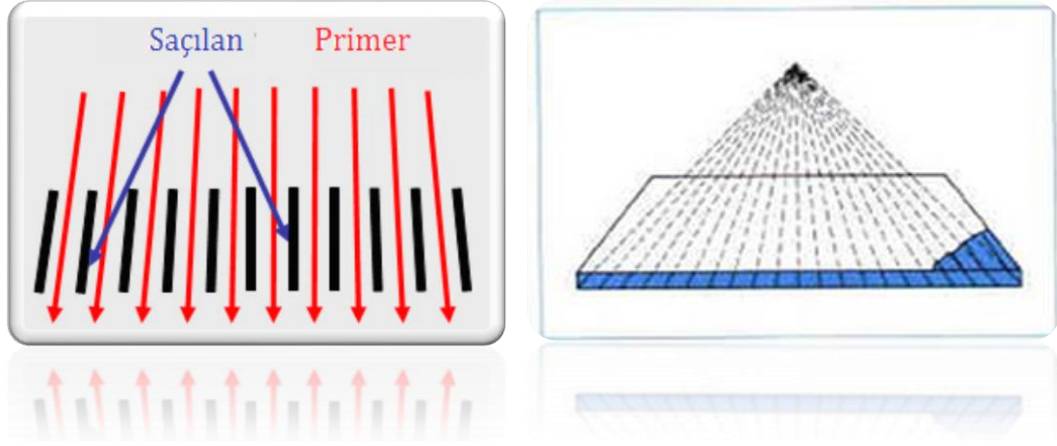
fazla olduğu klinik incelemelerde tercih edilmektedir. Geniş alanlı incelemelerde tercih edilmeme nedeni, açıldırılmadığından x-ışın alanın kenarlarından grid kesimi meydana gelecek ve buda görüntüde kenarlara doğru kontrastı düşürecektir (Bor 2002) (Demirkaya 2010).



Şekil 2.10 Paralel tasarımı gridin yapısı

- *Odaklı grid*

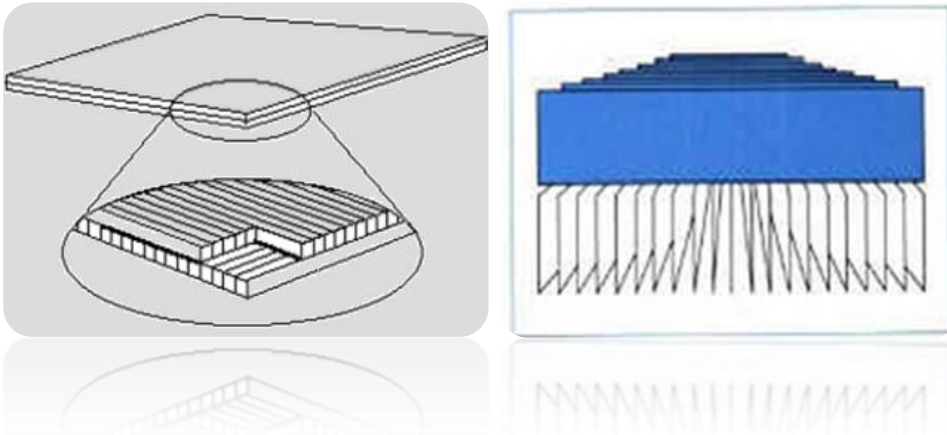
Paralel kurşun şeritlerin, odak noktasına yakın bir noktada odaklanacak şekilde eğilendirilmesiyle elde edilen grid tasarımıdır. Şekil 2.11'de görüldüğü gibi x-ışını tüpünden çıkan x-ışınları açılı bir şekilde dağılım gösterdiği için bu tip grid tasarımlarımda daha fazla birincil x-ışını geçmektedir. Paralel grid tasarımı ile karşılaştırıldığın da daha geniş alan çalışmalarında tercih edilmektedir (Bor 2002).



Şekil 2.11 Odaklı tasarımlı grid yapısı

- *Çapraz grid*

Aynı odak mesafesine sahip iki tane gridin üst üste çakıştırılması sonucu elde edilen grid tasarımıdır. Bu tip tasarımlarda saçılan x-ışın fotonların yanı sıra birincil x-ışınlarında soğurulmakta, ışınlama süreleri artmaktadır ve bunun yanında hasta dozu da artmaktadır (Bor 2002) (Demirkaya 2010).



Şekil 2.12 Çapraz tasarımlı grid yapısı



- *Sabit grid*

Bu grid tasarımında, çok ince ve opak şekilde tasarlanmış olup şeritler birbirlerine çok yakın olarak yerleştirilmiştir. Görüntü üzerinde artefakt oluşturmayacak şekilde hasta ve detektör arasında konumlandırılırlar. Bu tip tasarımlar çok kısa ışınlama süresi içeren akciğer incelemeleri ve mobil incelemelerde tercih edilmektedir (Bor 2002) (Demirkaya 2010).

- *Hareketli grid- Bucky gridi*

Bu tip tasarımlar, gridin yapısında bulunan kurşun şeritlerini görüntü üzerinde gölgelerinin çıkmasını engellemek üzere tasarlanmışlardır. Işınlamaya başlamadan önce ya da anot dönmeye başladığı anda sistemde bulunan grid titreme hareketi yapar. Bu tip tasarımlara bucky gridi denilmektedir (Bor 2002) (Demirkaya 2010).

## **2.7.2. Grid Kullanımına Bağlı Oluşabilecek Hatalar**

Hasta ile detektör arasına yerleştirilen gridlerin hatalı olarak yerleştirilmesi sonucu, bu yerleştirmeye paralel olarak görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyecektir.

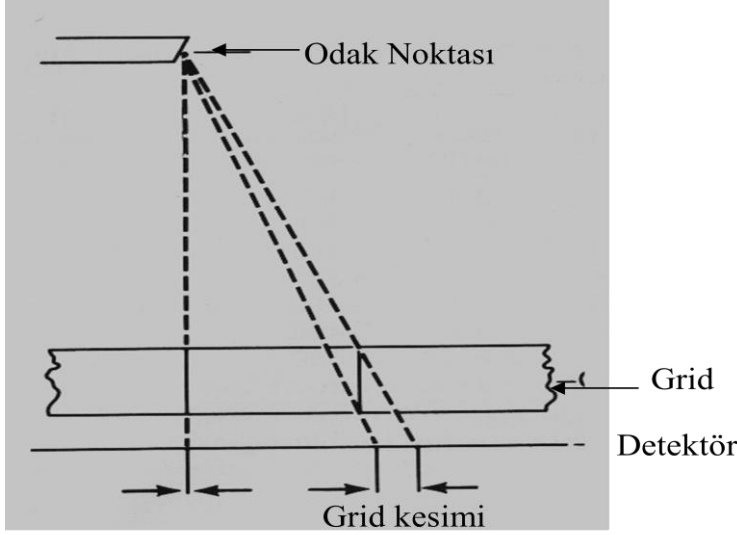
### **➤ Grid çizgileri**

Grid yapısında bulunan kurşun şeritlerin görüntü üzerinde gölge etkisi neden olması artan kurşun şerit kalınlıklarıyla artmaktadır. Kurşun şeritlerinden gelen bu artefaktı ortadan kaldırmak için ışınlama esnasında grid hareket ettirilerek kurşun şeritler bulanık hale getirilir ve böylece artefak etkisi yok edilir (Bor 2002).

### **➤ Grid kesimi**

Gridlerin odak noktasının, tüpünün odak noktasıyla çakışmaması durumunda ortaya çıkan ve en yaygın olan problemdir. Bu merkezleme hatası sonucu x-ışın tüpünden çıkan birincil x-ışınları kurşun şeritler (septa) tarafından soğurularak grid kesimine

neden olurlar. Grid kesimi, grid oranının yüksek olduğu gridlerde ve kısa odak-detektör mesafelerinde fazladır (Bor 2002).



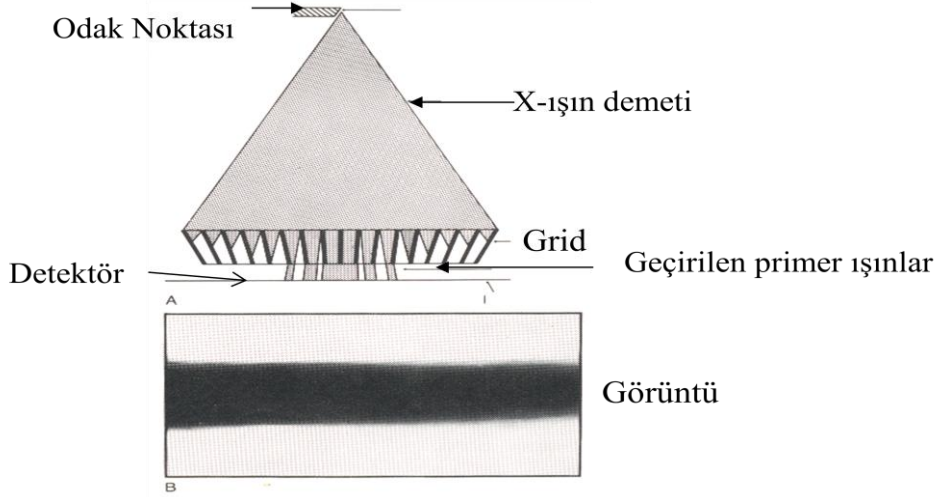
Şekil 2.13 Grid kesimi gösterimi

Grid kesimin ortaya çıktığı beş durum vardır:

- Odaklı gridlerin ters olarak kullanılması,
- Odak-grid mesafesinin merkezleme hatası,
- Lateral merkezleme hatası,
- Hem lateral hemde tüp odak-grid mesafesi merkezleme hatası,
- Paralel gridlerin geniş x-ışın alanı gerektiren incelemelerde kullanılması.

1. *Odaklı gridlerin ters olarak kullanımı;*

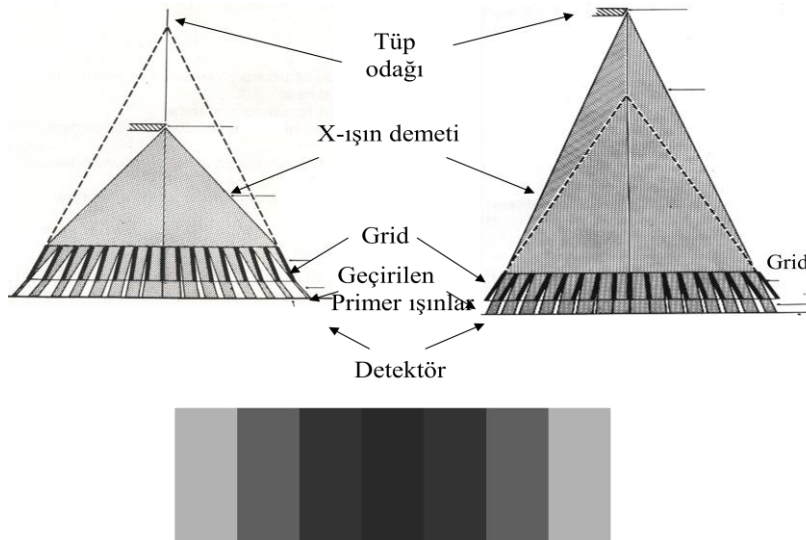
Odaklı gridlerin sisteme ters yönde yerleştirilmesi sonucu sadece gride dik yönde gelen x-ışınları geçerken kenarlara doğru yüksek bir grid kesimi meydana gelecektir. Elde edilen görüntüye bakıldığında ,ortasında bant şeklinde bir kararma meydana gelir (Bor 2002) (Savaş 2004) (Demirkaya 2010).



Şekil 2.14 Odaklı gridlerin ters kullanılması sonucu oluşan görüntü

## 2. Odak-grid mesafesinin merkezleme hatası;

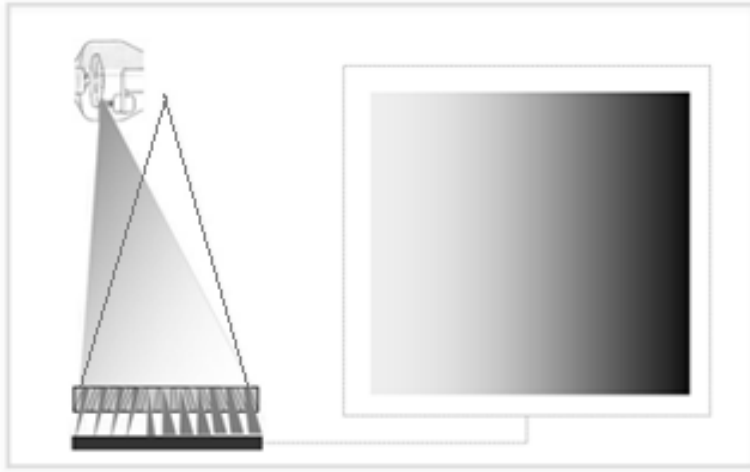
Grid tam olarak merkezlenmesi durumunda bile grid odak mesafesi tüpün odak mesafesini altında ya da üstünde yer alması sonucu grid kesimi meydana gelir. Işınlama merkezde maksimum ancak kenarlara doğru gidildikçe bu değer azalmaktadır (Bor 2002) (Savaş 2004) (Demirkaya 2010).



Şekil 2.15 Odak-grid mesafesinin merkezleme hataları sonucu ortaya çıkan grid kesimi ile elde edilen görüntü

### 3. *Lateral merkezleme hatası;*

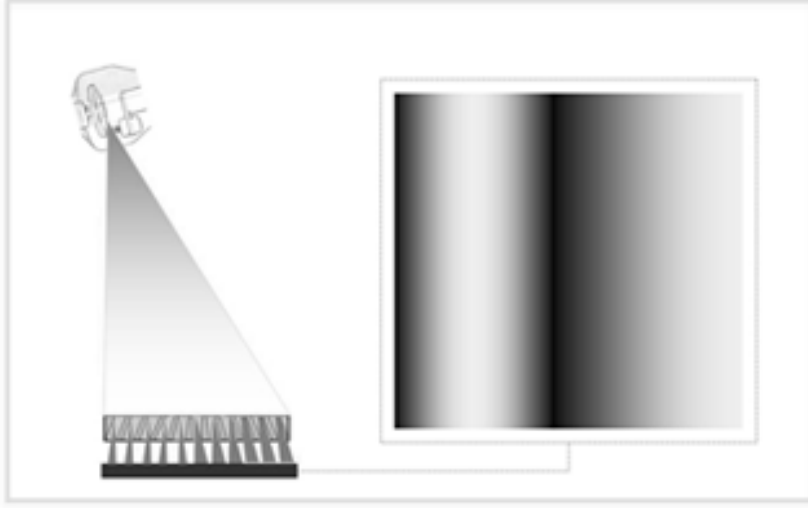
Grid ve odak mesafesinin düzgün ayarlanmasına rağmen, gridin odak noktasının lateral yönde kayması sonucu grid kesimine neden olur. Yanlamasına (lateralde) mesafe artıkça, görüntünün bir kenarının diğer kenarına göre daha fazla grid kesimi olacak; bir kenarı çok ışınlanırken, diğer kenarında birncil demetin soğurulması sonucunda ışınlanmamış gibi görünecektir. Artan grid oranı ve kısa grid odak mesafelerinde merkezleme hatası büyümektedir (JPI healthcare 1994) (Bor 2002) (Savaş 2004) (Demirkaya 2010).



Şekil 2.16 Lateral merkezleme hatası sonucu grid kesimi sonucu alınan görüntü (JPI healthcare 1994)

### 4. *Hem lateral hem de tüp odak-grid mesafesi merkezleme hatası;*

En yaygın olarak karşılaşılan grid kesimi, hem lateral hem de odak-grid mesafesinin birlikte merkezlenememesinden kaynaklanmaktadır. Lateral merkezleme hatası tek başına, bir görüntü üzerinde ayırt edilememekle beraber, odak-grid mesafesinin merkezleneme hatası ile birlikte meydana gelince görüntü üzerinde bir tarafı açık diğer tarafı kararmış bir görüntü elde edilir (JPI healthcare 1994) (Bor 2002) (Savaş 2004) (Demirkaya 2010) .



Şekil 2.17 Hem lateral hem de odak-grid mesafesi merkezleme hatası sonucu oluşan grid kesimine bağlı olarak elde edilen görüntü (JPI healthcare 1994)

##### 5. Paralel gridlerin geniş x-ışın alanı gerektiren incelemelerde kullanılması

Geniş alanlı incelemelerde, paralel gridin kullanılması sonucu görüntünün kenarlarına doğru grid kesimi artacak ve görüntü kalitesi bozulacaktır.

### 2.7.3. Grid Performanslarının Saptanmasında Kullanılan Parametreler

#### A. Birincil radyasyon geçirgenliği ( $T_p$ , Primary radiation transmission)

Birincil radyasyon geçirgenliği için hazırlanan geometriden gridli görüntü üzerinden elde edilen ortalama piksel değerinin, gridsiz görüntü üzerinden elde edilen piksel değerine oranı olarak tanımlanmaktadır (Salvaganini et al. 2012).

$$T_p = \frac{P^+}{P^-} \quad (2.4)$$

$P^+$  = birincil radyasyon geometrisinde gridli alınan görüntüdeki ortalama piksel değeri  
 $P^-$  = birincil radyasyon geometrisinde gridsiz alınan görüntüdeki ortalama piksel değeri

## **B. Saçılan radyasyon geçirgenliği (Ts, Scatter radiation transmission)**

Saçılan radyasyon geçirgenliği için hazırlanan geometriden, gridli görüntü üzerinden elde edilen ortalama piksel değerinin, gridsiz görüntü üzerinden elde edilen piksel değerine oranı olarak tanımlanmaktadır (Salvaganini et al. 2012).

$$Ts = \frac{S^+}{S^-} \quad (2.5)$$

$S^+$ = Saçılan radyasyon geometrisinde gridli alınan görüntüdeki ortalama piksel değeri  
 $S^-$ = Saçılan radyasyon geometrisinde gridsiz alınan görüntüdeki ortalama piksel değeri

## **C. Toplama radyasyon geçirgenliği (Tt, Total radiation transmission)**

Toplam radyasyon geçirgenliği için hazırlanan geometriden gridli görüntü üzerinden elde edilen ortalama piksel değerinin, gridsiz görüntü üzerinden elde edilen piksel değerine oranı olarak tanımlanmaktadır (Salvaganini et al. 2012).

$$Tt = \frac{T^+}{T^-} \quad (2.6)$$

$T^+$ = Toplam radyasyon geometrisinde gridli alınan görüntüdeki ortalama piksel değeri  
 $T^-$ = Toplam radyasyon geometrisinde gridsiz alınan görüntüdeki ortalama piksel değeri

## **D. Bucky faktörü (BF, Bucky Factor)**

Gelen radyasyonun, geçirilen radyasyona oranı bucky faktörü olarak tanımlanmaktadır. Grid kullanılması ile hasta dozunda ne kadarlık bir artış olacağını gösteren parametredir. Yüksek grid oranlarına sahip gridlerin bucky faktörler daha yüksektir. Bucky faktörü arttıkça, görüntü kalitesi artmakta, ancak; hasta dozu da artmaktadır.

$$B_{GP} = \frac{1}{Tt} \quad (2.7)$$

### **E. Grid hassasiyeti ( $\Sigma$ , Grid Selectivity)**

Gridli görüntü kalitesinin, gridsiz görüntü kalitesine göre ne kadar arttığını gösteren parametredir. Birincil radyasyon geçirgenliğinin, saçılan radyasyon geçirgenliğine oranı olarak matematiksel olarak hesaplanmaktadır (Demirkaya 2010).

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \quad (2.8)$$

### **F. Sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü (SIF, Signal to noise ratio Improvement Factor)**

Sinyal gürültü iyileştirme faktörü, birincil radyasyon geçirgenliğinin, toplam radyasyon geçirgenliğinin kareköküne bölünmesi ile hesaplanmaktadır (Chan et al. 1990).

$$SIF_{GP} = \frac{T_p}{\sqrt{T_t}} \quad (2.9)$$

### **G. Kontrast iyileştirme faktörü (CIF, Contrast Improvement Factor)**

Kontrast iyileştirme faktörü, birincil radyasyon geçirgenliğinin, toplam radyasyon geçirgenliğine oranıdır. Diğer bir ifade ile grid kullanılarak ölçülen kontrastın grid kullanmadan ölçülen kontrasta oranıdır. Grid kullanımı ile kontrastın değişimini veren parametredir (Demirkaya 2010).

$$CIF = \frac{T_p}{T_t} \quad (2.10)$$

### 3. MATERYAL METOD

#### 3.1. Ölçümlerde Kullanılan Floroskopi Sistemi ve İyon Odası

Tez ölçümlerinin tamamı, Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Diagnostik Radyoloji Laboratuvarında bulunan EMD markalı dijital floroskopi sistemi kullanılarak yapıldı.

- **Dijital floroskopi sistemi**

C kollu indirekt, floroskopi ve radyografik görüntüleyici sistem

Kurulum tarihi:	2009
X-ışın jeneratörü:	CPI indico 100 X-ışın jeneratörü, 3 fazlı yüksek frekans Güç: 50kW, 100 kHz En fazla 150kV 25-600mA (radyografi)
X-ışın tüpü:	Varian RAD-12 Odak nokta boyutu (mm): 0.6 / 1.2 Doğal filtrasyon > 2.5 mmAl / 80 kV PaxScan 2520V
Detektör Tipi :	Reseptör tipi: Amorf Silisyum (a-Si) Dönüştürücü ekran: CsI Boyutu : 19,5 x 24,4 cm
Piksel Boyutu :	1x1 0,125 µm 2x2 0,250 µm

- **İyon odası**

Doz ölçümlerinde, Radcal marka iyon odası kullanıldı.

Radcal Accu-Pro 9096 Radyasyon ölçüm sistemi (MDH-Radcal Monrovia CA,USA)

20x6-6 iyon odası sensörü (6cc)



### 3.2. Işınlama Parametreleri

Floroskopi sistemi:	DR sistemi (Flat-panel Detektör)
Odak boyutu:	1.2 mm
Toplam filtrasyon: $\geq$	3.0 mm-Al
Odak detektör mesafesi:	115 cm
Cihaz modu :	Floro
Floroskopi voltaj:	70, 90, 120 kV
mA aralığı :	0.5-18 mA

### 3.3. Performans Testlerinde Kullanılan Gridler ve Özellikleri

Testleri yapılan gridlerin özelliklerini Çizelge 3.1' de verilmiştir.

Çizelge 3.1 Grid performans testleri için kullanılan gridler ve özellikleri

	<b>Gridin Adı</b>	<b>Grid Oranı</b>	<b>Grid Frekansı</b>	<b>Yüzey Kaplaması</b>	<b>Şeritlerarası Kaplaması</b>	<b>Grid Boyutu</b>	<b>Odak Mesafesi</b>
<b>1</b>	DMC	8:1	104 L/inç	Karbon	Al	14 inç x 17 inç	28 inç- 49 inç
<b>2</b>	DMC	10:1	104 L/inç	Karbon	Al	14 inç x 17 inç	28 inç- 49 inç
<b>3</b>	DMC	12:1	104 L/inç	Karbon	Al	14 inç x 17 inç	28 inç- 49 inç
<b>4</b>	JPI	10:1	104 L/inç	Alüminyum	Al	15 inç x 18 inç	34 inç – 44 inç
<b>5</b>	JPI	12:1	85 L/inç	Alüminyum	Al	17 inç x 18 inç	34 inç – 44 inç
<b>6</b>	JPI	12:1	150 L/inç	Alüminyum	Al	18 inç x 18 inç	34 inç – 44 inç

### 3.4. Görüntü Kalitesi Testinde Kullanılan Fantomlar

Görüntü kalitesi değerlendirmesi yapmak için farklı türde fantomlar kullanılmaktadır. Görüntü kalitesi testi fantomu olarak, düşük kontrast test fantomu (LCD4) ve yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü test fantomu (Huttner) kullanıldı.



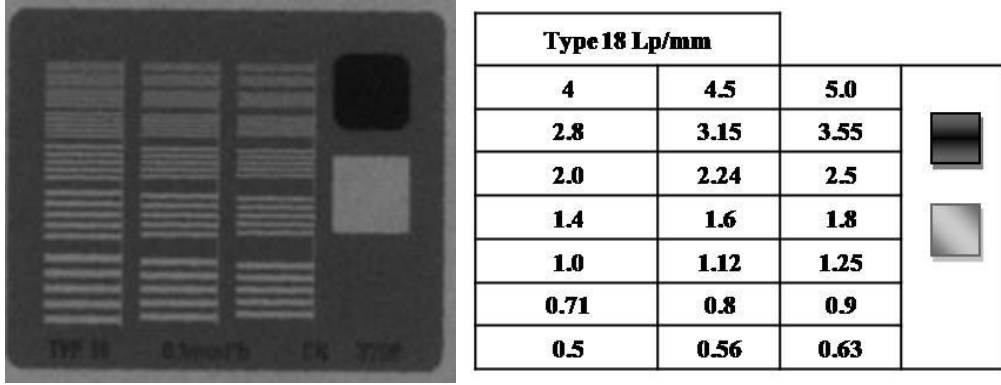
Çizelge 3.2 Düşük kontrast fantomunda, disklere karşılık gelen kontrast yüzdeleri

Disk Numarası	Kontrast %	Disk Numarası	Kontrast %
1	14.8	11	2.49
2	12.8	12	2.15
3	10.9	13	1.72
4	8.76	14	1.55
5	7.49	15	1.30
6	6.74	16	1.10
7	5.25	17	0.86
8	4.50	18	0.66
9	3.71	19	0.42
10	3.22		

### 3.4.2. Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü Test Fantomu (Huttner: Type 18)

Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü test objesi, sistemlerin uzaysal ayırma gücünün öznel olarak değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (IPEM Report 32 part II). Bu test objesi 100 $\mu$ m kalınlığında kurşun tabaka ve 21 gruptan ve bu 'kare-dalga' tabakaların her biri 4 ½ çizgi çifti içermektedir. Uzaysal frekans ise 0.5 çizgi çifti mm<sup>-1</sup> ile 5.0 çizgi-çifti mm<sup>-1</sup> arasında değişmektedir (Type 18, 100mm Pb).

Bu fantom, floroskopi sisteminde görüntü güçlendiricinin tam üzerine konulur ve her hangi bir filtrasyon olmadan düşük kVp (40-60) arasındaki ışınlama şartları ayarlanır. Ayırt edilebilen en yüksek uzaysal frekans (tabaka) belirlenir ve bu tabakanın değeri, tablo üzerinden kontrol edilerek kayıt edilir. Şekil 3.2'de yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü fantom görüntüsü ve desenlere ait uzaysal ayırma gücü değerleri verilmektedir.



Şekil 3.2 Huttner fantom görüntüsü ve üzerindeki desenlere ait uzaysal ayırma gücü değerleri

### 3.5. Işınlama Geometrisi ve Sistem Yanıt Fonsiyonu (STP) Ölçümü

Bu bölümde, farklı kVp'ler ve kalınlıklara ait, fantom ve detektör giriş dozları nasıl ölçüldüğü ve sistemin yanıt fonsiyonu nasıl çizildiği anlatılmaktadır.

#### 3.5.1. Dedektör Giriş Dozu (DAK, Detector Air-Kerma) ve STP Ölçümü

Literatürde yapılmış çalışmalar ve klinik şartların araştırılması sonucunda, dedektör dozu  $E_0/2$ ,  $E_0$  ve  $2E_0$  olacak şekilde ayarlandı. Her bir kalınlıkta, en az bir tane doz değeri eşit olacak şekilde ayrı ayrı saptandı. Doz ölçümleri Şekil 3.3' deki geometri kullanılarak yapıldı.

5-10-15-20-25 cm PMMA saçıcı kalınlıkları için; floro modunda 70, 90 ve 120 kVp değerlerinde; üç farklı mA'de üç tane doz belirlendi.

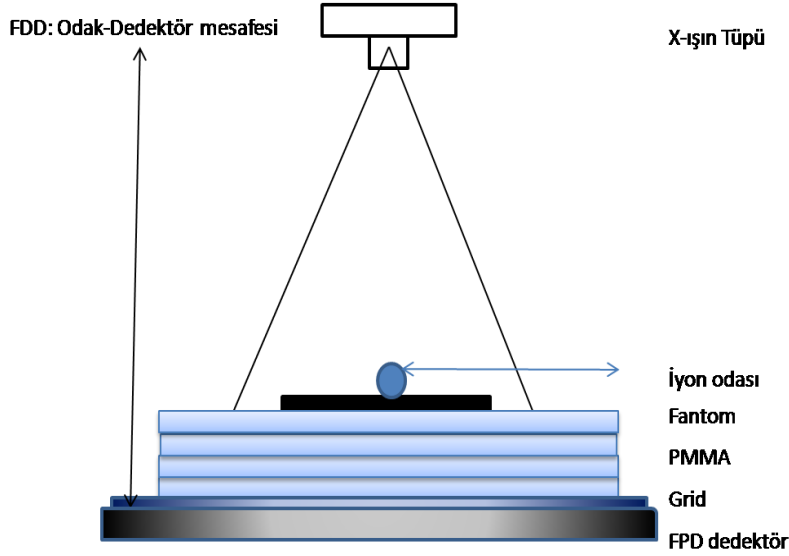


Son aşmada, üç farklı mA'ye karşılık gelen, piksel değerlerine karşı, detektör dozları kullanarak, doz-piksel değeri grafiği çizildi. Grafiğe bir doğru çakıştırılmış ve bu doğru için  $R^2$  değeri hesaplandı. Ayrıca bu doğrunun eğiminden yola çıkarak sistemin kayma (offset) değeri elde edildi.

Yukarıdaki bütün basamaklar, gridsiz ve Çizelge 3.1'de verilmiş olan bütün gridler için, Çizelge 3.3' de saptanmış olan 70, 90 ve 120 kVp'lerde, her bir saçıcı kalınlığına ait mA'ler kullanılarak tekrarlandı.

### 3.5.2. Cilt Giriş Dozu (ESD, Entrance Skin Dose) Ölçümü

Giriş dozu ölçümleri için, Çizelge 3.3'deki en yüksek mA'ler seçilerek, bütün kVp'lerde ve saçıcı kalınlıkları için ayrı olarak ölçüldü. İyon odası fantom üzerinde tam bitişik olacak şekilde yerleştirildi ve doz ölçümleri alındı. Ölçüm düzeneği Şekil 3.4'de görüldüğü gibi hazırlandı.



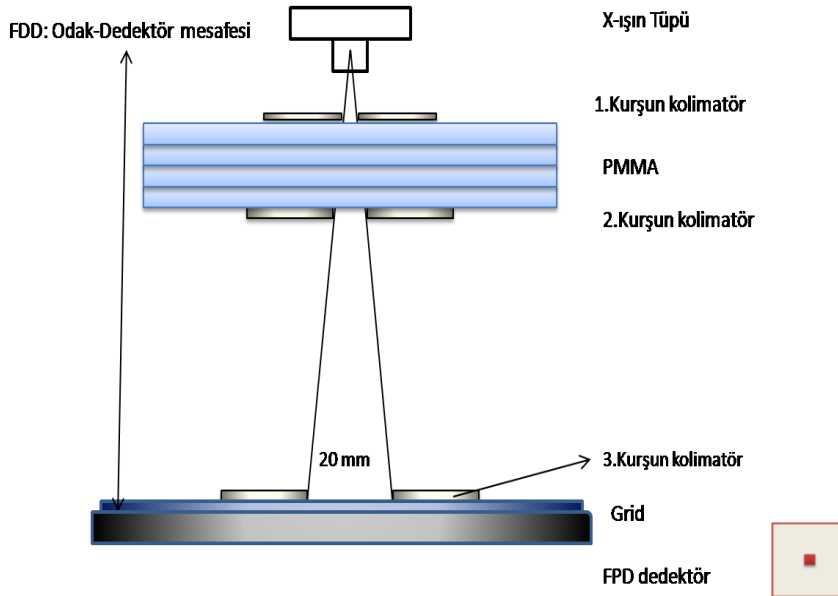
Şekil 3.4 Cilt giriş dozu (ESD) ölçüm geometrisi

### 3.6. Grid Performansı Ölçüm Düzenekleri

Grid performans testleri, IEC protokolünün verdiği geometri referans alınarak, indirekt geniş alan dedektörü kullanarak yapıldı (CEI/IEC 60627 2001). Odak-dedektör mesafesi, her ışınlamada 115 cm olacak şekilde sabit tutuldu ve saçıcı kalınlıkları dedektör ile aralarında mesafe olmayacak şekilde dedektöre sabitlendi. Işınlama şartları için; Çizelge 3.3'de saptanmış olan, her kVp ve kalınlıklara ait en yüksek mA'ler seçildi. Her bir ayrı ışınlama için görüntüde üzerinden ImageJ programıyla, çizilen ilgi alanından okuma sonucunda ortalama piksel değerleri belirlendi. İlgi alanları her zaman aynı yerde ve aynı büyüklükte çizildi. Aşağıdaki ölçümler aynı ışınlama şartlarında, gridsiz ve Çizelge 3.1'de verilen bütün gridler için yapıldı.

#### i. Birincil Radyasyon Geçirgenliği

Birincil radyasyon geçirgenliği ölçüm düzeneği Şekil 3.5'de görüldüğü gibi hazırlandı (Mizuta et al. 2012).



Şekil 3.5 Birincil radyasyon geçirgenliği ölçüm geometrisi

Birincil radyasyon geçirgenliği ölçümü düzeneği hazırlanırken, x-ışın demetinin rahatlıkla geçebileceği şekilde, dedektör üzerinde 3. kolimasyon, kurşun plakalar

yardımıyla  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  lik bir alan oluşturacak şekilde açıldı. Sistemimizde veri okumalarının, detektör üzerinde her zaman aynı koordinatlarda olması buna bağlı olarak sistemden kaynaklanabilecek her hangi bir değişikliği engellemektir.

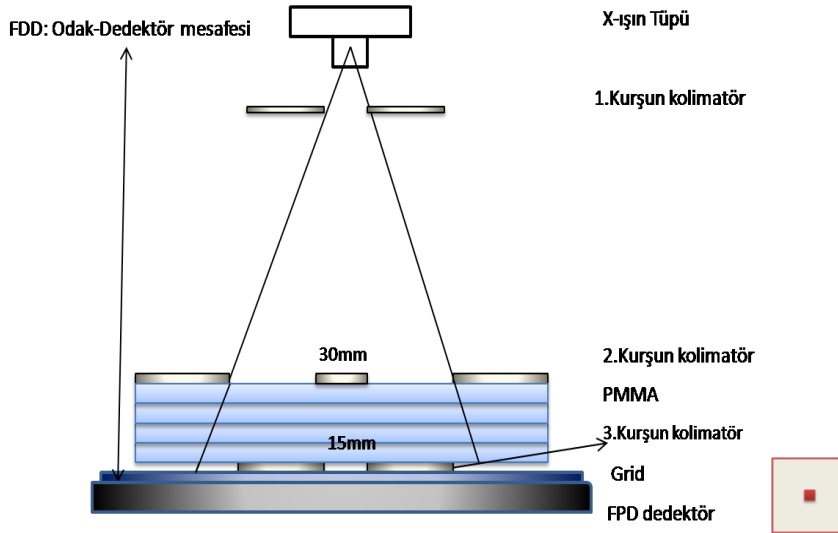
Şekil 3.5'de görüldüğü gibi ilk kurşun kolimatör sistemin kendi kolimatörü, diğerleri ise ek kolimatörlerdir. İlk ve ikinci kolimatör arasına saçıcılar yerleştirildi.

Sistem kolimatörü sadece birincil demeti geçirecek şekilde çok ince olacak şekilde ayarlandı. Tp'ler bütün gridler için ayrı ölçüldü ve hesaplandı.

Şekil 3.5 geometrisinde gridin var olduğu durumdaki ortalama piksel değerinin, gridin olmadığı durumdaki ortalama piksel değerine oranı; birincil radyasyon geçirgenliği olarak tanımlanır. Ölçüm hesaplaması yapmak için Denklem (2.4) kullanıldı.

## ii. Saçılan radyasyon geçirgenliği (Ts) :

Saçılan radyasyon geçirgenliği ölçüm düzeneği Şekil 3.6'de gösterildiği gibi tasarlandı (Mizuta et al. 2012).



Şekil 3.6 Saçılan radyasyon geçirgenliği ölçüm geometrisi



Saçılan radyasyon geçirgenliğini ölçüm düzeneğinde (Şekil 3.6), sisteme ait ilk kolimatör ikinci kolimatör üzerinde 17x19 cm<sup>2</sup>'lik bir alan oluşturacak şekilde, kurşun plakalar yardımıyla kolime edildi.

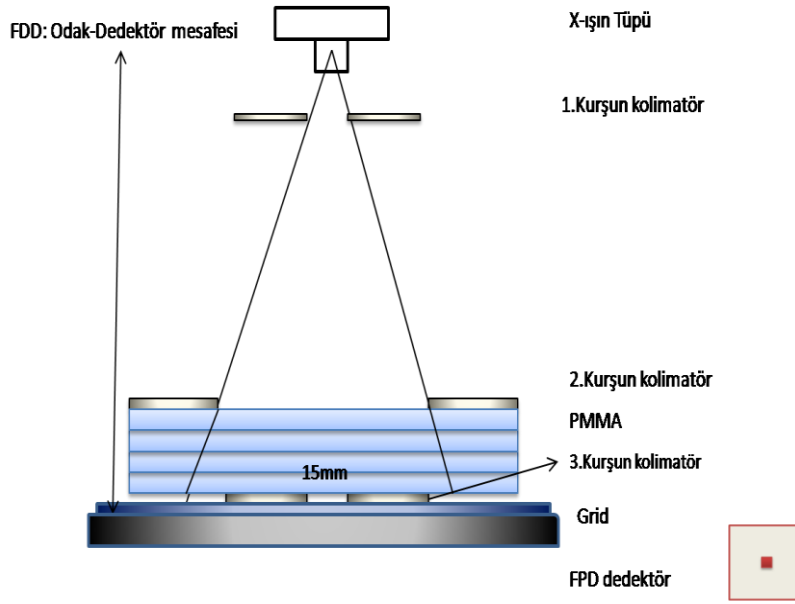
Dedektör üzerinde bulunan üçüncü kolimatör ise 15x15 mm<sup>2</sup>'lik bir alan oluşturacak şekilde kurşun plakalar yardımıyla kolime edildi. Kolimasyon yeri daima sabit tutuldu ve ölçüm koşulların sabit yerden yapılması hedeflendi.

Dedektör üzerinde oluşturulan alanın 2 katı bir alana sahip 4 mm kalınlığındaki kurşun, bu alanın yüzeyini kapatacak şekilde kolime edildi. Bu kalınlık birincil radyasyonu engellerken sistem üzerinden sadece saçılan radyasyon değerinin okunmasını sağlamaktadır.

Şekil 3.6 geometrisinde gridin kullanıldığı durumdaki saçılan radyasyon değerinin, gridin kullanılmadığı durumdaki saçılan radyasyon değerine oranı, saçılan radyasyon geçirgenliği olarak tanımlanır ve her grid için ayrı hesaplanmaktadır ve Denklem (2.5) kullanılarak hesaplandı.

### **iii. Toplam radyasyon geçirgenliği (Tt):**

Toplam radyasyon geçirgenliği geometrisi Şekil 3.7'de gösterildiği gibi tasarlandı (Mizuta et al. 2012).



Şekil 3.7 Toplam radyasyon geçirgenliği ölçüm düzeneği

Toplam radyasyon geçirgenliği ölçümünde, saçılan radyasyon geçirgenliğinden farklı olarak sadece birincil demeti engelleyici kurşun kaldırılmıştır.

Tt ölçümü, Çizelge 3.1'deki bütün gridler için ve Çizelge 3.3'deki her bir kVp için farklı kalınlığa ait mA değerleri kullanılarak yapıldı.

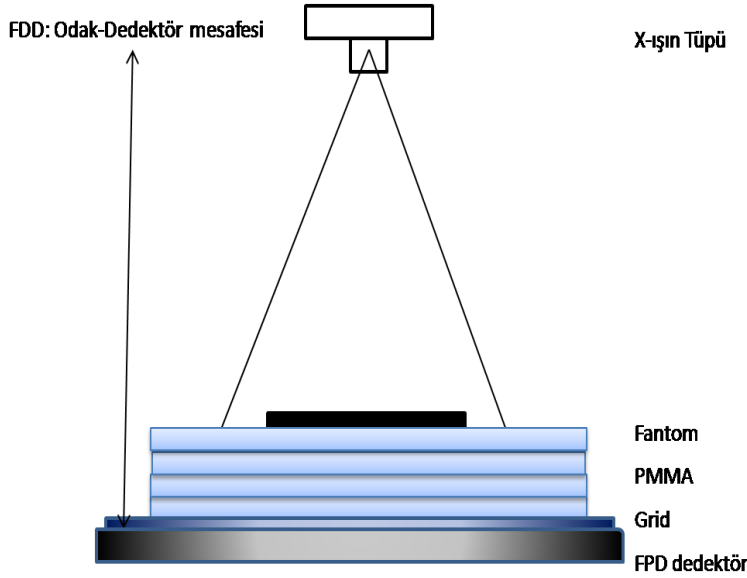
Şekil 3.7 geometrisinde gridin kullanıldığı durumdaki ortalama piksel değerinin, gridin kullanılmadığı durumdaki ortalama piksel değerine oranı; toplam radyasyon geçirgenliği olarak tanımlanır ve Denklem (2.6) kullanılarak hesaplandı.

$$Tt = \frac{T^+}{T^-}$$

### 3.7. Görüntü Kalitesi Ölçüm Düzeneği

Grid performans testleri değerlendirmesi sonucunda dört adet grid seçimi yapıldı. Performans testinde kullanılan saçıcı kalınlıklarına ek olarak 15 cm eklendi. Düşük kontrast test objesinin üzerine, yüksek kontrast ayırma gücü test objesi, kurşun ve farklı

kalınlıklarda bakır basamağının sabitlenmesiyle, Şekil 3.9'deki görüntü elde edilecek şekilde konumlandırıldılar ve ölçümler Şekil 3.8'deki geometri kullanılarak yapıldı.



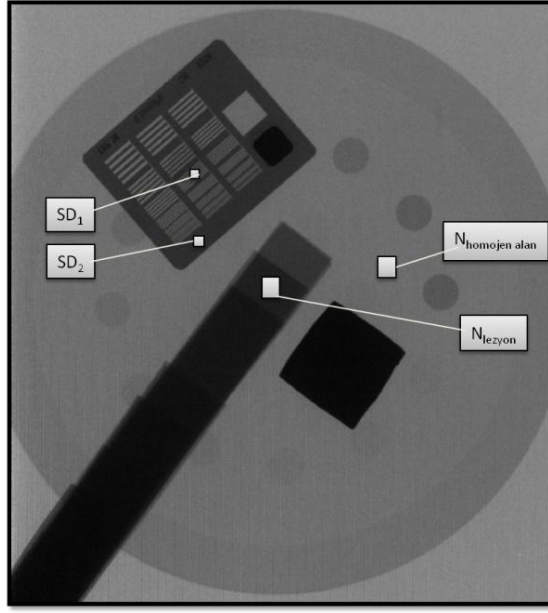
Şekil 3.8 Görüntü kalitesi ölçüm geometrisi

Düşük kontrast test fantomun tam üzerine,  $45^{\circ}$  derece olacak şekilde yüksek kontrast ayırma gücü test fantomu yerleştirildi ve bu fantomlar PMMA kalınlarının önüne, tüpe yakın olacak şekilde deney düzeneğindeki gibi hazırlandı.

Çizelge 3.3'deki her bir kVp'ye ait, 5 farklı saçıcı kalınlığındaki en yüksek mA kullanılarak görüntüler alındı, hem görsel hem de matematiksel değerlendirme yapıldı.

Matematiksel hesaplamalar, bakır görüntüsü üzerinden, ilgi alanları çizilerek alınan ortalama piksel sayımları kullanılarak yapıldı (Onnasch et al. 2004).

Görsel değerlendirme, LCD4 fantomu ve huttner görüntüleri kullanılarak yapıldı.



Şekil 3.9 LCD4, Huttner ve bakır basamak yerleşimi ve ilgi alanı seçimini gösteren düzenek

- **Kontrast hesaplama**

Görüntü üzerinden kontrast hesaplaması, lezyondan ve homojen alandan seçilen ilgi alanlarından elde edilen sayımların birbirlerinden çıkarılması ve homojen alandan alınan sayımına bölünmesi ile hesaplandı. Denklem (2.1) kullanıldı.

$$C = \frac{N_{homojen\ alan} - N_{lezyon}}{N_{homojen\ alan}}$$

- **Sinyal gürültü oranı hesaplama**

Sinyal gürültü oranı (SNR), homojen alandan ve lezyondan alınan ortalama piksel sayımlarının birbirinden çıkarılması ve elde edilen bu iki değer toplamının kareköküne bölünmesi ile bulunmaktadır. Gridsiz ve gridli durumlar için Denklem (2.2) ve Denklem (2.3) kullanılarak hesaplandı (Onnasch et al. 2004).

$$SNR^- = \frac{N_{homojen alan}^- - N_{lezyon}^-}{N_{homojen alan}^- + N_{lezyon}^-}$$

$$SNR^+ = \frac{N_{homojen alan}^+ - N_{lezyon}^+}{N_{homojen alan}^+ + N_{lezyon}^+}$$

- **Bucky faktörü hesaplama**

Görüntü kalitesi fantomunda bucky faktörü, gridli olarak alınan görüntüdeki homojen alan sayımının (yani ortalama piksel değeri), gridsiz olarak alınan homojen alan sayımına oranı olarak tanımlanır.

$$B_{IQ} = \frac{N_{homojen alan}^+}{N_{homojen alan}^-} \quad (3.1)$$

$B_{IQ}$  = görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan bucky faktörü

- **Sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü hesaplama**

Sinyal gürültü oran iyileştirme faktörü, gridli olarak hesaplanan SNR değerinin, gridsiz olarak hesaplanan SNR değerine oranı olarak tanımlanır. Denklem (2.2)'nin, Denklem (2.3)'ye oranlanmasıyla Denklem (3.2) elde edildi (Onnasch et al. 2004) (Mizuta et al. 2012).

$$SIF = \frac{SNR^+}{SNR^-} \quad (3.2)$$

- **Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü (HCSR, High Contrast Spital Resolution)**

Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü faktörü, fantom test objesinde bütün görüntülerde ayırtdilen çizgi çifti deseni üzerinden (8. grup), bir ilgi alını yardımıyla okunan ortalama piksel sayımının standart sapması ve fantomun homojen bölgesindeki ilgi alınında okunan ortalama piksel sayımının standart sapması çıkarılarak elde edildi (Vano et al. 2010).

$$HCSR = SD_1 - SD_2 \quad (3.3)$$

$SD_1$ : huttner görüntüsü üzerinden 8. gruptan ilgi alanında okunan ortalama piksel değerinin standart sapması

$SD_2$ : huttner görüntüsü üzerinden homojen alanda çizilen ilgi alanından okunan ortalama piksel değerinin standart sapması

#### 4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Bu bölümde yöntem kısmında anlatılan geometriler kullanılarak hesaplanan grid performans ve görüntü kalitesi ölçütleri ile ilgili deneysel sonuçlar verilmiştir.

##### 4.1. Dedektör Giriş Dozu (DAK) ve Cilt Giriş Dozu (ESD) Ölçümleri

Şekil 3.3 ve Şekil 3.4'te tanımlanmış ölçüm geometrileri kullanılarak iyon odası ile ölçülen ESD ve DAK değerleri Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2'de verildi.

Çizelge 4.1 Her bir kVp, saçıcı kalınlığı için 3 farklı mA'de DAK değerleri

kVp	mA/Doz	5 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
70 kVp	mA	0.5	0.5	2.9	6.6	7
	Doz(nGy/fr)	310	300	440	304	161
	mA	1	0.8	5.6	13	14
	Doz(nGy/fr)	681	632	862	604	311
	mA	1.7	1.3	11	18	18
	Doz(nGy/fr)	1223	1223	1745	840	398
90 kVp	mA	0.5	0.7	1.3	2.9	5
	Doz(nGy/fr)	536	291	309	309	303
	mA	1	1.4	2.5	5.4	10
	Doz(nGy/fr)	1217	640	803	614	600
	mA	1.8	2.5	4.8	11	13
	Doz(nGy/fr)	2417	1226	1770	1257	774
120 kVp	mA	0.5	0.5	0.7	1.3	1.1
	Doz(nGy/fr)	1667	356	380	297	225
	mA	1.1	0.8	1.0	2.4	2.1
	Doz(nGy/fr)	2477	662	860	607	370
	mA	1.9	1.3	1.8	3.6	3.6
	Doz(nGy/fr)	4738	1186	1700	957	521

Literatürde yapılmış önceki çalışmalar ve klinik şartlar doğrultusunda, dedektör dozu en aza indirilmeye çalışıldı. Farklı PMMA kalınlıklarında, mA değerleri ayarlanarak

sistemin elverdiği ölçüde benzer dedektör giriş dozu elde edildi. Doz seviyeleri, her bir kalınlık için  $E_0/2$ ,  $E_0$  ve  $2E_0$ 'a karşılık gelecek şekilde 300, 600, ve 1200 nGy/fr olarak seçildi. Çizelge 4.1'de görüldüğü gibi bazı kalınlıklarda bu üç doz değerine ulaşamadı (70 kVp'de 20 ve 25 cm; 90 kVp'de 25 cm; 120 kVp'de 20 ve 25cm); bu durumlarda sistemin izin verdiği en yüksek mA seçenekleri kullanıldı. Benzer şekilde düşük PMMA kalınlığında (5 cm), sistemin alt mA (0.5 mA) sınırına ulaşıldı, doz seviyeleri 90 kVp'de 600, 1200 ve 2400 nGy/fr ve 120 kVp'de 1660, 2400 ve 4800 nGy/fr olarak seçildi. Çizelge 4.1'de görüldüğü gibi farklı saçıcı kalınlıklarında aynı doz değerinin elde edilmesi için mA'ın artırılması gerekti.

Kullanılan sistemde her bir kalınlık için doz seviyelerinin, kVp ve mA'e göre değişimi incelendiğinde;

- Her bir kalınlık için, doza karşı mA değişimi doğrusal olarak artmaktadır. mA artıkça doz hızında da doğrusal bir artış görülmektedir.
- Her bir kalınlık için, doza karşı ortalama piksel değeri değişimi (STP) doğrusal olarak artmaktadır.
- Her bir kalınlık için, doz kVp'ye göre üstel olarak değişmektedir. Bu ölçümlerde üstel katsayı 2.5 olarak bulundu. İdeal olarak bu değer 2.2-2.5 arasında beklenmektedir.



Çizelge 4.2 Her bir kVp ve saçıcı kalınlığında maksimum mA'ler için ESD değerleri

PMMA	70 kVp		90 kVp		120 kVp	
	mA	Doz( $\mu$ Gy/s)	mA	Doz( $\mu$ Gy/s)	mA	Doz( $\mu$ Gy/s)
5 cm	1.7	54	1.8	107	1.9	198
10 cm	1.3	211	2.5	175	1.3	140
15 cm	11	537	4.8	392	1.8	230
20 cm	18	994	11	1030	3.6	559
25 cm	18	1090	13	1349	3.6	619

İnsan vücuduna karşılık gelen saçıcı kalınlıkları için, cilt giriş dozları, kullanılan kVp ve mA için ölçüldü (Çizelge 4.2). Cilt giriş dozları 54-1350  $\mu$ Gy/s arasında bulundu.

#### 4.2. Grid Performans Test Sonuçları

Farklı özelliklere sahip Çizelge 3.1'de verilen gridler ile farklı kVp ve saçıcı kalınlıklarında gridli ve gridsiz ölçüm değerleri alındı. Bu değerler birbirleri ile oranlanarak performans testlerinde kullanılan parametreler hesaplandı. Birincil radyasyon geçirgenliği ( $T_p$ ) için Şekil 3.5'deki geometri, saçılan radyasyon geçirgenliği ( $T_s$ ) için Şekil 3.6 geometrisi ve toplam radyasyon geçirgenliği için, Şekil 3.7'deki geometri kullanılarak ölçümler alındı.

##### 4.2.1. Grid Performans Testi ile Ölçülen Parametrelerin Sonuçları

Gridlerin performans parametrelerini sonuçları hem de tablo hemde grafik ile gösterilmiştir.

###### 4.2.1.1. Grid Performans Testi Sonuçları Veri Tabloları

Çizelge 3.1 verilen her bir grid için  $T_p$ ,  $T_s$  ve  $T_t$  ölçümleri sonucunda oluşturulan tablolar aşağıda verilmiştir.

Çizelge 4.3 DMC 8:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	T <sub>p</sub>	T <sub>s</sub>	T <sub>t</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	72	0,636	0,026	0,576
	10	1223	247	0,647	0,143	0,520
	20	604	1111	0,632	0,168	0,424
	25	398	1233	0,619	0,214	0,397
<b>90</b> kVp	5	2417	131	0,676	0,105	0,615
	10	1226	208	0,720	0,176	0,609
	20	614	1177	0,707	0,211	0,464
	25	600	1543	0,775	0,217	0,422
<b>120</b> kVp	5	2477	124	0,685	0,184	0,632
	10	662	169	0,690	0,207	0,567
	20	607	646	0,667	0,227	0,462
	25	521	717	0,630	0,233	0,421

Çizelge 4.4 DMC 10:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	T <sub>p</sub>	T <sub>s</sub>	T <sub>t</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	72	0,597	0,053	0,563
	10	1223	247	0,617	0,131	0,505
	20	604	1111	0,607	0,146	0,380
	25	398	1233	0,548	0,171	0,390
<b>90</b> kVp	5	2417	131	0,643	0,081	0,598
	10	1226	208	0,685	0,148	0,555
	20	614	1177	0,639	0,181	0,439
	25	600	1543	0,648	0,196	0,404
<b>120</b> kVp	5	2477	124	0,685	0,153	0,629
	10	662	169	0,679	0,180	0,587
	20	607	646	0,687	0,211	0,450
	25	521	717	0,671	0,219	0,414

Çizelge 4.5 DMC 12:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	T <sub>p</sub>	T <sub>s</sub>	T <sub>t</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	72	0,571	0,026	0,531
	10	1223	247	0,598	0,065	0,493
	20	604	1111	0,598	0,080	0,368
	25	398	1233	0,571	0,093	0,301
<b>90</b> kVp	5	2417	131	0,603	0,065	0,580
	10	1226	208	0,703	0,133	0,559
	20	614	1177	0,662	0,171	0,444
	25	600	1543	0,634	0,182	0,375
<b>120</b> kVp	5	2477	124	0,633	0,160	0,601
	10	662	169	0,677	0,215	0,555
	20	607	646	0,653	0,232	0,467
	25	521	717	0,630	0,240	0,410

Çizelge 4.6 JPI 10:1 oran 103L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	T <sub>p</sub>	T <sub>s</sub>	T <sub>t</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	72	0,582	0,026	0,505
	10	1223	247	0,623	0,042	0,435
	20	604	1111	0,615	0,058	0,324
	25	398	1233	0,595	0,086	0,288
<b>90</b> kVp	5	2417	131	0,610	0,016	0,538
	10	1226	208	0,682	0,043	0,500
	20	614	1177	0,662	0,046	0,333
	25	600	1543	0,634	0,056	0,289
<b>120</b> kVp	5	2477	124	0,634	0,067	0,566
	10	662	169	0,652	0,090	0,507
	20	607	646	0,653	0,113	0,378
	25	521	717	0,616	0,116	0,311

Çizelge 4.7 JPI 12 :1 oran 85 L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	T <sub>p</sub>	T <sub>s</sub>	T <sub>t</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	72	0,522	0,026	0,437
	10	1223	247	0,574	0,012	0,382
	20	604	1111	0,538	0,015	0,262
	25	398	1233	0,476	0,014	0,212
<b>90</b> kVp	5	2417	131	0,542	0,016	0,492
	10	1226	208	0,625	0,019	0,462
	20	614	1177	0,602	0,026	0,319
	25	600	1543	0,662	0,028	0,253
<b>120</b> kVp	5	2477	124	0,581	0,043	0,524
	10	662	169	0,592	0,041	0,466
	20	607	646	0,599	0,062	0,329
	25	521	717	0,616	0,062	0,267

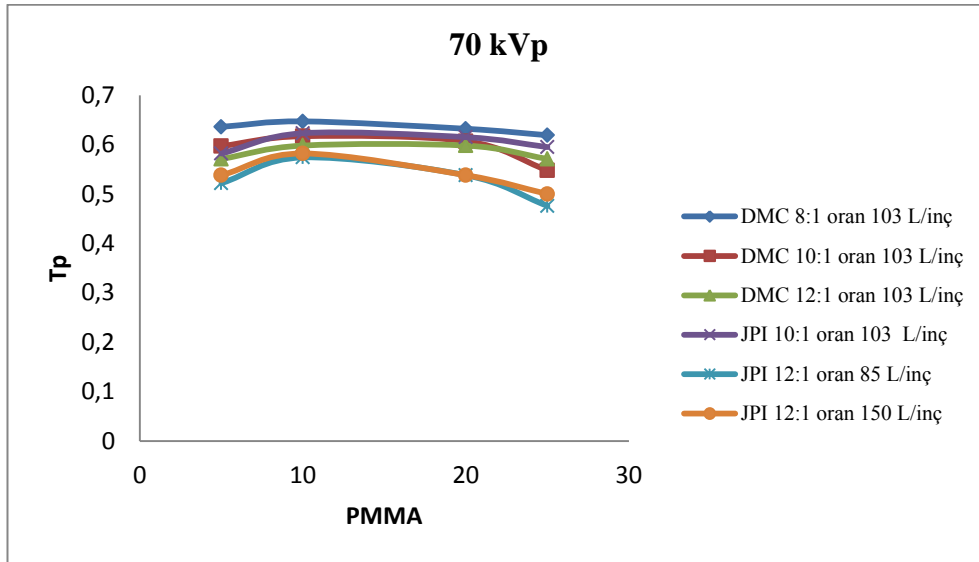
Çizelge 4.8 JPI 12:1 oran 150 L/inç grid için Tp, Ts ve Tt veri tablosu

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	T <sub>p</sub>	T <sub>s</sub>	T <sub>t</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	72	0,538	0,026	0,468
	10	1223	247	0,582	0,018	0,411
	20	604	1111	0,538	0,015	0,274
	25	398	1233	0,500	0,043	0,219
<b>90</b> kVp	5	2417	131	0,561	0,008	0,496
	10	1226	208	0,633	0,014	0,451
	20	614	1177	0,564	0,013	0,311
	25	600	1543	0,577	0,021	0,235
<b>120</b> kVp	5	2477	124	0,58	0,055	0,517
	10	662	169	0,597	0,060	0,458
	20	607	646	0,592	0,077	0,329
	25	521	717	0,479	0,089	0,271

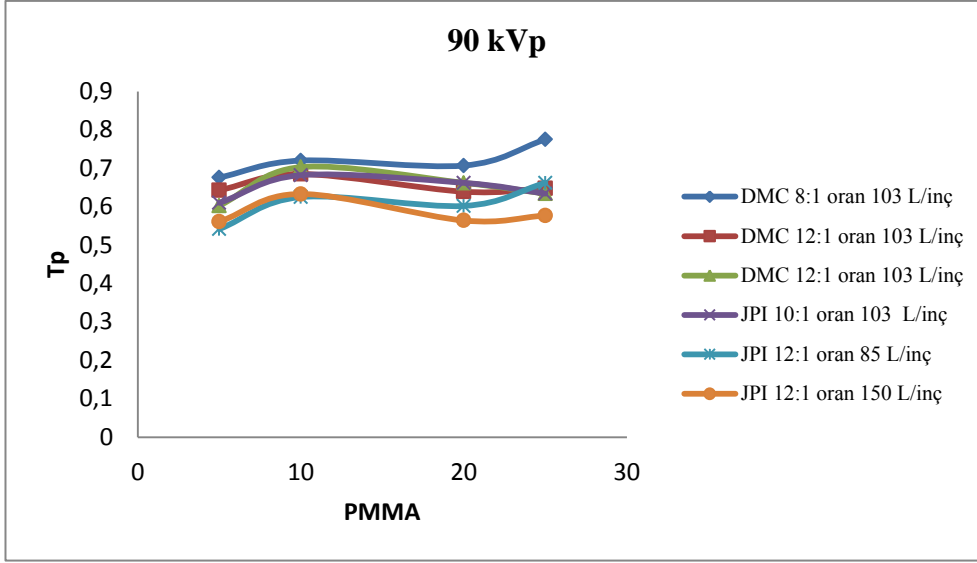
#### 4.2.1.2. Grid Performans Parametreleri Grafikleri

Grid performans testinde, Çizelge 4.3 - Çizelge 4.8'deki verileri kullanılarak  $T_p$ ,  $T_s$ ,  $T_t$  nin saçıcı kalınlığı ve enerji ile değişimi grafikleri aşağıda gösterilmektedir.

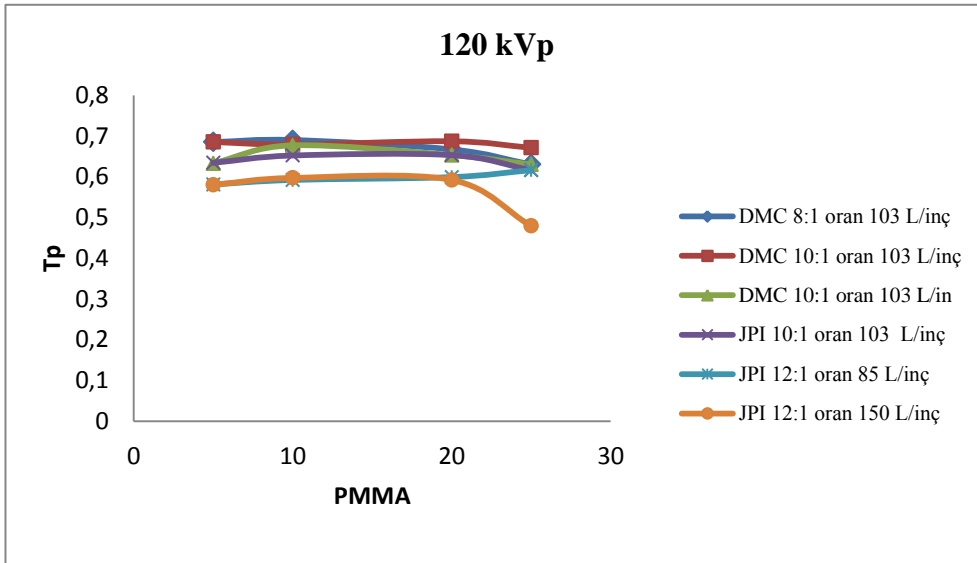
- Bütün gridlerde,  $T_p$  değerlerinin 70, 90 ve 120 kVp için farklı saçıcı kalınlıkları ile değişimleri Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te gösterilmektedir.



Şekil 4.1 70 kVp'de bütün gridler için  $T_p$ 'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi



Şekil 4.2 90 kVp'de bütün gridler için Tp'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi

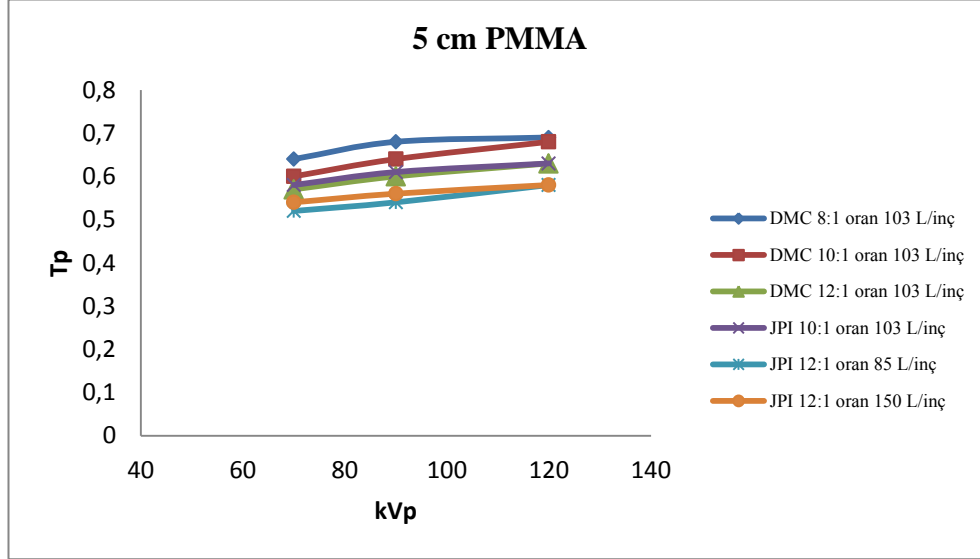


Şekil 4.3 120 kVp'de bütün gridler için Tp'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi

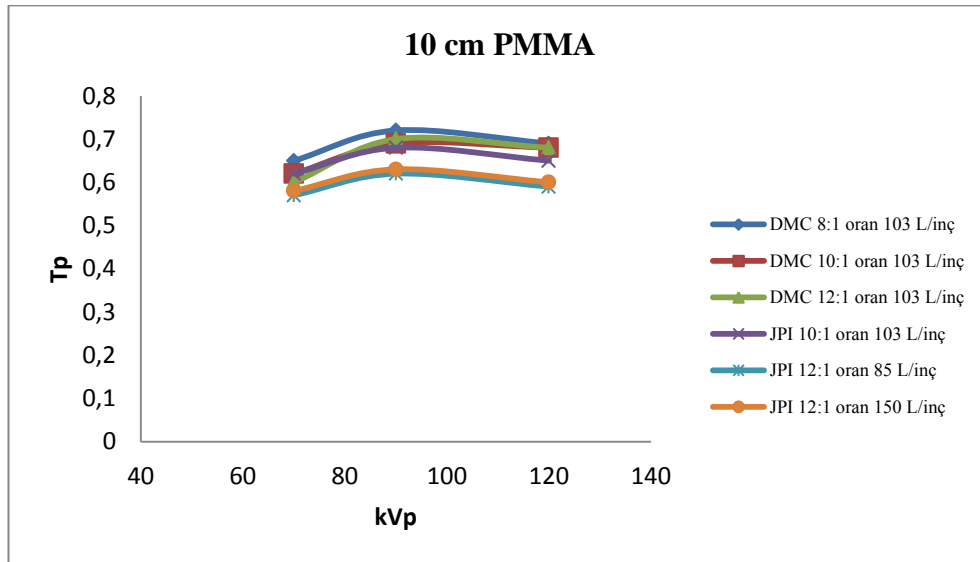
70, 90 ve 120 kVp değeri için Tp'nin saçıcı kalınlıkları ve farklı gridler ile değişimini incelediğimizde;

- Birincil radyasyon geçirgenlik değerinin saçıcı kalınlığı arttıkça değişmediği gözlemlendi. Tp performans testinde kullanılan geometride x-ışın demeti çok ince bir şekilde kolime edilmiş olup, sadece birincil radyasyon geçmekte saçılan radyasyon dahil edilmemektedir (Fetterley et al. 2007). Bütün gridler için incelendiğinde Tp değeri saçıcı kalınlığı artıkça değişmemektedir. 120 kVp, JPI 12:1 150 L/inç ve 25 cm saçıcı kalınlığında birincil radyasyon değerinde düşme meydana gelmiştir.
- DMC 8:1 103L/inç, gridin Tp değeri en yüksek çıkmıştır. Bu grid, karbon yüzey kaplamasına ve en düşük grid oranına sahiptir. Yüzey kaplaması karbon olan gridlerde birincil radyasyonun daha az soğurulması söz konusudur (Kim et al. 2007) (Lee et al. 2008). DMC 10:1 ve JPI 10:1 gridler karşılaştırıldığında, aynı frekansa sahip bu gridlerin tek farkı yüzey kaplamalarıdır. Yüzey kaplaması alüminyum olan gridlerin Tp değeri, yüzey kaplaması karbon olan gridlere oranla daha düşüktür. Alüminyum atom numarası, karbon atom numarasından yüksektir ve daha fazla x-ışın etkileşimi söz konusudur (Kim et al. 2007) (Lee et al. 2008).
- DMC markalı ve aynı frekanslı fakat farklı grid oranlarına sahip gridler incelendiğinde, 12:1 oranlı gridin Tp değeri en düşüktür. Grid oranı arttıkça, grid şeritlerinin boyu artmakta ve birincil radyasyon şeritler tarafından daha çok soğurulmaktadır. Buna bağlı olarak, grid oranı artıkça Tp azalmaktadır (Kalender 1982) (Chan et al. 1990) (Fetterly et al. 2007) (Mizuta et al. 2012). Aynı grid oranına ve farklı frekansa sahip JPI markalı gridlerin Tp değerlerinin birbirlerine yakın olduğu gözlemlenmiştir (Fetterly et al. 2007) .

- b.  $T_p$ 'nin 5, 10, 20 ve 25 saçıcı kalınlıklarında kVp ile değişimi Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7'de gösterilmektedir.

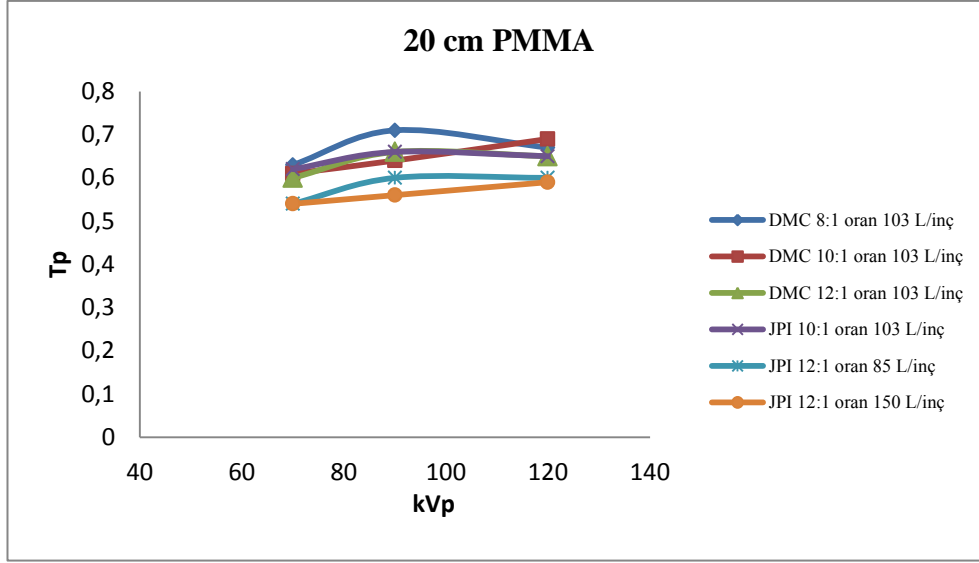


Şekil 4.4 5 cm saçıcı kalınlığında,  $T_p$ 'nin kVp ile değişimi

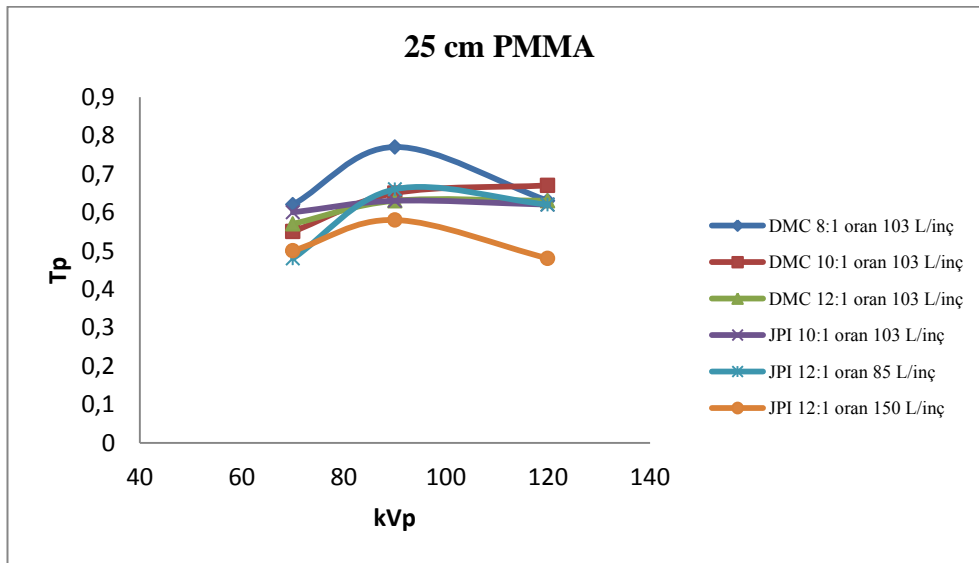


Şekil 4.5 10 cm saçıcı kalınlığında,  $T_p$ 'nin kVp ile değişimi





Şekil 4.6 20 cm saçıcı kalınlığında,  $T_p$ 'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.7 25 cm saçıcı kalınlığında,  $T_p$ 'nin kVp ile değişimi

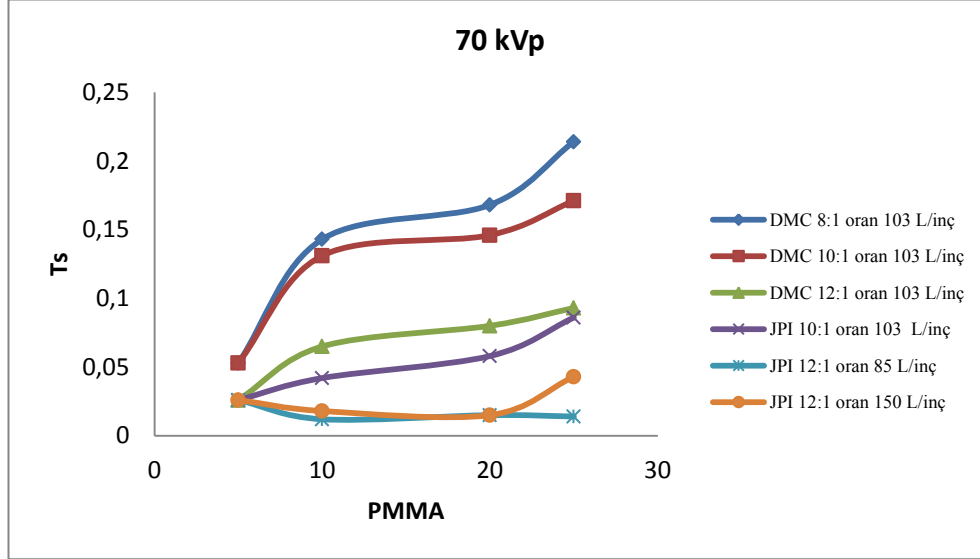
5, 10, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlığı için  $T_p$ 'nin kVp değişimi incelendiğinde;

- Her bir grid için incelediğinde;  $T_p$  değeri kVp arttıkça artar. kVp artışıyla demetin giriciliği artar ve Compton etkileşimleri baskınlaşmakta ve fotoelektrik olay etkisi

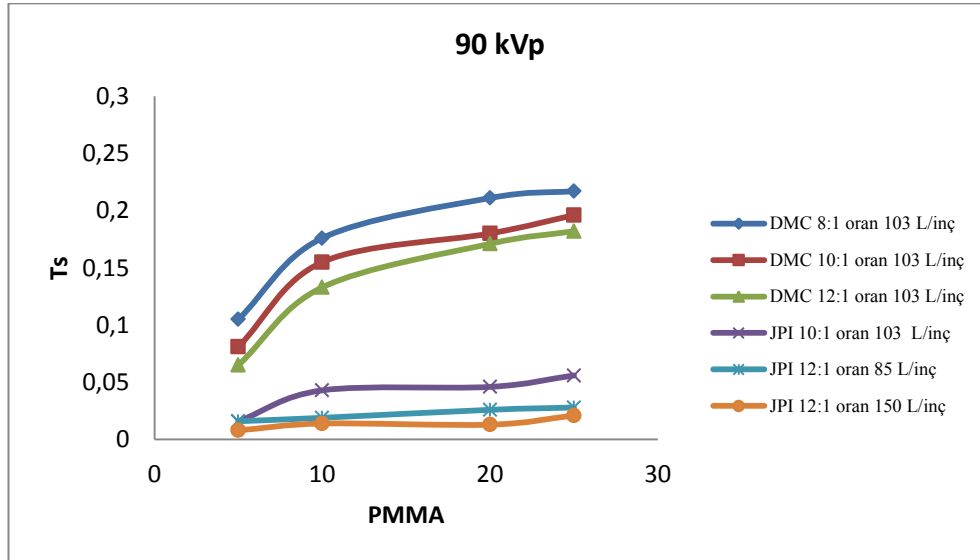
azalmaktadır. Küçük açılı olarak saçılan compton fotonları (yaklaşık olarak  $0^\circ$  yakın fotonlar) grid septalarını geçerek birincil radyasyon gibi davranıp,  $T_p$  değerini arttırmalar (Demirkaya 2010). 25 cm saçıcı kalınlığında,  $T_p$  değerleri, kalınlık artıkça foton sayısı yeterli gelemediğinden dolayı bir miktar bozulmalar başlamıştır.  $T_p$  değeri, grid oranı en az olan DMC 8:1 103 L/inç'de en yüksek ve JPI 12.1 150 L/inç için en düşüktür.

- Farklı yüzey kaplaması, aynı grid oranı ve frekanstaki gridler incelendiğinde yüzey kaplaması alüminyum olan gridin  $T_p$  değeri, yüzey kaplaması karbon olan grid  $T_p$  değerinden düşük çıkmıştır (Kim et al. 2007) (Lee et al. 2008). Aynı frekans grid oranına ve farklı yüzey kaplaması olan JPI ve DMC 10:1 103 L/inç gridlerinin  $T_p$  değeri birbirlerine yakındır.
- Artan grid oranı ile kurşun şeritlerin boyu artmakta, birincil ve saçılan fotonlar şeritler tarafından daha fazla soğurulmakta ve  $T_p$  değeri düşmektedir. Kurşun şeritlerin boyu arttıkça katı açı düşmekte ve birincil radyasyon soğurumu artmaktadır (Kalender 1982) (Ghaffarian et al. 2005) (Fetterly et al. 2007) (Lee et al. 2008) (Demirkaya 2010) (Mizuta et al. 2012). JPI markalı aynı grid oranına ve yüzey kaplamasına sahip farklı frekanstaki gridlerin  $T_p$  değerleri birbirlerine yakın bulunmuştur (Fetterly et al. 2007).

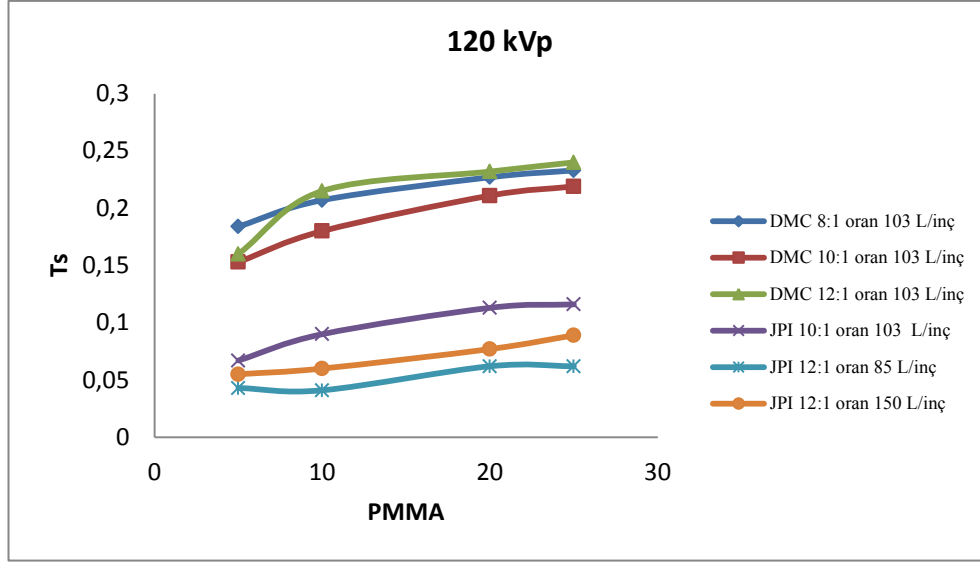
- c. Ts'nin 70, 90 ve 120 kVp için farklı saçıcı kalınlıkları ile değişimi Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da gösterilmektedir.



Şekil 4.8 70 kVp'de bütün gridler için Ts'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi



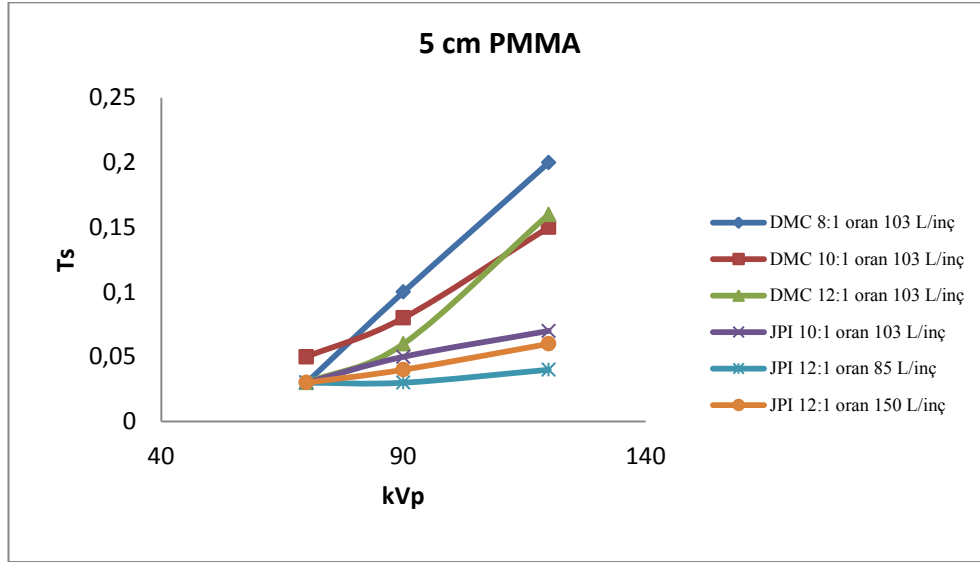
Şekil 4.9 90 kVp'de bütün gridler için Ts'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi



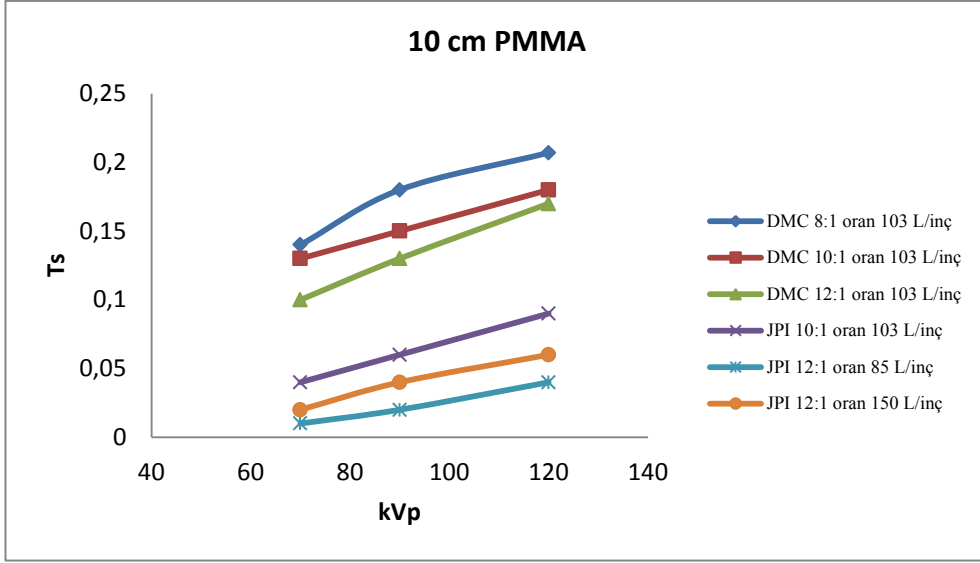
Şekil 4.10 120 kVp'de bütün gridler için Ts'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi

- Bütün gridler için, saçıcı ortam kalınlığı artıkça, ortam içinde daha fazla etkileşme olamakta ve Ts değeri az miktarda artmaktadır. Özellikle compton saçılması sonucu saçılma açısı  $0^\circ$  dereceye yakın olan saçılmış ışınlar kurşun şeritleri geçerek Ts değerlerini bir miktar değiştirmektedir. Aynı grid oranı sahip JPI gridlerde Ts değerleri çok küçük olduğundan bu değişim çok azdır. Bunun nedeni bu gridlerde detektöre gelen foton sayısının çok düşük olmasıdır. Ts değeri en yüksek olan grid, yüzey kaplaması karbon olan (DMC) 8:1 oranlı 103L/inç 'tir ve en yüksek Ts değer DMC gridleri için 0.22 ve JPI gridleri için 0.1 civarındadır.
- Yüzey kaplaması karbon (DMC) olan ve aynı frekanslı gridler incelendiğinde, kurşun şeritlerinin boyu (grid oranı) artıkça, saçılan ışınlar daha fazla soğurulduğu için Ts değeri azalmaktadır (Kalender 1982) (Ghaffarian et al. 2005) (Fetterly et al. 2007) (Lee et al. 2008) (Demirkaya 2010) (Mizuta et al. 2012). Grid oranı ve frekansı aynı olan, farklı yüzey kaplamasına sahip 10:1 oranlı gridleri incelediğinde yüzey kaplaması alüminyum olan gridin Ts değeri karbondan daha düşük çıkmıştır. Alüminyumun atom numarasının karbondan daha yüksek olmasından dolayı saçılan ışınlarla daha fazla etkileşim söz konusu olup, Ts değeri daha düşüktür (Kim et al. 2007) (Lee et al. 2008).

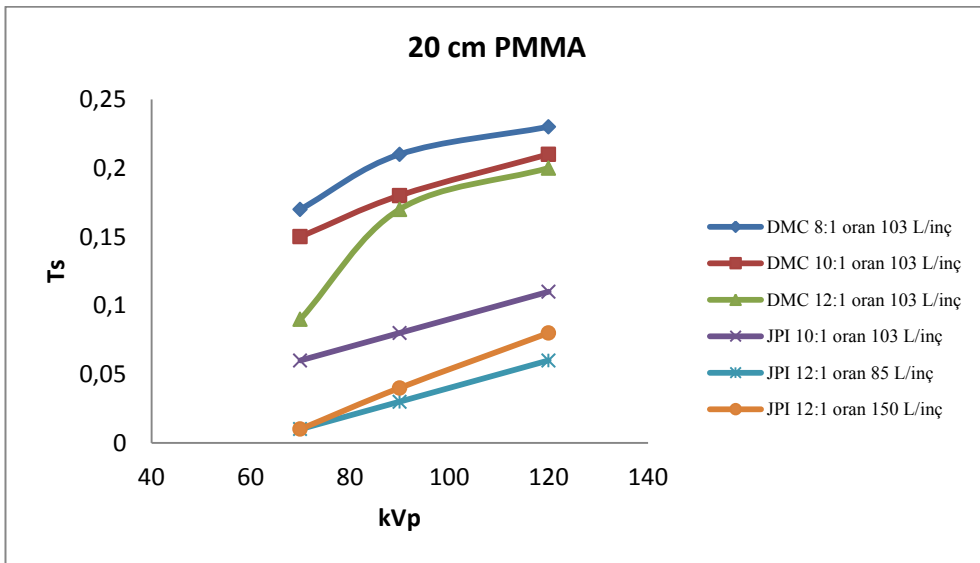
- Yüzey kaplamaları alüminyum (JPI) gridler incelediğinde, farklı frekanslara, aynı grid oranındaki 12:1 gridlerin Ts değerinin birbirlerine çok yakın olduğu görülmüştür.
- d. Ts'nin 5, 10, 20 ve 25 saçıcı kalınlıklarında kVp ile değişimi Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'de gösterilmektedir.



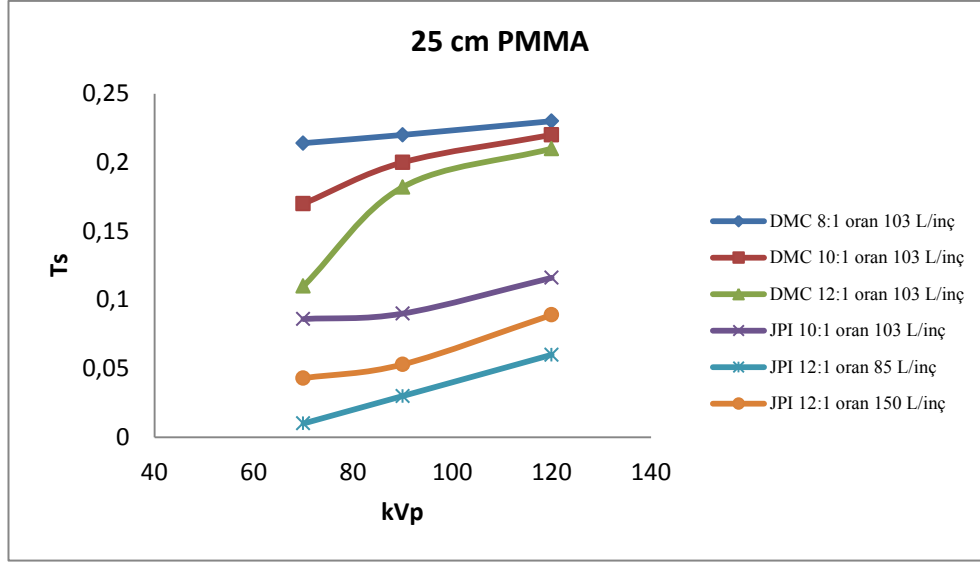
Şekil 4.11 5 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.12 10 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.13 20 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi

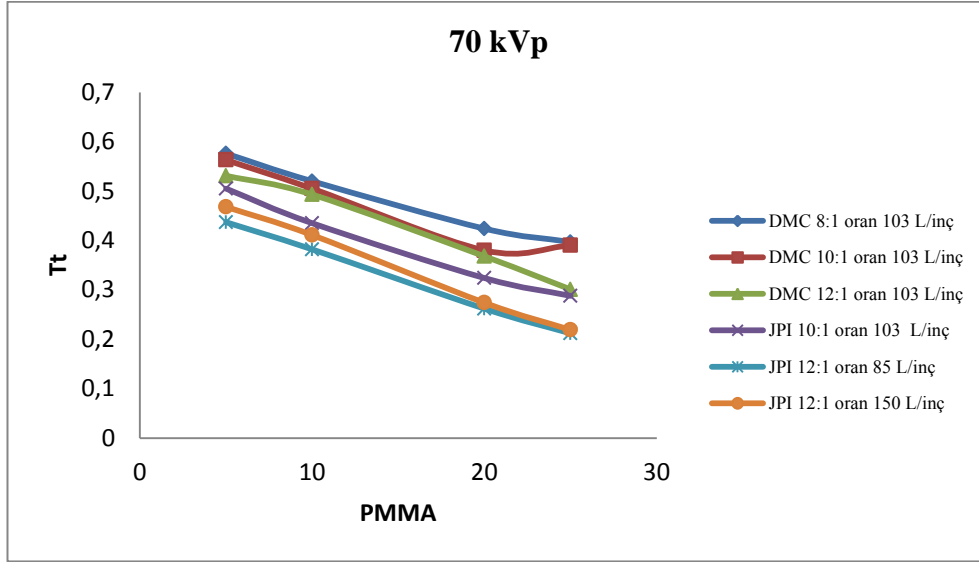


Şekil 4.14 25 cm saçıcı kalınlığında, Ts'nin kVp ile değişimi

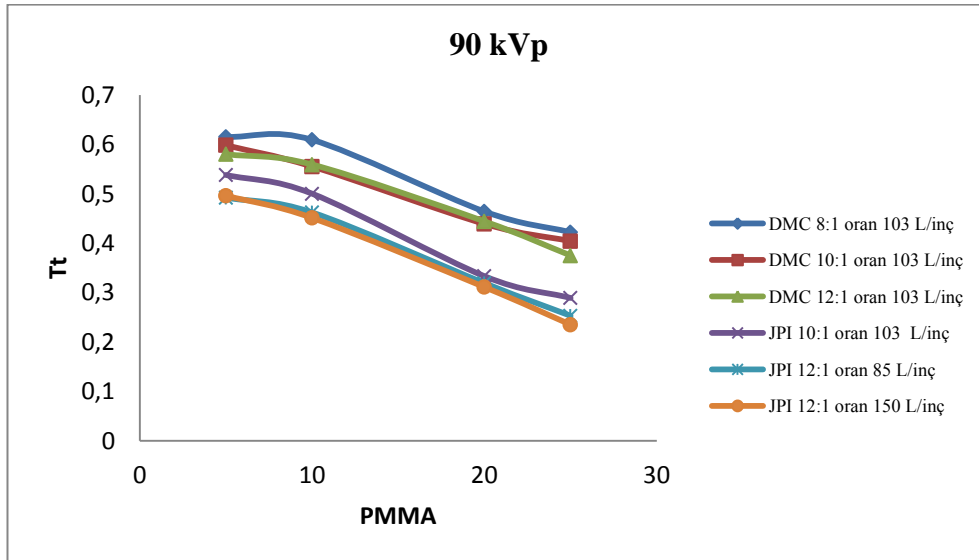
5, 10, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıkları için Ts'nin kVp ile değişimine bakıldığında;

- Ts ölçüm sırasında oluşturulan geometride, kolimasyon için kullanılan açıklık çok küçük olarak ayarlanmış olup sadece saçılan radyasyon ölçümü yapılmıştır. Bu nedenle Ts değerlerimiz çok küçük ölçülmüştür. Bütün gridler için, Ts değeri artan kVp ile artmaktadır. JPI gridler için hesaplanan Ts değeri, kVp arttıkça artıyor gibi görünse de bu değişim düşüktür. 5 cm saçıcı kalınlığında saçılan fotonlar düşük olduğundan, Ts değeri diğer kalınlıklardan farklı bir davranış sergilemektedir.
- Yüzey kaplama maddesi alüminyum olan gridlerin Ts değerleri, yüzey kaplama maddesi karbon olan gridlerin Ts değerlerinden düşük çıkmıştır (Kim KY et al. 2007) (Lee et al. 2008).
- Grid oranı arttıkça Ts değerleri azalmaktadır (Kalender 1982) (Chan et al. 1990) (Fetterly et al. 2007) (Lee et al. 2008) (Demirkaya 2010) (Mizuta et al. 2012).

- e. Tt'nin 70, 90 ve 120 kVp için farklı saçıcı kalınlıkları ile değişimi Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17'de gösterilmektedir.

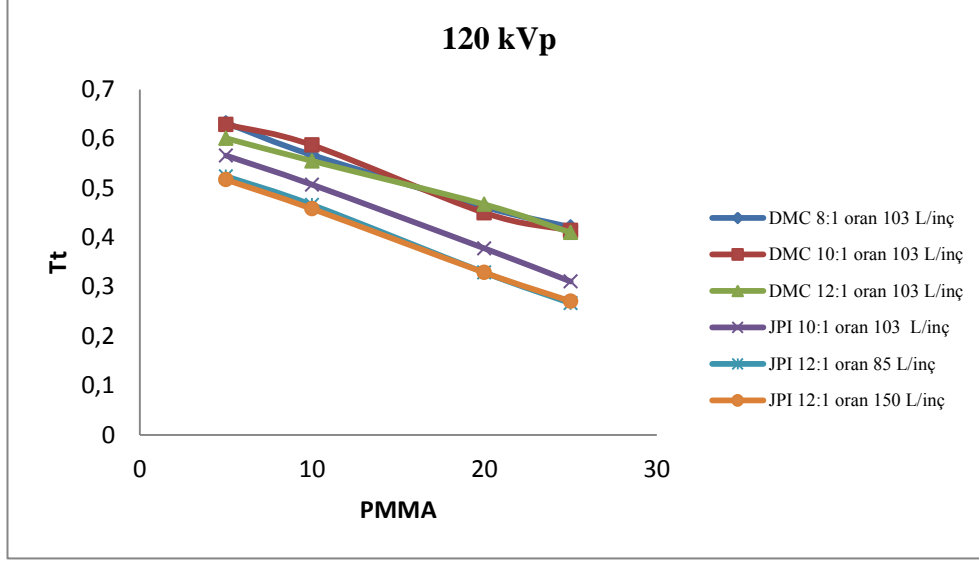


Şekil 4.15 70 kVp'de bütün gridler için Tt'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi



Şekil 4.16 90 kVp'de bütün gridler için Tt'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi

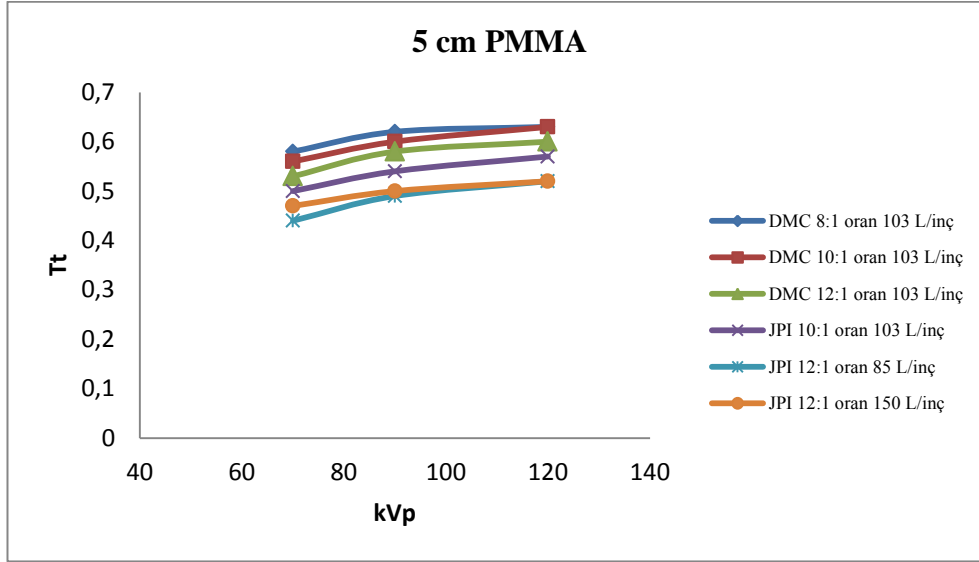




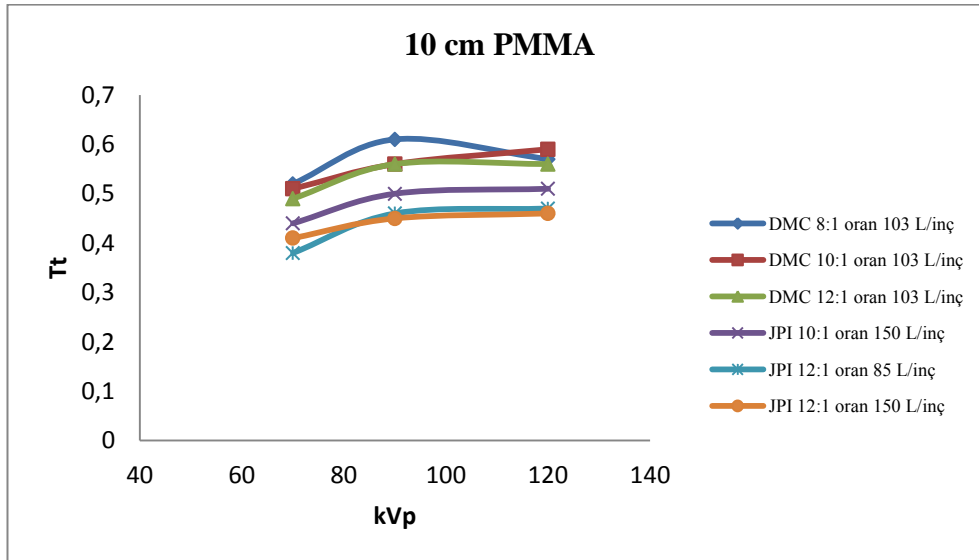
Şekil 4.17 120 kVp'de bütün gridler için Tt'nin farklı saçıcı kalınlıklar ile değişimi

- Toplam radyasyon geçirgenliği, Tt, bütün gridler için artan saçıcı kalınlığıyla azalmaktadır. Tt değeri için kullanılan tanım ve karşılık gelen formül incelendiğinde gridsiz alınan toplam radyasyon değeri gridli değerden çok yüksektir. Tt değeri birincil ve saçılan radyasyonu içermektedir. Birincil radyasyon değişmezken artan kalınlıkla saçılan radyasyon değeri artmaktadır. En yüksek Tt değeri yüzey kaplaması karbon olan 8:1 103L/inç (DMC) griddir.
- Farklı yüzey kaplaması, aynı grid oran ve frekansındaki gridler karşılaştırıldığında yüzey kaplaması karbon (DMC) olan gridin Tt değerleri en yüksek çıkmıştır. Alüminyumun atom numarası, karbondan yüksek olduğundan, saçılan radyasyon soğurumu fazladır, Tt değeri, alüminyum kaplamalı JPI gridler için düşüktür (Kim et al. 2007) (Lee et al. 2008).
- Yüzey kaplaması karbon olan gridlere bakıldığında, grid oranı arttıkça Tt değeri azalır. Kurşun şeritlerin boyu arttıkça, saçılan ve birincil radyasyon şeritler tarafından durdurulmaktadır (Chan et al. 1990) (Ghaffarian et al. 2005) (Lee et al. 2008) (Mizuta et al. 2012). Aynı grid oranı ve farklı frekanslı gridler incelendiğinde, bu gridler arasında Tt değeri en yüksek olan DMC'dir. (Kim et al. 2007).

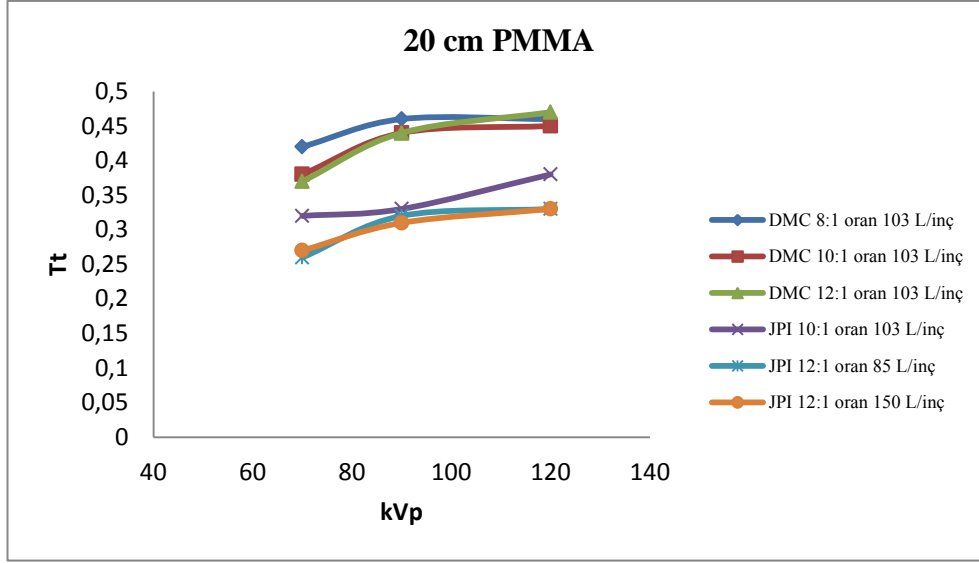
f. Tt'nin 5, 10, 20 ve 25 saçıcı kalınlıklarında kVp ile değişimi Şekil 4.18, Şekil 4.19, Şekil 4.20 ve Şekil 4.21'de gösterilmektedir.



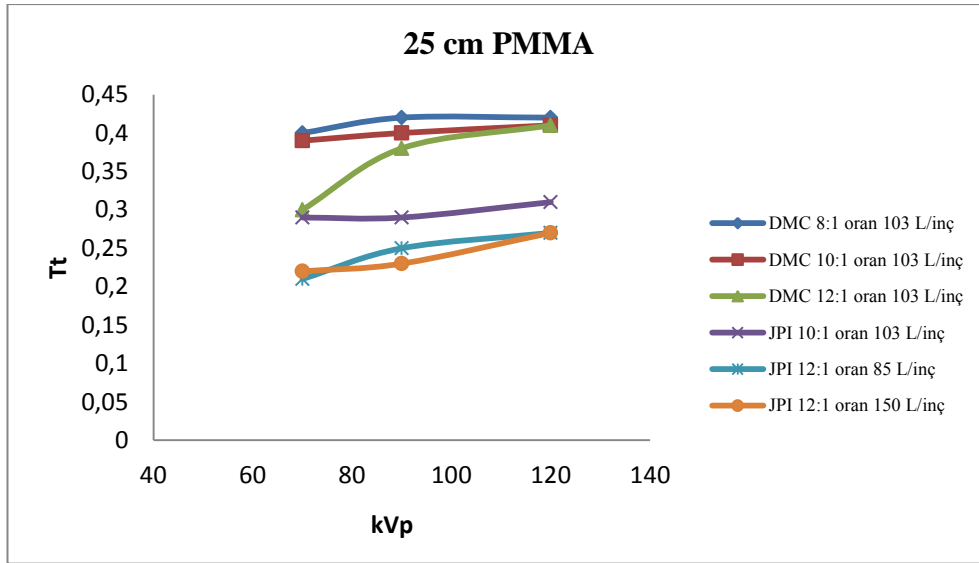
Şekil 4.18 5 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.19 10 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.20 20 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.21 25 cm saçıcı kalınlığında, Tt'nin kVp ile değişimi

- Bütün gridler için, Tt değeri, kVp arttıkça artmaktadır. kVp'nin artmasıyla demetin girciliği arttığından, kurşun şeritlerden geçen toplam radyasyon değeri artmaktadır.

- Yüzey kaplaması farklı, aynı grid oranı ve frekansa sahip gridlerden yüzey kaplaması karbon olan (DMC) gridin Tt değeri, yüzey kaplaması alüminyum olan gridin Tt değerinde daha yüksektir (Kim et al. 2007) (Lee et al. 2008).
- Yüzey kaplaması ve grid frekansı aynı farklı grid oranlı (8:1, 10:1 ve 12:1) DMC gridler incelendiğinde, grid oranı artıkça Tt değeri azalır (Chan et al. 1990) (Ghaffarian et al. 2005) (Lee et al. 2008) (Demirkaya 2010) (Mizuta et al. 2012). Yüzey kaplaması ve grid oranı aynı (JPI) 85L/inç ve 150 L/inç olan gridlerin Tt değerleri karşılaştırıldığında değerlerin yakın olduğu görülmektedir.

#### 4.2.2. Grid Performans Testleri ile Hesaplanan Parametreler

Grid performans testleri ile ölçülen T<sub>p</sub>, T<sub>s</sub> ve T<sub>t</sub> değerleri, Denklem (2.7), Denklem (2.8), Denklem (2.9) ve Denklem (2.10) kullanılarak Çizelge 3.1' deki bütün gridler için B, SIF, CIF ve  $\Sigma$  'ler hesaplandı ve tablolar oluşturuldu (Çizelge 4.9 - 4.14).

Çizelge 4.9 DMC 8:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	CIF	BF <sub>GP</sub>	$\Sigma$	SIF <sub>GP</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	54	1,10	1,74	24,18	0,84
	10	1223	211	1,24	1,92	4,53	0,90
	20	604	994	1,49	2,36	3,77	0,97
	25	398	1090	1,56	2,52	2,89	1,02
<b>90</b> kVp	5	2417	90	1,10	1,63	6,45	0,86
	10	1226	107	1,18	1,64	4,09	0,92
	20	614	1030	1,52	2,16	3,36	1,04
	25	600	1349	1,84	2,37	3,57	1,19
<b>120</b> kVp	5	2477	100	1,08	1,58	3,72	0,86
	10	662	140	1,22	1,76	3,34	0,92
	20	607	559	1,44	2,16	2,94	0,98
	25	521	619	1,50	2,37	2,71	0,97

Çizelge 4.10 DMC 10:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	CIF	BF <sub>GP</sub>	$\Sigma$	SIF <sub>GP</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	54	1,06	1,78	11,34	0,80
	10	1223	211	1,22	1,98	4,71	0,87
	20	604	994	1,60	2,63	4,16	0,98
	25	398	1090	1,41	2,56	3,19	0,88
<b>90</b> kVp	5	2417	90	1,08	1,67	7,98	0,83
	10	1226	107	1,23	1,80	4,64	0,92
	20	614	1030	1,46	2,28	3,74	0,97
	25	600	1349	1,60	2,47	3,31	1,02
<b>120</b> kVp	5	2477	100	1,09	1,59	4,47	0,86
	10	662	140	1,16	1,70	4,84	0,89
	20	607	559	1,53	2,22	3,25	1,02
	25	521	619	1,62	2,42	3,06	1,04

Çizelge 4.11 DMC 12:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	CIF	BF <sub>GP</sub>	$\Sigma$	SIF <sub>GP</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	54	1,08	1,88	21,70	0,78
	10	1223	211	1,21	2,03	9,13	0,85
	20	604	994	1,63	2,72	7,45	0,99
	25	398	1090	1,90	3,32	6,15	1,04
<b>90</b> kVp	5	2417	90	1,04	1,72	9,34	0,79
	10	1226	107	1,26	1,79	5,28	0,94
	20	614	1030	1,49	2,25	3,87	0,99
	25	600	1349	1,69	2,66	3,49	1,03
<b>120</b> kVp	5	2477	100	1,05	1,66	3,97	0,82
	10	662	140	1,22	1,80	3,15	0,91
	20	607	559	1,4	2,14	2,82	0,96
	25	521	619	1,54	2,44	2,63	0,98

Çizelge 4.12 JPI 10:1 oran 103L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	CIF	BF <sub>GP</sub>	$\Sigma$	SIF <sub>GP</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	54	1,15	1,98	22,13	0,82
	10	1223	211	1,43	2,30	14,96	0,95
	20	604	994	1,90	3,09	10,54	1,08
	25	398	1090	2,07	3,48	6,94	1,11
<b>90</b> kVp	5	2417	90	1,13	1,86	37,80	0,83
	10	1226	107	1,36	2,00	15,91	0,96
	20	614	1030	1,99	3,00	14,37	1,15
	25	600	1349	2,19	3,46	11,33	1,18
<b>120</b> kVp	5	2477	100	1,12	1,77	9,40	0,84
	10	662	140	1,29	1,97	7,20	0,92
	20	607	559	1,73	2,65	5,76	1,06
	25	521	619	1,98	3,21	5,29	1,11

Çizelge 4.13 JPI 12 :1 oran 85 L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD ( $\mu$ Gy/s)	CIF	BF <sub>GP</sub>	$\Sigma$	SIF <sub>GP</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	54	1,19	2,29	19,84	0,79
	10	1223	211	1,5	2,62	48,21	0,93
	20	604	994	2,05	3,82	36,89	1,05
	25	398	1090	2,25	4,71	33,33	1,03
<b>90</b> kVp	5	2417	90	1,1	2,03	33,59	0,77
	10	1226	107	1,35	2,17	32,79	0,92
	20	614	1030	1,89	3,13	22,86	1,06
	25	600	1349	2,62	3,96	23,67	1,32
<b>120</b> kVp	5	2477	100	1,11	1,91	13,53	0,80
	10	662	140	1,27	2,15	14,32	0,87
	20	607	559	1,82	3,04	9,68	1,04
	25	521	619	2,31	3,74	10,00	1,19

Çizelge 4.14 JPI 12:1 oran 150 L/inç grid performans testleri sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak hesaplanan parametreler

	PMMA	DAK (nGy/fr)	ESD (μGy/s)	CIF	BF <sub>GP</sub>	Σ	SIF <sub>GP</sub>
<b>70</b> kVp	5	1223	54	1,15	2,14	20,46	0,79
	10	1223	211	1,42	2,43	32,58	0,91
	20	604	994	1,96	3,65	36,89	1,03
	25	398	1090	2,28	4,56	11,67	1,07
<b>90</b> kVp	5	2417	90	1,13	2,02	69,50	0,80
	10	1226	107	1,40	2,22	44,30	0,94
	20	614	1030	1,89	3,21	42,86	1,01
	25	600	1349	2,46	4,26	27,53	1,19
<b>120</b> kVp	5	2477	100	1,12	1,94	10,50	0,81
	10	662	140	1,30	2,18	12,05	0,88
	20	607	559	1,80	3,04	7,65	1,03
	25	521	619	1,85	3,69	5,39	0,92

DMC 8:1 103 L/inç, DMC 10:1 103 L/inç, DMC 12:1 103 L/inç, JPI 10:1 103 L/inç, JPI 12:1 85 L/inç ve JPI 12:1 150L/inç gridler için bucky faktörü, SIF<sub>GP</sub>, Σ ve CIF değerlendirdiğimizde:

Bucky faktörünün kVp ve saçıcı kalınlıkları ile değişimi incelendiğinde;

- Bucky faktörü toplam radyasyon geçirgenliğinin, Tt'nin, tersi olup, artan saçıcı kalınlığı ile Tt değeri azalmakta ve buna bağlı olarak bucky faktörü artmaktadır (Mizuta et al. 2012). Bu durum bütün gridler için geçerlidir. Bucky faktörü, en düşük grid, DMC 8:1 103 L/inç ve en yüksek grid JPI 12:1 150 L/inç'tür.
- Farklı kalınlıklar incelendiğinde, kVp arttıkça demetin kalitesi artar, bucky faktörü azalır (Demirkaya 2010) (Mizuta et al. 2012).

- Aynı grid oranı ve frekansa sahip yüzey kaplaması karbon (DMC) ve yüzey kaplaması alüminyum (JPI) olan gridler arasında, alüminyum yüzey kaplamalı gridler x-ışınla etkileşmesi daha yüksek olduğundan bucky faktörü yüksektir (Ghaffarian et al. 2005).
- Bütün gridler için ve her kVp değerinde grid oranı ve frekansı artıkça bucky faktörü artar. Artan grid oranıyla kurşun şeritlerin boyu, artan frekansla da mm'deki kurşun şerit miktarı artacağından, bunlara bağlı olarak saçılan ve beraberinde birincil radyasyon soğurumu da artacaktır (Chan et al. 1990) (Ghaffarian et al. 2005) (Lee et al. 2008) (Demirkaya 2010) (Mizuta et al. 2012) (miyata grid). Düşük kVp'lerde, yüksek saçıcı kalınlıklarında yapı maddesi ve frekansı aynı, ancak farklı grid oranlarına sahip gridlerin bucky faktörü değerleri arasındaki fark fazladır. Grid seçimi daha önemlidir. Farklı grid oranlı DMC gridlerde (10:1 ve 12:1) yüksek kVp'lere gidildikçe bucky faktörüne bağlı olarak hasta dozu çok değişmemektedir.

SIF<sub>GP</sub>'in kVp ve saçıcı kalınlıkları ile değişimine bakıldığında;

- SIF değerinin 1'in altında olması, grid kullanımı ile görüntü kalitesinin değişmediğinin ve gridin kaldırılması gerektiğinin göstergesidir (Sandborg et al. 1993) (Mizuta et al. 2012).
- 70, 90 ve 120 kVp'de, bütün gridler için SIF değeri, saçıcı kalınlığı arttıkça yaklaşık olarak doğrusal olarak artar (Chan et al. 1990). SIF, Tp'nin karekök Tt'ye oranı olarak tanımlanmış olup, kalınlık artıkça Tt değeri düşmekte, ancak Tp değeri sabit kalmaktadır ve bu yüzden SIF artmaktadır (Mizuta et al. 2012).
- Her bir kalınlıkta, bütün gridler için SIF incelendiğinde, kVp artıkça SIF az bir değişim göstermektedir (Court et al. 2004) (Mizuta et al. 2012).
- DMC gridler incelendiğinde 25 cm saçıcı kalınlığında bütün durumlar için ve 20 cm saçıcı kalınlığında, 8:1 oranlı 90 kVp ve 12:1 oranlı 120 kVp ölçümlerinde SIF



değeri birin üzerinde, diğer bütün durumlar için birin altında çıkmıştır. JPI markalı gridler incelendiğinde ise 5 ve 10 cm saçıcı kalınlıklarında SIF değeri birin altındadır.

- Yüzey kaplaması alüminyum olan gridlerin SIF değerleri yüzey kaplaması karbon olan gridlerden yüksektir.
- SIF değeri artan grid oranı ile artar (Chan et al. 1990) (Court et al. 2004). SIF,  $T_p$ 'nin karekök  $T_t$  oranı olduğundan grid oranı ile  $T_t$  değeri  $T_p$  göre daha fazla hızlı azalım gösterdiğinde SIF değeri artar. SIF değeri, grid oranı 10:1 ve 12:1 civarında maksimum değerine ulaşır. Grid oranı artıkça düşmeye başlar, grid üzerine gelen sinyalde, gürültüye göre daha fazla azalma meydana gelmektedir (Sandborg et al. 1993).

Grid hassasiyetinin kVp ve saçıcı kalınlıkları ile değişimi incelendiğinde;

- Bütün kVp ve gridler için kalınlık arttıkça hassasiyet azalmaktadır. Hassasiyet,  $T_p$ 'nin  $T_s$ 'ye oranı olarak tanımlanmış olup, kalınlık arttıkça  $T_p$  sabit kalmakta ve  $T_s$  az miktarda artmakta ve buna bağlı olarak hassasiyet düşmektedir (Mizuta et al. 2012). Hassasiyet değeri, en yüksek grid JPI 12:1 150L/inç'tir.
- Her bir kalınlık için, grid hassasiyeti kVp artıkça azalır. Artan kVp ile  $T_s$  değeri  $T_p$  değerine göre daha fazla artış gösterdiğinden, hassasiyet azalım göstermektedir (Kalender 1982) (Mizuta et al. 2012).
- Hassasiyet, grid oranı ve frekansı arttıkça artmaktadır (Kalender 1982) (Mizuta et al. 2012) (Miyata grid). Grid oranının artmasıyla, saçılan radyasyon soğurumu artacağından grid hassasiyeti artar.
- Alüminyum kaplamalı JPI gridlerde, kullanılan geometriden dolayı foton sayısı ve buna bağlı olarak  $T_s$  değerleri çok düşük olduğundan grid hassasiyet değerleri çok yüksek çıkmıştır.

CIF'in kVp ve saçıcı kalınlıkları ile değişimi incelendiğinde;

- Bütün gridler ve kVp'ler için CIF incelendiğinde, artan saçıcı kalınlığı ile artış göstermiştir. CIF Tp'nin Tt'ye oranıdır. Tp değeri bütün kalınlıklar için aynı olduğundan ve Tt kalınlık arttıkça azaldığında CIF artmaktadır.
- kVp arttıkça CIF değer Tt değeri artacağı için azalmaktadır.

### 4.3. Görüntü Kalitesi Testlerinden Elde Edilen Sonuçları

Görüntü kalitesi testlerini için, grid performans testleri yapılan gridlerin sonuçları incelenerek aralarından 4 adet grid seçildi. Bu gridler DMC 8:1 oran 103 L/inç, DMC 12:1 oran 103 L/inç, JPI 10:1 oran 103 L/inç ve JPI 12:1 oran 150 L/inç olarak belirlendi.

#### 4.3.1. Hesaplanan Görüntü Kalitesi Parametreleri

Gridsiz ve dört adet grid için, görüntüler üzerinden hesaplanan, kontrast, SNR,  $SIF_{IQ}$ ,  $BF_{IQ}$ , HCSR parametreleri ve görsel olarak yapılan değerlendirme sonuçları Çizelge 4.15-4.19'da verilmiştir.

Çizelge 4.15 Görüntü kalitesi testin fantomları gridsiz ışınlama ile hesaplanan ve değerlendirilen veriler

KVP	PMMA	SNR	HCSR	MDC	Lp/mm	C
70	5	13,65	2,99	0,42	1,77	50,70
	10	10,74	1,82	0,42	1,77	35,70
	15	7,01	0,98	0,60	1,77	24,90
	20	4,16	0,61	1,30	1,58	18,00
	25	1,82	0,25	3,71	0,99	12,40
90	5	18,42	1,61	0,42	1,58	43,60
	10	9,50	1,58	0,66	1,41	28,70
	15	6,19	0,87	0,86	1,41	19,90
	20	4,34	0,68	1,30	1,27	13,70
	25	1,89	0,32	3,22	1,13	8,30
120	5	23,36	4,53	0,42	1,41	37,30
	10	8,58	1,38	0,66	1,58	24,60
	15	4,66	0,72	1,30	1,41	16,00
	20	3,31	0,55	2,15	1,41	11,20
	25	1,29	0,11	6,74	0,99	6,60

Çizelge 4.16 Görüntü kalitesi test fantomları ve DMC 8:1 oran 103 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler

<b>kVp</b>	<b>PMMA</b>	<b>SNR</b>	<b>SIF<sub>IQ</sub></b>	<b>HCSR</b>	<b>MDC</b>	<b>Lp/mm</b>	<b>C</b>	<b>BF<sub>IQ</sub></b>
<b>70</b>	5	12,70	0,93	3,13	0,42	1,58	67,70	2,30
	10	10,61	0,99	2,25	0,42	1,58	56,70	3,00
	15	7,83	1,12	1,54	0,42	1,58	46,70	3,20
	20	4,64	1,11	0,92	0,86	1,41	37,00	3,80
	25	2,23	1,23	0,39	1,72	0,99	29,30	4,10
<b>90</b>	5	16,82	0,91	3,72	0,42	1,58	56,30	2,20
	10	9,52	1,00	1,93	0,42	1,58	43,90	2,60
	15	6,46	1,04	1,16	0,42	1,58	34,20	2,90
	20	4,80	1,11	0,87	0,66	1,41	26,30	3,20
	25	2,53	1,34	0,46	2,15	1,27	19,90	3,40
<b>120</b>	5	20,31	0,87	4,78	0,42	1,58	44,60	2,00
	10	7,98	0,93	1,75	0,42	1,41	34,10	2,30
	15	4,79	1,03	0,91	0,42	1,41	25,70	2,60
	20	3,34	1,01	0,60	2,15	1,41	18,70	2,80
	25	1,61	1,25	0,45	3,20	0,99	13,80	2,90

Çizelge 4.17 Görüntü kalitesi test fantomları ve DMC 12:1 oran 103 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler

<b>kVp</b>	<b>PMMA</b>	<b>SNR</b>	<b>SIF<sub>10</sub></b>	<b>HCSR</b>	<b>MDC</b>	<b>Lp/mm</b>	<b>C</b>	<b>BF<sub>10</sub></b>
<b>70</b>	5	12,48	0,91	3,06	0,42	1,58	69,90	2,60
	10	10,42	0,97	2,28	0,42	1,58	58,40	3,30
	15	7,26	1,04	1,68	0,42	1,58	47,40	3,90
	20	4,50	1,08	0,89	0,86	1,41	38,50	4,40
	25	2,27	1,25	0,36	1,55	1,27	32,10	4,80
<b>90</b>	5	16,02	0,87	3,49	0,42	1,58	56,10	2,40
	10	9,04	0,95	2,09	0,42	1,41	43,80	2,80
	15	6,21	1,00	1,27	0,66	1,41	34,40	3,20
	20	4,65	1,07	0,99	1,30	1,41	27,10	3,70
	25	2,58	1,37	0,39	1,30	1,13	21,70	3,90
<b>120</b>	5	19,61	0,84	4,57	0,42	1,41	44,60	2,10
	10	7,65	0,89	1,61	0,86	1,41	34,20	2,60
	15	4,57	0,98	1,06	1,30	1,27	25,90	2,90
	20	3,31	1,00	0,55	2,15	1,27	20,30	3,40
	25	1,54	1,19	0,22	5,25	0,99	14,20	3,40

Çizelge 4.18 Görüntü kalitesi test fantomları ve JPI 10:1 oran 103 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler

<b>kVp</b>	<b>PMMA</b>	<b>SNR</b>	<b>SIF<sub>IQ</sub></b>	<b>HCSR</b>	<b>MDC</b>	<b>Lp/mm</b>	<b>C</b>	<b>BF<sub>IQ</sub></b>
<b>70</b>	5	12,09	0,89	3,19	0,42	1,77	72,10	3,00
	10	10,63	0,99	2,68	0,42	1,58	66,30	4,30
	15	8,11	1,16	1,98	0,42	1,41	59,30	5,30
	20	5,24	1,26	1,21	0,86	1,41	52,00	6,50
	25	2,62	1,44	0,56	1,10	1,27	44,40	7,40
<b>90</b>	5	16,35	0,89	3,89	0,42	1,58	61,10	2,80
	10	9,67	1,02	2,32	0,66	1,58	52,30	3,70
	15	7,01	1,13	1,67	0,86	1,41	44,90	4,60
	20	5,18	1,19	1,18	0,86	1,41	36,80	5,80
	25	2,80	1,48	0,84	1,55	1,27	29,60	6,50
<b>120</b>	5	20,53	0,88	5,18	0,42	1,58	50,50	2,60
	10	8,35	0,97	2,08	0,42	1,58	42,30	3,50
	15	5,07	1,09	1,28	0,86	1,41	34,10	4,20
	20	3,72	1,12	0,82	1,30	1,41	27,20	5,00
	25	1,75	1,36	0,64	4,50	0,99	20,50	5,60

Çizelge 4.19 Görüntü kalitesi test fantomları ve JPI 12:1 oran 150 L/inç grid kullanılarak hesaplanan ve değerlendirilen veriler

kVp	PMMA	SNR	SIF <sub>IQ</sub>	HCSR	MDC	Lp/mm	C	BF <sub>IQ</sub>
70	5	12,04	0,88	3,08	0,42	1,58	76,50	3,50
	10	10,41	0,97	2,43	0,42	1,41	68,30	4,90
	15	8,10	1,16	1,94	0,42	1,41	62,60	6,00
	20	5,31	1,28	1,26	0,66	1,41	55,70	7,40
	25	2,71	1,49	0,65	1,72	0,88	50,00	9,10
90	5	15,42	0,84	3,72	0,42	2,24	62,00	3,30
	10	9,17	0,97	2,08	0,42	1,41	53,90	4,40
	15	6,76	1,09	1,43	0,66	1,41	47,40	5,60
	20	5,55	1,28	1,34	0,86	1,41	41,60	6,60
	25	3,16	1,67	0,69	1,30	0,99	35,70	7,60
120	5	18,97	0,81	4,81	0,42	1,41	50,20	3,00
	10	8,06	0,94	1,77	0,42	1,41	43,90	4,10
	15	5,17	1,11	1,04	0,86	1,41	37,40	5,00
	20	4,07	1,23	0,97	0,86	1,27	31,70	5,90
	25	2,07	1,60	0,46	3,22	0,99	25,70	6,60

Düşük kontrast ayırma gücü fantom sonuçları değerlendirildiğinde;

- En düşük detekte edilebilen yüzde kontrast (MDC) değerinin artması, kontrast değerinin bozulduğunu göstermektedir.
- Saçıcı kalınlığı arttıkça saçılan fotonların etkisi ile kontrast kötüleşmekte ve MDC artmaktadır.
- Her bir grid ve saçıcı kalınlığı için 5 cm hariç, kVp değeri arttıkça MDC artmakta ve kontrast bozulmaktadır. 5 cm saçıcı kalınlığında, saçılan ışınların etkisi çok azdır. Bütün gridsiz ve gridli ışınlamalarda en düşük MDC değeri ve en yüksek kontrast bu kalınlıkta elde edilmiştir.

- Grid yokken alınan değerler en düşük kontrastı vermektedir. Grid kullanımı ile saçılan ışın soğurulduğundan kontrast iyileşmektedir. Bu iyileşme özellikle yüksek saçıcı kalınlıklarına ve kVp değerlerine gidildikçe net olarak gözlenebilmektedir.
- MDC'de değerlendirmesi görsel olarak yapıldığından, sonuçlar gözlemciye göre değişiklik gösterebilmektedir ve her zaman gözlemci hatasından kaynaklanan bir yanılma payı vardır.

Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü fantom sonuçları değerlendirildiğinde;

- Farklı grid ve kVp değerleri için, saçıcı kalınlığı artıkça huttner fantomu üzerinden yapılan görsel değerlendirmede, mm'de görülebilen çizgi çifti sayısı azalmaktadır. Artan saçıcı kalınlığı ile saçılan fotonlar artmakta ve dolayısıyla görüntü kalitesi bozulmaktadır. Buna bağlı olarak ayırt etme gücü azalmaktadır. 5 cm saçıcı kalınlığında Lp/mm değeri, bütün gridler için aynıdır. Bu kalınlıkta saçılan radyasyon etkisi yok denecek kadar azdır. 5 ve 10 cm kalınlıklarında grid kullanımı ile Lp/mm' deki değişim azdır.
- Grid oranı ve frekansı arttıkça daha fazla saçılan foton soğurulacağı için yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü iyileşmektedir.
- Bu değerlendirme görsel olarak yapıldığından, sonuçlar gözlemciye göre değişiklik gösterebilmektedir ve her zaman gözlemci hatasından kaynaklanan bir yanılma payı vardır.

Görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan Bucky faktörü ( $BF_{IQ}$ ) sonuçları incelendiğinde;

- Görüntü kalitesi fantomu üzerinden hesaplanan bucky faktörü ( $BF_{IQ}$ ), gridsiz görüntü üzerinden homojen alandan okunan ortalama piksel değerinin, gridli görüntü üzerinden yaklaşık aynı yerden okunan değere bölünmesi ile elde edilmiştir.



- $BF_{IQ}$  değerleri, grid performans testleri ile elde edilen  $BF_{GP}$  ile aynı davranışı sergilemektedir.
- Bütün kVp değerlerinde, saçıcı kalınlığı arttıkça  $B_{IQ}$  artar. Bu değer, gridsiz ışınlama değerinin, gridli ışınlama değerine oranı olduğu için saçıcı kalınlığı arttıkça saçılan ışınlar artacağından değeri de artmaktadır. En yüksek bucky faktörüne sahip grid JPI 12:1 150 L/inç grid, en düşük bucky faktörüne sahip grid DMC 8:1 103 L/inç'tir.
- Bütün saçıcı kalınlıklarında kVp arttıkça  $B_{IQ}$  düşmektedir.
- Aynı grid oranı ve frekansına sahip yüzey kaplaması karbon (DMC) ve yüzey kaplaması alüminyum (JPI) olan gridler arasında, alüminyum yüzey kaplamalı gridler daha x-ışın etkileşmesi olduğundan bucky faktörü daha yüksektir.
- Grid oranı ve frekansı arttıkça  $B_{IQ}$  artmaktadır.

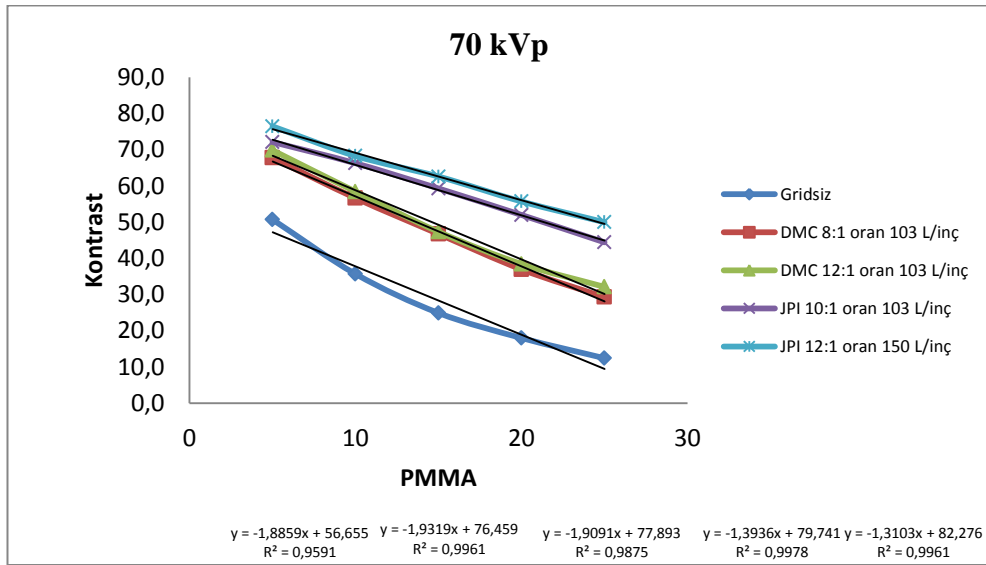
Görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan  $SIF_{IQ}$  sonuçları incelendiğinde;

- $SIF_{IQ}$ ,  $SNR^+$  (gridli sinyal gürültü oranı)'ın,  $SNR^-$ (gridsiz sinyal gürültü oranı) oranıdır (Mizuta et al. 2012).
- Grid performans testleri ile elde edilen  $SIF_{GP}$  ile aynı davranışı sergilemektedir.
- Bütün gridler için  $SIF_{GP}$  incelendiğinde, bütün kVp'ler için saçıcı kalınlığı arttıkça doğrusal olarak artmaktadır.
- Her kalınlık için kVp arttıkça  $SIF_{GP}$  az miktarda değişim göstermektedir (Court et al. 2004) (Mizuta et al. 2012).

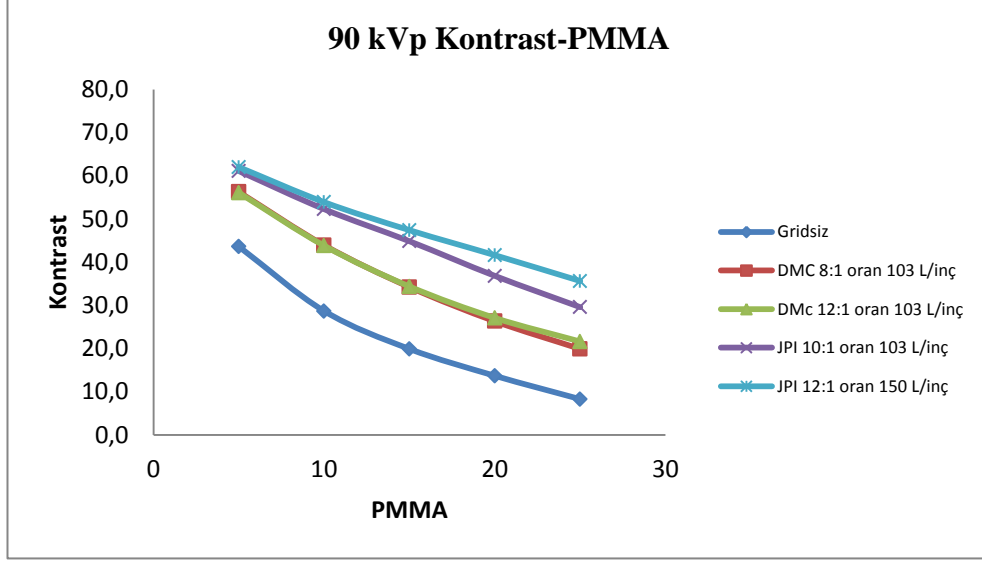
- $SIF_{IQ}$  değerleri; bütün gridler için ve kVp değerleri için, 5 ve 10 cm saçıcı kalınlıklarında birin altında hesaplanmıştır. 15 cm saçıcı kalınlığında  $SIF_{IQ}$  değerleri 1.01-1.16 arasında bulunmuştur. 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında genel olarak daha da yüksektir.
- Yüzey kaplaması alüminyum olan gridlerin  $SIF_{IQ}$  değerleri, yüzey kaplaması karbon olan gridlerden yüksektir.
- $SIF_{IQ}$ , artan grid oranı ile artış göstermektedir (Chan et al. 1990) (Court et al. 2004).

#### 4.3.2. Görüntü Kalitesinin Saçıcı Kalınlığı ve kVp'ye Göre Değişimi

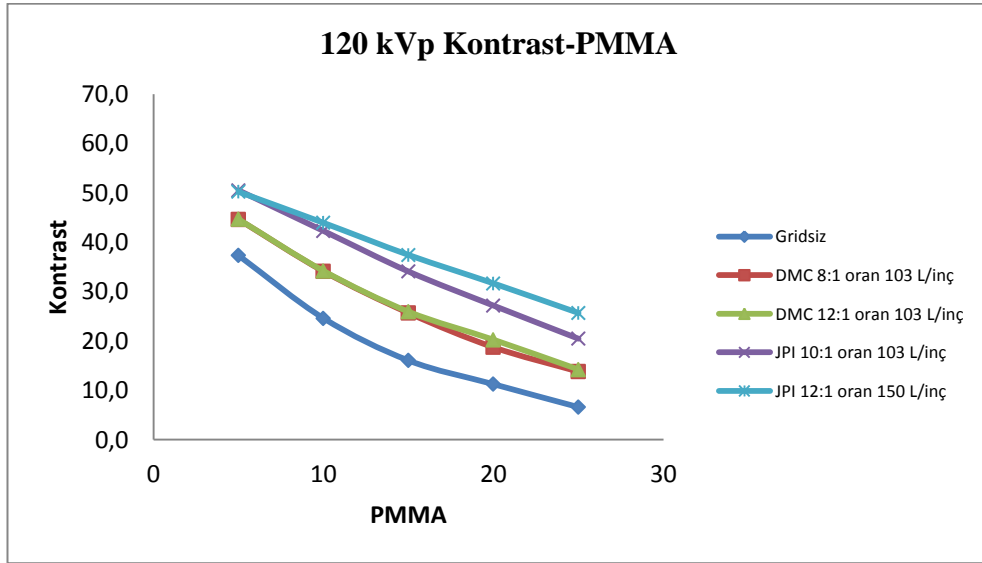
- a) 70, 90 ve 120 kVp'de kontrastın saçıcı kalınlıkları ile değişimi Şekil 4.22, Şekil 4.23 ve Şekil 4.24'de gösterilmektedir.



Şekil 4.22 70 kVp'de, kontrastın saçıcı kalınlığı ile değişimi



Şekil 4.23 90 kVp'de, kontrastın saçıcı kalınlığı ile değişimi

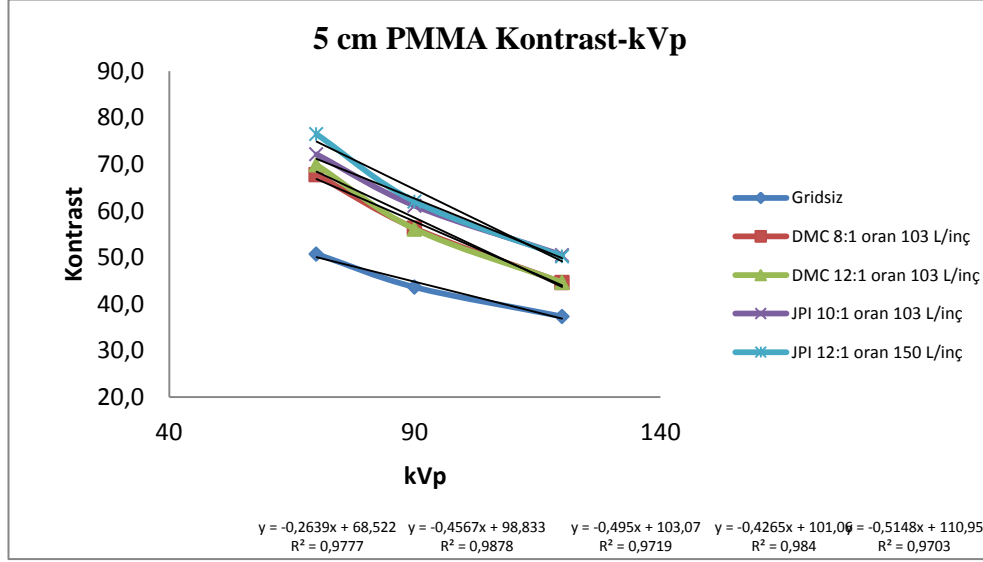


Şekil 4.24 120 kVp'de, kontrastın saçıcı kalınlığı ile değişimi

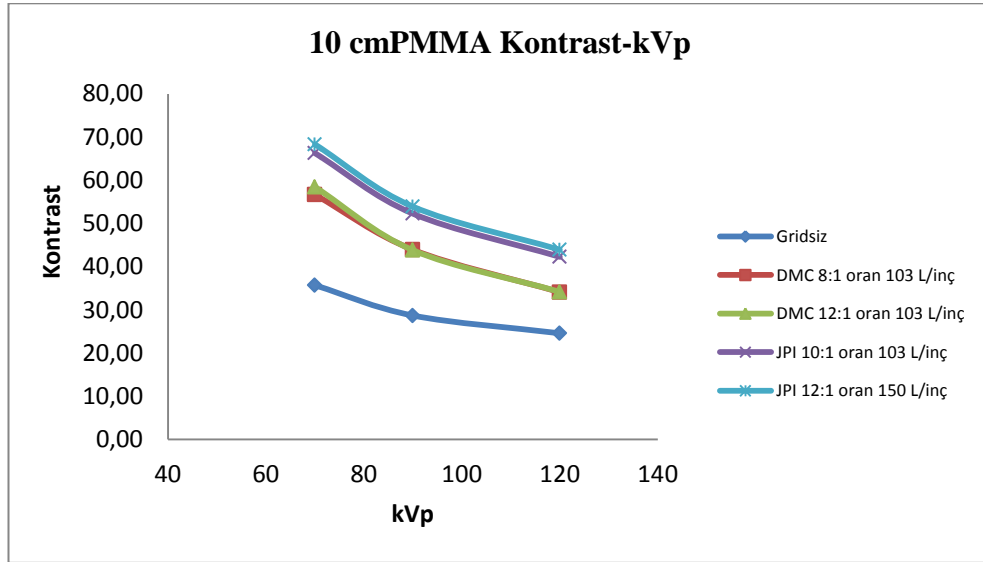
70, 90 ve 120 kVp değerleri için kontrastın gridsiz ve gridli olarak saçıcı kalınlıklarına göre değişimi incelendiğinde;

- Aynı kVp değerine bakıldığında, saçıcı kalınlığı arttıkça kontrast doğrusal olarak düşmektedir. Kalınlık arttıkça etkileşmelerin artması ve daha fazla saçılan foton meydana gelmesiyle kontrast düşmektedir. Grid kullanımı ile saçılan fotonlar grid şeritlerinde soğurulmakta ve kontrast artmaktadır. Kontrast değeri en yüksek grid, JPI 12:1 150 L/inç, en düşük grid, DMC 8:1 103 L/inç'tir. 90 ve 120 kVp değerlerinde 5 cm saçıcı kalınlığında JPI 10:1 103 L/inç ve JPI 12:1 150 L/inç kontrast değerleri yakın çıkmıştır.
- Yüzey kaplaması farklı olan, aynı frekans ve orana sahip (10:1) gridlere bakıldığında, farklı saçıcı kalınlıktaki kontrast değerleri JPI gridde en yüksek çıkmıştır. Alüminyumun atom numarası yüksek olduğundan x-ışınları soğurumu daha fazladır.
- Aynı yapı maddesine ve frekansa sahip farklı grid oranları olan DMC 8:1 ve 12.1 gridlerin sonuçları incelendiğinde, farklı kalınlıklardaki kontrast değerleri birbirine yakın çıkmıştır.

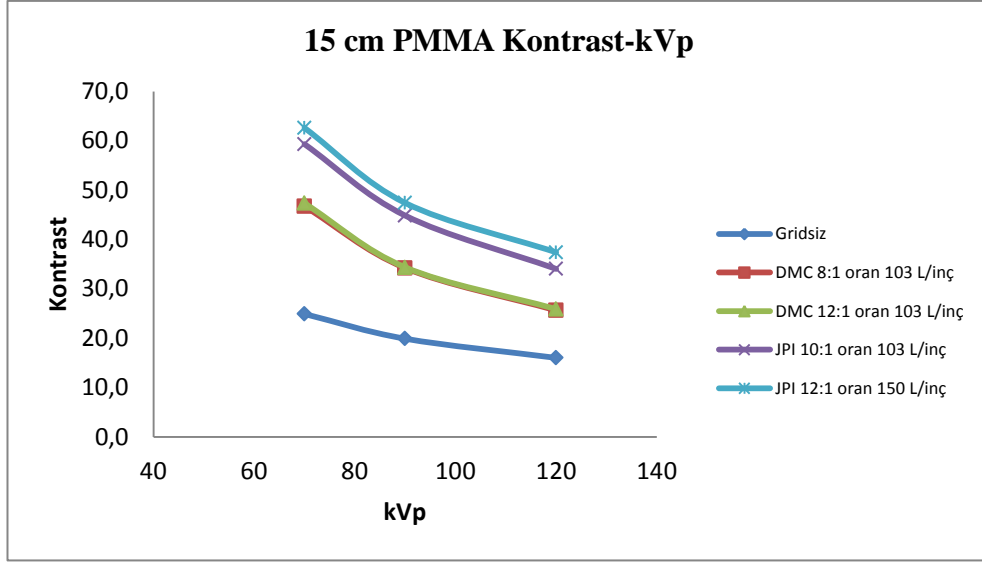
b) 5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi Şekil 4.25, Şekil 4.26, Şekil 4.27, Şekil 4.28 ve Şekil 4.29 gsterilmektedir.



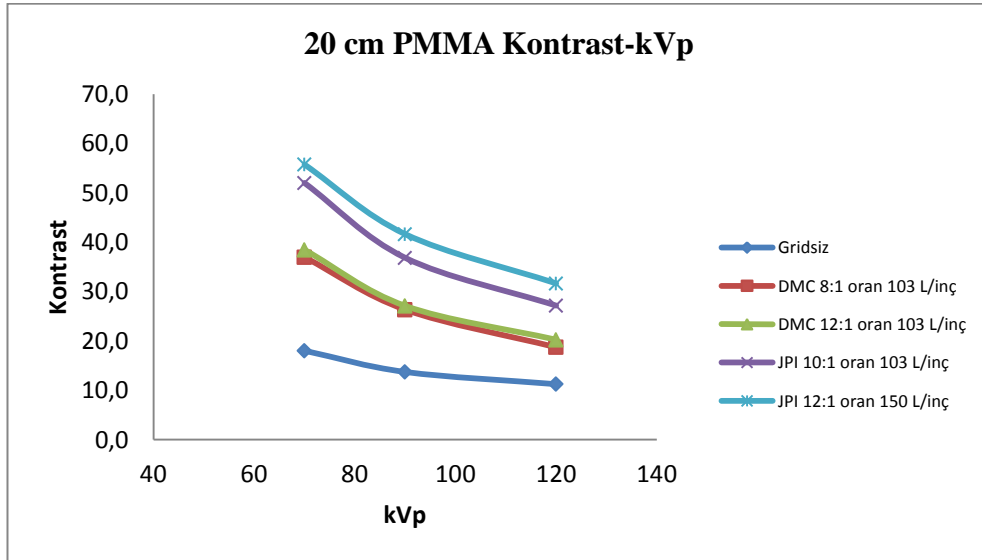
Şekil 4.25 5 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi



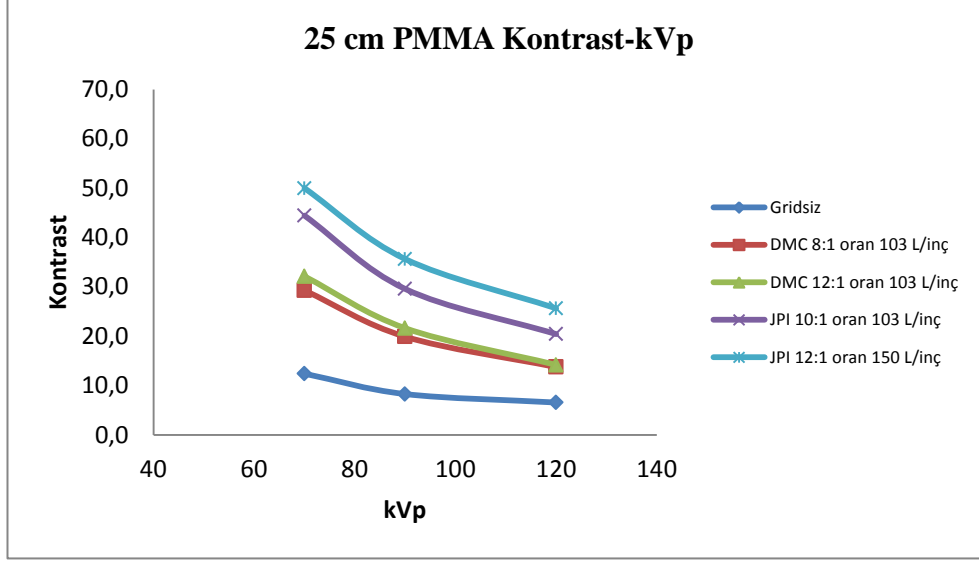
Şekil 4.26 10 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi



Şekil 4.27 15 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi



Şekil 4.28 20 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi



Şekil 4.29 25 cm saçıcı kalınlığında, kontrastın kVp ile değişimi

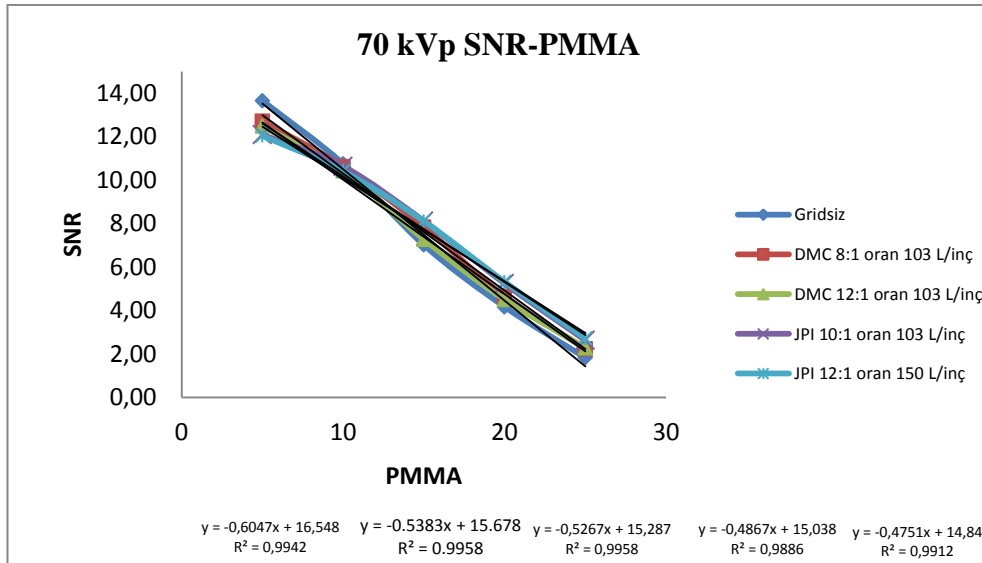
5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında kontrastın kVp ile değişimi incelendiğinde;

- kVp arttıkça kontrast doğrusal olarak düşmektedir. kVp'nin artması ile Compton etkileşimleri baskın olmaya başlar, soğurulan foton sayısı azalır. Grid kullanılarak yapılan ölçümlerde, birincil demet yönünde, düşük açılı saçılarak gelen fotonlar şeritleri geçmekte ve bu fotonlar yanlış pozisyon bilgisi taşıdığı için görüntü kontrastını bozmaktadır. Grid kullanımı ile saçılan ışınlar soğurulduğu için kontrast iyileşmektedir.
- Her bir kalınlık ve grid için bakıldığında, kontrastın kVp ile değişiminde üstel bir azalma olduğu görülmektedir. Bu durum, x-ışın demetinin polikromatik olmasından, yani bir çok enerjide fotonu içerisinde bulundurmasından kaynaklanmaktadır. En fazla foton enerjisi, tüpe uygulanan en yüksek kVp değeri ile belirlenir. Demetin ortalama enerjisi en yüksek enerjinin  $1/3$  ile  $1/2$  arasındadır. Demet soğurucunda geçtiği zaman hem sayısı hemde enerjisi değişir. Demet, saçıcı kalınlığından geçtikten sonra düşük enerjili fotonlar soğurulacağı, demetin enerjisi artmaktadır.

Her bir kVp için demetin ortalama enerjisi ve sayısı saçıcıdan deęiőeceęi için bu azalım üsteldir.

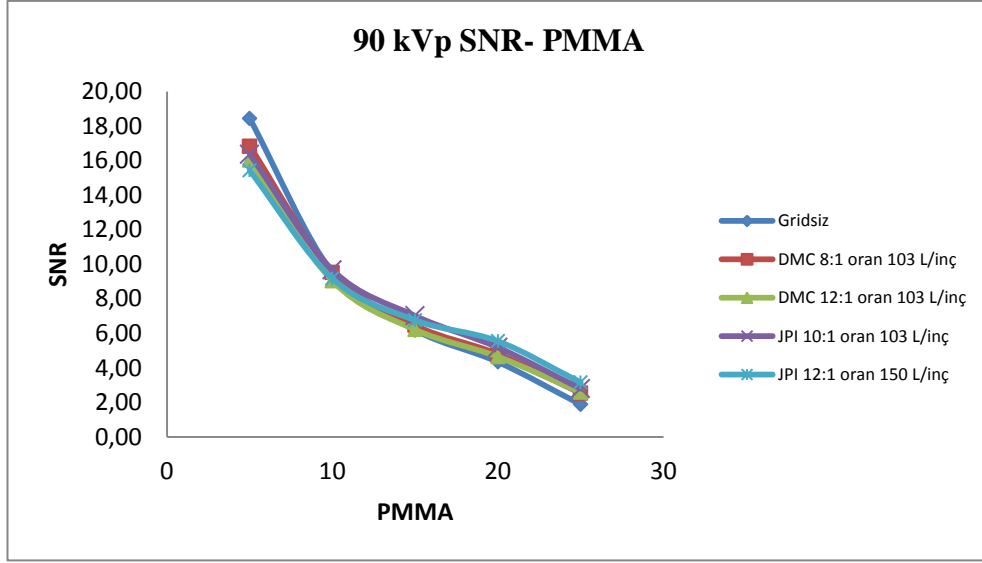
- Farklı yüzey kaplamalı gridler incelendiğinde DMC gridlerin kontrastları JPI gridlerden düşük çıkmıştır. JPI gridlerin yüzey kaplamasının alüminyum olmasından kaynaklanmaktadır.
- Her bir grid incelendiğinde, grid oranı ve frekansın artmasıyla kontrast iyileşmektedir.

c) 70, 90 ve 120 kVp'de SNR'ın saçıcı kalınlıkları ile değişimi Şekil 4.30, Şekil 4.31 ve Şekil 4.32 gösterilmektedir.

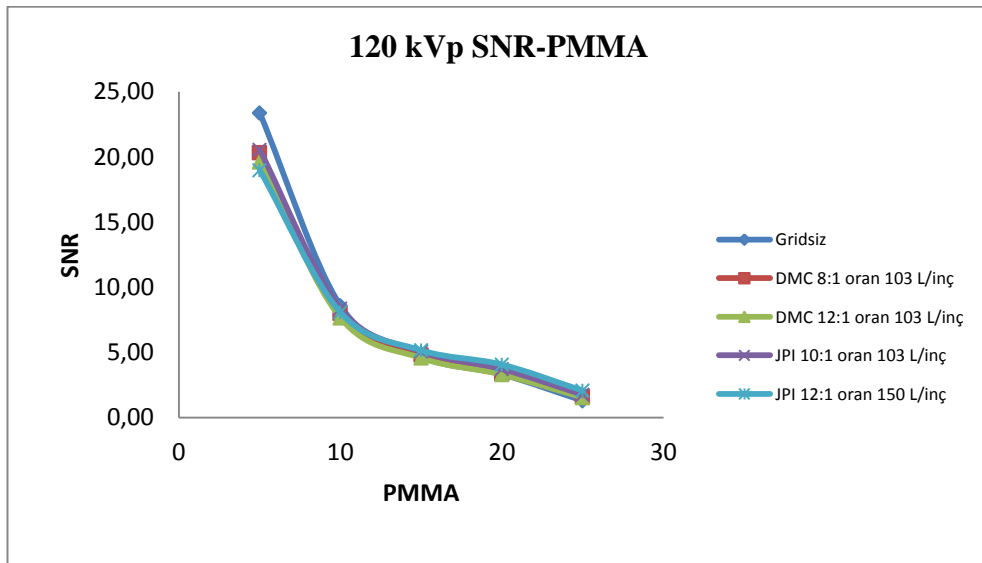


Şekil 4.30 70 kVp'de, SNR'ın saçıcı kalınlığı ile değişimi





Şekil 4.31 90 kVp'de, SNR'ın saçıcı kalınlığı ile değişimi



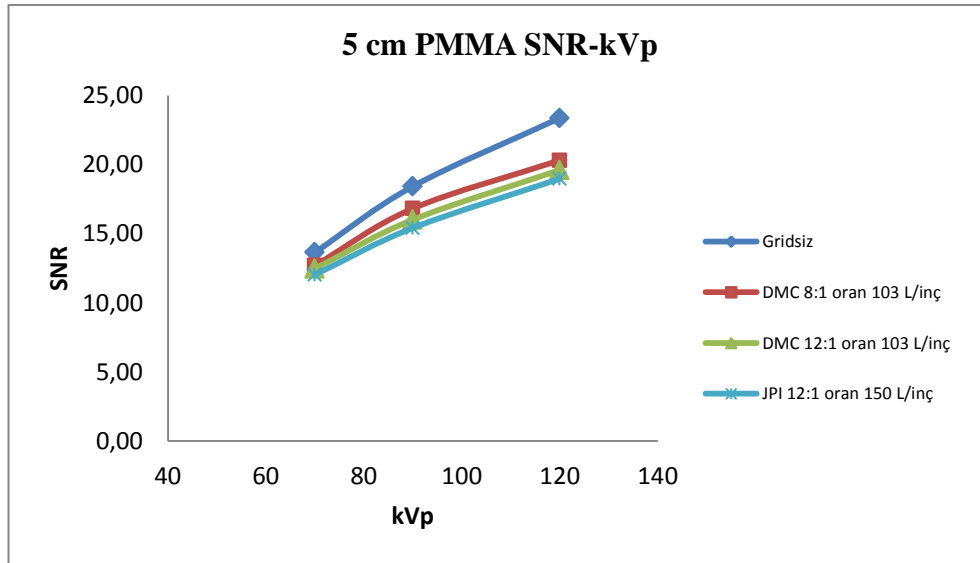
Şekil 4.32 120 kVp'de, SNR'ın saçıcı kalınlığı ile değişimi

- Sinyal gürültü oranı 70 kVp için saçıcı kalınlığı arttıkça doğrusal olarak azalmaktadır. 70 kVp x-ışın demetinde, 70kV ve altında farklı enerjiler bulunmakta ve saçıcıdan geçerken düşük enerjili fotonlar, fotoelektrik etkileşme

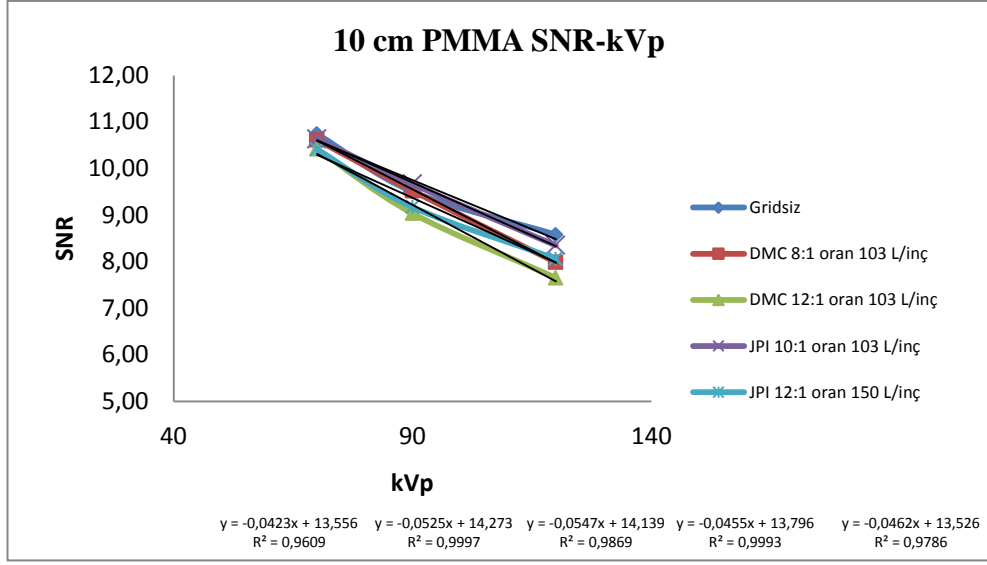
ile soğurulmaktadır. Fotoelektrik olay, kVp'nin üçüncü kuvveti ile ters orantılıdır. Düşük enerjilerde fotoelektrik olay daha baskındır.

- 90 ve 120 kVp için 5 cm saçıcı kalınlığından 10 cm saçıcı kalınlığına geçişte hızlı bir azalış görülmektedir. Saçıcı kalınlığı daha da arttığında bu azalış yavaş bir şekilde olmaktadır. 90 ve 120 kVp değerlerinde, 5 ve 10 cm en düşük enerjiler hızlı bir şekilde soğurulmuştur. 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında düşük enerjili fotonlar azaldığı ve demetin ortalama enerjisi arttığı için daha yavaş soğurulmaktadır.
- Gridsiz ve gridli durumlarda SNR değerleri birbirine yakın çıkmıştır.

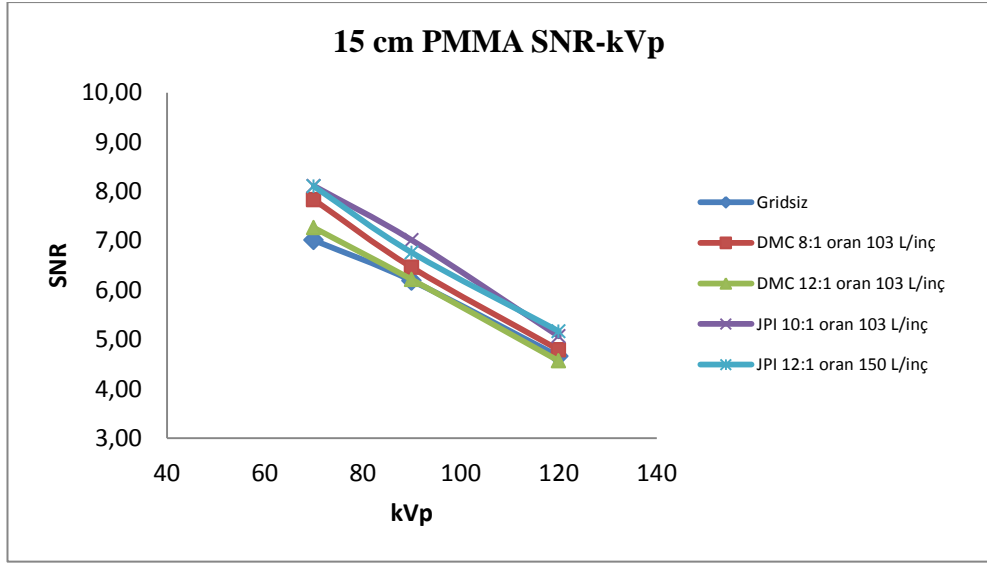
d) 5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında, SNR'ın kVp ile değişimi Şekil 4.33, Şekil 4.34, Şekil 4.35, Şekil 4.36 ve Şekil 4.37'de gösterilmektedir.



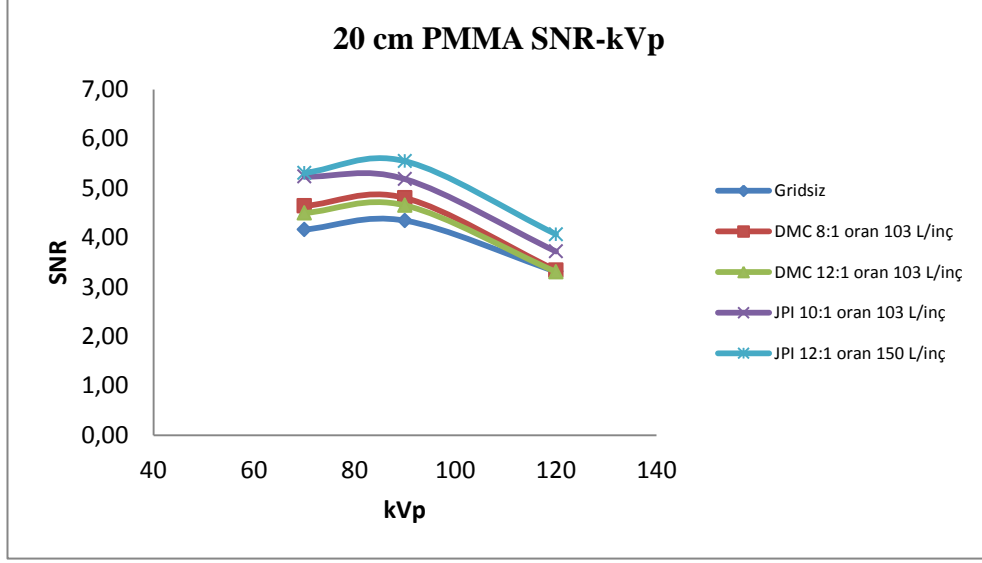
Şekil 4.33 5 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi



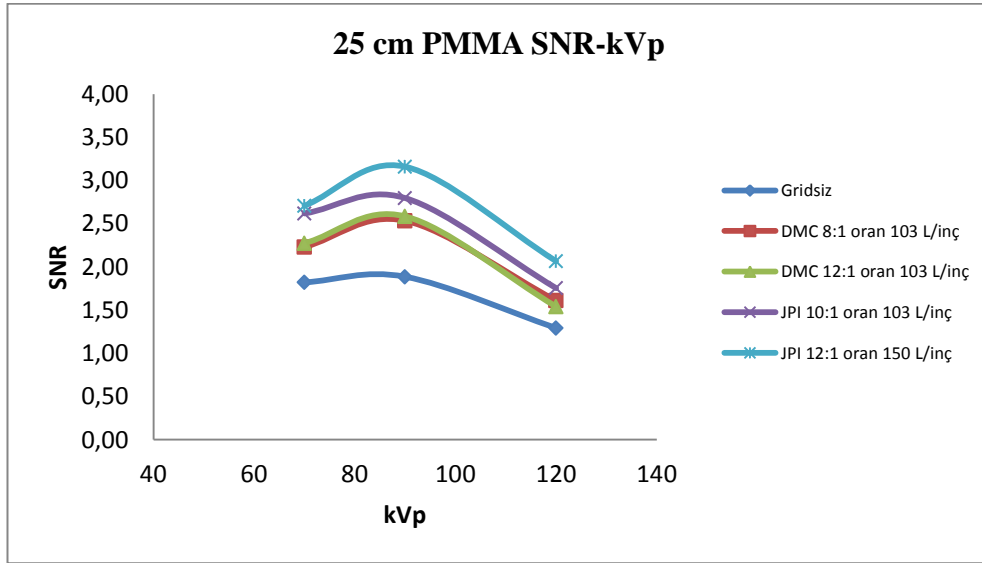
Şekil 4.34 10 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi



Şekil 4.35 15 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi



Şekil 4.36 20 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi

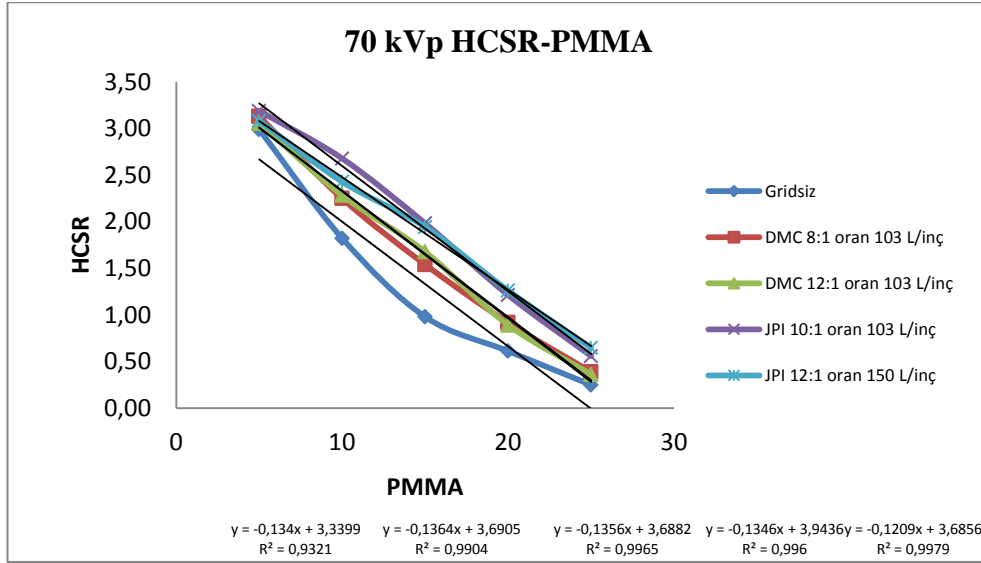


Şekil 4.37 25 cm saçıcı kalınlığında, SNR'ın kVp ile değişimi

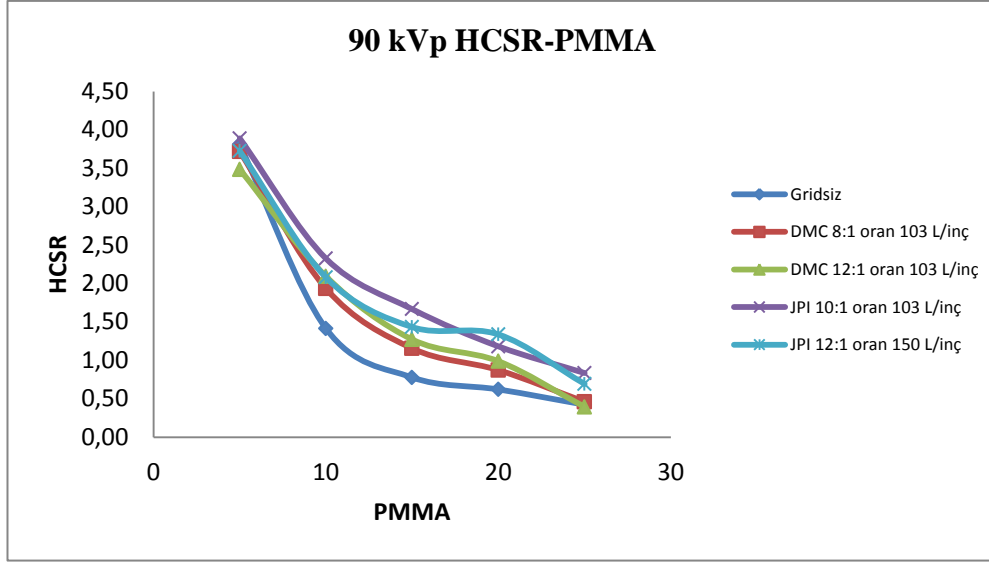
- 5 cm saçıcı kalınlığında, kVp arttıkça sinyal gürültü oranı artmaktadır. kVp arttıkça demetin ortalama enerjisi artar. Saçıcı kalınlığı düşük olduğundan saçılan ışınların etkisi düşük olmakta, buna bağlı olarak gürültü azalmakta ve SNR artmaktadır. 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında, SNR kVp arttıkça azalmaktadır. Demetin

kalitesi ve saçıcı kalınlığının artması sonucu, saçılan ışınlar artar. Saçılan ışınların etkisi ile gürültü artacağından SNR azalmaktadır.

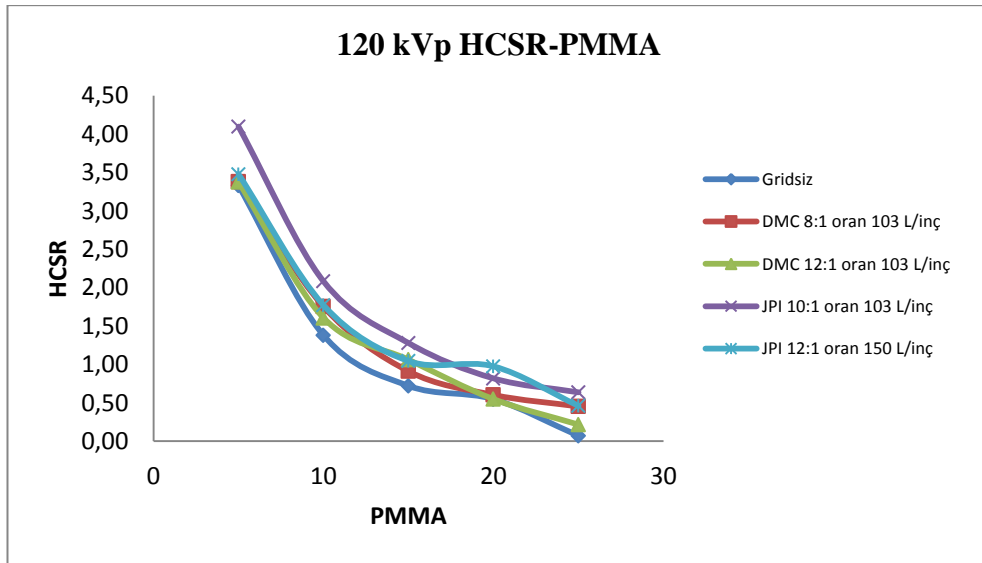
- Her bir kalınlık için, SNR'ın kVp ile değişiminde, grid oranı ve frekans arttıkça gürültü azalacağından ve daha fazla saçılan ışın soğurulacağından sinyal gürültü oranı artmaktadır.
  - Gridsiz olarak hesaplanan SNR değeri en düşüktür. kVp arttıkça compton etkileşimleri sonucu oluşan, saçılmış ışınlar artacağından SNR azalmaktadır.
  - SNR değeri, en yüksek olan grid, JPI 12:1oran 150L/inç'tir. Hem grid oranı ve frekansı yüksek hem de yüzey kaplaması alüminyumdur.
- e) 70, 90 ve 120 kVp'de HCSR'nin saçıcı kalınlıkları ile değişimi Şekil 4.38, Şekil 4.39 ve Şekil 4.40'da gösterilmektedir.



Şekil 4.38 70 kVp'de, HCSR'nin saçıcı kalınlığı ile değişimi



Şekil 4.39 90 kVp'de, HCSR'nin saçıcı kalınlığı ile değişimi



Şekil 4.40 120 kVp'de, HCSR'nin saçıcı kalınlığı ile değişimi

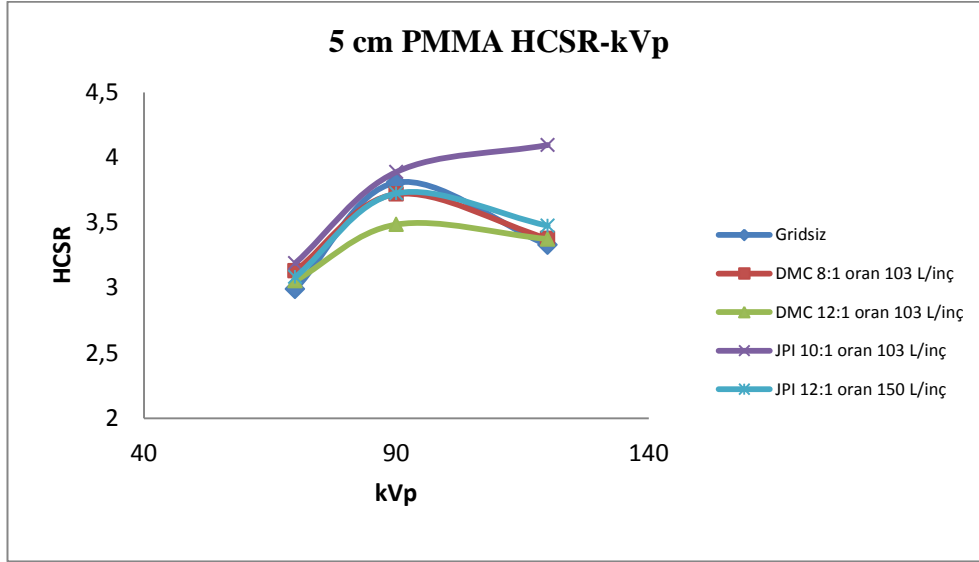
Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücünün, 70, 90 ve 120 kVp ve her bir grid için saçıcı kalınlığı ile değişimi incelendiğinde;

- Saçıcı kalınlığı arttıkça HCSR azalmaktadır. Kalınlık arttıkça, saçılan fotonların etkisi ile ayırma gücü bozulmaktadır. 70 kVp'de fotoelektrik olay daha baskın

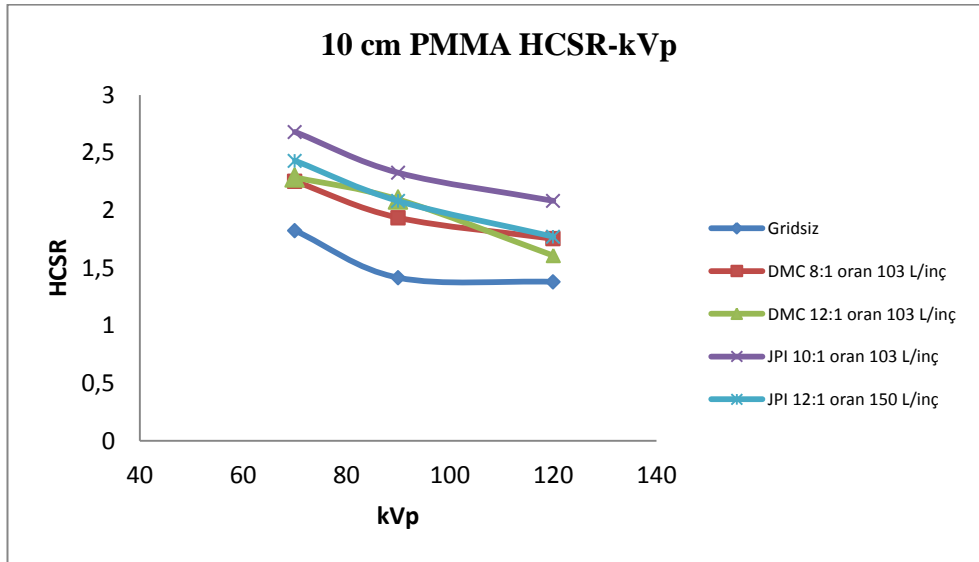
olduğundan, saçıcı kalınlığı artıkça azalım hızlı bir şekilde olmaktadır. Ancak, 90 ve 120 kVp'de 5, 10 ve 15 cm saçıcı kalınlıklarında demetin içinde bulunan düşük enerjili fotonlar soğurulduğundan hızlı bir azalım gözlemlenmektedir. 20 ve 25 cm saçıcı kalınlığına gelindiğinde ise demetin ortalama enerjisi artmış ve foton sayısı azalmıştır.

- HCSR değeri gridsiz yapılan ışınlamalarda en düşüktür. En yüksek HCSR değeri alüminyum kaplı gridlerdedir. Saçılan radyasyon geçirgenliğinin düşük olmasından kaynaklanmaktadır.
- Grid oranı ve frekans artıkça yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü iyileşmektedir. Saçılan fotonlar, grid oranı ve kurşun şeritlerin miktarı artıkça daha fazla soğurulmakta ve ayırma gücü iyileşmektedir.
- 70, 90 ve 120 kVp'de yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü davranışı SNR'ine benzemektedir.

f) 5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında, HCSR'nin kVp ile değişimi Şekil 4.41, Şekil 4.42, Şekil 4.43, Şekil 4.44 ve Şekil 4.45'te gsterilmektedir.

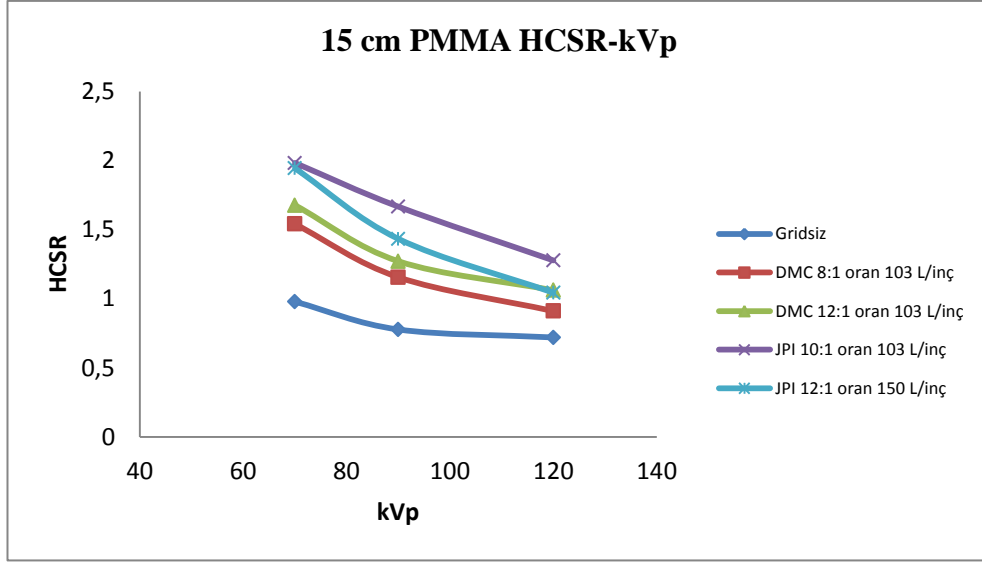


Şekil 4.41 5 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi

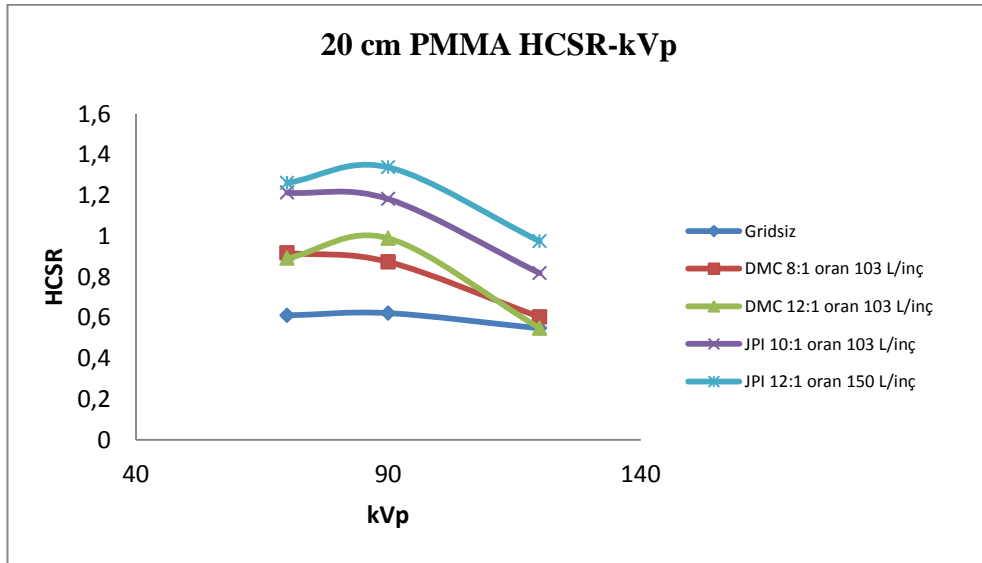


Şekil 4.42 10 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi

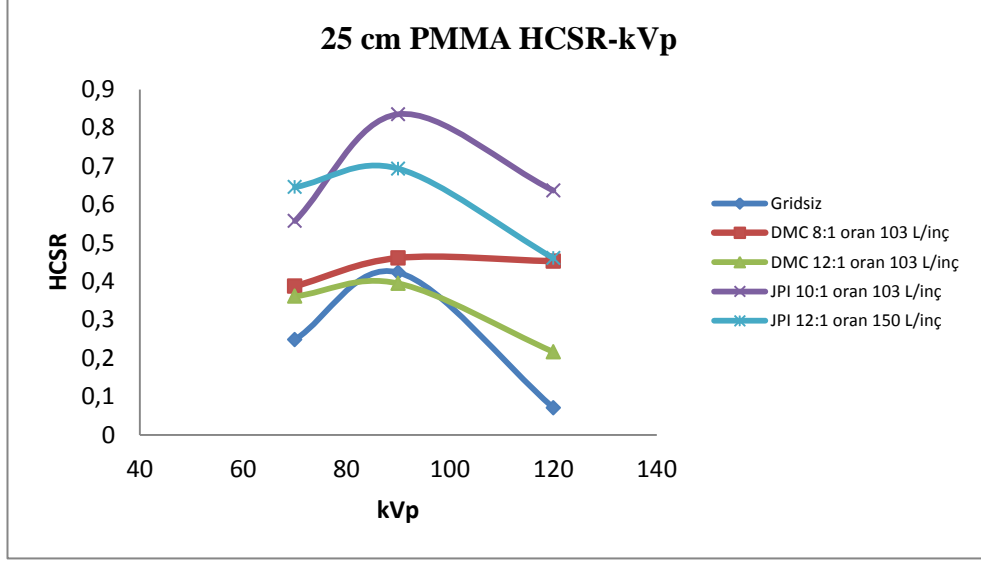




Şekil 4.43 15 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.44 20 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi



Şekil 4.45 25 cm saçıcı kalınlığında, HCSR'nin kVp ile değişimi

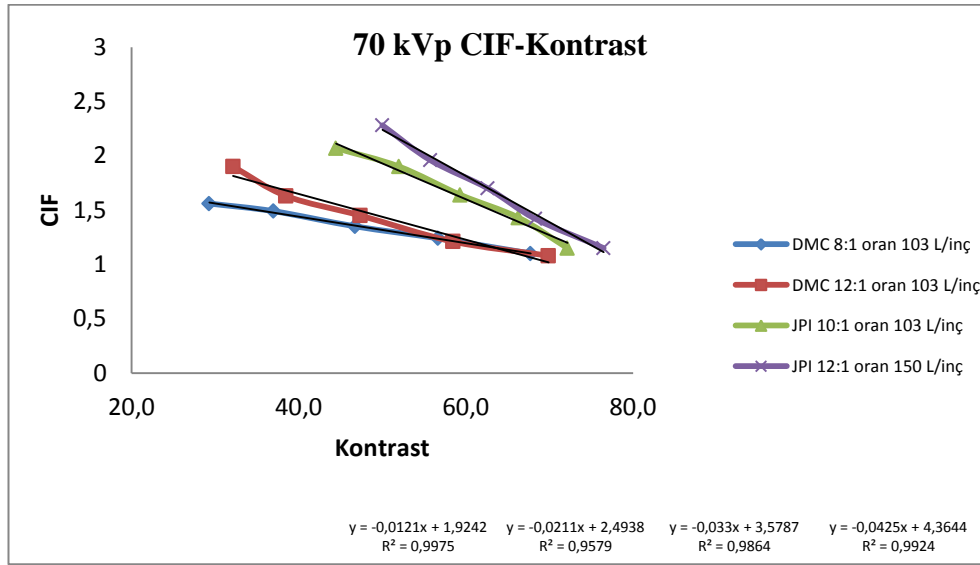
Yüksek kontrast ayırma gücünün, 5, 10, 15, 20 ve 25 saçıcı kalınlıklarında kVp ile değişimine bakıldığında;

- Artan kVp ile HCSR değerleri düşmektedir. 5 cm saçıcı kalınlığında, kalınlık çok küçük ve saçılan fotonlar az olduğu için HCSR değerinde artış gözlemlenmektedir. 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında, kVp arttıkça HCSR düşmektedir. Demetin kalitesinin ve saçıcı kalınlığının artması sonucu, saçılan ışınlar artar. Saçılan ışınların etkisi ile HCSR bozulmaktadır. 20 ve 25 cm saçıcı kalınlığında saçılan radyasyon etkisi daha da belirgindir.
- Her bir kalınlık için, HCSR'in enerji ile değişiminde, grid oranı ve frekans artıkça gürültü azalacağından ve daha fazla saçılan ışın soğurulacağından, HCSR artmaktadır.

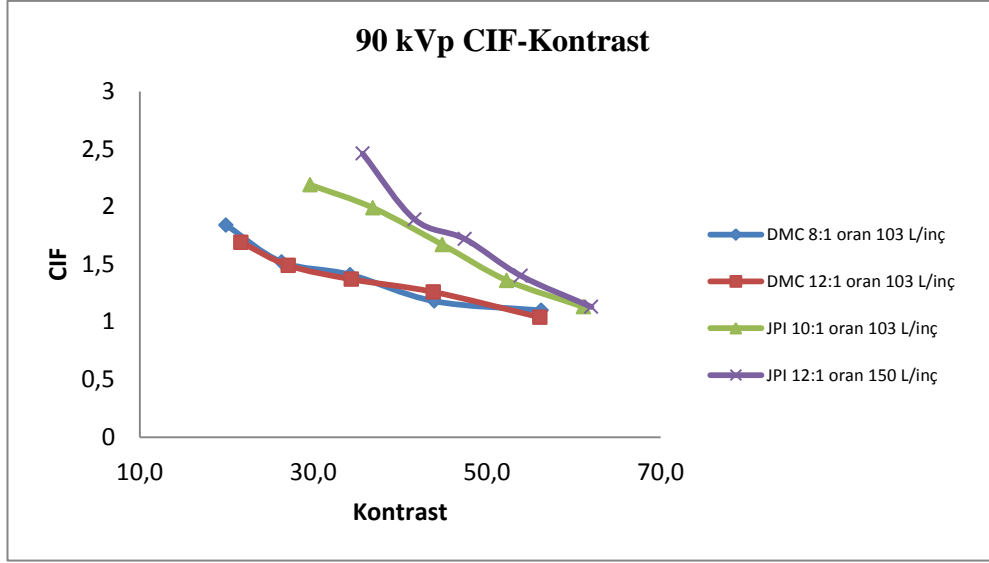
### 4.3.3. Grid Performans Testlerinden Elde Edilen Metriklerin Görüntü Kalitesi Testlerinden Elde Edilen Metriklerle Karşılaştırılması

Bu bölümde, grid performans testleri ile birlikte kullanılabilir olan görüntü kalitesi metriklerinin belirlenebilmesi için iki yöntemden elde edilen metriklerin kıyaslaması yapılmıştır.

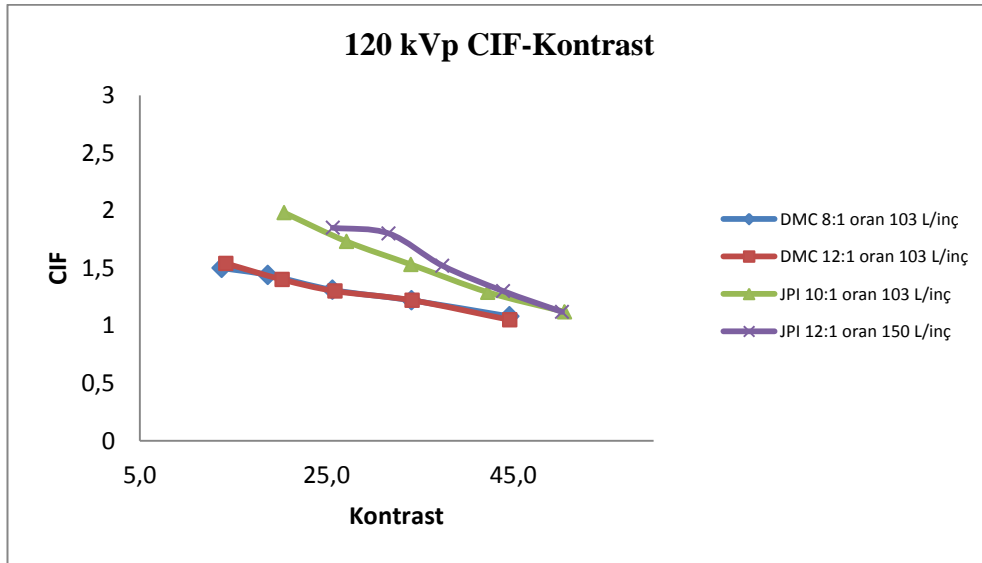
- a) 70, 90 ve 120 kVp' de CIF kontrast ile değişimi Şekil 4.46, Şekil 4.47 ve Şekil 4.48'te gösterilmektedir.



Şekil 4.46 70 kVp'de, CIF'in kontrast ile değişimi



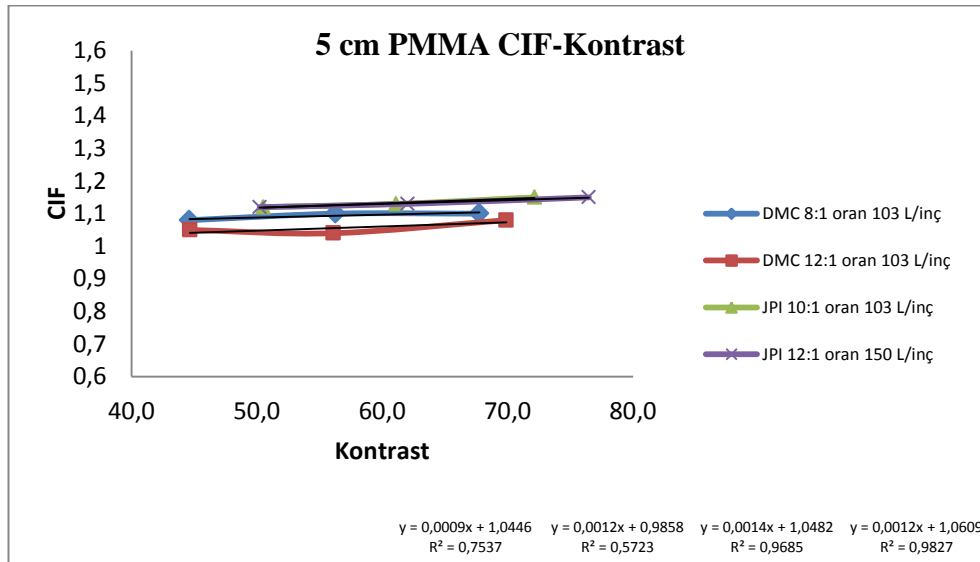
Şekil 4.47 90 kVp'de, CIF'in kontrast ile değişimi



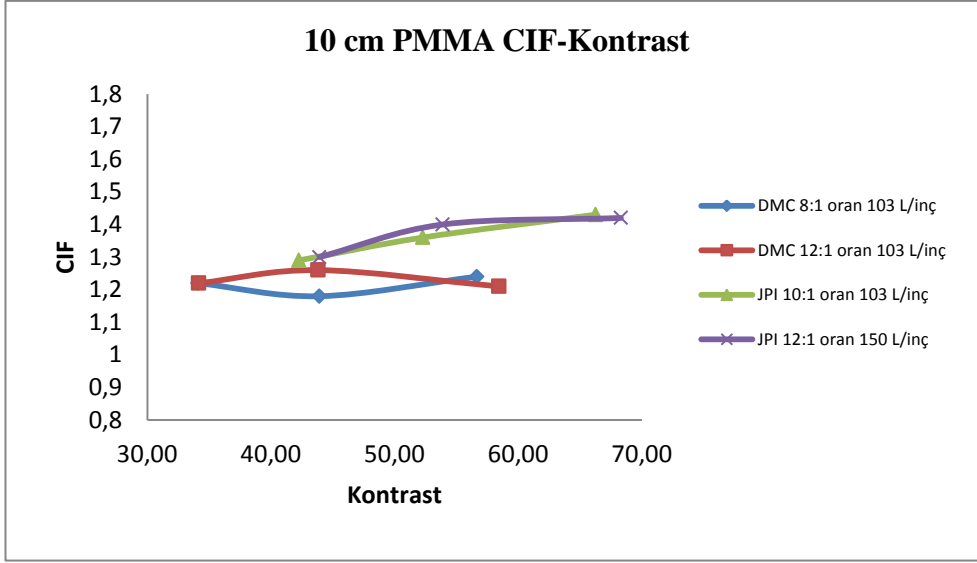
Şekil 4.48 120 kVp'de, CIF'in kontrast ile değişimi

- 70, 90 ve 120 kVp değerleri için; kontrast saçıcı kalınlığı arttıkça azalır, bunun tam tersi olan kontrast iyileştirme faktörü kalınlık arttıkça artmaktadır. Yani, kontrast azaldıkça CIF artar. Kontrast ve CIF arasındaki ilişki doğrusaldır.

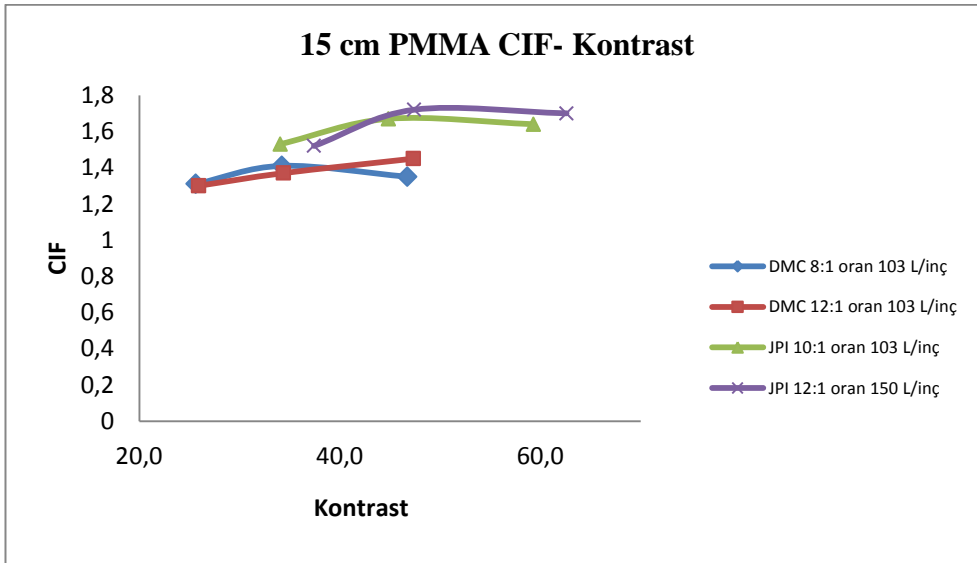
- 70 kVp'de CIF'nin kontrasta göre değişimi DMC 12:1 103 L/inç gride, DMC 8:1 103 L/inç gride göre 2 kat daha hızlı azalım göstermektedir. JPI 12:1 150 L/inç grid, JPI 10:1 103 L/inç gridten 1.3 kat hızlı azalmaktadır.
  - 90 kVp'de DMC 12:1 103 L/inç ve DMC 8:1 oranlı 103 L/inç gridler için elde edilen grafiklerin eğimleri yakındır. JPI 12:1 150 L/inç grid, JPI 10:1 103 L/inç gridten 1.4 kat hızlı azalmaktadır.
  - 120 kVp'de DMC 12:1 103 L/inç ve DMC 8:1 oranlı 103 L/inç gridler için elde edilen eğimler yaklaşık olarak eşittir. Benzer şekilde, JPI 12:1 150 L/inç ve JPI 10:1 103 L/inç gridleri için eğimler de yakın bulunmuştur.
- b) 5, 10,15,20 ve 25 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi Şekil 4.49, Şekil 4.50, Şekil 4.51, Şekil 4.52 ve Şekil 4.53'te gösterilmektedir.



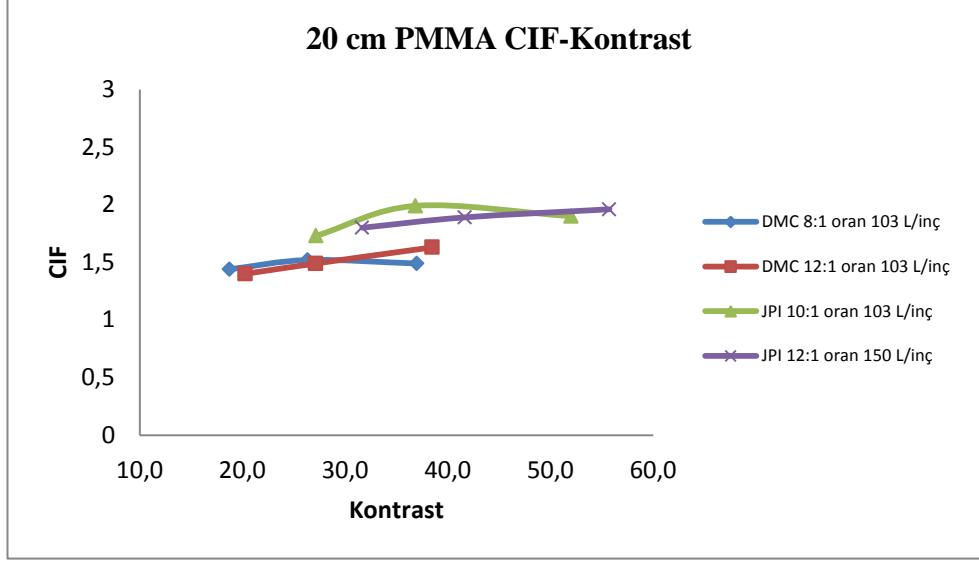
Şekil 4.49 5 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi



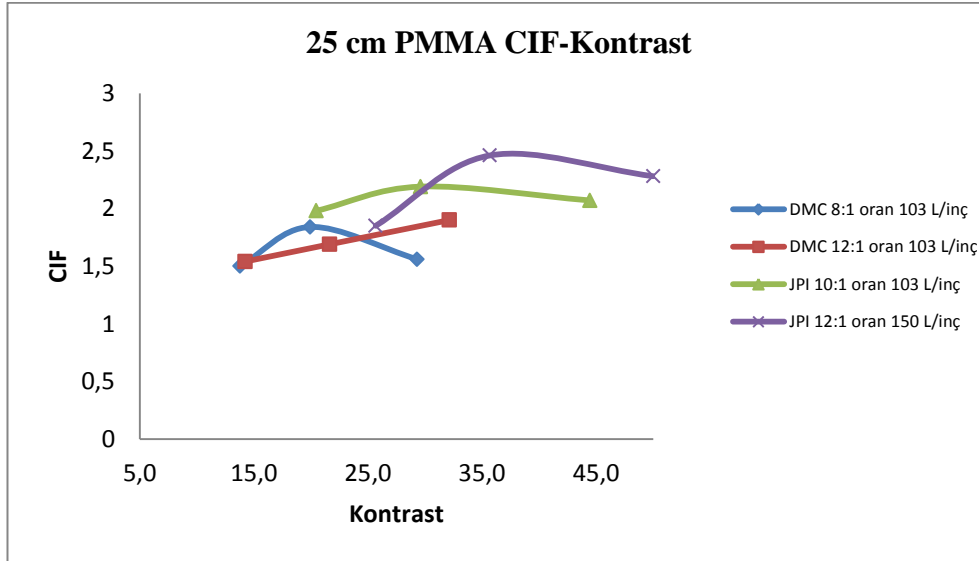
Şekil 4.50 10 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi



Şekil 4.51 15 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi



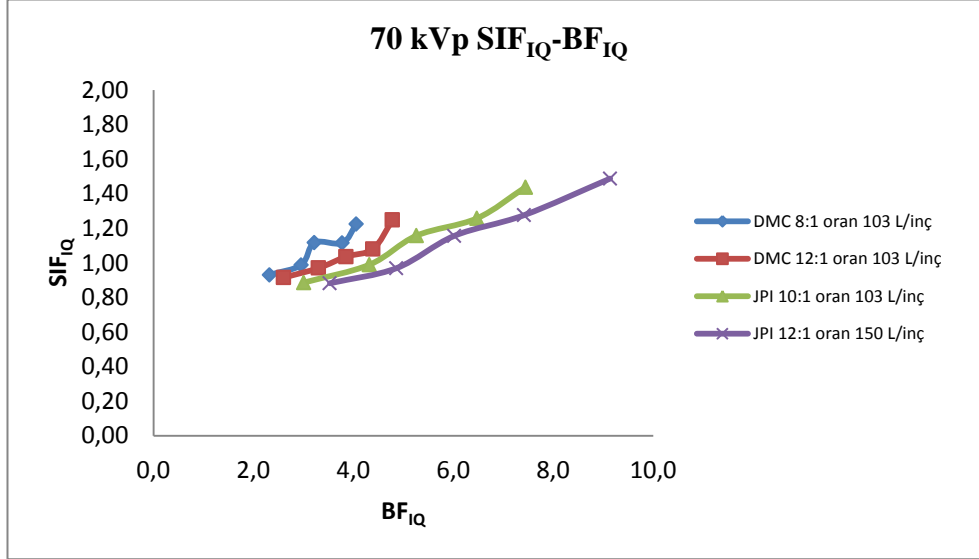
Şekil 4.52 20 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi



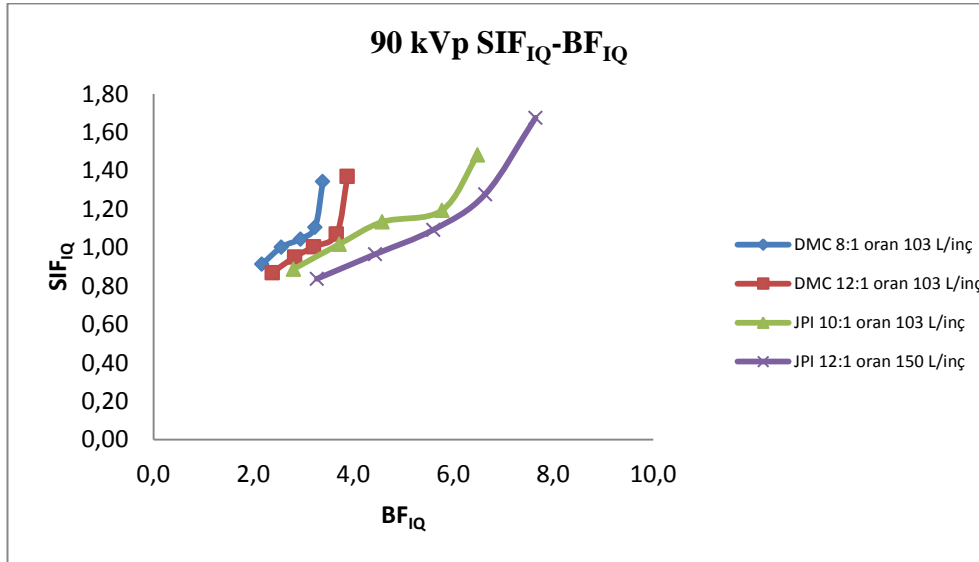
Şekil 4.53 25 cm saçıcı kalınlığında, CIF kontrast ile değişimi

- 5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında; kVp değeri artıka kontrast ve CIF azalır. CIF ve kontrast ilişkisini incelediğimizde kontrast artmasına rağmen CIF değeri çok değişmemektedir.

c) 70, 90 ve 120 kVp' de  $SIF_{IQ}$  'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi Şekil 4.54, Şekil 4.55 ve Şekil 4.56' da gösterilmektedir.

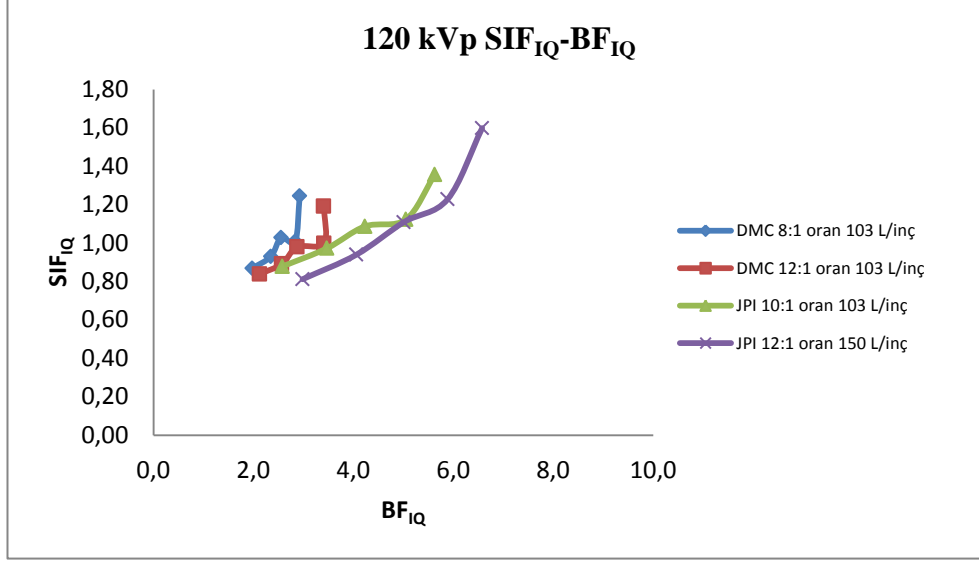


Şekil 4.54 70 kVp'de,  $SIF_{IQ}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



Şekil 4.55 90 kVp'de,  $SIF_{IQ}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi





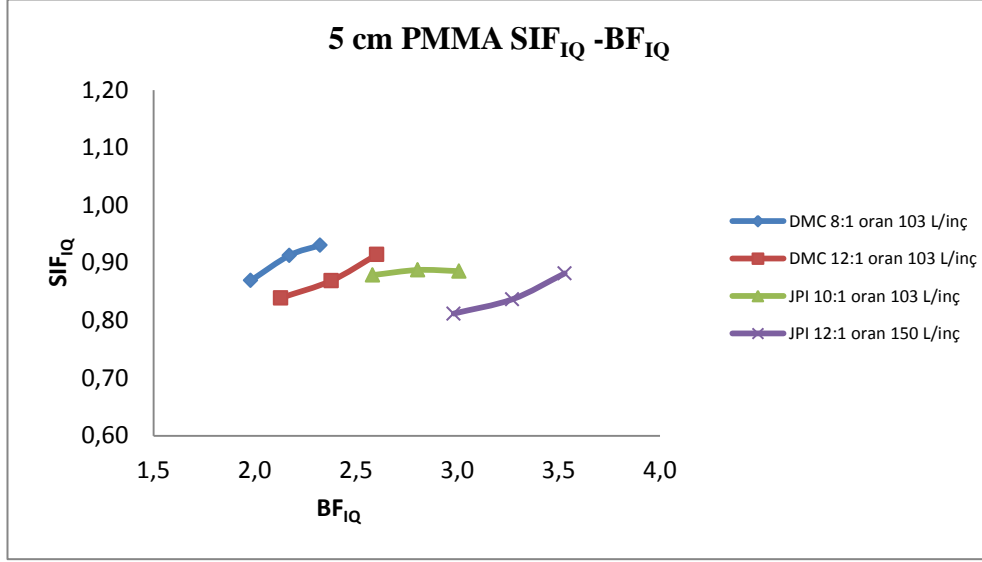
Şekil 4.56 120 kVp'de, SIF<sub>IQ</sub>'in BF<sub>IQ</sub> ile değişimi

70, 90 ve 120 kVp için görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan bucky faktörü ve sinyal gürültü oranları karşılaştırıldığında;

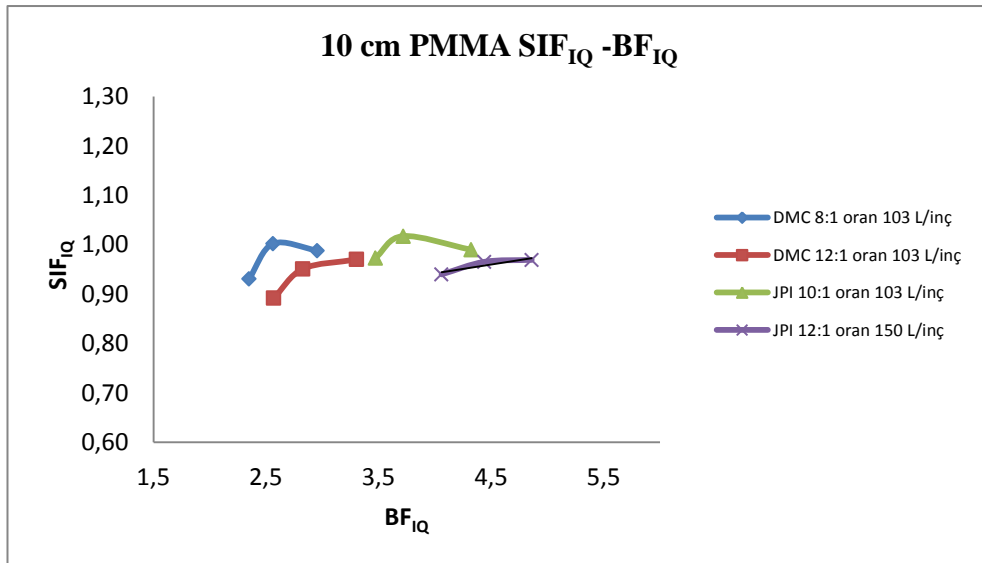
- Bütün kVp'ler için, SIF<sub>IQ</sub> arttıkça BF<sub>IQ</sub> artmaktadır.
- JPI gridleri için, 5 ve 10 cm saçıcı kalınlıklarında SIF değerinin birin altında, 15 cm ve üzeri kalınlıklarda birin üstünde olduğu görülmektedir. 15 cm'den 25 cm geçildiğinde bucky faktörü ve buna bağlı olarak doz 1.5 kat artmaktadır. 5 cm'den 25 cm geçildiğinde farklı kVp'ler için bucky faktörü yaklaşık 2.5-3 arasında artış göstermektedir. JPI gridler için, yüksek saçıcı kalınlıklarında, bucky faktörü yüksek olduğundan dolayı hasta dozu yüksektir.
- DMC gridler, farklı grid oranlarında olmalarına rağmen, her iki grid için de 5 cm saçıcı kalınlığından 20 cm saçıcı kalınlığına geçildiğinde, bucky faktörü 1.5 kat artmaktadır. 70, 90 ve 120 kVp'de bucky faktör ve SIF'in değişimine bakıldığında, DMC 12:1 103 L/inç, DMC 8:1 103 L/inç gridler için eğimleri yaklaşık olarak eşittir. Benzer şekilde, JPI 12:1 150 L/inç ve JPI 10:1 103 L/inç gridler için de eğimler yakındır.

- Bütün kVp'lerde,  $SIF_{IQ}$  ve  $BF_{IQ}$  değerleri grid oranı ve frekansı arttıkça artmaktadır.

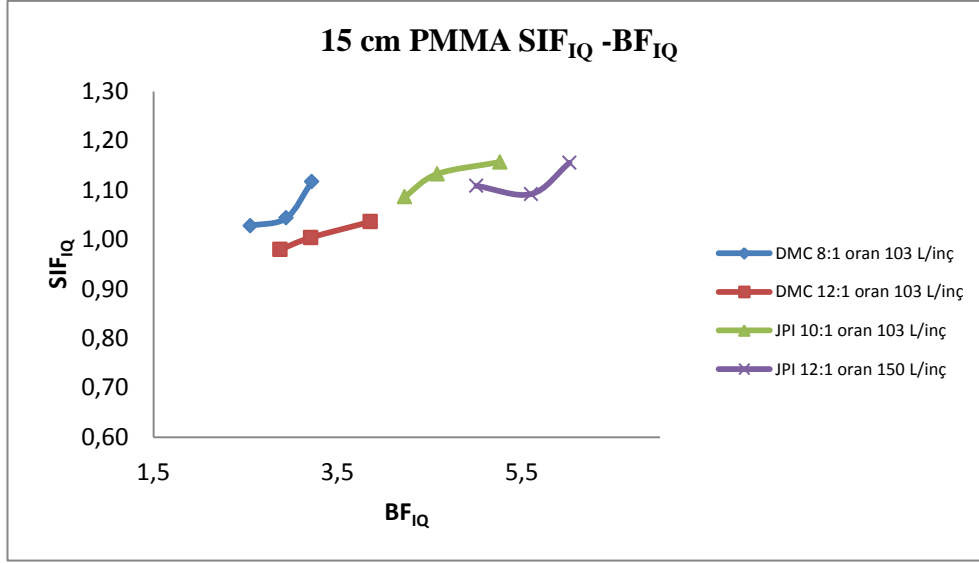
d) 5, 10,15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında,  $SIF_{IQ}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi Şekil 4.57, Şekil 4.58, Şekil 4.59, Şekil 4.60 ve Şekil 4.61'de gösterilmektedir.



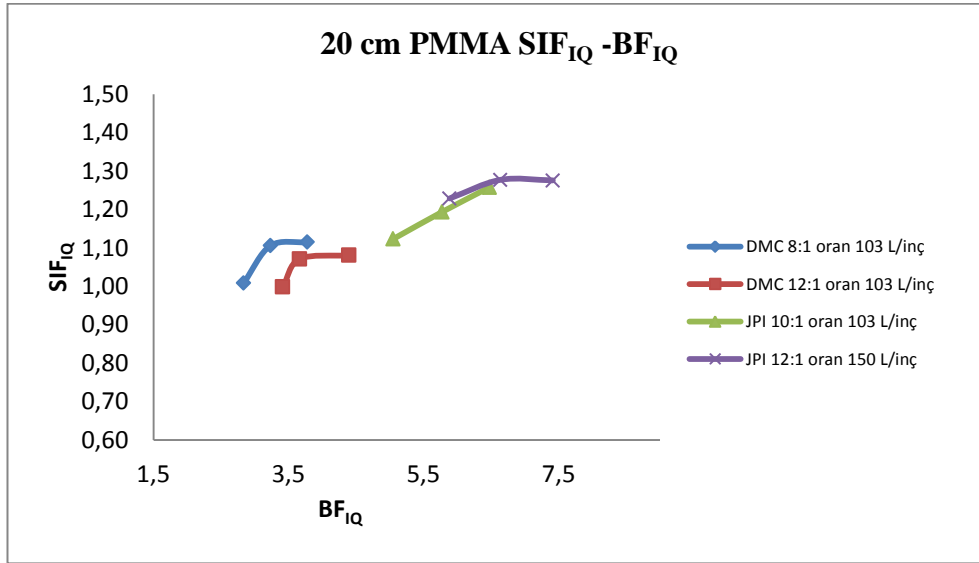
Şekil 4.57 5 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{IQ}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



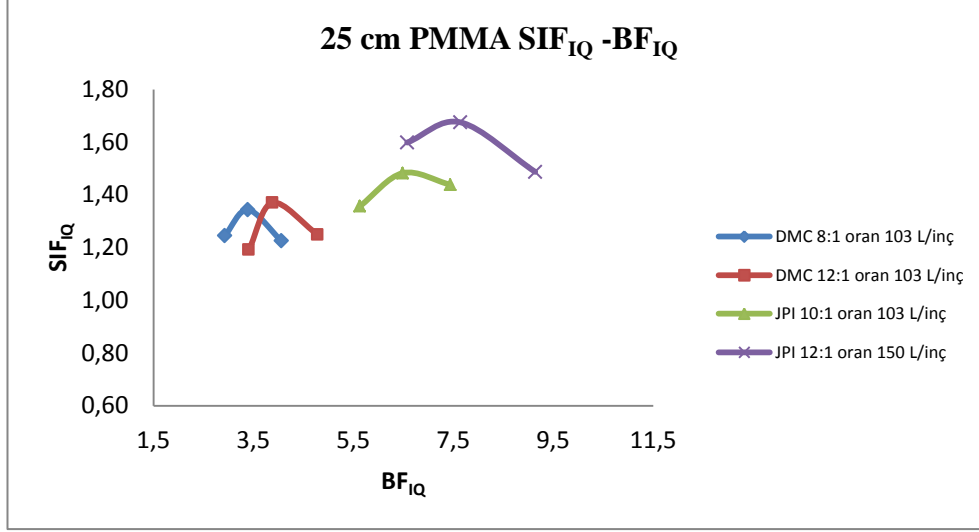
Şekil 4.58 10 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{IQ}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



Şekil 4.59 15 cm saçıcı kalınlığında, SIF<sub>IQ</sub>'in BF<sub>IQ</sub> ile değişimi



Şekil 4.60 20 cm saçıcı kalınlığında, SIF<sub>IQ</sub>'in BF<sub>IQ</sub> ile değişimi

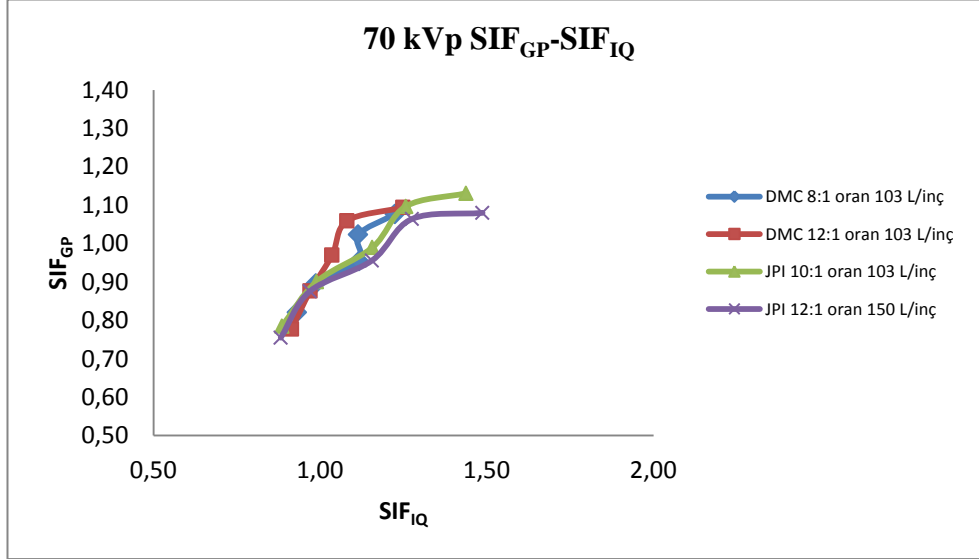


Şekil 4.61 25 cm saçıcı kalınlığında, SIF<sub>IQ</sub>'in BF<sub>IQ</sub> ile değişimi

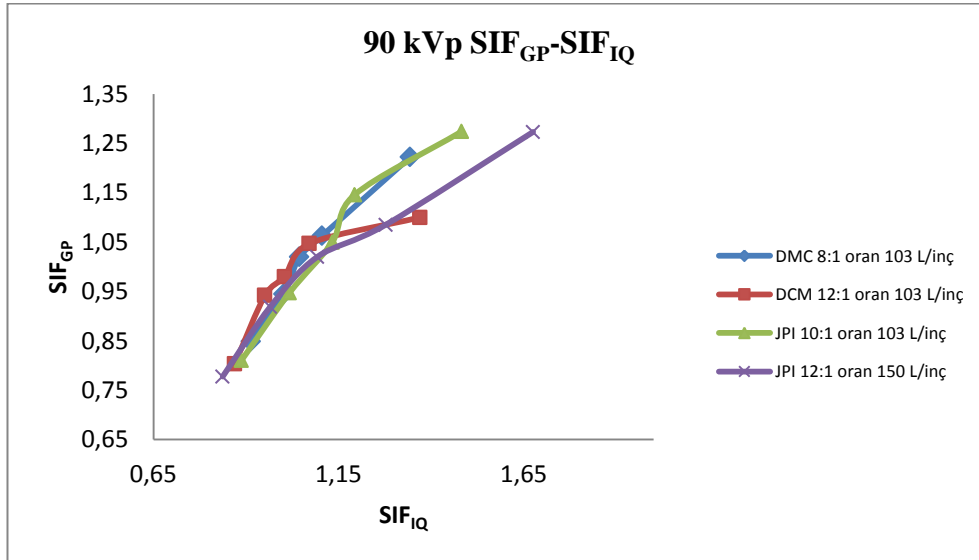
5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıkları için incelendiğinde;

- Her bir kalınlık için, görüntü kalitesinin üzerinden hesaplanan bucky faktörü artıka sinyal gürültü iyileştirme faktöründe az miktarda artış gözlemlenmektedir. SIF<sub>IQ</sub> değeri, kVp ile çok değişim göstermemektedir. Bucky faktörleri ise her bir grid için düşük kVp yüksek kVp geçişlere geçildiğinde, yaklaşık olarak 1,2-1,4 kat arasında değişim göstermektedir.
- Her bir saçıcı kalınlığı için, SIF<sub>IQ</sub> ve BF<sub>IQ</sub> değerleri grid oranı ve frekansı yükseldikçe artmaktadır.

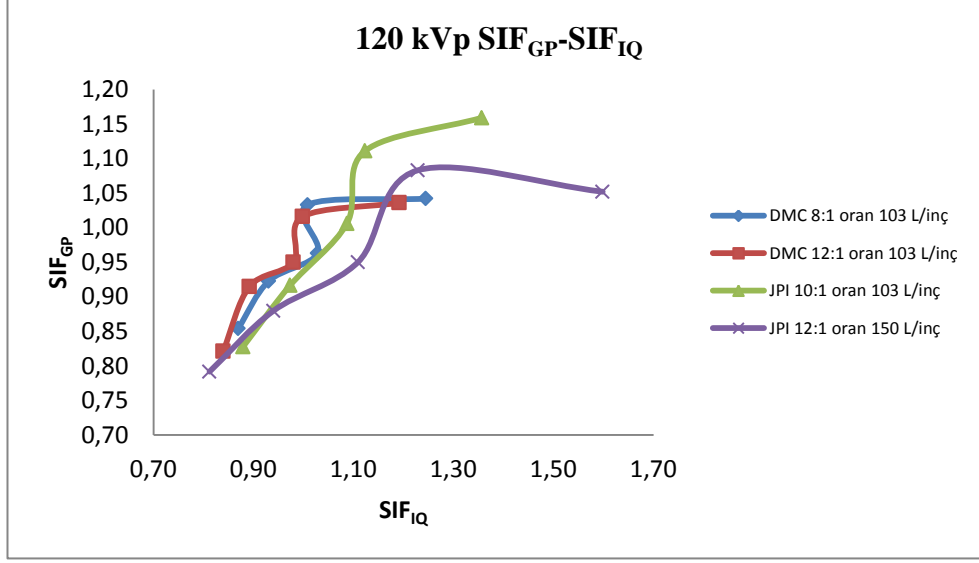
e) 70, 90 ve 120 kVp'de  $SIF_{GP}$ 'nin  $SIF_{IQ}$  ile değişimi Şekil 4.62, Şekil 4.63 ve Şekil 4.64'de gösterilmektedir.



Şekil 4.62 70 kVp'de,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi



Şekil 4.63 90 kVp'de,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi

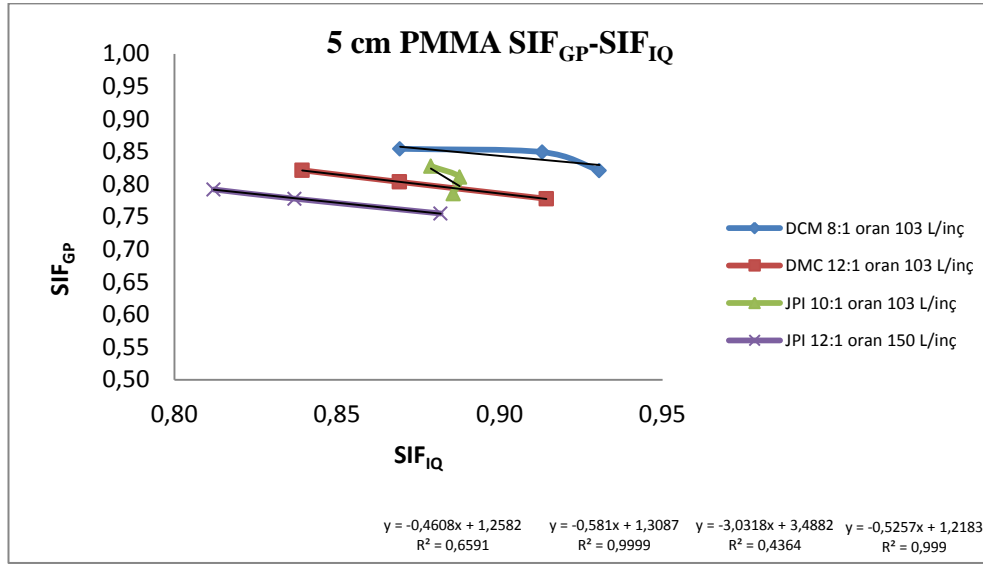


Şekil 4.64 120 kVp'de, SIF<sub>GP</sub>'in SIF<sub>IQ</sub> ile değişimi

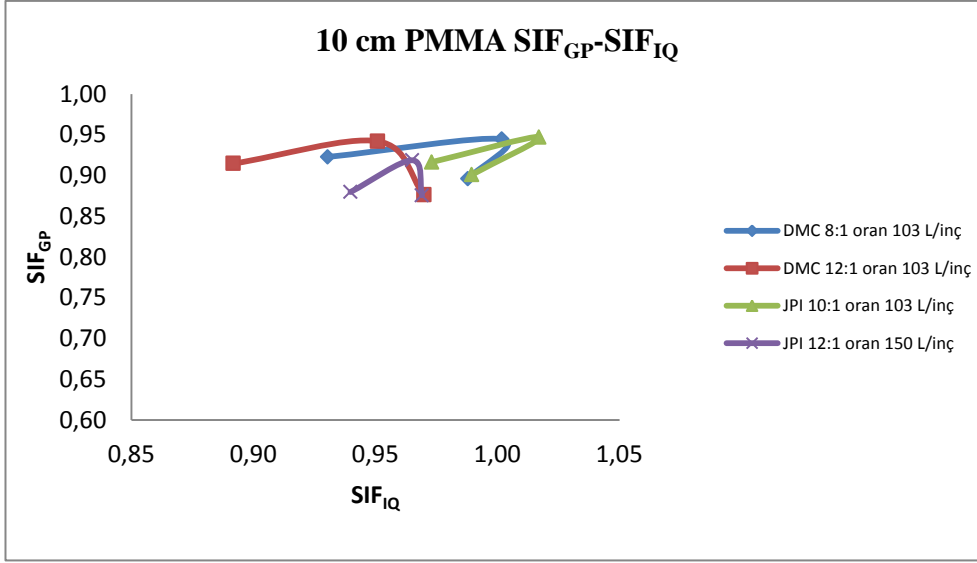
- DMC 8:1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan SIF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan SIF<sub>GP</sub> değerlerinin 1.1 katı bulunmuştur.
- DMC 12:1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan SIF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan SIF<sub>GP</sub> değerleri ile yaklaşık olarak aynı bulunmuştur.
- JPI 10:1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan SIF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan SIF<sub>GP</sub> değerlerinin 1.1 katı bulunmuştur.
- JPI 12:1 150 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan SIF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan SIF<sub>GP</sub> değerlerinin 1.2 katı bulunmuştur. Grid performans testleri yapılırken kullanılan kolimasyon çok küçüktür ve burada ölçülen SIF<sub>GP</sub> değeri T<sub>p</sub>'nin T<sub>t</sub> kareköküne oranı ile bulunduğundan fazla saçılan ışınların etkisi altında kalmamıştır. Görüntü kalitesi deneyleri yapılırken kullanılan kolimasyon detektör üzerinde maksimum olacak şekilde açılmıştır ve saçılan

fotonların etkisiyle görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan  $SIF_{IQ}$  değerleri yüksek bulunmuştur.

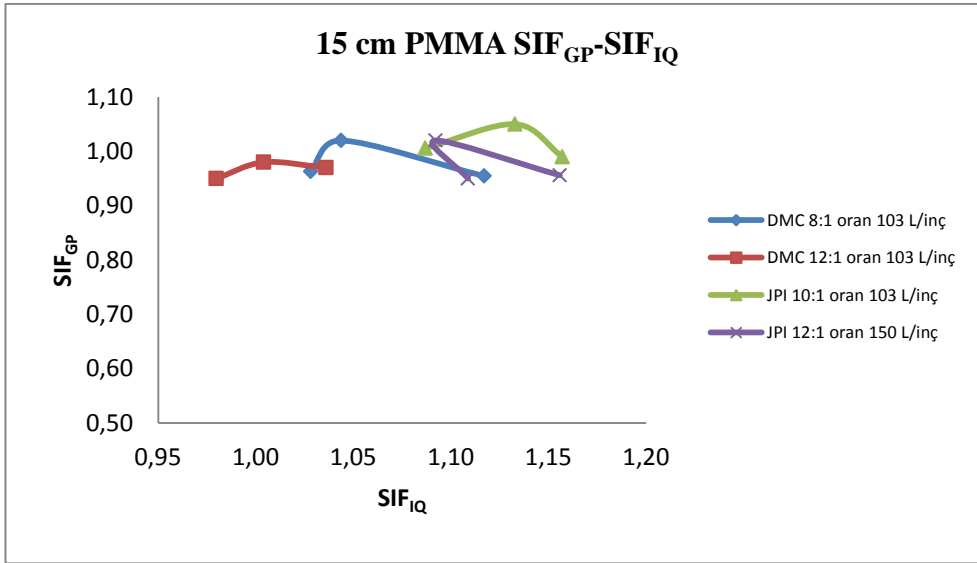
- f) 5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında,  $SIF_{GP}$   $SIF_{IQ}$  ile değişimi Şekil 4.65, Şekil 4.66, Şekil 4.67, Şekil 4.68 ve Şekil 4.69'da gösterilmektedir.



Şekil 4.65 5 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi

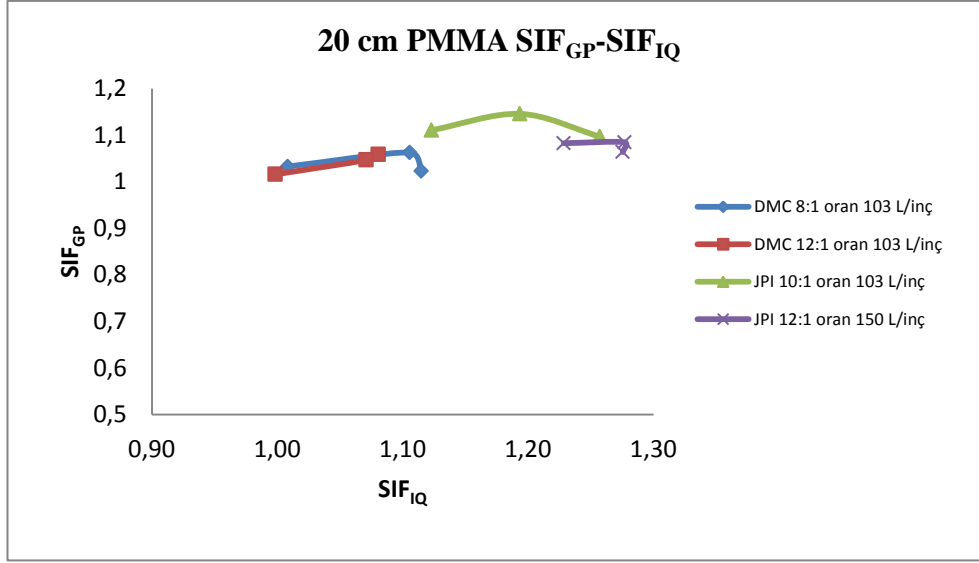


Şekil 4.66 10 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi

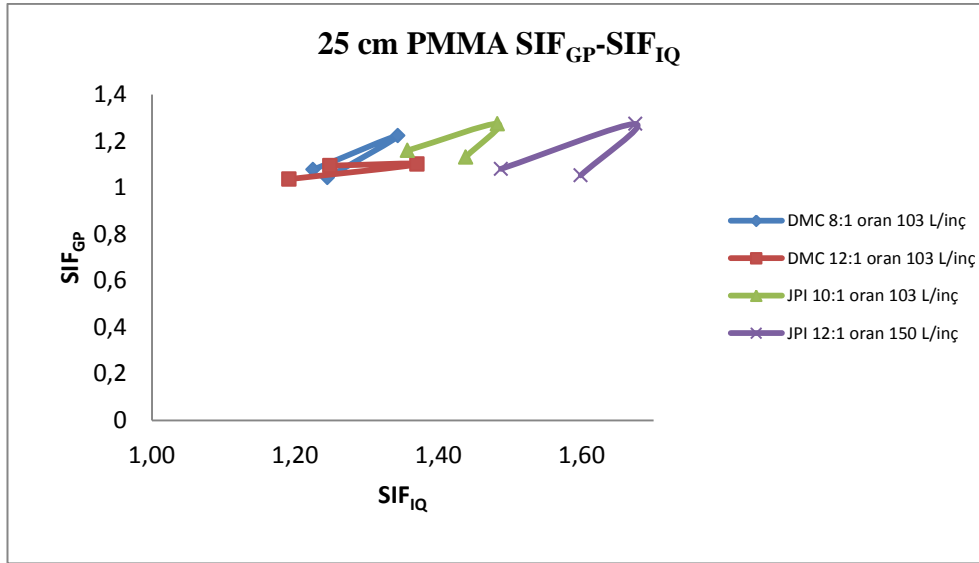


Şekil 4.67 15 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi





Şekil 4.68 20 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi

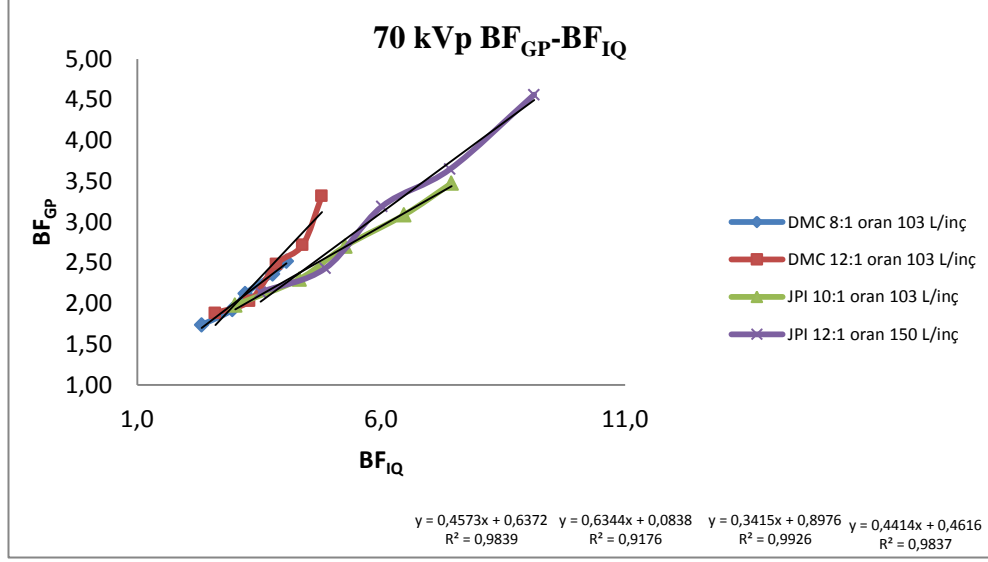


Şekil 4.69 25 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimi

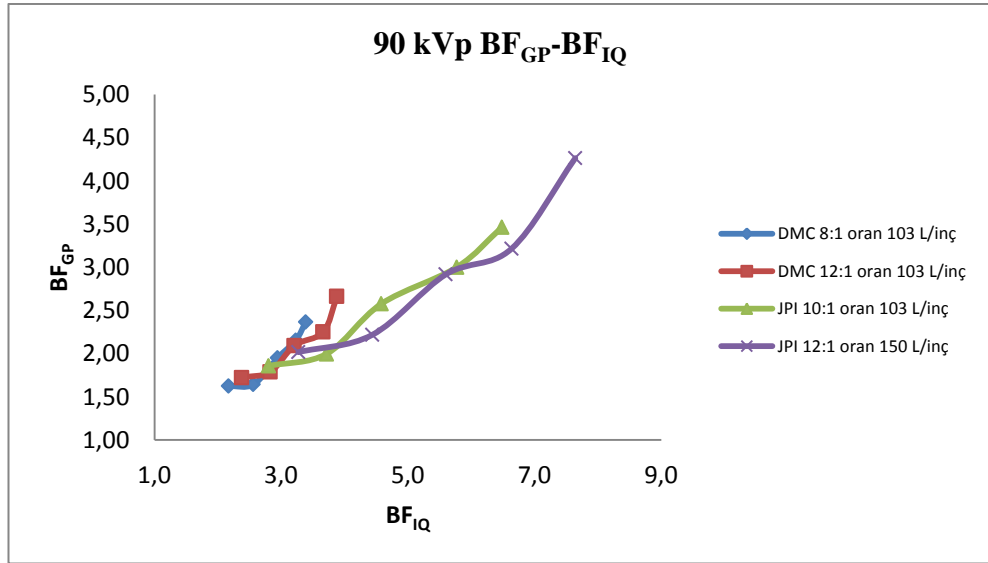
5, 10, 15, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlıklarında,  $SIF_{GP}$ 'in  $SIF_{IQ}$  ile değişimine bakıldığında;

- Grid performansından hesaplanan  $SIF_{GP}$  ve görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan  $SIF_{IQ}$  değerleri 5 ve 10 cm saçıcı kalınlıklarında bütün gridleri için birin altındadır. buna göre 5 ve 10 cm'de grid kullanımına gerek yoktur ve grid kaldırılmalıdır.
- Bütün gridler için, 15 cm saçıcı kalınlığında, grid kullanımına karar verilebilmesi için görüntü kalitesinden hesaplanan diğer parametreler incelenerek değerlendirme yapılmalıdır.
- 20 cm saçıcı kalınlığında DMC grid için diğer parametreler incelenmeli, JPI gridler kullanılmamalıdır. JPI gridlerin BF değerleri yüksek olduğundan, kullanıldığı takdirde, hasta dozundaki yüksek artışa karşılık gelen görüntü kalitesindeki iyileşme grid kullanımını önerecek seviyede değildir.
- 25 cm saçıcı kalınlığı için hem DMC ve JPI gridlerin kullanılması ile görüntü kalitesi iyileşmekt ancak JPI gridlerin bucky faktörleri DMC gridlerin bucky faktörlerinden daha yüksek olduğu ve görüntü kalitesindeki iyileşmeler benzer seviyelerde olduğu için DMC gridler tercih edilmelidir.

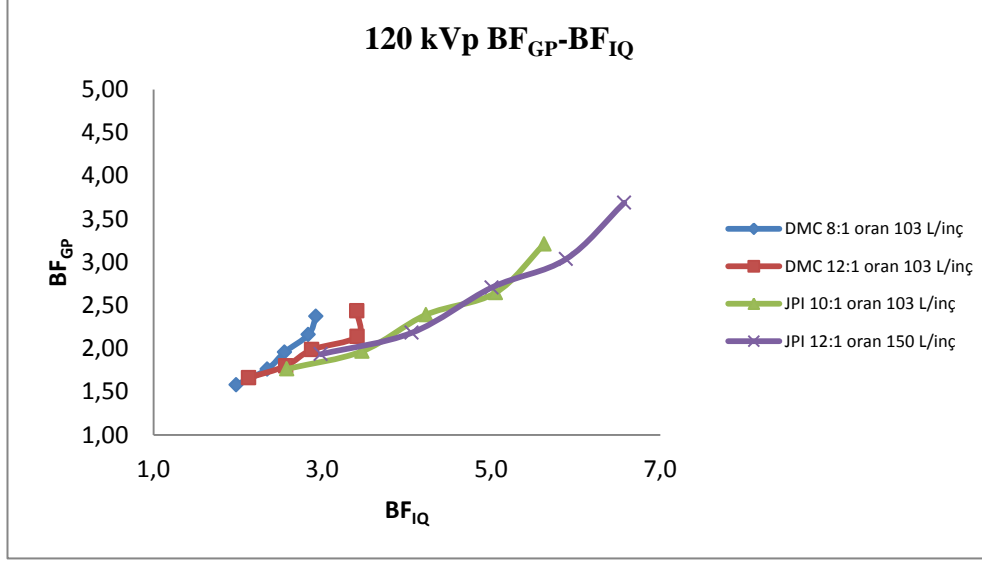
g) 70, 90 ve 120 kVp'de  $BF_{GP}$ 'nin  $BF_{IQ}$  ile değişimi Şekil 4.70, Şekil 4.71 ve Şekil 4.72'de gsterilmektedir.



Şekil 4.70 70 kVp'de,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



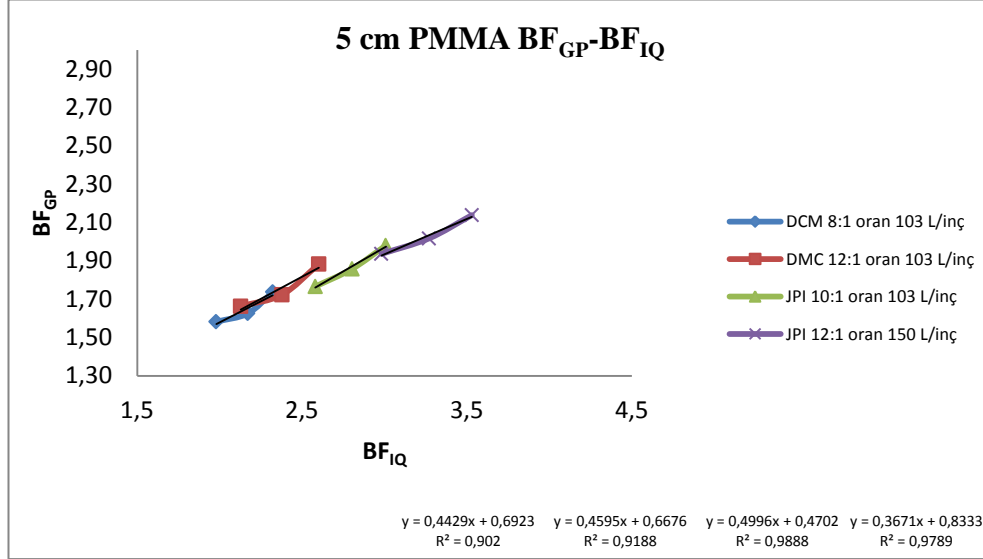
Şekil 4.71 90 kVp'de,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



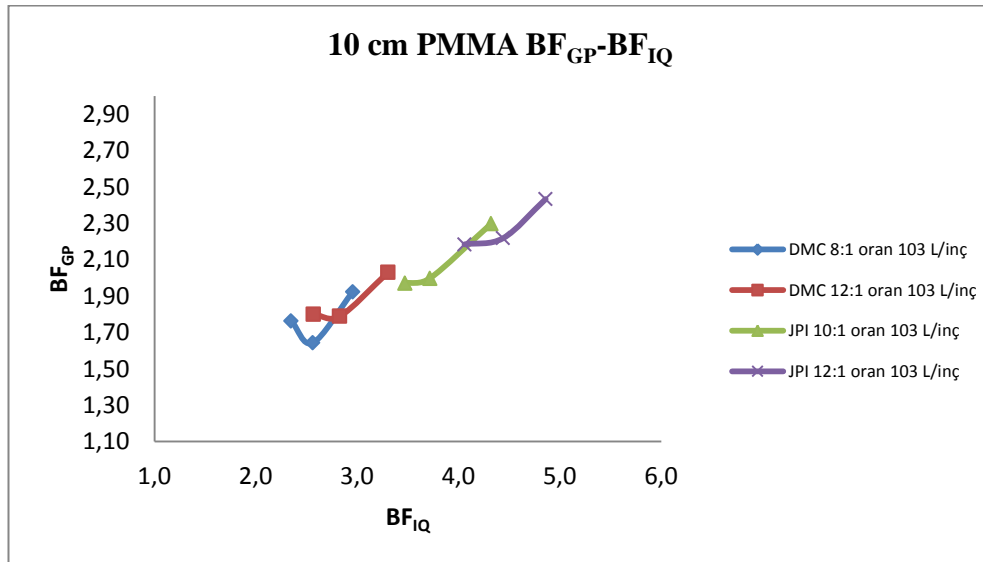
Şekil 4.72 120 kVp'de, BF<sub>GP</sub>'in BF<sub>IQ</sub> ile değişimi

- DMC 8: 1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan BF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan BF<sub>GP</sub> değerlerinin, 1.4-1.8 katı bulunmuştur.
- DMC 12: 1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan BF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan BF<sub>GP</sub> değerlerinin 1.3-1.6 katı bulunmuştur.
- JPI 10: 1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan BF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan BF<sub>GP</sub> değerlerinin 1.5-1.9 katı bulunmuştur.
- JPI 12: 1 150 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan BF<sub>IQ</sub> değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan BF<sub>GP</sub> değerlerinin 1.6-2.1 katı bulunmuştur.

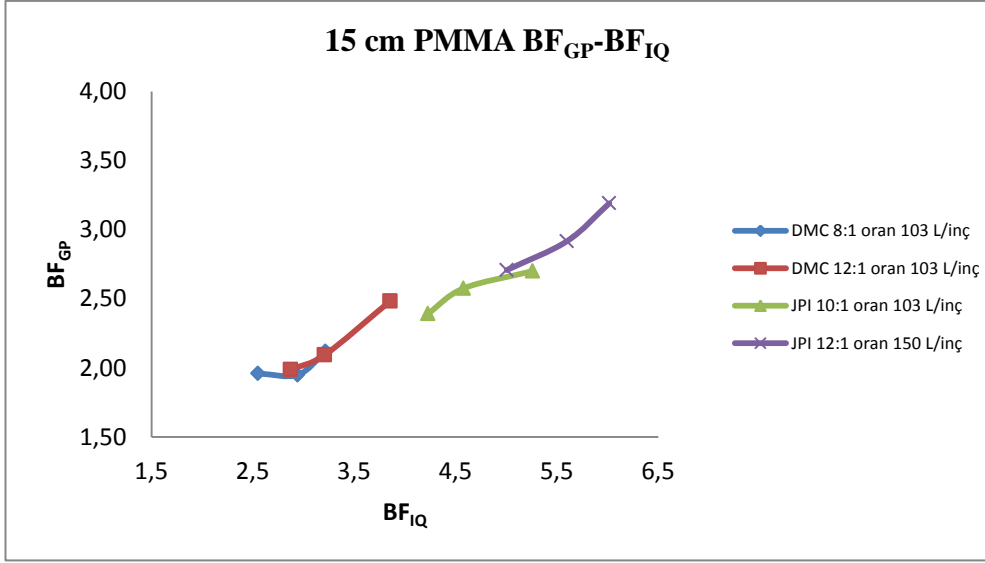
h) 70, 90 ve 120 kVp'de  $BF_{GP}$ 'nin  $BF_{IQ}$  ile değişimi Şekil 4.73, Şekil 4.74, Şekil 4.75, Şekil 4.76 ve Şekil 4.77'de gösterilmektedir.



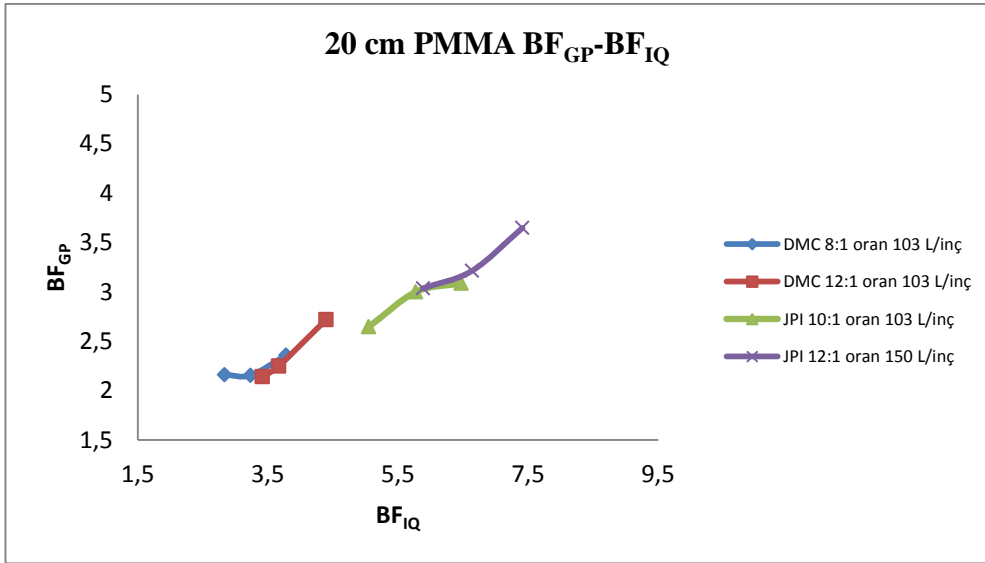
Şekil 4.73 5 cm saçıcı kalınlığında,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



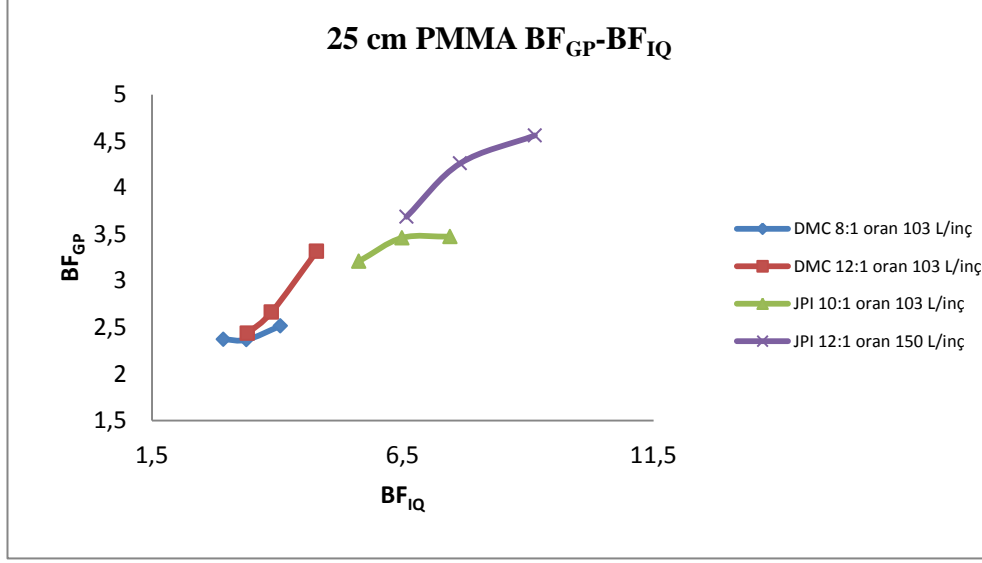
Şekil 4.74 10 cm saçıcı kalınlığında,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



Şekil 4.75 15 cm saçıcı kalınlığında,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



Şekil 4.76 20 cm saçıcı kalınlığında,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi



Şekil 4.77 25 cm saçıcı kalınlığında,  $BF_{GP}$ 'in  $BF_{IQ}$  ile değişimi

- DMC 8:1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan  $BF_{IQ}$  değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan  $BF_{GP}$  değerlerinin, 5cm'de 1.3-1.4; 10, 15 ve 20 cm'de 1.3-1.6 ve 25 cm'de 1.2-1.6 katı bulunmuştur.
- DMC 12:1 oran 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan  $BF_{IQ}$  değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan  $BF_{GP}$  değerlerinin, 5cm'de 1.3-1.4; 10 cm'de 1.4-1.6; 15 ve 25 cm'de 1.5-1.6 ve 20 cm'de 1.6 katı bulunmuştur.
- JPI 10:1 103 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan  $BF_{IQ}$  değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan  $BF_{GP}$  değerlerinin, 5cm'de 1.5; 10 cm'de 1.8-1.9; 15 cm'de 1.7-1.8; 20 cm'de 1.8-2.1 ve 25 cm'de 1.9-2.2 katı bulunmuştur.
- JPI 12:1 150 L/inç grid için; görüntü kalitesinden hesaplanan  $BF_{IQ}$  değerleri, grid performans testlerinden hesaplanan  $BF_{GP}$  değerlerinin, 5cm'de 1.5-1.8; 10 cm'de 1.9-2; 15 cm'de 1.9; 20 cm'de 2-2.2 ve 25 cm'de 1.8-2 katı bulunmuştur.

## 5. SONUÇLAR

Bu çalışmada, grid performans ve görüntü kalitesi testleri için ayrı kVp'lerde ve kalınlıklarda, farklı parametrelerin ölçümleri yapıldı. Yapılan ölçümlerin değerlendirilmesi sonucunda, bu iki farklı yöntemle hesaplanan ve değerlendirilen parametrelerinin birbirleriyle olan ilişkileri araştırıldı.

IEC protokolüne göre grid performans parametreleri, tek kVp (80 kVp) ve tek kalınlık (30cmx30cmx20cm) için verilmektedir (CEI/IEC 60627 2001). Ancak, grid parametrelerinden; bucky faktörü ( $BF_{GP}$ ), kontrast iyileştirme faktörü (CIF), sinyal gürültü oranı faktörü (SNR), sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü ( $SIF_{GP}$ ) ve grid hassasiyet ( $\Sigma$ ), kalınlık ve kVp ile değişmektedir. Bu çalışma ile üç farklı kVp'de ve beş farklı kalınlıkta, grid performans parametreleri hakkında detaylı testler yapılarak, veriler elde edildi.

Görüntü kalitesi testi için, bucky faktörü ( $BF_{IQ}$ ), kontrast (C), yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü (HCSR), sinyal gürültü oranı (SNR) ve sinyal gürültü oranı iyileştirme faktörü ( $SIF_{IQ}$ ) parametreleri matematiksel olarak hesaplandı ve fantomların görüntüleri üzerinden görsel olarak değerlendirme yapıldı.

IEC protokolünün verdiği geometriye benzer bir geometri ve geniş alan detektörü kullanılarak, birincil radyasyon geçirgenliği ( $T_p$ ), saçılan radyasyon geçirgenliği ( $T_s$ ) ve toplam radyasyon geçirgenliği ( $T_t$ ) ölçümleri yapıldı. Bu ölçümlerin farklı kVp'ler ve saçıcı kalınlıkları ile değişimleri incelendi. Bu sonuçlara göre, saçıcı kalınlığının artmasıyla  $T_p$  değişmemekte,  $T_s$  az miktarda artmakta ve  $T_t$  azalmaktadır.  $T_p$ ,  $T_s$  ve  $T_t$  değerleri, kVp ile artış göstermektedir. Bu sonuçlar, literatür ile uyum içerisindedir (Lee et al 2008) (Mizuta et al 2012).  $T_p$ ,  $T_s$  ve  $T_t$  değerleri, saçıcı kalınlıkları ve kVp ile değişimlerinde, artan grid oranı ve frekans ile azalmaktadır (Mizuta et al 2012). Yüzey kaplaması alüminyum olan gridlerin  $T_p$ ,  $T_s$  ve  $T_t$  değerleri, yüzey kaplaması karbon olan gridlerle kıyaslandığında daha düşük çıkmıştır (Lee et al 2008).  $T_p$ ,  $T_s$  ve  $T_t$  değerleri, en yüksek olan grid DMC 8:1 103 L/inç, en düşük olan JPI 12:1 150 L/inç gridlerdir.



Grid parametrelerin en önemlilerinden birisi de bucky faktörüdür. Bucky faktörü, grid kullandığı zaman hasta dozunun ne kadar artacağını gösteren parametredir. Farklı kalınlıklarda ve kVp'lerde, hem grid performans testi üzerinden hesaplanan  $BF_{GP}$  hem de görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan  $BF_{IQ}$  benzer davranış sergilemektedir. BF, artan saçıcı kalınlığı ile artar, artan kVp ile azalmaktadır.  $BF_{IQ}$  değeri, saçılan foton etkisinden dolayı,  $BF_{GP}$  değerinin 1.3-2 katıdır.  $BF_{IQ}$  faktörü, grid seçiminde bir parametre olarak tercih edilmeyebilir. Ancak, IEC protokolünün verdiği geometrinin kurulumu çok zordur.  $BF_{IQ}$  faktörünün, farklı gridler için, farklı saçıcı kalınlıklarında ve kVp'lerdeki değişiminin incelenmesi ile, radyasyon dozunun ne kadar değişebileceği hakkında göreceli (relative) bilgi elde edilebilir. Her iki yöntem ile ölçülen BF faktörü incelendiğinde, en yüksek BF değerlerine sahip gridler, yüzey kaplaması alüminyum olan gridlerdir.

Görüntü kalitesi testlerinden hesaplanan, C, HCSR ve SNR parametreleri ile grid performans testinden hesaplanan CIF ve  $\Sigma$  parametrelerinin, farklı kVp'ler ve kalınlıklarla değişim sonuçları incelendiğinde yakın bir davranış sergilediği görülmektedir.

Görüntü kalitesi testlerinden hesaplanan parametreler, C, HCSR ve SNR, artan saçıcı kalınlıkları ile azalmaktadır. SNR ve HCSR, 5 cm saçıcı kalınlığı hariç, artan kVp değerleri ile azalmaktadır. Grid oranı arttıkça C, HCSR değerleri iyileşmektedir. Ancak, SNR'da bu değişim belirgin değildir. Grid sonuçlarına göre elde edilen kontrast değişimindeki bu net belirginlikten yola çıkılarak, kontrast, grid performans seçimlerinde diğer belirleyici parametrelerden biri olarak kullanılabilir. C ve HCSR değerleri, en yüksek JPI gridlerdedir.

Grid performans testinden hesaplanan CIF değeri, saçıcı kalınlığı arttıkça, artmaktadır. Her bir kalınlık içinse, artan kVp ile azalmaktadır.  $\Sigma$  değeri, artan saçıcı kalınlığı ve artan kVp ile azalmaktadır. Özellikle, alüminyum kaplamalı gridlerde (JPI), saçılan fotonların ölçülmesi için kullanılan geometri ve çok düşük foton sayım değerlerinden

dolayı  $T_s$  değeri çok küçüktür ve  $\Sigma$  değerleri çok yüksektir. Karbon kaplamalı gridlerin, grid oranları arasındaki fark çok yakın olduğu için,  $\Sigma$  değerleri birbirlerine yakındır.

Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında, radyografik ve floroskopik incelemelerde, yenidoğan ve çocukların vücutlarının radyasyona karşı hassasiyetleri yüksek olduğundan ve grid kullanımı ile doz arttığından, gridin kaldırılması ile ilgili hususlar verilmektedir. Bu konu üzerinde, birçok araştırma yapılmış ve araştırmalar devam etmektedir. Bu konuyla ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde, bazı yayınlar her hangi bir kalınlık vermeksizin (McDaniel et al. 1984) (Justino 2006) (Strauss 2006) (ICRP 2013), diğer yayınlar ise 12-15 cm kalınlığına (Brown et al. 2000) (Gislason et al. 2010) kadar gridin kaldırılabilirliğini önermektedir (Bernhart et al. 2000) (Roberts et al. 2006).

Grid performans ve görüntü kalitesi testlerinden hesaplanan diğer parametre SIF'tir. Grid performans testi sonucu bulunan  $SIF_{GP}$  değeri, dijital sistemler için kullanılan önemli bir parametredir ve birin üzerinde olduğu durumlarda grid kullanılmasını, diğer durumlarda ise gridin kaldırılması gerektiğini ifade etmektedir (Sandborg et al. 1993) (Mizuta et al. 2012).

Bu çalışmada,  $SIF_{IQ}$  değeri birin biraz üzerinde olan kalınlıklar ve kVp'ler için, ilk olarak BF daha sonra MDC ve  $L_p/mm$  değerleri dikkate alınarak sonuçlar tartışıldı. Grid performans testi sonucunda hesaplanan  $SIF_{GP}$  sonuçları incelendiğinde 5 ve 15 cm saçıcı kalınlıklarında  $SIF_{GP}<1$ 'tür ve grid kaldırılmalıdır. 20 cm saçıcı kalınlığında, karbon kaplamalı gridler (DMC 8:1 90 kVp hariç) için  $SIF_{GP}<1$ 'tür ve grid kaldırılmalıdır. Alüminyum kaplamalı gridlerde ise, 20 ve 25 cm saçıcı kalınlığında  $SIF>1$  olduğundan grid kaldırılmasıyla ilgili olarak diğer parametrelerinin sonuçları incelenerek, gridin kullanılması ya da kaldırılması hakkında karar verilebilir.

Görüntü kalitesi testlerinde elde edilen  $SIF_{IQ}$  değerleri, 5 ve 10 cm'de birden küçük olduğu için grid kaldırılmalıdır. 15 cm'de  $SIF_{IQ}>1$  ancak bu oran farklı kVp'lerde % 1-16 arasında değişmektedir. Hasta dozunu ve görüntü kontrastını dikkate alarak bir değerlendirme yapılmalıdır. 15 cm için değerlendirme yapıldığında, ulaşılan sonuçlara

bakıldığında, DMC 8:1; 70, 90 ve 120 kVp'de en az detekte edilebilen yüzde kontrastı (MDC) 0.42,  $BF_{IQ}$  değerleri ise 3.2, 2.9 ve 2.6'dır. MDC değerinin 0.42 olması için hasta dozları her kVp için  $BF_{IQ}$  değerleri kadar artmaktadır. DMC 12:1 için SIF değerleri, 70 ve 90 kVp'de birin üzerindedir. 70 kVp'de MDC 0.42 ve 90 kVp'de MDC 0.66'dır.  $BF_{IQ}$  ise 3.9 ve 3.2'dir. JPI 10:1 için; 70, 90 ve 120 kVp değerlerinde MDC değerleri sırasıyla, 0.42, 0.86 ve 0.66 olup ve  $BF_{IQ}$  değerleri, 5.3, 4.6 ve 4.2 olarak bulunmuştur. En düşük kontrastı elde edebilmek için dozun yaklaşık olarak 4-5 kat artırılması gerekmektedir. JPI 12:1 incelendiğinde, 70, 90 ve 120 kVp'de MDC değerleri 0.66, 0.86 ve 0.86 olup,  $BF_{IQ}$  ise, 6, 5.6 ve 5'tir. JPI gridlerin yüksek BF'ne sahip olmasından dolayı grid kullanımında hassas davranılmalıdır. Veriler 15 cm saçıcı kalınlığı için gridin kullanılmaması gerektiğini göstermektedir.

20 cm saçıcı kalınlığı incelendiğinde,  $SIF_{IQ} > 1$ 'tür. Karbon kaplamalı gridlere bakıldığında, 8:1 ve 12:1 orandaki 70, 90 ve 120 kVp'deki DMC değerleri birbirlerine yakındır. Alüminyum kaplamalı grid için incelendiğinde de 10:1 ve 12:1 için 70, 90 ve 120 kVp değerlerinde MDC değerleri yüzdeleri yakın çıkmıştır. Alüminyum kaplamalı gridlerde en düşük detekte edilebilen yüzde kontrast değerinin, karbon gridlerdeki sonuçlara yakın çıktığı görülmektedir. Grid kullanılacaksa, hasta dozu artışı göz önünde tutularak, karbon kaplamalı grid tercih edilmelidir. Karbon kaplamalı gridler, kendi arasında incelendiğinde ise düşük grid oranına sahip grid tercih edilmelidir.

25 cm saçıcı kalınlığında,  $SIF_{IQ} > 1$  olduğundan, grid kullanılmalıdır. Ancak, kullanılan gridin BF değerleri dikkate alındığında, karbon kaplamalı gridler 70, 90 ve 120 kVp için bu değer 2.9 ve 4.8 arasında, alüminyumlarda ise 5.6 ve 9.1 arasında değişmektedir. Özellikle, 70 kVp'de BF değerleri ve buna bağlı olarak hasta dozu çok yüksek olduğundan, karbon kaplamalı gridler tercih edilmelidir.

$SIF_{GP}$  ve  $SIF_{IQ}$  sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, değerlerin birbirine yakın olduğu görülmektedir. Görüntü kalitesi üzerinden hesaplanan  $SIF_{IQ}$  değeri, saçılan fotonların etkisinden dolayı değişen görüntü kontrastı ve grid kullanımının önemi ile ilgili bize bilgi vermektedir.

Grid üreticileri tarafından farklı özelliklere, yapı maddesine sahip gridler üretilmektedir ve grid performans testleri, BF, CIF ve  $\Sigma$  parametreleri IEC protokolüne göre yapılmaktadır (CEI / IEC 60627 2001). Bu çalışma ile BF, CIF ve  $\Sigma$  gibi parametrelerin farklı saçıcı kalınlıklarında ve kVp'lerde değişimleri gösterildi. IEC protokolüne göre verilen geometrilerin klinik şartlar altında kullanıcı tarafından uygulaması zor olduğundan, uygun grid seçiminde veya gridin kaldırıp kaldırılmamasına karar verilmesi aşamasında, görüntü kalitesi ölçümlerinde kullanılan pratik geometriden hesaplanan, görüntü kontrastı,  $BF_{IQ}$  ve  $SIF_{IQ}$  gibi parametrelerin, grid seçimine yardımcı olarak kullanılabileceği gösterildi.

## KAYNAKLAR

- AAPM Tutorial, Balter, S., Barnes, G.T. 1991. Contrast and Scatter in X-ray imaging (RSNA). RadioGraphics, 11(2), 307-323.
- Bernhardt, T.M. 2000. Dijital Selenium Radiography: Anti-Scatter Grid for Chest Radiography. The British Journal of Radiology, 73, 763-771.
- Bor, D. 2002. FZM 415 Diyagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü.
- Bor, D. 2009. Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri. Bilim Yayıncılık, 38-40, Ankara.
- Brown, P.H., Thomas, R.D., Silberberg, P.J. and Johnson, L.M. 2000. Optimization of a Fluoroscope to Reduce Radiation Exposure in Pediatric Imaging. Pediatr Radiol., 30, 229-235.
- CEI / IEC 60627. 2001. Diagnostic X-ray Imaging Equipment-Characteristics of General Purpose and Mammographic Antiscatter Grids, 2<sup>nd</sup> ed, IEC, Geneva.
- Chan, H.P., Lam, K.L., Wu, Y. 1990. Studies of Performance of Antiscatter Grids in Digital Radiography: Effect on Signal-to-Noise Ratio. Med.Phys., 17(4), 655-664.
- Court, L., Yamazaki, T. 2004. Technical note: a Comparison of Antiscatter Grids for Digital Radiography. The British Journal of Radiology, 77, 950-952.
- Dalusuna, S. 2004. Grid Performansının Değerlendirilmesi. Lisans Bitirme Tezi, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği.
- Demirkaya, Ö. 2010. Farklı Yöntemlerle Grid Performanslarının Ölçümü. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Ankara.
- GE healthcare. General Electric Healthcare. Web Sitesi. [www.gehealthcare.com](http://www.gehealthcare.com) Erişim Tarihi: 05.04.2013.
- Fetterly, K.A. and Schueler, B.A. 2007. Experimental Evaluation Of Fiber-Interspaced Antiscatter Grids for Large Patient Imaging with Digital X-Ray System. Physics in Medicine and Biology, 52, 4863-4880.
- ICRP (International Commission on Radiological Protection). 2013. Radiological Protection in Pediatric Diagnostic and Interventional Radiology. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2).

- IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) Report 32 part VII. 2010. Measurement of The Characteristics Performance of X-Ray Systems: Dijital Imaging Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine.
- IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) Report 32 part II. Measurement of The Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems Used in Medicine: X-Ray Image Intensifier Television System 2<sup>nd</sup> Edition. Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology.
- Gislason, J.A., Davies, A.G. and Cowen, A.R. 2010. Dose Optimization in Pediatric Cardiac X-Ray Imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 37(10), 5258-5269.
- Ghaffarian, P., Sharafi, A.A., Keshavarz, K. And Zaidi, H. 2005. MCNP4C-Based Monte Carlo Study of Grid Performance in Diagnostic Radiology. *Biomedizinische Technik*, 50, supplementary vol.1., part.1.
- JPI healthcare. 1994. Web sitesi. [www.jphealthcare.com/gridbook](http://www.jphealthcare.com/gridbook) (grid resimleri kusurlar) Erişim Tarihi: 18.03.2013
- Justino, H. 2006. The ALARA Concept in Pediatric Cardiac Catheterization: Techniques and Tectics for Managing Radiation Dose. *Pediatr Radiol*. 36, 146-153.
- Kalender, W. A. 1982. Calculation of X-Ray Grid Characteristics by Monte Carlo Methods. *Physics in Medicine and Biology*, 27(3), 353-361.
- Kim, K. Y., Oh, J. E., Lee, S. Y., Choi, S. I., Cho, H. S., Kim, J. S., Chung, N. G., Kim, J. W., Kim, J. G. 2007. Performance Evaluation of Carbon-Interspaced and Aluminum-Interspaces Antiscatter Grids Based Upon the IEC Standard Fixture. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 1222-1226.
- Lee, S. J., Cho, H. S., Lee, S. Y., Lee, M. S., Choi, S. I. Oh, J. E., Cho, H. M., Park, Y. O., Kim, J. S., Lee, J. H., Jung, N. K., and Kim, J. W. 2008. High Precision Carbon-Interspaced Antiscatter Grids: Performans Testing and Moire Pattern Analysis. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference*, 1057-1061.
- McDaniel, D. L., Cohen, G., Wagner L. K. and Robinson L. H. 1984. Relative Dose Efficiencies of Antiscatter Grids and Air Gaps in Pediatric. *Physics in Medicine and Biology*, 11(4), 508-512.
- Mitaya grid, Diagnostic Imaging Equipment-Characteristics of General Purpose and Mammographic Anti-Scatter Grid.
- Mizuta, M., Shigeru, S., Hiroyuki, A., Kasai, T., Shuji, A., Yasuhiro, I., Shigeki, M. 2012. Comparison of Anti-Scatter Grids for Digital Imaging with Use of A Direct-Conversion Flat-Panel Detector. *Japanese Society of Radiological Technology and Japan Society of Medical Physics*, 2011, 5,46-52.

- Olgar, T. and Bor, D. 2005. Diagnostik Radyolojide Kalite Kontrol Deney Föyü.
- Onnasch, D.G.W., Schemm, A. 2004. Optimization of Radiographic Parameters for Paediatric Cardiac Angiography. *The British of Radiology*, 77, 479-487.
- Roberts, J.A., Evans, S.C. and Rees, M. 2006. Optimisation of Imaging Technique Used in Direct Digital Radiography. *Journal of Radiological Protection*, 26, 287-299.
- Sandborg, M., Dance, D.R., Gudrun A.C. and Jan, P. 1993. The Choice of Anti-Scatter Grids in Diagnostic Radiology: The Optimization of Image Quality and Absorbed Dose. *Instütutionen för Radiologi, Universitetet in Linköping*; 72.
- Strauss, K.J. 2006. Pediatric Interventional Radiography Equipment: Safety Considerations. *Pediatr Radiol.*, 36, 126-135.
- Savaş, Ö. 2004. Grid kusurları. Lisans Bitirme Tezi, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği.
- Vano, E., Ubeda, C., Martinez, L.C., Leyton F. and Miranda, P. 2010. Pediatric Interventional Cardiology: Flat Detector Versus Image Intensifier Using a Test Object. *Physics in Medicine and Biology*, 55, 287-7297.
- Yüksel, Şölen. 2010. Dijital mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kabul Testleri, Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : ÜMRAN ÖNAL

Doğum Yeri : BURDUR/ALTINYAYLA

Doğum Tarihi : 23.02.1988

Medeni Hali : BEKAR

Yabancı Dili : İNGİLİZCE

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Yüksek Lisans :ANKARA ÜNİVERSİTESİ/ MEDİKAL FİZİK (2013)

Lisans :DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ/ FİZİK BÖLÜMÜ (2009)

Lise :CUMHURİYET LİSESİ (2003)