

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ETKİN DOZ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN HASTAYA SPESİFİK
OLARAK BELİRLENMESİ VE DİAGNOSTİK REFERANS DOZ
SEVİYELERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

BETÜL YAMAN

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

ANKARA

2015

Her hakkı saklıdır.

TEZ ONAYI

Betül YAMAN tarafından hazırlanan “**Etkin Doz ve Görüntü Kalitesinin Hastaya Spesifik Olarak Belirlenmesi ve Diagnostik Referans Doz Seviyeleri ile Karşılaştırılması**” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

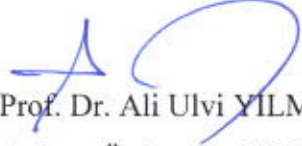
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Jüri Üyeleri :



Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü



Prof. Dr. Ali Ulvi YILMAZER

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü



Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ

Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ETKİN DOZ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN HASTAYA SPESİFİK OLARAK
BELİRLENMESİ VE DİAGNOSTİK REFERANS DOZ SEVİYELERİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI

Betül YAMAN

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

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

Radyolojik incelemelerde, uygulamada genellikle standart hasta için önerilen ışınlama parametreleri kullanılarak görüntü alınmaktadır. Aynı inceleme için (karın, göğüs vb.) farklı kilo ve boylarda hastalar incelense bile aynı ışınlama parametreleri kullanılmakta, bu da çoğu zaman ya hasta radyasyon dozunda artışa ya da görüntü kalitesinde düşüslere sebep olmaktadır. Klinik ortamda bu parametrelerin hasta dozuna ve görüntü kalitesine etkilerinin incelenmesi ve referans doz seviyelerinde sapma miktarlarının belirlenmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında ilk olarak farklı klinik protokoller için düşük kontrast ayırma gücü fantomu ile alınan ham ve işlenmiş görüntüler kullanılarak görüntü kalitesi kontrast analizleri yapılmış, farklı firmaların kullandığı görüntü işleme yöntemleri kıyaslanmıştır. Hasta çalışmaları kapsamında ise üç farklı sistem için, farklı vücut kitle indeksine sahip hastalarda hasta yüzey dozu, etkin doz ve görüntü kalitesi sayısal olarak belirlenmiş; referans doz seviyeleri ile karşılaştırılmıştır. Hasta verilerinin değerlendirmesi aşamasında aynı çalışmalar hümanoid fantomla yapılmış hesaplanan kontrast değerleri hasta sonuçları ile kıyaslanmıştır. Hümanoid fantom ve hastalar için farklı yapılar arasında hesaplanan kontrast değerlerinin aynı davranışı gösterdiği görülmüştür. Hasta verileri radyolog hekimler tarafından EC 16260 EN'de bulunan kriterlere göre görsel olarak da değerlendirilmiş ve sistemler kendi içlerinde karşılaştırılmıştır. Sistemler arasında aynı vücut kitle endeksine sahip hastalarda yüzey dozu değişimi çok fazla olduğu görülmüştür. Doz ve görüntü kalitesi arasında sayısal olarak elde edilen sonuçlar ve radyolog hekimler tarafından yapılan görsel değerlendirmeler uyumludur.

2015, 90 sayfa

Anahtar Kelimeler: etkin doz, hasta yüzey dozu, görüntü kalitesi kontrast, klinik protokoller

ABSTRACT

Master Thesis

DETERMINATION OF EFFECTIVE DOSE AND IMAGE QUALITY PATIENT SPECIFICALLY AND COMPARISON WITH DIAGNOSTIC REFERENCE DOSE LEVELS

Betül YAMAN

**Ankara University, Institute of Nuclear Science
Department of Medical Physics, Health Physics Master Program**

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Özlem BİRGÜL

In general, exposure parameters defined for standart patient are used to acquire images in radiological examinations in practice. For a specific examination (abdomen, thorax etc.), even if the physical properties (weight, height ec) of the patients are different, the same parameters are used and this results in either increased patient radiation dose or degraded image quality. It is necessary to study the effect of exposure parameters on patient dose and image quality in clinical setting and determine the deviation from reference dose levels. In this thesis, firstly contrast analysis in image quality was examined for different clinical protocols with raw and processed image data for a low contrast detail phantom acquired from different systems and image processing methods used in different brands were compared. For patient studies, patient surface dose and image quality were numerically calculated for patients with different body mass index using three different systems and results were compared with reference dose levels. For the evaluation of patient data, same data were acquired using humanoid phantoms and contrast values calculated were compared with the patient results. The contrast between different tissues calculated from phantom and patient data presented similar behaviour. Patient data were also evaluated visually by radiologists according to criteria defined in EC 16260 and inter-system comparisons were made. The variation of patient surface dose among different systems was found to be very high even for patients with the same body mass index. The numerical results and evaluations of radiologists on the relation between dose and image quality were consistent.

2015, 90 pages

Keywords: effective dose, entrance surface dose, image quality, contrast, clinical protocols

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca içtenliğiyle ve tavsiyeleriyle her alanda bilgisini ve desteğini daima hissettiren ve beni yönlendiren değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL'e ve gerek bilimsel anlamda engin bilgisiyle, gerek hayat tecrübesiyle yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Doğan BOR'a ve her konuda yardım taleplerimi geri çevirmeyen değerli hocam Doç. Dr. Turan OLGAR'a, çalışmalarım boyunca hastane imkanlarından yararlanmamı sağlayan ve değerlendirme sürecinde yardımlarını esirgemeyen sayın Prof. Dr. Serdar AKYAR ve Uzm. Dr. Ebru DÜŞÜNCELİ ATMAN'a ve güleryüzleriyle her zaman desteğini ve yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Gaye ÖZGÜR ÇAKAL, Arş.Gör. Şölen YÜKSEL ÇUBUKÇU, Arş.Gör. Engin AŞLAR ve diğer hocalarıma,

Proje kapsamında birlikte severek çalıştığım arkadaşlarım Ahmet GÜVEN, Aziz Rasim YUSUF ve Lütfi ERGÜN'e,

İbn-i Sina Hastanesi Radyoloji bölümü Başhemşiresi Yurdagül ÖNAL ve başteknisyen Cemile DANIŞ başta olmak üzere, Nilüfer ERÖKSÜZ, Maksude İRHAN, Ezel DİNÇER'e,

Tez çalışmam boyunca en zor zamanlarımda yanımda olan, yüzümü güldüren can arkadaşlarım Fethiye Çalışkan, Asuman KOLBAŞI ve Sezen LİMON'a,

Her zaman bana destek olan harika dostlarım Tuba GENCER, Arzu AYASLI, Emel ÇENGEL, Tuba GÜRSES, Zehra KALELİ, Kübra KÜÇÜKER, Merve ÖZEN, Selin KAHRAMAN ve Ömer KAHRAMAN'a

Maddi ve manevi her türlü desteğiyle yanımda olan babam Kadir YAMAN, annem Hediye YAMAN ve kardeşlerim Dr. Büşra YAMAN ile Kaan Alp YAMAN'a teşekkür ederim.

Bu tez kısmi olarak TUBİTAK 112T965 numaralı proje tarafından desteklenmektedir.

Betül YAMAN

Ankara, Ağustos 2015

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1 Dijital Radyografi (DR) Sistemi	4
2.1.1 X-ışın tüpü ve spektrumu	4
2.1.2 Geniş alan dijital dedektör sistemi	9
2.1.3 Grid	11
2.1.4 Otomatik ışınlama kontrolü.....	12
2.2 Dozimetrik Tanımlar	12
2.2.1 Hava kerma	12
2.2.2 Işınlama.....	12
2.2.3 Soğurulan doz.....	13
2.2.4 Eşdeğer ve etkin doz	13
2.3 Görüntü Kalitesi.....	15
2.3.1 Gürültü.....	15
2.3.2 Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü	16
2.3.3 Kontrast	17
2.3.4 Kontrast gürültü oranı	21
2.3.5 Ölçüm protokolleri.....	22
3. MATERYAL ve YÖNTEM	23
3.1 Sistemler.....	23
3.2 Ölçüm Cihazları	24
3.3 Fantomlar	24
3.3.1 PMMA.....	24
3.3.2 Toraks fantom	25
3.3.3 Rando fantom	25
3.3.4 Düşük kontrast detay fantomu	26
3.4 Yazılımlar	27
3.4.1 Xcomp5r.....	27
3.4.2 ImageJ	28
3.4.3 PCXMC 2.0.....	29
3.5 Klinik Protokoller	30
3.5.1 Philips klinik protokol	30
3.5.2 Toshiba klinik protokol	31

3.6	Hasta Verilerinin Toplanması ve Sınıflandırılması.....	33
3.7	Dozimetrik Ölçüm ve Hesaplama Yöntemleri	35
3.8	Görüntü Kalitesi Ölçüm ve Değerlendirme Yöntemi.....	37
4.	BULGULAR	40
4.1	Kalite Kontrol Kapsamında Yapılan Tüp Çıkışları	40
4.2	Fantomlarla Yapılan Dozimetrik Ölçümler ve Görüntü Kalitesi Çalışmaları.....	45
4.3	Hasta Çalışmaları.....	57
4.3.1	Dozimetrik çalışmalar	58
4.3.2	Görüntü kalitesi çalışmaları.....	66
5.	TARTIŞMA ve SONUÇ	75
5.1	Literatür Özeti	75
5.2	Tez Kapsamında Yapılan Ölçümlerin Literatürle ve Birbiriyle Kıyaslanması	77
5.3	Sonuç	82
	KAYNAKLAR	85

SİMGELER DİZİNİ

AEC	Otomatik Işınlama Kontrolü
AP	Anterior-Posterior (Arka Ön)
C_o	Öznel kontrast
CNR	Kontrast Gürültü Oranı
DQE	Dedeksiyon kuantum etkinliği
DR	Dijital Röntgen
GSF	Geri Saçılma Faktörü
Gy	Gray
H_T	Doku veya organdaki eşdeğer doz
HVL	Yardıdeğer kalınlığı
kV/kVp	Tüp Gerilimi/ Kilovolt tepe değeri
LCD4	Düşük Kontrast Ayırma Gücü Fantomu
mAs	Miliampersaniye
MTF	Modülasyon transfer fonksiyonu
N	Pikseldeki ortalama x-ışın fotonsayısı
PA	Posterior-anterior
PMMA	Polimetil Metakrilat
Sv	Sievert
SNR	Sinyal gürültü oranı
R	Röntgen
σ	Gürültü
W_R	Radyasyon ağırlık faktörü
W_T	Doku ağırlık faktörü

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Tungsten hedefte 90 kVp’de elde edilen x-ışın spektrumu	5
Şekil 2.2. Tüp voltajının X-ışın spektrumuna etkisi	6
Şekil 2.3. Tüp akımının x-ışın spektrumuna etkisi	7
Şekil 2.4. Ek filtrenin X-ışın spektrumuna etkisi.....	8
Şekil 2.5. (a) Doğrudan ve (b) dolaylı dönüşümlü sistemler	11
Şekil 2.6. Homojen X-ışın demetinin hasta üzerindeki azalımından oluşan kontrast.....	18
Şekil 2.7. Film ekran sistemlerin de ve dijital dedektörlerde karakteristik eğri ve kontrast.....	20
Şekil 2.8. CNR tanımı	21
Şekil 3.1. PMMA Fantomu	24
Şekil 3.2. Art Fantom	26
Şekil 3.3. LCD 4 fantom görüntüsü	27
Şekil 3.4. Xcomp5r yazılımı kullanılarak elde edilen spektrum.....	28
Şekil 3.5. PCXMC program menüsü.....	29
Şekil 3.6. X-ışın spektrum verilerinin girildiği PCXMC program menüsü	30
Şekil 3.7. Sorunlu Toraks PA ve Abdomen AP görüntüleri	34
Şekil 3.8. Örnek Toraks PA ve Abdomen AP görüntüleri.....	34
Şekil 3.9 Tüp çıkışı geometrisi	35
Şekil 3.10 Dedektör doz ölçüm geometrisi	36
Şekil 3.11. LCD4 Fantom Ölçüm Geometrisi.....	37
Şekil 3.12. Toraks PA ve Abdomen AP kontrast hesaplanan yapılar	39
Şekil 4.1 S1 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi	41
Şekil 4.2. S2_1 Ek Filtreli Tüp Çıkışı Doz Eğrisi.....	41
Şekil 4.3 S2_2 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi	42
Şekil 4.4 S2_2 Ek Filtreli Tüp Çıkışı Doz Eğrisi.....	42
Şekil 4.5 S3 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi	43
Şekil 4.6 S3 Ek Filtreli Tüp Çıkışı Doz Eğrisi.....	43
Şekil 4.7 S4 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi	44
Şekil 4.8 S2 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	48

Şekil 4.9 S2 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	48
Şekil 4.10 S3 Toraks PA Protokolünde Kalibrasyon Öncesi LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	49
Şekil 4.11 S3 Toraks PA Protokolünde Kalibrasyon Sonrası LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	49
Şekil 4.12 S4 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	50
Şekil 4.13 S4 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	50
Şekil 4.14 S1_2 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	51
Şekil 4.15 S1_2 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	51
Şekil 4.16 S1_3 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	52
Şekil 4.17 S1_4 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	52
Şekil 4.18 S1_4 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi	53
Şekil 4.19. S2 ve S4 sistemlerinde toplanan Abdomen AP hasta verilerinden farklı fiziksel hasta grupları için ortalama hesaplanan yüzey dozları.....	61
Şekil 4.20 S2, S3 ve S4 sistemlerinde toplanan Toraks PA hasta verilerinden farklı fiziksel hasta grupları için ortalama hesaplanan yüzey dozları.....	62
Şekil 4.21. S2 ve S4’de Abdomen hasta yüzey dozlarının VKİ ile değişimi	62
Şekil 4.22. S2, S3 ve S4’ de Toraks hasta yüzey dozlarının VKİ ile değişimi	63
Şekil 4.23. S2_2 Philips Abdomen AP İncelemesi Kontrast Sonuçları.....	67
Şekil 4.24 S4 Toshiba Abdomen AP İncelemesi Kontrast Sonuçları	67
Şekil 4.25 S1, S2 ve S4 Hümonoid Fantom Kontrast Sonuçları.....	68
Şekil 4.26 S2_1 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları.....	68
Şekil 4.27 S2_2 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları.....	69
Şekil 4.28 S3 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları.....	69

Şekil 4.29 S4 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları.....	70
Şekil 4.30 Tüm sistemlerde Hümonoid Fantomda Toraks PA incelemesi için kontrast sonuçları	71
Şekil 5.1 Toraks incelemesi için literatürde ortalama yüzey dozu.....	80
Şekil 5.2 Abdomen incelemesi için literatürde ortalama yüzey dozu	81

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. ICRP 103 raporunda verilen radyasyon ağırlık faktörleri.....	14
Çizelge 2.2. ICRP 103 raporunda verilen doku veya organ ağırlık faktörü.....	14
Çizelge 2.3 EC 16260EN tarafından tavsiye edilen inceleme parametreler	22
Çizelge 3.1 Kullanılan sistem özellikleri	23
Çizelge 3.2 Fantomda kullanılan disklerin kontrast değerleri	27
Çizelge 3.3. Toraks PA incelemesinde farklı sistem protokolleri.....	32
Çizelge 3.4. Abdomen AP incelemesinde farklı sistem protokolleri.....	33
Çizelge 3.5. Görüntü üzerinde belirlenen ilgi alanlarının ait olduğu yapılar.....	39
Çizelge 4.1 LCD4 Fantomunda Abdomen ve Toraks Protokollerinde Ham ve İşlenmiş Görüntü Kontrast Sonuçları	46
Çizelge 4.2 İşlenmiş görüntü kontrastlarının ham görüntü kontrastlarına oranı.....	47
Çizelge 4.3 S1'in klinik sistemlerdeki işlenmiş görüntüler üzerinde kontrast oranları .	47
Çizelge 4.4 VKİ'e göre hasta grupları	59
Çizelge 4.5. Abdomen AP Hasta Dozları.....	60
Çizelge 4.6. Toraks PA Hasta Dozları	60
Çizelge 4.7. Abdomen İncelemesinde Yüzey Dozlarını Etkileyen Sistem Parametreler	63
Çizelge 4.8. Toraks İncelemesinde Yüzey Dozlarını Etkileyen Sistem Parametreleri ..	64
Çizelge 4.9 Toraks PA Görsel Değerlendirme Sonuçları	73
Çizelge 4.10 Abdomen AP Görsel Değerlendirme Sonuçları.....	73

1. GİRİŞ

Günümüzde iyonlaştırıcı radyasyon hastalıklarının tanı ve tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Radyasyonun tanı amaçlı kullanımında vücuttan çıkan X-ışını demeti, doku ve organlara ait anatomik bilgi içerir. Bu bilgi, temelde insan anatomisindeki kemik-yumuşak doku gibi yapısal farklılıklara dayanır. Son yıllara kadar görüntüleme sistemlerinde bu görüntüyü oluşturmak için film-ekranlar kullanılmış ve bu sistemlerde uzun süren banyo işlemleri ve dar ışınlama aralığından dolayı görüntünün parlak yada karanlık çıkması, tekrar çekimleri ile hastaya ilave radyasyon dozlarını verilmesine neden olmuştur. Ancak, son yıllarda tanısal radyolojide yaygın olarak sayısal dedektörler kullanılmaya başlanmıştır.

Sayısal dedektörler, görüntünün elde edilmesini kolaylaştırdığı gibi, geniş ışınlama aralığına, dijital ortamda amaca yönelik görüntü işleme tekniklerinin uygulanmasına, görüntülerde sayısal değerlendirme yapılmasına ve görüntülerin daha pratik olarak arşivlenmesine imkan sağlar. Bu özellikleri sebebiyle, dijital radyografi (DR) sistemlerinde film-ekran sistemlerine kıyasla daha düşük ışınlama seviyelerinde aynı kalitede görüntü elde edilebilmesine mümkünken, operatörlerin yeterli bilgiye sahip olmaması ve eski alışkanlıkları doğrultusunda görüntüleme parametrelerini ayarlamaları hasta dozlarının artmasına neden olmaktadır.

Film-ekran sistemlerinde yüksek dozlara çıkıldığında, filmlerin özelliği nedeniyle görüntüde doyuma ulaşılması ve görüntüde bozulmalar olması, operatörün belli bir doz aralığında çalışmasını sağlarken, dijital sistemlerde dozlar arttırıldığında görüntü azaldığı için görüntü kalitesi iyileşmekte fakat ışınlamanın belirli bir değerinden sonra görüntü kalitesindeki iyileşme, klinikte tanıya bir yarar sağlamamakta ancak hasta, olması gerekenin üzerinde radyasyon dozuna maruz kalmaktadır.

Farklı kilo ve kalınlıktaki hastalar için teknik parametrelerin (kV, mAs, filtre) ve ışınlama geometrisinin (demet kolimasyonu ve tüp hasta mesafesi) gerektiği gibi ayarlanamaması radyolojik incelemelerde görüntü kalitesinin bozulmasına ve hasta

dozlarının artmasına neden olur. Bu parametrelerin klinik uygulamalarda hasta dozuna ve görüntü kalitesine etkisinin incelenmesi, sonrasında da görüntü kalitesini iyileştirecek şekilde doz optimizasyon çalışmalarının sonuçları EC 16260 raporunda verilmektedir. Avrupa Komisyonu dijital radyografi sistemlerinde görüntü kalitesi ile ilgili gereklilikleri 16260 EN numaralı raporda tanımlanmaktadır (EUR 16260 EN).

ICRP 103 (International Commission on Radiological Protection, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi) tanısal uygulamalarda hastaya uygulanan radyasyon dozunu optimize etmek için bir araç olarak tanısal referans doz seviyelerinin oluşturulmasını tavsiye eder. Yalnızca hasta giriş dozlarının kontrol altına alınması için değil, aynı zamanda optimum bir görüntü kalitesi için de her ülkenin referans doz seviyelerini oluşturulması gerektiğini vurgular. Dolayısıyla ICRP, klinikte görüntüye katkı sağlamayan gereksiz radyasyon dozundan kaçınılmasını amaçlar (ICRP 103). Birçok ülke uluslararası kuruluşların tavsiye ettiği ölçüm yöntemlerini kullanarak her inceleme için hasta dozlarını ölçmüş ve kendi ülkelerinin referans doz seviyelerini ve görüntü metriklerini oluşturmuştur. Bazı araştırmalar tüp voltajını düşürmeyi bazıları ise tüp voltajını düşürmek yerine ek filtrasyonu tavsiye etmiştir.

Bu tez çalışmasında,

- Farklı vücut kitle indeksine sahip hastalarda hasta yüzey dozu, etkin doz ve görüntü kalitesinin sayısal olarak belirlenmesi,
- bu değerlerin standart boyutlardaki hastayı temsil eden fantomlarla elde edilen yüzey dozu ve görüntü kalitesi değerleri ile karşılaştırarak referans doz seviyelerinden olan sapmanın tespit edilmesi,
- farklı marka ve modelde sistemlerden alınan ham ve işlenmiş görüntüler üzerinde kontrast analizleri yapılarak, farklı firmaların kullandığı görüntü işleme teknikleri kıyaslanması

amaçlanmıştır.

Tezin ilk aşamasında, Enstitü bünyesindeki sistemler kullanılarak bir pilot çalışma gerçekleştirilmiş, farklı incelemeleri temsil eden PMMA (Polymethyl Methacrylate,

Polimetil Metakrilat) kalınlıklarında ve insan benzeşimi olan hümonoid fantomda hasta yüzey dozları hesaplanmıştır. Eşzamanlı olarak, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanelerinde bulunan üç farklı sistemde Toraks ve Abdomen incelemesi yapılan hastaların inceleme sonrası bilgisayarda elde edilen radyolojik görüntülerinin çalışmaya dahil edilebilmesi amacıyla “Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurul Onay”ı alınmıştır.

Kurul Onayı'nın alınmasını takiben, ikinci aşamada, Ankara Üniversitesi İbn-i Sina ve Cebeci Hastanelerinde bulunan sistemlerde çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu sistemlerde rutinde radyoloji bölümüne Abdomen AP, Toraks PA tetkikleri için gelen hastaların demografik bilgileri ve hastanın ışınlama koşulları toplanmaya başlanmış, hasta yüzey dozu ve etkin doz hesaplanmıştır. Görüntü kalitesinin sayısal olarak belirlenmesi amacıyla radyologların önerilerine göre farklı yapılar arasında görüntü kontrastları ölçülmüştür.

Son aşamada ise hastanede bulunan üç farklı sisteme ait klinik protokollerle hümonoid fantomlarda yüzey dozları hesaplanmış, yine klinik parametrelerde görüntüleri alınarak farklı yapılar arasında kontrast hesaplanmıştır. Toraks ve rando fantomda hesaplanan yüzde kontrast değerleri, standart hasta görüntülerinde hesaplanan yüzde kontrast değerleri ile kıyaslanmıştır. Standart hasta verilerinden hesaplanan kontrast değerinin, fantomda hesaplanan kontrast değerinden sapmasına bakılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

Bu bölümde; x-ışın spektrumu, radyolojik görüntüleme sistemlerinin özellikleri ve hasta dozu ve görüntü kalitesini etkileyen parametrelere yer verilmiştir.

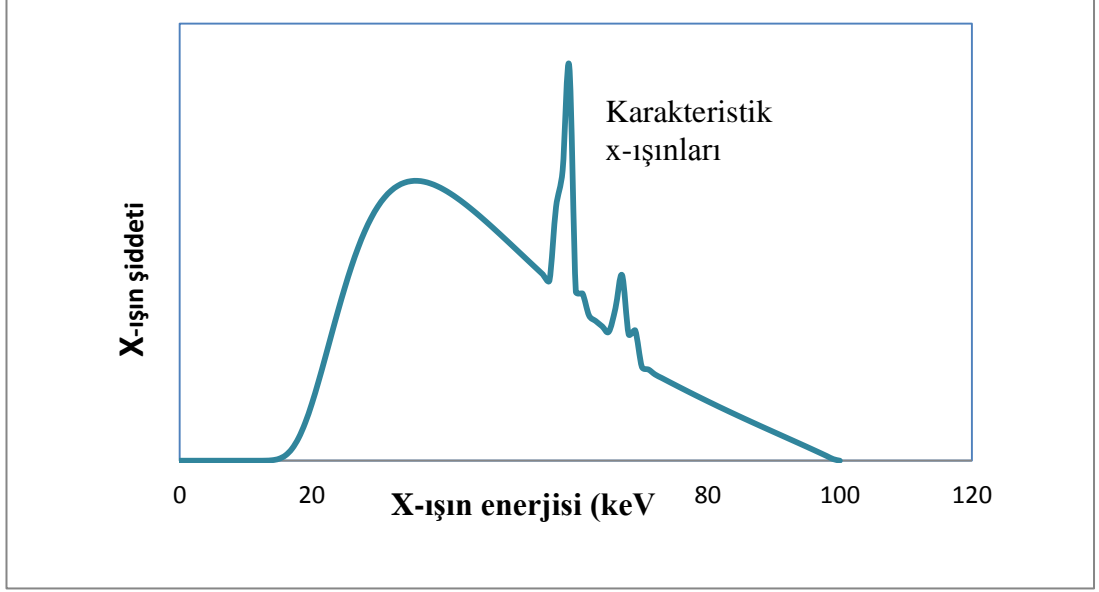
2.1 Dijital Radyografi (DR) Sistemi

X-ışın jeneratörü, x-ışın tüpü ve dijital dedektör, DR sistemlerin ana bileşenleridir. Sistemlerde ayrıca otomatik ışınlama kontrolü ve/veya grid bulunabilir.

2.1.1 X-ışın tüpü ve spektrumu

X-ışın jeneratörü, x-ışın tüpünde istenen özelliklerde x-ışını oluşturabilmek için gerekli olan yüksek voltajı sağlar. Tüp voltajı, tüp akımı ve ışınlama zamanı bir konsol üzerinden kontrol edilebilen başlıca üç parametredir. Tüp voltajı, tüp akımı ve ışınlama zamanı hasta kalınlığına ve yapılacak olan incelemeye göre operatör tarafından seçilebilir.

X-ışın tüpünde, görüntüleme için kullanılan karakteristik x-ışınları ve bremsstrahlung ışınları üretilir. Başlıca tüp bileşenleri; katot, anot ve havası boşaltılmış bir cam tüptür. Serbest elektronlar katotta üretildikten sonra katot-anot arasına uygulanan yüksek voltajla hızlandırılarak anoda çarptırılırlar. Yüksek hızdaki elektron bombardımanı sonucunda anotta x-ışın fotonları meydana gelir (Bor 2011).



Şekil 2.1. Tungsten hedefte 90 kVp’de elde edilen x-ışın spektrumu (Bushberg 2002)

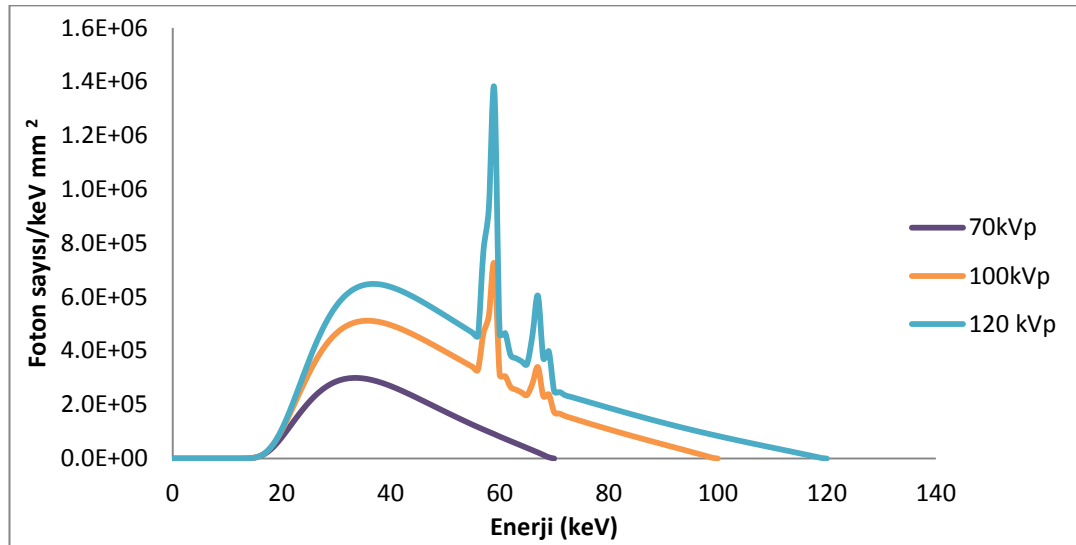
X-ışınları spektrumunun oluşumunda, elektronların hedef madde ile etkileşme şekline bağlı olarak iki mekanizma vardır. İlk etkileşimde, hedef içerisinde ilerleyen elektron hedef madde çekirdeğine yaklaştığında çekirdeğin pozitif alanından etkilenir. Negatif yüklü elektron, yolundan sapar ve bu sapma sonucu yavaşlar; kinetik enerjisinde bir kayıp olur. Bu kinetik enerji kaybı bir x-ışını fotonu olarak salınır. Bu fotonun enerjisi, elektronla çekirdek arasındaki mesafeye, elektron enerjisine ve etkileşen çekirdek yüküne bağlıdır. Bu şekilde meydana gelen radyasyona **Bremsstrahlung** veya **frenleme ışınları** denir (Şekil 2.1).

İkinci bir etkileşme ise gelen elektronun hedef atomun iç yörüngelerindeki elektronlarla etkileşmesine dayanan **iyonizasyon** olayıdır. Hedef üzerine gelen elektronun enerjisi, yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden yüksek ise etkileşme sonucu elektron yörüngesinden koparılır. Bu etkileşme en fazla K-yörünge elektronları ile gerçekleşir ve sonuçta geride bir boşluk kalır. Daha sonra, üst yörüngelerin birinden, genelde L yörüngesinden bir elektron K’daki boşluğa geçer ve bu geçiş sırasında iki yörüngenin bağlanma enerjilerinin farkına eşit enerjide bir x-ışını fotonu salınır. Bu şekilde oluşan fotonun enerjisi hedef maddesine bağlıdır (Olğar 2014).

X-ışın tüpünün hedef malzemesi, tüp voltajı, tüp akımı, ışınlama süresi, demet filtrasyonu, mesafe, anot açısı ve jeneratör dalga formu x-ışını belirleyen faktörlerdir. X-ışın demetinin giriciliğini ve foton sayısını etkileyen bu faktörler hasta dozlarını da etkilemektedir; ancak, klinikte tüp hedefi ve jeneratör dalga formu operatör tarafından değiştirilebilecek parametreler değildir. Aşağıda, operatörün müdahale edebildiği ışınlama parametrelerinin ve ölçüm geometrisinin hasta yüzey dozlarına etkisi açıklanmıştır.

Tüp voltajı

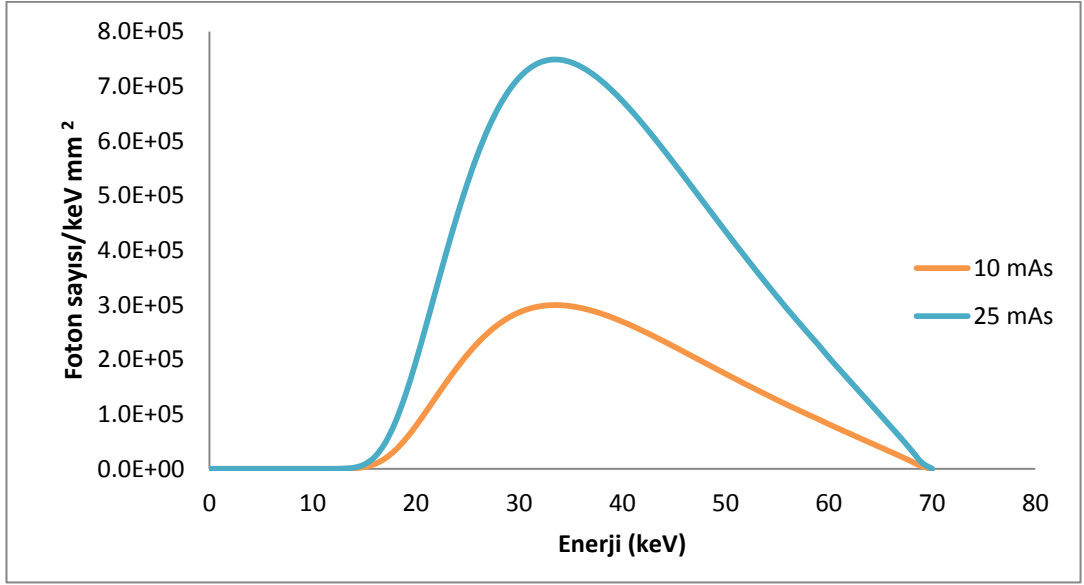
Tüp voltajı, x-ışın spektrumunun maksimum enerjisini belirler. Tanısal uygulamalarda 50-140 kVp enerji aralığı kullanılır. Bu enerji aralığında ışınlama, yaklaşık olarak kVp'nin karesiyle orantılıdır. Tüp voltajının artmasıyla birlikte demetin ortalama enerjisi ve foton sayısı artmaktadır (Şekil 2.2). Demetin ortalama enerjisinin artması, hasta yüzeyinde soğurulan düşük enerjili fotonların sayısının azalmasına neden olur.



Şekil 2.2. Tüp voltajının X-ışın spektrumuna etkisi

Tüp akımı ve ışınlama süresi

Tüp akımı, birim zamanda katottan anoda doğru ilerleyen elektronların sayısı, ışınlama zamanı ise x-ışınlarının üretildiği süredir. Sabit tüp voltajı ve filtrasyon için, x-ışın foton sayısı tüp akımı ve ışınlama zamanıyla doğru orantılıdır. Tüp akımının artmasıyla x-ışın spektrumunun foton sayısının artması (Şekil 2.3) hasta yüzeyinde soğrulan foton sayısının artmasına neden olur.

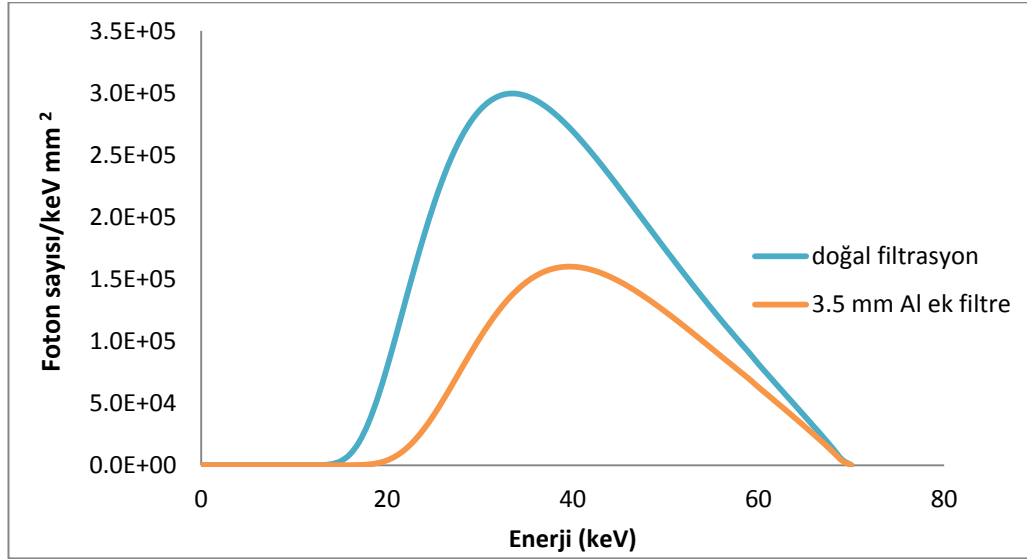


Şekil 2.3. Tüp akımının x-ışın spektrumuna etkisi

Filtrasyon

Tanısal radyolojide filtrasyon, x-ışın spektrumundaki düşük enerjili x-ışınlarını hastaya ulaşmadan önce soğrulmasıdır. Doğal filtrasyon tüpün yapısından (tüp zırhı, kolimatörler vb.) kaynaklanır. Düşük enerjili x-ışınları hasta yüzeyinde soğrulup dedektöre ulaşamadıkları için görüntüye katkı sağlayamadıkları gibi hasta dozunun da artmasına neden olurlar. Bu etkiyi azaltmak için, demet önüne yerleştirilen alüminyum veya bakır plakalarla ek filtrasyon yapılabilir. Sistemin filtrasyon değeri, doğal ve ek filtrasyonların toplamı olarak tanımlanır. Ek filtrasyonla x-ışın spektrumundaki düşük enerjili x-ışınlarını hastaya ulaşmadan önce alüminyum kalınlıklarda soğrulur ve

demetin ortalama enerjisi artar (Şekil 2.4). Dolayısıyla, hasta yüzeyinde soğurulan foton sayısı azalır.



Şekil 2.4. Ek filtrenin X-ışın spektrumuna etkisi

Odak hasta mesafesi

X-ışın şiddeti, uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır. Tüp ile hasta arasındaki mesafenin artması, hasta yüzey dozunun azalmasını sağlar.

Grid

Grid, hastadan saçılan ve görüntü kalitesine hiçbir katkı sağlamayan fotonları durdurmak için kullanılır. Grid oranının artmasıyla birlikte saçılan fotonların yanı sıra birincil fotonlarda soğurulur. Gridde soğurulan doz nedeniyle istenen görüntü kalitesinin elde edilebilmesi için daha yüksek dozlar gerekir. Bu da hasta dozunun artmasına neden olur.

Kolimasyon

X-ışını demetini hasta üzerinde incelenecek anatomik bölgeye göre ayarlamak için, x-ışın kaynağı çıkışı ile hasta arasındaki kolimatörler kullanılır. Kolimatörler kurşun

levhalardan oluşur ve demetin hasta üzerinde enine ve boyuna sınırlandırılmasını sağlar. X-ışın demetinin sadece ilgili bölgeye sınırlandırılması ile hastanın gereksiz yere doz alması engellenir. X-ışını alanı ilgili alana sınırlanmazsa, x-ışınlarının komşu dokulardaki etkileşmelerinden kaynaklı saçılan fotonlar hasta yüzey dozlarının artmasına neden olur (Olğar 2014).

2.1.2 Geniş alan dijital dedektör sistemi

Dijital x-ışın dedektörleri hastadan çıkan x-ışını enerjisini ilk olarak elektrik sinyaline sonrasında dijital görüntüye dönüştürürler. Elektrik sinyaline dönüştürme özelliğine bağlı olarak doğrudan ve dolaylı olmak üzere iki grupta incelenir.

2.1.2.1 Doğrudan dönüşümlü sistemler

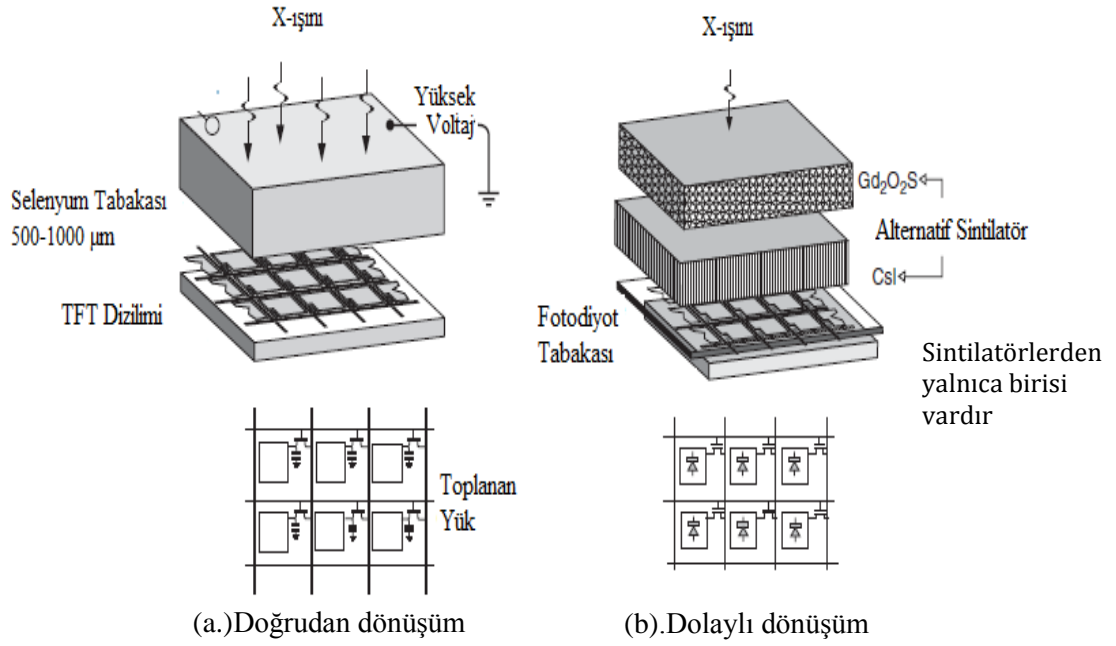
Doğrudan dönüşümlü sistemler vücuttan çıkan x-ışınlarını, ince film transistör dizisi kullanarak doğrudan elektrik yüküne dönüştüren sistemlerdir. Doğrudan dönüşümlü sistemlerde fotoiletken malzeme olarak amorf-selenyum (a-Se) kullanılır. Öncelikle hastadan çıkan X-ışınları, a-Se kristali ile etkileşerek elektron deşik çiftleri oluşturur. Daha sonra a-Se kristaline elektrik alan uygulanır ve x-ışınının, a-Se kristali tarafından soğurulmasıyla elektronlar yüzeye, deşiklerse kristalin derinliklerine doğru hareket eder ve yük dağılımı değişir. Fotoiletken (a-Se) üzerinde, hastadan çıkan x-ışın şiddetiyle orantılı yük (elektron-deşik çiftleri) oluşur. Oluşan yükler ince film transistöre bağlı kapasitörlerde toplanır; ince film transistör dizisiyle okunur ve ADC (Analog Digital Converter) ile sinyal sayısala dönüştürülür.

Bu sistemlerde hastadan çıkan x-ışınlarının doğrudan elektrik yüküne dönüştürülmesi sayesinde, ışık fotonları az dağılır (Dowsett 2006). Doğrudan dönüşümlü sistemlerin yapısı Şekil 2.5 (a)'da verilmiştir.

2.1.2.2 Dolaylı dönüşümlü sistemler

Dolaylı dönüşümlü sistemler, hastadan çıkan x-ışınlarını ilk olarak sintilasyon kristalinde ışık fotonlarına, sonrasında fotodiyotta elektrik sinyaline dönüştüren sistemlerdir. X-ışını, ilk aşamada sintilasyon kristali ile etkileşir ve x-ışınlarıyla orantılı sayıda ışık fotonları oluşur. İkinci aşamada ise, bu ışık fotonları amorf silikon fotodiyot tarafından elektrik yüküne dönüştürülür. Fotodiyot üzerinde toplanan yük, fotodiyota bağlı kapasitörler tarafından okunur ve ADC ile sayısala çevrilir. Sintilasyon malzemesi olarak terbiyum katkılı gadolinyum oksisülfat (Gd_2O_2S) veya talyum katkılı sezyum iyodür (CsI-Tl) kristali kullanılır. CsI-Tl ve Gd_2O_2S kristalleri özellikle K -kenar enerjilerinden dolayı tercih edilir. Kullanılan kristalin K-kenar enerjisinin hastadan çıkan x-ışın demet enerjisine yakın olması, fotoelektrik olay ile soğurmanın maksimum olması demektir. Dolaylı dönüşüm dedektörlerinde kullanılan sintilatörler yapılandırılmış olan CsI kristali ışığın düz bir yol boyunca ilerlemesini sağlamak ve ışık fotonlarının farklı açılarda olan saçılımını azaltmak için iğne şeklinde tasarlanır.

Fotodiyot görevi gören amorf silisyum kristalinin üretiminde katılan safsızlıklar sayesinde fotodiyot görevi gören bileşenler, kristalde piksel bazında oluşturulabilir (Dowsett 2006). Doğrudan ve dolaylı dönüşümü Şekil 2.5 (a) ve (b)'de verilmiştir. Şekil 2.5 (b)'de gösterilen alternatif sintilatör kristallerinden yalnızca biri dedektörde bulunur.



Şekil 2.5. (a) Doğrudan ve (b) dolaylı dönüşümlü sistemler (Dowsett 2006)

2.1.3 Grid

Gridler, hastadan saçılan fotonları durdurmak için kullanılan bir bileşendir. Grid, yan yana dizilmiş birçok ince kurşun şeritlerden oluşur. Şeritler arasında kalan kısım alüminyum ve karbon fiber gibi x-ışınlarını geçiren maddelerden yapılmıştır. Grid açıklıkları primer radyasyonla aynı yöndedir; bu nedenle direk olarak gelen ışınlar soğurulmadan dedektöre ulaşırken, çeşitli nedenlerle farklı yönlerden gelen saçılan radyasyon ise açıklıklar arasındaki kurşun şeritler tarafından dedektöre ulaşmadan durdurulurlar. Kurşun şeritlerin boyunun aralarındaki uzaklığa oranına **grid oranı** denir. Tanısal radyolojide genellikle 8:1, 10:1 veya 12:1 grid oranları kullanılır. Grid oranının artmasıyla birlikte saçılan fotonların yanı sıra birincil fotonlar da soğurulur. **Grid frekansı**, cm başına kurşun şeritlerinin sayısıdır. Grid kullanılması durumunda, gridde soğrulan doz nedeniyle istenen görüntü kalitesinin elde edilebilmesi için hasta dozunun artırılması gerekmekte olup, ne kadarlık bir artış olacağını gösteren parametreye ise **bucky faktörü** denmektedir.

2.1.4 Otomatik ışınlama kontrolü (Automatic exposure control, AEC)

Otomatik Işınlama Kontrolü (AEC), hastadan hastaya değişen kalınlık ve azalım farklılıklarını dengeleyerek dedektör dozunu sabit tutmayı sağlayan donanımdır. AEC sistemi, hasta içerisindeki farklı kalınlık ve yoğunluktaki bölgelerde ayarlama yapabilmek için, genellikle grid ile dijital dedektör arasında farklı konumlara yerleştirilmiş iyon odaları bulunur (Bor 2011). Bu iyon odaları, hastadan çıkan ve dedektör üzerine gelen radyasyon miktarını ölçer; dedektör üzerine gelen foton sayısı belirli bir değere ulaştınca ışınlamayı keser (Bushberg 2012). Otomatik ışınlama kontrolü görüntüde hasta ile ilgili istenen detayların optimum bir şekilde elde edilmesi için öncelikle hasta kalınlığı ve yoğunluğuna bağlı olarak genellikle tüp voltajının değerini belirler. Daha sonra bu detayların dedektör üzerinde uygun bir sinyal gürültü oranı değerinde görüntülenebilmesi için tüp akımı ve ışınlama sürelerini ayarlar (Bor 2011).

2.2 Dozimetrik Tanımlar

Temel radyasyon birimleri ile ICRP 103 raporunda radyasyonun biyolojik etkilerini tanımlayan eşdeğer ve etkin doz kavramları açıklanmıştır.

2.2.1 Hava kerma

Kerma, X ve γ -ışınları gibi iyonlaştırıcı radyasyon tarafından birim kütle başına yüklü parçacıklara aktarılan enerji miktarıdır. Birimi J/kg'dır.

2.2.2 Işınlama

Havanın birim kütlesinde x ya da γ radyasyonu tarafından oluşturulan iyonizasyon miktarıdır. Uluslararası birim sisteminde ("The International System of Units", SI) ışınlamanın birimi X ile ifade edilir. Işınlama (X), 1 kg'lık havada 1 Coulomb yük üreten radyasyon miktarı olarak tanımlanır. Işınlamanın geleneksel birimi Röntgen'dir.

Röntgen, 0°C’de ve 1 atmosferde, 1cm³ hava başına 1 elektrostatik birim iyonizasyona karşılık gelir (Olğar 2014).

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$$

$$1 X = 1 C/kg = 33.9 J/C$$

2.2.3 Soğurulan doz

Radyasyon tarafından maddenin birim kütlesinde aktarılan enerji olarak ifade edilir. Uluslararası birim sisteminde soğurulan doz, kilogram başına Joule (Gray) olarak ifade edilir. Soğurulan dozun geleneksel birimi ise rad’dır ve dokunun 1 gramında 100erg’lik enerjinin soğurulmasına denktir.

$$1Gy = 1 J/kg$$

$$1Gy = 100 rad$$

$$1 rad = 100 erg/gr$$

Eğer yüklü parçacılara aktarılan enerji ortam tarafından soğurulursa ve bremsstrahlung ile enerji kaybı ihmal edilirse soğurulan doz, kermaya eşit olur (Olğar 2014).

2.2.4 Eşdeğer ve etkin doz

Soğurulan doz tanımı iyonlaştırıcı radyasyonun doku ve organdaki biyolojik etkisini tanımlamak için yeterli değildir. Radyasyonun biyolojik etkisi radyasyonun enerjisine türüne ve soğurulduğu dokuya da bağlıdır. Dolayısıyla Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi eşdeğer doz ve etkin doz kavramlarını tanımlamıştır.

Eşdeğer doz aynı doku üzerinde farklı tip ve enerjideki radyasyonların etkilerini tanımlamak için kullanılır. Birimi Sievert’dir. ICRP 103 raporu her bir radyasyon için farklı katsayılar tanımlamıştır. Bu katsayılar radyasyonun enerjisi ve iyonizasyon yapma yeteneğine göre atanmıştır (Çizelge 2.1). Örneğin alfa gibi ağır yüklü bir parçacığın birim mesafede yaptığı iyonizasyon miktarı, x-ışınının yaptığı iyonizasyon miktarından fazladır. Dolayısıyla alfa için tanımlanan ağırlık faktörü 20 iken, X ışınları

için 1'dir. Aynı doku üzerinde, alfa radyasyonundan kaynaklı 1mGy'lik soğurulan doz, X ışınından kaynaklı 1mGy'lik dozdan çok daha fazla hasar verir (Bushberg 2002).

Eşdeğer dozun hesaplanması, soğurulan doz ile ilgili radyasyon ağırlık faktörünün çarpımlarının toplanmasıyla bulunur (Eşitlik 1).

$$H_T = \sum W_R x D_R \quad (1)$$

D_R : Soğurulan doz

W_R : radyasyon ağırlık faktörü

Çizelge 2.1. ICRP 103 raporunda verilen radyasyon ağırlık faktörleri

Radyasyon Tipi	Radyasyon Ağırlık Faktörü
Foton	1
Elektron ve Müon	1
Yüklü Pionlar	2
Alfalar, füzyon parçaları, ağır çekirdekler	20

Etkin doz ise vücut içindeki farklı dokuların radyasyona karşı hassasiyetlerinin farklı olmasından dolayı tanımlanır. ICRP 103 raporu, her bir doku için doku ağırlık faktörü tanımlar (Çizelge 2.2). Etkin doz, her bir organın eşdeğer dozu ile doku ağırlık faktörlerinin çarpımlarının toplamına eşittir ve. Eşitlik 2'de verilmiştir. Birimi Sievert'dir.

$$E = \sum_T W_T x H_T \quad (2)$$

W_T : doku ağırlık faktörü.

Çizelge 2.2. ICRP 103 raporunda verilen doku veya organ ağırlık faktörü

Doku veya Organ	Doku Ağırlık Faktörü
Gonadlar	0,08
Kemik İliği	0,12
Alt Sindirim Sistemi	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,04
Meme	0,12
Karaciğer	0,04
Özofagus	0,04
Tiroid	0,04
Kemik Yüzeyi	0,01
Deri	0,01
Beyin	0,01
Tükürük bezi	0,01
Diğer Organlar *	0,12

*Böbrek üstü bezi, ekstratorasik doku, kalp duvarı, böbrek lenf nodları, kas, pankreas, dalak, ince bağırsak, timüs, rahim

2.3 Görüntü Kalitesi

X-ışın görüntüleme sisteminde görüntü kalitesi görüntülenen hastanın kalınlığına, ışınlama parametrelerine (kVp, mAs), açılan ışık alanına (kolimasyon), sistemde kullanılan grid ve görüntü işleme algoritmalarına bağlıdır. Dijital görüntülemenin sahip olduğu başlıca avantaj çeşitli görüntü işleme algoritmaları ile ham verilerin işlenebilmesidir. Görüntü işleme, tanıya önemli ölçüde katkı sağlayabilmektedir (Dowsett 2002) ancak hatalı görüntü işleme yapılması durumunda faydalı bilgilerin kaybolması da söz konusu olabilir. Aşağıda başlıca görüntü kalitesi parametreleri açıklanmıştır.

2.3.1 Gürültü

Görüntü oluşum aşamasında x-ışınının oluşumu ve etkileşimindeki rastgelelikten kaynaklanan, görüntü kalitesini bozan parametreye ***gürültü*** denir. Görüntüde sinyal dalgalanmalarına bağlı olarak gerçek piksel değerlerinden sapma olarak da ifade edilebilir. Dijital görüntü üzerindeki gürültü bileşenleri kuantum gürültü, elektronik gürültü ve yapısal gürültü olarak sınıflandırılır.

Kuantum gürültüsü; dedektör üzerinde birim alandaki foton sayısındaki istatistiksel dalgalanmalar olarak tanımlanır. Poisson istatistiğine göre x-ışın miktarını arttırmak kuantum gürültüsünün azalmasına, ancak hastanın alacağı dozun artmasına neden olur. Herhangi bir pikseldeki gürültü, σ , pikseldeki ortalama x-ışın foton sayısına bağlı olarak aşağıdaki denklemle ifade edilir:

$$\sigma = \sqrt{N}$$

Elektronik gürültü; sistemin donanımsal bileşenlerinden kaynaklanan gürültüdür. Bu gürültü yükselticiler, ADC ya da kapasitörlere bağlı olarak oluşabilir.

Yapısal gürültü; sintilasyon kristali ve piksel yapısından kaynaklanan gürültüdür. Ayrıca normal doku anatomisi içerisinde ince lezyonları maskeleyebilen ve bu nedenle kontrast ayırma gücünün azalmasına neden olan etkiye de *anatomik gürültü* denir.

Gürültü hem kontrast hem de uzaysal ayırma gücünü olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle objeden gelen sinyal ile gürültü arasındaki fark mümkün olduğu kadar yüksek olmalıdır. Sinyal ve gürültü seviyeleri arasındaki fark, sinyal gürültü oranıyla (Signal Noise Ratio, SNR) ifade edilir. Pikseldeki ortalama x-ışını miktarının gürültüye bölünmesi ile aşağıdaki şekilde elde edilir:

$$SNR = \frac{N}{\sigma} \sim \sqrt{N}$$

SNR, artan dedektör dozu (\sqrt{N}) ile iyileşir ve düşük kontrastlı objeler daha iyi fark edilebilir (gözlenebilir) olur. Teorik çalışmalar görüntü detaylarının gözlemci tarafından yeterli güvenilirlikle ayırt edilebilmesi için SNR'ın en az 3-5 arasında olması gerektiğini göstermiştir (Bacher 2006).

2.3.2 Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü

Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü, görüntüleme sisteminde birbirine yakın yüksek kontrastlı küçük objeleri ayrı ayrı görüntüleyebilme sınırının ifadesidir. Yüksek kontrast

uzaysal ayırma gücünün değerlendirilmesinde aralarında farklı mesafeler olan paralel şeritlerden yapılan test fantomları kullanılabilir. Alınan fantom görüntüleri görsel olarak veya bir yazılım yardımı ile değerlendirilebilir. Değerlendirme sonucu sistemin yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü mm başına gözlenebilen (fark edilebilen) çizgi çifti sayısı olarak tanımlanır.

Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), sistemin ayırma gücünü frekans uzayında tanımlayan bir ölçüttür. MTF uzaysal ayırma gücü ve kontrast arasındaki ilişkiyi birlikte hesaba katar ve gözlemciden bağımsız olarak sistemin farklı frekanslara tepkisini tek bir grafikte özetler. Yüksek uzaysal frekanslarda daha iyi kontrast transferi olan sistemde, daha küçük detayların ayrı ayrı gözlenebildiğini gösterir. Dijital radyolojide genellikle maksimum uzaysal ayırma gücü, piksel boyutu tarafından sınırlıdır. Bu durum daha küçük piksel boyutuna sahip bir sistemin daha yüksek uzaysal ayırma gücüne sahip olduğu anlamına gelmez. Çünkü dedektör içerisinde x-ışını ve ışık fotonları dağılımının da uzaysal ayırma gücüne olumsuz etkisi vardır (Bacher 2006).

2.3.3 Kontrast

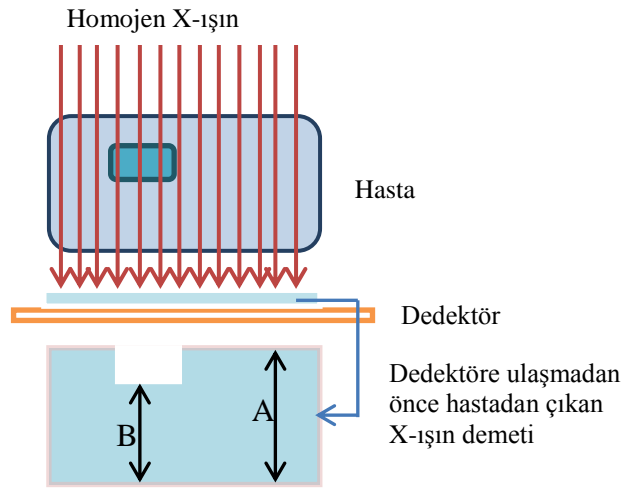
Dijital görüntüde hastadan çıkan x-ışın demetinin organ ve dokudaki farklı azalımından oluşan piksel farklılıklarına *kontrast* denir. Hastaya gönderilen homojen x-ışın demeti, yapılan incelemeye ait ilgi alanında yaptığı etkileşmeler sonucunda çıkışta incelenen alanla ilgili bilgi içerir. Kontrast, etkileşmenin olduğu vücut kesitinin özelliklerine ve x-ışın demetinin giriciliğine bağlıdır.

2.3.3.1 Kontrast Türleri

Kontrast farklı şekillerde tanımlanabilir. Bunlar; objelerin fiziksel özellikleri arasındaki farklarla tanımlanan obje kontrastı; objeyle etkileşen x-ışın demetinin belirli ışınlama farklılıkları içermesiyle oluşan, gözle görülmeyen hayali görüntüdeki öznel kontrast ve x-ışınlarının dedektörle etkileşmesiyle dedektör üzerine oluşan dedektör kontrastıdır (Bor 2011). Dijital sistemlerde dedektörden alınan görüntülerde ek işlemler yapılması mümkün olup, oluşturulan son görüntüdeki kontrast görüntü kontrastı olarak tanımlanabilir.

Öznel (Subject) kontrast: Bir anatomik yapının görüntülenebilmesi için fiziksel yoğunluğunun veya atom numarasının çevresindeki diğer doku ve organlara göre farklılık göstermesi gerekir. Hedef anatomik yapının boyutları da obje kontrastını etkileyen bir diğer faktördür (Bor 2011).

Öznel (Subject) kontrast: X-ışınlarının hasta ile etkileşmesinden sonra, dedektöre ulaşmadan önce meydana gelen sinyal, temel kontrasttır. Görüntüleme sırasında hasta üzerine yaklaşık olarak homojen bir x-ışın demeti gelir ve bu demet, hastanın doku ve organlarında Fotoelektrik ve Compton mekanizmalarıyla etkileşir. Homojen bir x-ışın demetinin hasta üzerindeki azalımından oluşan sinyal Şekil 2.6’da verilmiş; x-ışınları ile hasta arasındaki temel etkileşmeler sonucu oluşan bu sinyal öznel kontrastı tanımlamıştır ve Eşitlik 3’de gösterilmiştir (Bushberg 2012).



Şekil 2.6. Homojen X-ışın demetinin hasta üzerindeki azalımından oluşan kontrast (Bushberg 2012).

$$C_o = \frac{A - B}{A} \quad (3)$$

C_o : Öznel kontrast

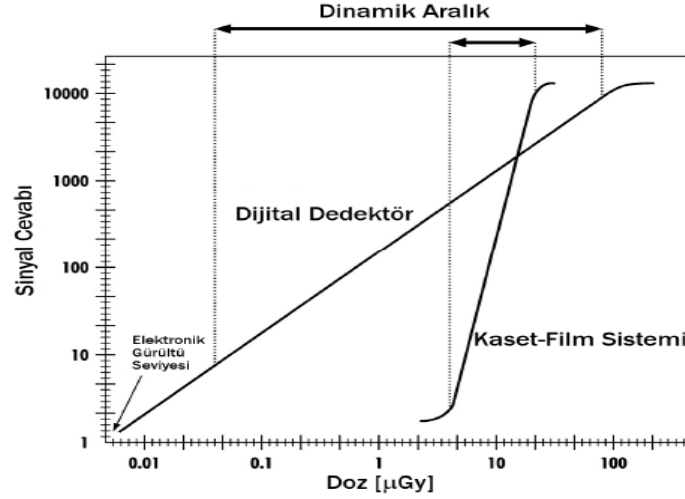
A: Objenin çevresinden geçen x-ışın fotonları

B: Objeden geçen X-ışın fotonları

Öznel kontrast aşağıdaki faktörlere bağlıdır.

- Doku kalınlığı (x)
- Doku yoğunluğu (kg/m^3)
- Dokunu etkin atom numarası
- X-ışın enerjisi
- X-ışın filtrasyonu
- Doku içerisindeki saçılımlar

Görüntü (Dedektör) kontrastı: Görüntüde ortaya çıkan kontrasttır. Filmlerde kontrast, obje ile çevre dokuların optik yoğunlukları arasındaki farktır. Oysa dijital dedektörlerde kontrast , obje ile çevre dokuların piksel değerleri arasındaki farklardan oluşur. Hastadan çıkan X-ışınları, film yada dijital dedektörde yaptığı etkileşmeler sonucu görüntüyü meydana getirir. Film ekran kombinasyon çifti her bir optik yoğunluğa karşı ışınlamalara göre çizilen eğri, karakteristik eğridir. Bu karakteristik eğrinin en önemli kısmı ayak ile omuz arasında kalan doğrusal kısımdır. Bu doğrusal kısım ne kadar dikse filmin kontrastı o kadar yüksektir. Eğer kullanılan ışınlama yeterli değilse bu ışınlamamanın verdiği optik yoğunluklar karakteristik eğrinin ayak bölgesine, eğer yüksek ise omuz bölgesine düşecektir. Ayak bölgesine düşen görüntü beyaz ve grinin açık tonlarında iken omuz bölgesine düşen görüntü doyuma ulaştığından dolayı siyah ve grinin koyu tonlarından oluşacaktır. Yani her iki durumda da kontrast bozulacaktır (Bor 2011). Ancak dijital görüntüleme dinamik aralığın çok geniş olması ve pencere histogram gibi ayarların bulunması düşük ışınlama şartlarında bile kabul edilebilir görüntülerin elde edilmesine ve hasta dozlarının düşmesine olanak sağlar. Fakat dinamik aralığın çok geniş olması yüksek dozlarda da, pencere ayarı ile kabul edilebilir görüntülerin elde edilmesine ve hasta dozlarının artmasına neden olmaktadır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Film ekran sistemlerinde ve dijital dedektörlerde karakteristik eğri ve kontrast (Bor 2011)

2.3.3.2 Kontrastı etkileyen parametreler

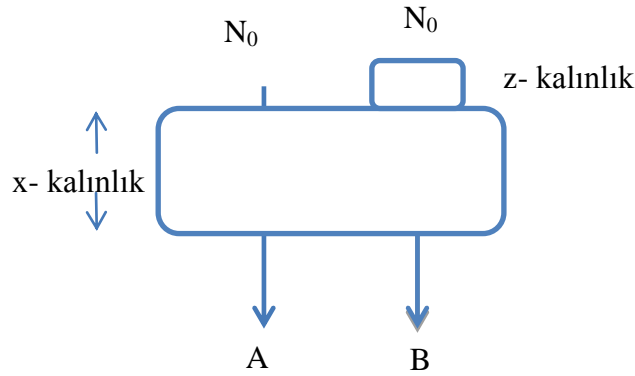
X-ışınlarının objedeki girciliği ve buna bağlı olarak elde edilen görüntü kontrastı foton enerji spektrumuna bağlıdır. Enerji spektrumunu etkileyen faktörler ise tüpün anot maddesi, tüp filtrasyonu ve tüpe uygulanan tüp voltajıdır. Radyografik görüntüleme sistemlerinde anot malzemesi olarak tungsten hedef kullanılmakta olup tüp filtrasyonu sabittir. Dolayısıyla, operatör tarafından belirlenen ve kontrastı etkileyen tek parametre tüp voltajıdır.

Görüntüdeki kontrast, fotoelektrik ve Compton etkileşmeleriyle meydana gelmektedir. Compton etkileşme olasılığı esas olarak doku yoğunluğuna bağlıdır. Fotoelektrik etkileşme oranı ise dokunun atom ağırlığı ve foton enerjisine bağlıdır. Eğer kontrast bir obje ile çevre dokuların atom ağırlıkları arasındaki farklılık nedeni ile oluşmuş ise bu kontrast foton enerjisi (kVp) ile değişiklik gösterir. Ancak, kontrast yoğunluklar farkı (Compton etkileşmeleri) nedeniyle ortaya çıkmışsa o zaman enerjiye bağımlılığı azdır. Düşük kVp kullanımı ile demetin ortalama enerjisi azalacağından daha fazla foton hasta tarafından soğurulacak ve sonuçta yüksek bir öznel kontrast elde edilecektir. kVp'nin artırılmasıyla demetin girciliği artacak ve soğurulan foton sayısı azalacaktır. Bu durumda öznel görüntünün kontrastı düşecektir.

Genel radyografide kullanılan x-ışın enerjileri 15 ile 120 keV arasındadır. 26 keV’de dokuda compton ve fotoelektrik etkileşme olasılıkları yaklaşık olarak aynıdır. 26keV üzerindeki enerjilerde compton etkileşme olasılığı baskın olmaya başlar. Yalnızca yüksek atom numaralı yapılarda (kemik) 35keV’de fotoelektrik ve compton etkileşme olasılıkları aynıdır. Dolayısıyla x-ışın demeti insan vücuduna girdiği zaman, saçılan radyasyon nedeni olan Compton etkileşme olasılığı daha baskındır (Olğar 2014). Saçılan radyasyonun bir kısmı saçılmamış birincil demet ile aynı yönde vücuttan çıkarak dedektöre ulaşır ve sonuçta görüntü kontrastını azaltır. Grid kullanımı, hava boşluğu tekniği ve kolimasyonun ilgili alana yapılması saçılan fotonların bir kısmını engeller (Bor 2011).

2.3.4 Kontrast gürültü oranı (Contrast noise ratio, CNR)

Kontrast gürültü oranı, sinyal genliğini görüntü üzerindeki fondaki gürültüye bağlı olarak tanımlayan metriktir. Kontrast gürültü oranı, gürültünün var olduğu bir durumda obje boyutundan bağımsız olarak ölçülen sinyal seviyesidir ve homojen bir alanın sinyali ile objedeki sinyalden hesaplanır (Eşitlik 4). Bundan dolayı CNR, test objesinin homojen sinyal oluşturduğu durumlar için kullanılır (Bushberg 2012).



Şekil 2.8. CNR tanımı

$$CNR = \frac{(A - B)}{\sigma} \quad (4)$$

N_0 : Homojen X-ışın demeti

A: x kalınlığında soğurulan X-ışın demetinin görüntüdeki ortalama piksel değeri

B: x+z kalınlığında soğurulan X-ışın demetinin görüntüdeki ortalama piksel değeri

σ : x kalınlığında soğurulan X-ışın demetinin görüntüdeki standart sapması

2.3.5 Ölçüm protokolleri

Toraks PA ve Abdomen AP incelemeleri için farklı standartlar tarafından inceleme parametreleri önerilmiştir. Toraks incelemelerinde iyi bir görüntü kalitesi elde etmek için yüksek tüp voltajı (100-140kVp) ile odak dedektör mesafesi 1,5-2 metre kullanılır. Ayrıca kalp ve damar hareketinden kaynaklanan artefaktı engellemek için kısa ışınlama süreleri (1-5ms) tavsiye edilir. Tanısal görüntülemelerde 100kVp'yi aşan enerjilerde X-ışın foton kullanımı birkaç önemli avantajı vardır. Bunlardan birincisi yüksek kVp, kısa ışınlama süreleri kullanımını gerektirir. Bu durumda hasta hareketinden kaynaklanan artefaktı en aza indirilir. İkincisi toraks bölgesi yüksek kontrast bölgesidir; yapısında hava, kemik, yumuşak dokuyu barındırır. Birbirinden farklı dokuların olduğu ortamda yüksek kVp kullanılabilir. 70kV üzerinde X-ışınlarının dokuyla etkileşimi genellikle Compton saçılmasıdır. Bu etkileşimde obje kontrastı, elektron yoğunluğuna bağlı olduğundan dolayı farklı yoğunluktaki kemikler daha belirgin gözlenir. Kaburga kemiklerinin daha belirgin sunulduğu Toraks grafisinde bu özellik kullanılır (Dowsett 2006). EC 16260 EN tarafından önerilen tavsiyeler Çizelge 2.3'de verilmiştir.

Çizelge 2.3 EC 16260 EN tarafından tavsiye edilen inceleme parametreler

Parametreler	Toraks PA	Abdomen AP
Tüp Voltajı	125	
AEC	Lateral	Lateral
Zaman (ms)	<20	< 200
Odak-dedektör mesafesi (cm)	180(140-200)	115(100-150)
Grid	R=10:1,N:40 çç/cm	R=10:1, N:40çç/cm
Odak nokta boyutu (mm)	≤ 1,3	≤ 1,3
Filtrasyon (mm)	≥ 3	≥1,3

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Sistemler

Tez kapsamında kullanılan X-ışın tüpü, jeneratör takımları ve sayısal dedektörlerden oluşan görüntüleme sistemleri aşağıdaki gibi isimlendirilmiştir:

- S1:** Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan, GE Silhouette VR Jeneratör ve Carestream DRX-1C dedektörü
- S2:** Philips Digital Diagnost Optimus 80 + Trixell Pixium 4600 dedektörü
- S3:** Philips Digital Diagnost Optimus 80 + Trixell Pixium 4600 dedektörü
- S4:** Sedecal SH-80 + Toshiba FDX4343R dedektörü

Sistemlerin özellikleri Çizelge 3.1'de verilmiştir. S2, S3 ve S4 sistemlerinde toplanan hasta verileri ile doz ölçümleri ve görüntü kalitesi değerlendirmeleri yapılmış, S1 sisteminde ise S2, S3 ve S4'ün klinik protokolleri kullanılarak görüntü kalitesi değerlendirilmesi yapılmıştır.

Çizelge 3.1 Kullanılan sistem özellikleri

Parametreler	S1	S2 / S3	S4
Jeneratör	GE Silhouette VR	Digital Diagnost	Sedecal SH-80
Jeneratör Tipi	3 fazlı	3 fazlı	Yüksek Frekans
Güç	50kW 24V 50/60Hz	80kW/400 V	80kW
kVp/mA	40-150 kV, en fazla 630mA	50-150kV, en fazla 600mA	40-150kVp, en fazla 1000mA
X-Işın Tüpü	Varian RAD-12	Optimus 80	Toshiba E7869X
Odak Nokta Boyutu (mm)	0.6/1.2	0.6/1.2	0.6/1.2
Doğal Filtrasyon	>2.5 mmAl @80kVp	2.5 mmAl @75kVp	2.0 mmAl @75kVp

3.2 Ölçüm Cihazları

Doz ölçümlerinde Radcal Corporation tarafından üretilmiş radyasyon ölçüm cihazı kullanılmıştır. Hasta giriş doz ölçümleri için Accu Pro 10X-6 model, 6cc iyon odası ve dedektör doz ölçümleri için 10X -60 model, 60cc iyon odası kullanılmıştır. Düşük doz seviyelerinde, hassas hacmi fazla olan 60cc iyon odası tercih edilmiştir.

3.3 Fantomlar

Doz ölçümleri ve görüntü kalitesi değerlendirmeleri için farklı fantomlar kullanılmıştır. PMMA ve hümonoid fantomlar, yüzey doz ölçümünde kullanılırken, görüntü kalitesi için LCD 4 ve hümonoid fantom kullanılmıştır.

3.3.1 PMMA (Polymethyl Methacrylate, Polimetil Metakrilat)

Farklı fiziksel özellikleri (kilo, boy) ve farklı yaş gruplarını temsil etmek üzere farklı kalınlıkta PMMA blokları kullanılmıştır (Şekil 3.1). 8 adet PMMA'nın her biri 2.54 cm kalınlığındadır.



Şekil 3.1. PMMA Fantomu

AAPM, 31 numaralı 'Tanısal X-Işın Ölçümlerinde Kullanılan Standart Yöntemler' raporunda insan anatomisinde farklı organları temsil eden ANSI fantomları tanımlanmıştır. Farklı kalınlıktaki akrilik malzemelere alüminyum (Al) kalınlıklar ve

hava boşluğu eklenerek kafatası, toraks, abdomen ve el-ayak organları meydana getirilmiştir. Bu tez kapsamında toraks ve abdomen incelemesinde ANSI fantomlara eşdeğer PMMA kalınlıkları elde edilmiştir.

3.3.2 Toraks fantom

Fluke LC 1060 markalı akciğeri temsil eden fantomdur. Yapısında orta hat kemik, kosta kemikler, damar yapılar ve diyafram yapı bulunmaktadır. Bu fantom, klinikte kullanılan ışınlama koşullarında hasta giriş dozlarının ölçülmesinde ve yapısında bulunan farklı yapılarda görüntü kalitesi değerlendirmelerinde kullanılmıştır.

3.3.3 Rando (ART) fantom

Yapısında yumuşak doku, kemik ve kas dokusunu bulunduran insanı temsil eden fantomdur. Bu fantomun erkek versiyonu (175 cm boy, 73,5 kg) ve kadın versiyonu (155 cm boy, 55 kg)'dır (Şekil 3.2). Fantom, kasıkların hemen altından başın tepe noktasına kadar kesit dilimlerden oluşur. Bu fantom, insan dokusuna eşdeğer malzemelerden yapılmakta ve istenilen anatomik yapının tüm kimyasal bileşenlerini içerisinde barındırmakta ayrıca temsil edilen dokunun elektriksel termal ve mekanik özelliklerini yansıtmaktadır. Fantomdaki insan iskeleti, çok detaylı bir şekilde polimer dökümden üretilerek fantoma iskelet şekli verilir. Normal bir insan kütle yoğunluğuna sahip, kortikal kemiğin azalım katsayısı da baz alınarak üretilir. Rando fantom içerisindeki kemik benzeşimi malzemede ilik bulunmadığından dolayı bu eşdeğer malzeme tam anlamıyla insan kemiğini temsil etmemekte yani düşük kemik yoğunluğu meydana gelmektedir. Akciğerler sentetik bir köpükle kalıplanmıştır ve 0,3g/cm³ yoğunluğa sahiptir. Yumuşak doku eşdeğer malzeme ICRU (International Commissions on Radiation Units and Measurements) standartlarına uygundur ve gerektiğinde örneğin burun boşluğu bölgesinde hava boşlukları oluşturmak için kesiktir. Gerçeğe uygun şekilde meme boyutları verilebilir. ART fantomları 2,5cm'lik dilimler halinde ayrılabilir. 3 x 3 veya 1,5 x 1,5 cm ızgara ya da delik matrisler halinde TLD kapsüllerine uyum sağlamak için delinebilir. TLD bulundurmayan yuvalar duruma göre

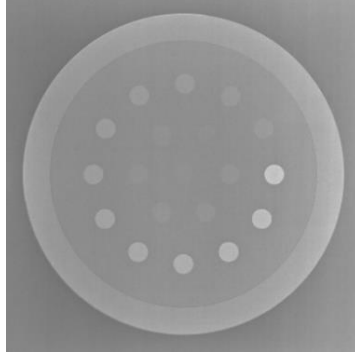
kemik, akciğer ve yumuşak doku eşdeğer malzemeleri ile doldurulabilir (DeWerd 2014).



Şekil 3.2. ART Fantom (DeWerd 2014)

3.3.4 Düşük kontrast detay fantomu-LCD 4 (Low Contrast Detail)

Görüntü kalitesi ölçümlerinde ‘Test Leeds Objects’ firma tarafından üretilmiş düşük kontrast ayırma gücü fantomu olan LCD4 kullanılmıştır. Fantom, 11,1mm çapındaki disklerden oluşur. Uygun X-ışın demet kalitesi kullanıldığında disklerin kontrastları 0,123 ve 0,022 arasında değişir (Şekil 3.3, Çizelge 3.2). Fantomun görsel değerlendirmesinde, testi yapan kişinin (gözlemci) ekranla arasındaki mesafe görüntülenen diskin çapının dört katı (44,4 mm) olduğu rapor edilmektedir. Görsel değerlendirmede birden çok gözlemci tavsiye edilir (IPEM Report :32 part II). Bu fantomla, klinikte akciğer PA ve Abdomen AP incelemeleri için farklı parametreler (kVp, mAs, tüp-hasta mesafesi) sistemlerin düşük kontrast ayırma gücü belirlenmiştir.



Şekil 3.3. LCD 4 fantom görüntüsü

Çizelge 3.2 Fantomda kullanılan disklerin kontrast değerleri

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		

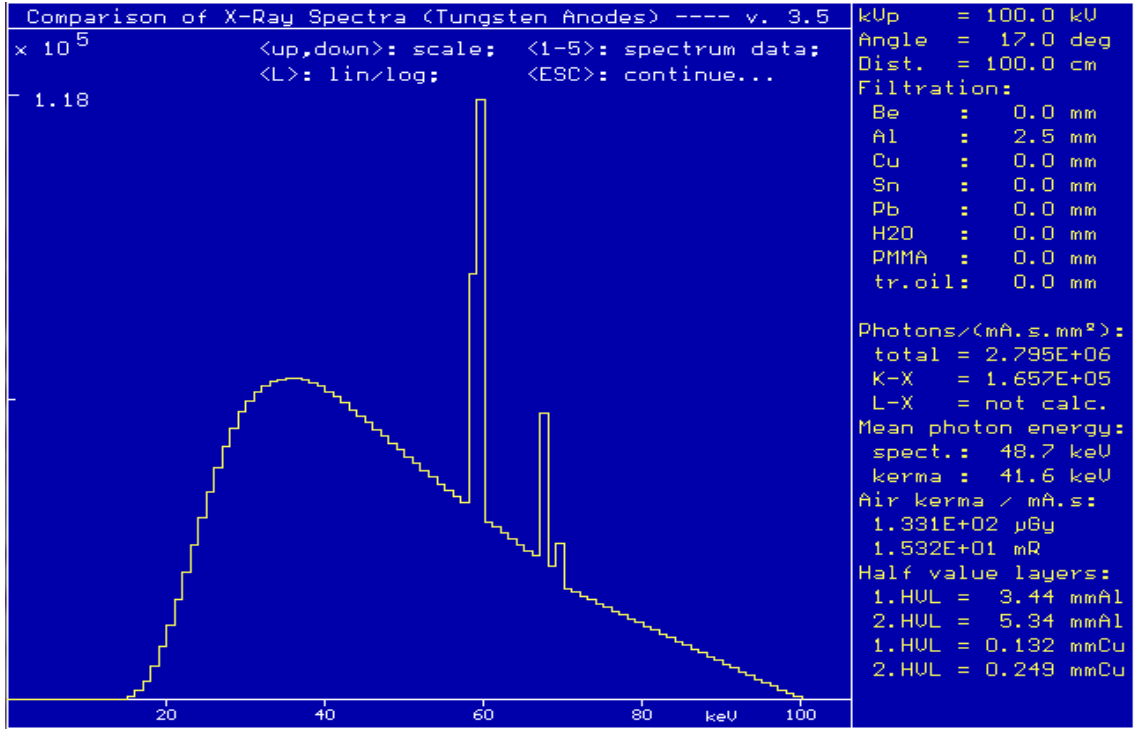
3.4 Yazılımlar

X-ışın spektrumunda farklı demet kaliteleri elde etmek için Xcomp5r, her bir hastaya ait etkin dozu hesaplamak için PCXMC 2.0 ve LCD4 fantomu ile hastalara ait görüntüleri değerlendirmek için ise ImageJ yazılımı kullanılmıştır.

3.4.1 Xcomp5r

Yazılım, istenilen demet kalitesinde toplam foton sayısını, K-X ve L-X foton sayılarını ($\text{mAs}\cdot\text{mm}^2$), spektrumun ortalama enerjisi (keV), tüp çıkışı ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) ve HVL değerini vermektedir. Yazılıma tüp voltajı, X-ışın tüpü anot açısı, odak dedektör

mesafesi, filtre materyali ve kalınlığı girilmesi gerekir (Şekil 3.4). Bu tez kapsamında sistemlerde ek filtrasyon olarak kullanılan Cu kalınlıkların Al eşdeğeri ve ANSI fantomların PMMA eşdeğeri kalınlıklar bulunmuştur.



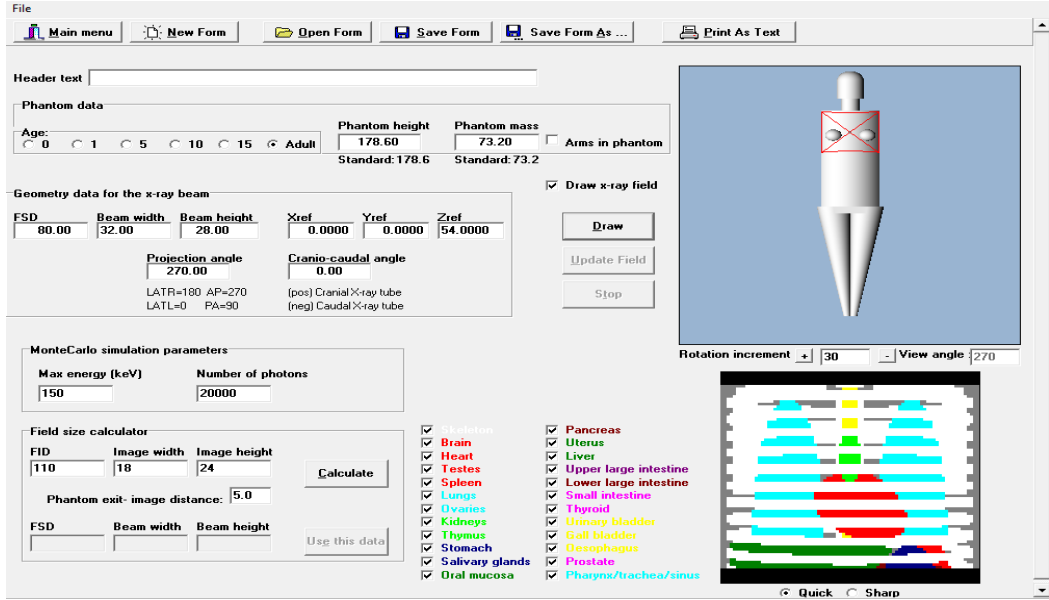
Şekil 3.4. Xcomp5r yazılımı kullanılarak elde edilen spektrum

3.4.2 ImageJ

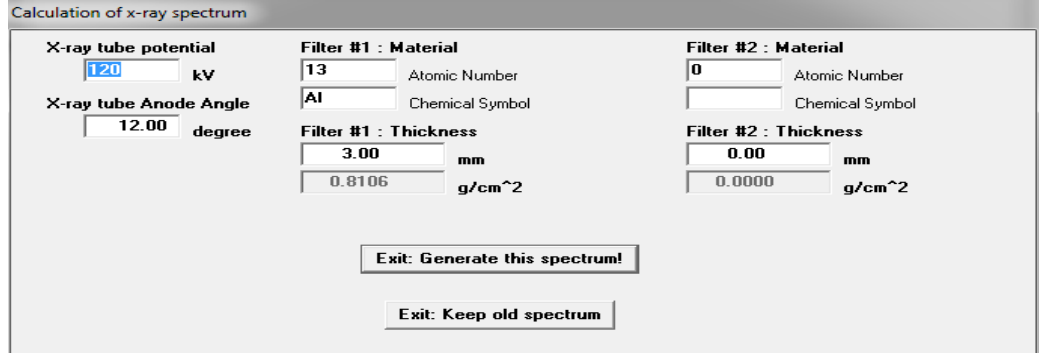
Ulusal Sağlık Enstitüsünde (National Institute of Health, NIH) geliştirilen Java tabanlı bir görüntü işleme programıdır. ImageJ, 8-bit renkli, gri tonlamalı, 16 bit ve 32 bitlik görüntüleri görüntüleyebilir, düzenleyebilir, analiz edip kaydedebilir. TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, ve FITS gibi bir çok görüntü formatını destekler. Ölçekleme, döndürme ve dönüşüm gibi geometrik transformasyonları yapar. Ayrıca istenilen ilgi alanında ortalama piksel değerini hesaplar, mesafe ve açı ölçer. Tez kapsamında klinikte toplanan hasta ve alınan LCD 4 fantom görüntülerinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Hasta ve fantom görüntülerinde istenilen ilgi alanı ayarlanarak ortalama piksel değeri ölçülmüştür.

3.4.3 PCXMC 2.0

Radyasyondan kaynaklı kanser riskinin hesaplanmasında kullanılan etkin doz, her bir hasta için hesaplanan giriş dozu değerlerinden PCXMC doz yazılım programı kullanılarak hesaplanmıştır. Bu yazılımda hastaya ait demografik bilgiler (yaş, boy, kilo), kullanılan X-ışın spektrumu verileri (kV, anot açısı, filtre materyali ve kalınlığı) her bir inceleme için kullanılan ışık alanı ve tüp-hasta cilt mesafesi ve her bir hasta için hesaplanan giriş hava kerma değeri girilmektedir. Programda hasta bilgilerinin ve spektrum verilerinin girildiği menüler Şekil 3.5 ve Şekil 3.6’de verilmiştir.



Şekil 3.5. Hasta bilgileri ve ışınlama geometrisinin girildiği PCXMC program menüsü (Tapiovaara 2008)



Şekil 3.6. X-ışın spektrum verilerinin girildiği PCXMC program menüsü

3.5 Klinik Protokoller

Klinikte en çok kullanılan Toraks PA ve Abdomen AP incelemeleri kullanılmıştır. Toraks PA incelemesinde, hasta göğsünü duvar dedektörüne dayar. Kollar ve el sırtları kalçalar üzerine gelecek şekilde yanlarda tutulur. Skapulaların akciğer alanlarına süperpozisyonunu engellemek için kıvrılan dirsekler mümkün olduğu kadar dedektöre itilir. X ışınları hastanın sırtından, göğsüne doğru dedektöre ulaşır. Kolimasyon, torakal 4 veya torakal 5 kemiğini merkezleyecek şekilde açılır. Abdomen AP incelemesinde ise hasta masa dedektörüne sırt üstü yatar, kolimasyon krista ilyak kemiklerini merkezleyecek şekilde açılır ve X- ışınları hastanın karnından, sırtına doğru dedektöre ulaşır (Kaya 1997)..

3.5.1 Philips klinik protokol

Tez çalışmaları devam ederken bu sistemde flamandan kaynaklanan bir sorun nedeniyle tüp değiştirilmiş, tüp değişmeden önce ve sonra olmak üzere iki farklı durum için Toraks PA hasta verisi toplanmıştır. Abdomen AP incelemesi içinse yalnızca tüp değiştirildikten sonra hasta verisi toplanmıştır.

1. durum: Bu sistemde operatör, ışınlama parametrelerine (kVp, mAs) hiçbir şekilde müdahalede etmemekte, sistemde yapılacak olan inceleme için tanımlanmış ışınlama parametrelerini kullanmaktadır. Bu durumda farklı VKİ'ne (Vücut Kitle İndeksi) sahip

hastalarda da 125kVp ve 2mAs kullanılmakta, yalnızca odak dedektör mesafesi hasta kalınlığına bağlı olarak 150-200 cm aralığında değiştirilmektedir. Ayrıca sistem, Toraks PA inceleme protokolünde 1mm Al (alüminyum) ve 0,1mm Cu (bakır) ek filtre kullanmaktadır.

2. durum: Tüpün değiştirilmesinden sonra sistemde otomatik ışınlama kontrolünde sol iyon odası aktif hale getirilmiştir. Akciğer PA incelemesinde otomatik ışınlama kontrolü, tüp voltajını 125kVp'de sabit tutmakta, hastadan geçen X ışın miktarına bağlı olarak mAs değerini ayarlamaktadır. Ayrıca sistem, Toraks PA inceleme protokolünde 1mm Al (alüminyum) ve 0,1mm Cu (bakır) ek filtre kullanmaktadır.

Abdomen AP incelemesinde ise sağ ve sol iyon odaları aktif edilmiştir. Bu incelemede AEC, 77kVp'de sabit tutmakta, hastadan geçen X ışın miktarına bağlı olarak mAs değerini ayarlamaktadır. Odak- dedektör mesafesi ise teknisyenler tarafından 90-120 cm aralığında ayarlanmaktadır.

3.5.2 Toshiba klinik protokol

Bu sistemde Toraks PA incelemesinde operatör otomatik ışınlama kontrolü ile çalışmaktadır. Otomatik ışınlama kontrolünde sağ ve sol iki iyon odaları aktiftir. Bu sistemin otomatik ışınlama kontrolü, tüp voltajını 120kVp'de sabit tutmakta, hastadan geçen X ışın miktarına bağlı olarak mAs değerini ayarlamaktadır. Kullanılan odak dedektör mesafesi ise sistemde 160 cm olarak tanımlanmış olup istisnalar dışında bu mesafe kullanılmaktadır. Bu sistemde Toraks PA inceleme protokolünde ek filtre tanımlanmamıştır.

Abdomen AP incelemesinde teknisyenler otomatik ışınlama kontrolünü devre dışı bırakmakta, cihazda tanımlanmış olan sabit kVp ve mAs'ı kullanmaktadır. Odak dedektör mesafesi 120-125 cm arasında değişmektedir. Her bir sistemde Toraks PA incelemesinde kullanılan protokol Çizelge 3.3'de, Abdomen AP incelemesinde kullanılan protokol Çizelge 3.4 3.4'de verilmiştir. Philips sisteminde toraks incelemesi 'Chest PA' protokolü olarak, Abdomen incelemesi ise 'Abdomen AP' protokolü olarak

bulunurken Toshiba sisteminde toraks incelemesi için ‘Akciğer’ olarak, Abdomen incelemesi içinse ‘yatarak direk üriner sistem’ protokolü olarak bulunmaktadır. Ancak bu protokollerin algoritma bilgisine ulaşılamamıştır.

Çizelge 3.3. Toraks PA incelemesinde farklı sistem protokolleri

İnceleme Parametreleri	S2 (1.durum)	S2 (2. Durum)	S3	S4
Otomatik Işınlama Kontrolü	-	+	+	+
Tüp Kilovoltajı (kVp)	125	125	125	120
Tüp Akımı*Süre (mAs)	2			(1.5-14)
Odak Nokta Boyutu (mm)	1.2	1.2	1.2	1.2
Odak –Dedektör Mesafesi (cm)	150-200	150-200	180	160
Grid	r=8:1, f=36çç/cm, Organik Fiber /Karbon Fiber, F ₀ =180cm		r=12:1, f=36çç/cm, Organik Fiber /Karbon Fiber F ₀ =140 cm	r=12:1, f=40çç/cm, Al/Al, F ₀ =150 cm
Ek Filtre	1mm Al+0,1 mm Cu	1mm Al+0,1 mm Cu	1mm Al+0,1 mm Cu	-
Yarı Değer Kalınlık (mm Al)	80kVp’de 5,30	125kVp’de 7,30	80kVp’de 5.13	80kVp’de 3,05
Toplam Filtrasyon (mm Al)	9,00	7.5	8,3	3,00

Çizelge 3.4. Abdomen AP incelemesinde farklı sistem protokolleri

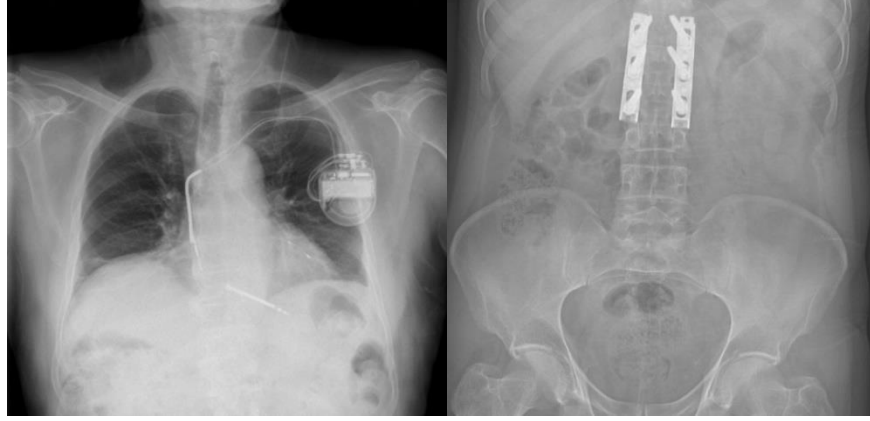
İnceleme Parametreleri	S2	S4
Otomatik Işınlama Kontrolü	+	-
Tüp Kilovoltajı (kVp)	77	80
Tüp Akımı*Süre (mAs)		25.6
Odak Nokta Boyutu (mm)	1.2	1.2
Odak –Dedektör Mesafesi (cm)	90-120	120-125
Grid	r=12:1, f=40 çç/cm, Organik Fiber/ Karbon Fiber	r=12:1, f=40çç/cm, Al/Al
Ek Filtre	-	-
Yarı Değer Kalınlık (mm Al)	70kVp’de 2,65	80kVp’de 3,05
Toplam Filtrasyon (mm Al)	3,0	3,00

3.6 Hasta Verilerinin Toplanması ve Sınıflandırılması

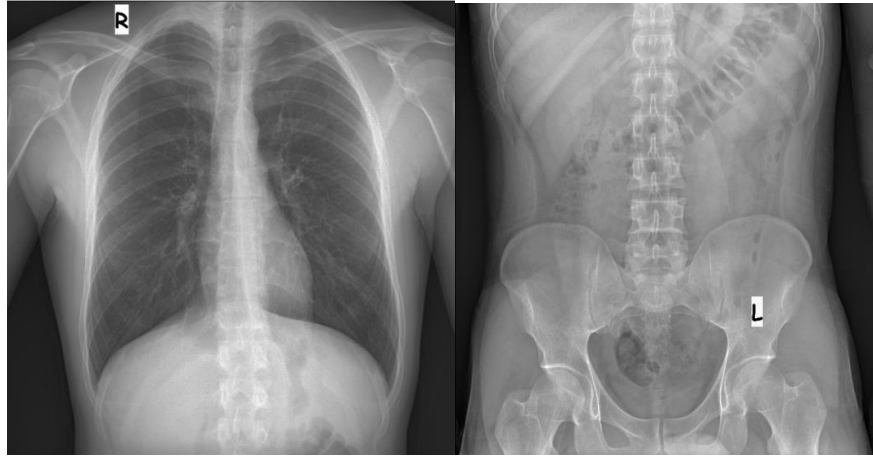
Bu aşamada kliniğe Toraks PA ve Abdomen AP incelemesi için gelen hastaların boy, kilo, AP, PA kalınlıkları, aynı zamanda teknik parametreler olan kVp, mAs ve tüp hasta mesafesi kayıt edilmiştir. Toplanan bu hasta verilerinden yola çıkarak farklı fiziksel hastalar için hasta yüzey dozları hesaplanmıştır.

Görüntü kalitesini değerlendirmesi için hastaların bilgisayarda elde edilen görüntüleri kullanılmıştır. Hasta görüntülerinin çalışmaya dâhil edilebilmesi amacıyla öncelikle, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurul Onay Raporu" alınmıştır. Çalışmaya dâhil (gönüllü) olmak isteyen hastalara ‘Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu’ verilmiş ve imzaları alınmıştır. Ek-1’de verilmiştir.

Hastalardan alınan radyolojik görüntülerinden bazılarının soğurucu malzeme içermesi ve ışık alanının dar tutulup kontrast hesabı yapılacak ilgili alanlarının gözlenememesinden dolayı elenmiştir (Şekil 3.7). Soğurucu içermeyen örnek hasta görüntüleri ise Şekil 3.8’de verilmiştir.



Şekil 3.7. Toplanan hasta verilerinden elde edilen sorunlu Toraks PA ve Abdomen AP görüntüleri



Şekil 3.8. Örnek Toraks PA ve Abdomen AP görüntüleri

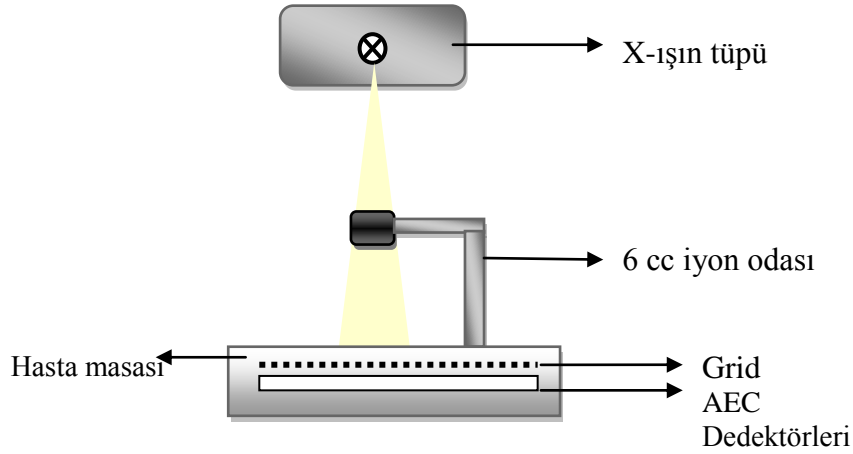
EUR 16260 EN, referans doz seviyelerini oluşturmak için en az 10 standart hasta verisi kullanılması gerektiğini belirtmiş ve standart hastayı da 65 ile 75kg aralığında tanımlamıştır. Bu çalışmada sonuçların istatistik kalitesinin artırılması için her bir inceleme için en az 30 hasta dozu hesaplanmış ve görüntü kalitesi değerlendirilmiştir.

Hastalardan toplanan kilo ve boy verilerinden yola çıkarak vücut kitle indeksi hesaplanmış ve hastalar zayıf, standart ve kilolu olmak üzere üç farklı grupta

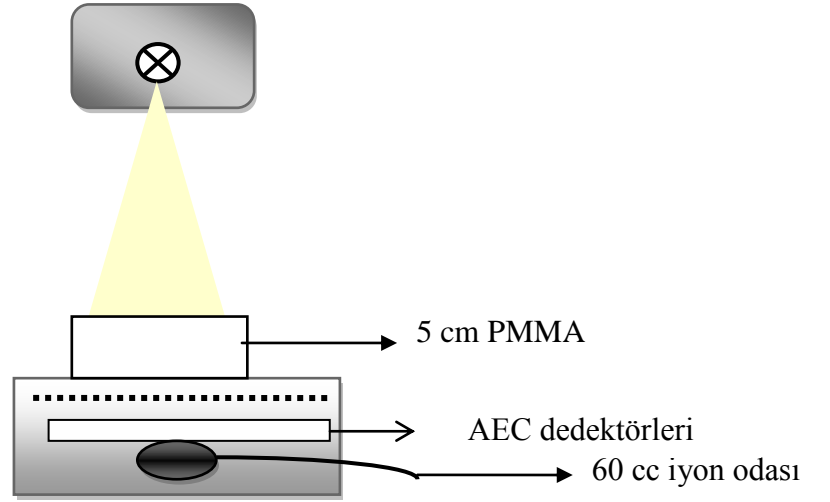
sınıflandırılmıştır. Doz ve görüntü kalitesinin hasta kalınlığına bağlı olarak nasıl değiştiğinin anlaşılması için farklı boyutlarda hasta verisi toplanmıştır

3.7 Dozimetrik Ölçüm ve Hesaplama Yöntemleri

Birinci aşamada her sistemin tüp çıkış doz eğrileri elde edilmiştir. Bunun için 6cc iyon odası, tüpün odak noktasından 1 metre mesafeye yerleştirilmiş ve 50-125kVp aralığında 5 farklı mAs değerinde hava kerma ölçülmüştür (Şekil 3.9). Tüp çıkış doz eğrisi kullanılarak, klinikte her bir hastada kullanılan ışınlama parametreleri için, hava kerma hesaplanmıştır. Bu değerler farklı kalınlıktaki hasta ve fantom yüzeylerine ters kare düzeltmesi yapılarak ve IAEA TRS 457’de (International Atomic Energy Agency Technical Reports Series, Uluslararası Atom Enerji Ajansı) bulunan geri saçılım faktörleriyle çarpılarak fantom ve hasta yüzey dozlarına hesaplanmıştır. İkinci aşamada PCXMC programında, giriş dozları kullanılarak hastalar için etkin doz hesaplanmıştır. Üçüncü aşamada ise LCD4 görüntü kalitesi ölçümleri için 60cc iyon odası *bucky*’e (tepsiye) yerleştirilerek dedektör dozları ölçülmüştür (Şekil 3.10) .



Şekil 3.9 Tüp çıkışı geometrisi



Şekil 3.10 Dedektör doz ölçüm geometrisi

Klinik uygulamalarda hasta yüzey dozları için Şekil 3.9 'da bulunan ölçüm geometrisi kullanılmıştır. 6cc iyon odası ile havada tüp çıkışı ölçülmüştür. Eşitlik 1 kullanılarak her bir hasta için yüzey dozu hesaplanmıştır

$$ESD = \text{Tüp Çıkışı} \left(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} \right) * \text{Kullanılan mAs} * \left(\frac{L}{ODM} \right)^2 * GSF \quad (1)$$

ESD (Entrance Surface Dose) : Hasta Yüzey Dozu

L: Tüp çıkışı ölçümlerinde kullanılan mesafe (cm)

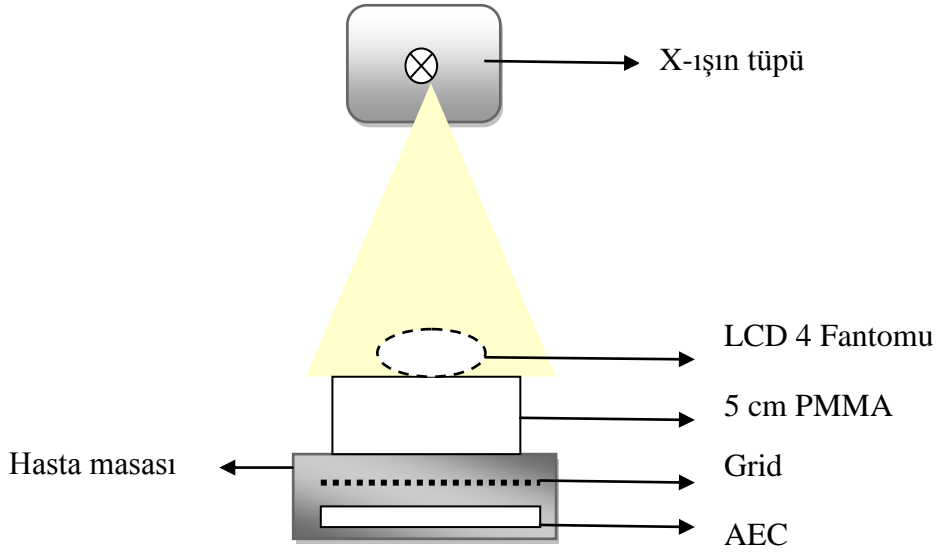
ODM: Odak-dedektör mesafesi (cm)

GSF: Geri Saçılım Faktörü

Klinikte çalışmaya dâhil olan hastaların yüzey dozları hesaplanmıştır. Her bir hasta için hesaplanan giriş dozu değerlerinden PCXMC doz yazılım programı kullanılarak etkin doz hesaplanmıştır.

3.8 Görüntü Kalitesi Ölçüm ve Değerlendirme Yöntemi

Klinikte toplanan Toraks PA ve Abdomen AP klinik protokolleri kullanılarak aynı ışınlama parametrelerinde her bir PMMA kalınlığı ile LCD4 fantom görüntüsü alınmıştır. Fantom, PMMA kalınlıklarının en üstüne (tüp yönünde) yerleştirilmiştir (Şekil 3.11) Ayrıca aynı şartlarda rando ve toraks fantom görüntüleri alınmıştır. Işık alanı klinikte açılan kolimasyona eşit seçilmiştir. Hastanelerde yapılan bu ölçümlerin her biri DRX 1 (S1) sisteminde tekrar edilmiştir.



Şekil 3.11. LCD4 Fantom Ölçüm Geometrisi

Görüntü kalitesi değerlendirme iki farklı şekilde yapılmıştır. İlk aşamada toplanan hasta görüntülerinden ve klinik şartlarda alınan toraks ve rando fantom görüntüleri üzerinden % kontrast değerlendirilmiştir. İkinci aşamada ise aynı şartlarda LCD 4 fantom görüntüsünden kontrast hesaplanmıştır. Sistemlerin farklı incelemelere özel kullandıkları ışınlama parametreleri ve algoritmalara bağlı olarak kontrast sonuçları değişmektedir. Bu nedenleri ayrı ayrı inceleyebilmek amacıyla tüm deneyler Enstitü kapsamında bulunan S1’de her bir sistemin kendi ışınlama şartları sağlanarak tekrar edilmiştir. Böylelikle yazılım ve donanımdan kaynaklanan farklılıkların anlaşılmasına çalışılmıştır. Tüm PMMA kalınlıklarında alınan LCD4 görüntülerinde hesaplanmış işlenmiş görüntü kontrastını, ham görüntü kontrastına oranlayarak kontrastta ne kadarlık bir iyileşme olduğu araştırılmıştır. Oranlar birden ne kadar büyükse, görüntü işleme

kontrastı o derecede iyileştirmektedir. Sistemler arasındaki algoritma farkını ise işlenmiş görüntülerin kontrast oranlarını birbirine oranlayarak bulunmuştur. Bu oran ile S1'deki görüntü işleme algoritmasının klinikteki sistemlerde kullanılan algoritmaya göre ne kadar iyileştirme yaptığı gösterir.

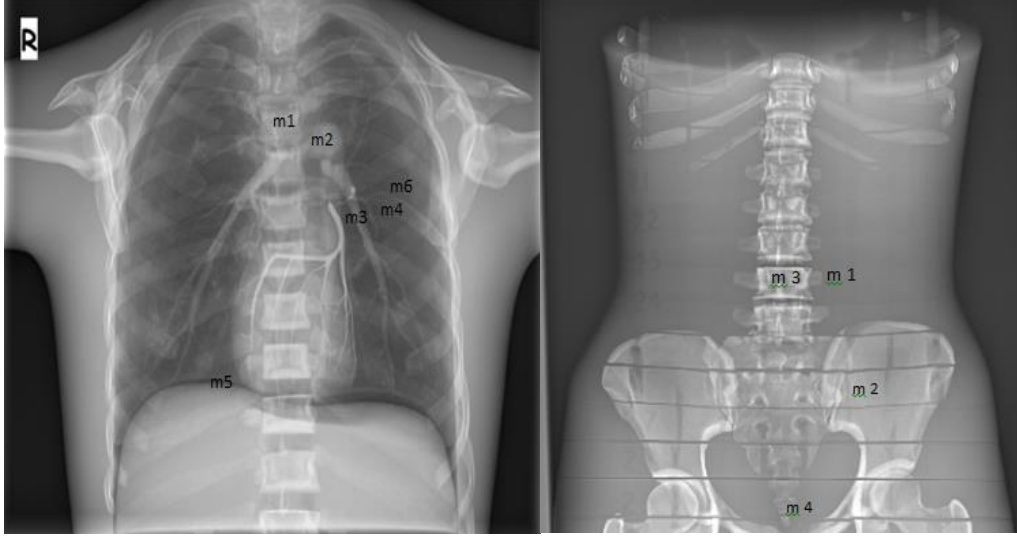
LCD 4 fantom görüntüleri ImageJ yazılımında açılmış ve 1 numaralı disk ile homojen bölgeden seçilen sabit bir ilgi alanı ile ortalama piksel değeri hesaplanmıştır. % Kontrast hesaplaması için kullanılan Eşitlik 2'de verilmiştir.

$$\%Kont. = \frac{m_1 - m_2}{m_2} * 100 \quad (2)$$

m1: 1 numaralı disk

m2: Homojen bölge

Görüntü kalitesinin sayısal olarak belirlenmesi amacıyla standart hasta eşdeğeri olan toraks ve rando fantomlar ile alınan görüntüler üzerinde farklı yapılar arasında % kontrast hesabı yapılmıştır. Bu aşamada, görüntüler üzerinde hesaplanacak olan % kontrast değeri için radyologların önerilerine göre yumuşak doku, hava, kemik, kas gibi yapılar belirlenmiştir. Belirlenen yapılar üzerinde ilgi alanları Şekil 3.12'de gösterilmiş ve bu ilgi alanlarının hangi yapıya ait olduğu Çizelge 3.5'de verilmiştir. Bu yapılar üzerinde ilgi alanı seçip kontrast hesaplanmış, böylece kemik-kemik, kemik-yumuşak doku, yumuşak doku-yumuşak doku arasında kontrast farkları karşılaştırılmıştır. Bu işlem öncelikle standart fantom görüntüleri, ardından hasta görüntüleri için gerçekleştirilmiştir. Toraks ve rando fantomda hesaplanan %kontrast değerleri, standart hasta görüntülerinde hesaplanan %kontrast değerleri ile kıyaslanmıştır. Ayrıca, zayıf ve kilolu hasta için hesaplanan kontrast değerlerinin de, standart hastada hesaplanan kontrast değerlerinden sapması hesaplanmıştır. Böylece görüntü kalitesinin değişimi, farklı VKİ'ne sahip hastalarda incelenmiştir.



Şekil 3.12. Toraks PA ve Abdomen AP kontrast hesaplanan yapılar

Çizelge 3.5. Görüntü üzerinde belirlenen ilgi alanlarının ait olduğu yapılar

İlgi alanları	Toraks PA	Abdomen AP
m 1	4. vertebra (kalın kemik)	Psoas Kası (yumuşak doku)
m 2	Aort Topuzu (yoğun yumuşak doku)	İlyak Kemik (kemik)
m 3	Hilus (yumuşak doku)	L4 Vertebra (kalın kemik)
m 4	6.kosta (ince kemik)	Mesane
m 5*	Sağ parakardiyak	-
m6	Akciğer (hava)	

*Sağ parakardiyak yapı ve mesane değerlendirmelere dahil edilmemiştir.

$$Kontrast = \frac{m_2}{m_1} \quad (2)$$

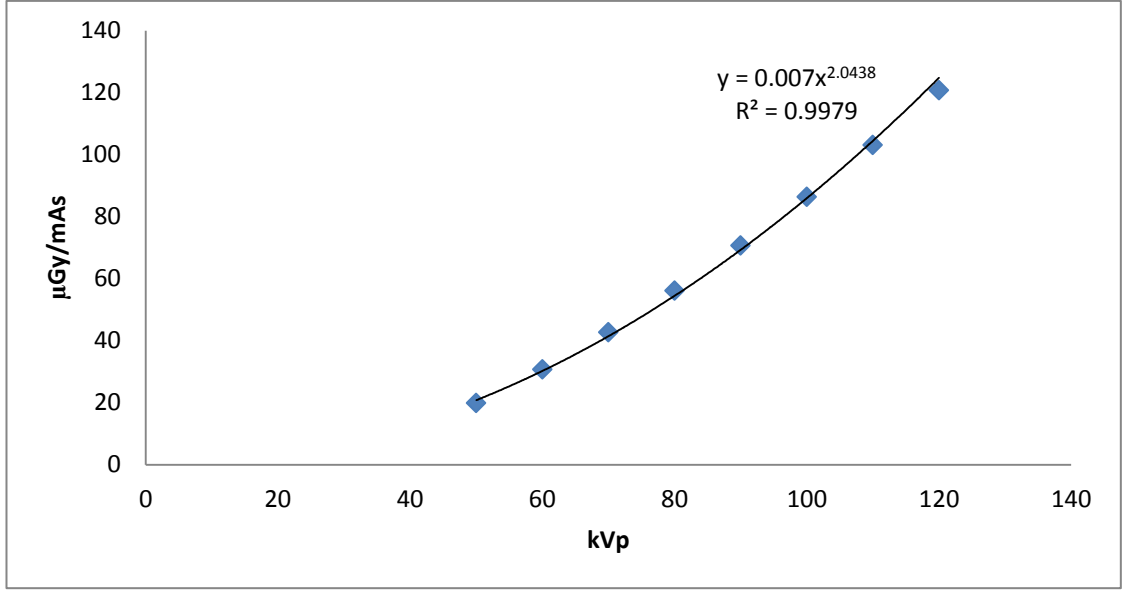
m1: düşük piksel değerli ilgi alanındaki piksel değeri
m2: yüksek piksel değerli ilgi alanındaki piksel değeri

4. BULGULAR

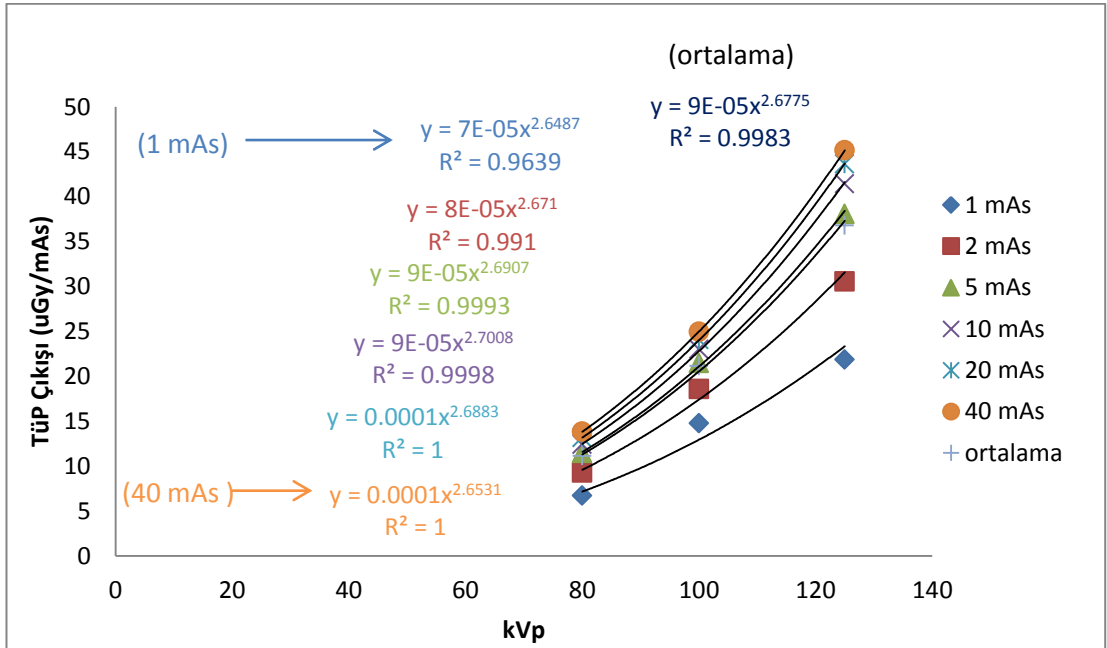
Bu tez çalışması kapsamında ölçüm yapılan tüm sistemlerde öncelikle jeneratör ve dedektörlerin “Kalite Kontrol Testleri” yapılmıştır. Kalite Kontrol Testleri kapsamında yapılan tüp çıkışı ve yarıdeğer kalınlık test sonuçları ile hastaların yüzey dozu ve etkin dozu hesaplanmıştır. Bu bölümde öncelikle sistemlerin tüp çıkış eğrilerine çakıştırılan denklemlerin katsayıları verilmiş ve değerlendirilmiştir. İkinci olarak fantomlarla yapılan görüntü kalitesi çalışmaları açıklanmıştır. Son bölümde hastalarla klinikte yapılmış olan çalışmalar verilmiş olup, ilk olarak dozimetrik sonuçlar sonrasında hasta görüntü kalitesi çalışmaları sayısal ve görsel olarak değerlendirilmiştir.

4.1 Kalite Kontrol Kapsamında Yapılan Tüp Çıkışları

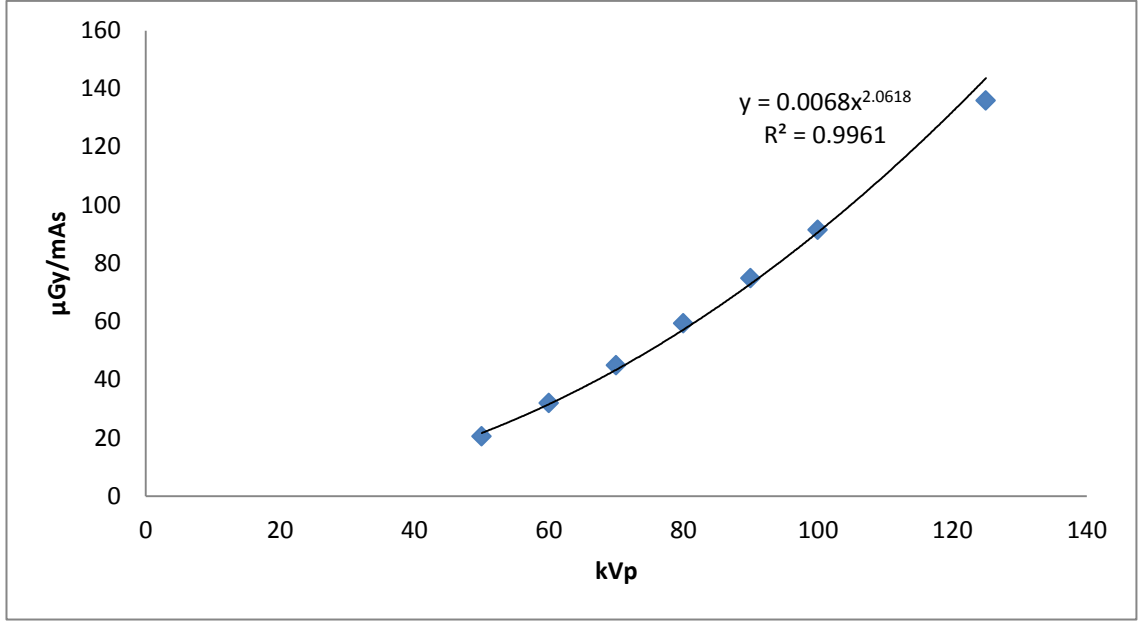
Klinikte bulunan 3 sistemde, incelemelere kullandıkları kVp aralılarında tüp çıkış testi yapılmıştır. S2 ve S3’de Toraks incelemesinde ek filtre kullandıkları için tüp çıkışı ek filtreli olarak ayrıca yapılmıştır. S1 ve S4’de ise ek filtre bulunmadan tüp çıkış testi tekrar edilmiştir. Bu testlerde sistemlerin kullandıkları kVp aralığı dikkate alınarak 40-125 kVp aralığında 5 farklı mAs değerinde odak-iyon odasından 1 metre mesafede hava kerma değeri ölçülmüştür. Ek filtre kullanılmadan elde edilen tüp çıkışları S1, S2_2, ve S4 için sırasıyla Şekil 4.1, Şekil 4.3, Şekil 4.7’de verilmiştir. S2 sisteminde tüp değişmeden önce ve sonra olmak üzere ek filtreli olarak elde edilen tüp çıkışları Şekil 4.2 Şekil 4.4’de verilmiştir. Şekil 4.2’de aynı kVp’de farklı mAs değerlerine normalize hava kerma değerlerinin aynı olmamasından dolayı tüm mAs değerlerindeki eğrilerin denklemleri verilmiştir. Tüpün değişmesiyle bu sorun ortadan kalkmış ve Şekil 4.4’de verildiği gibi tüm mAs değerlerine normalize hava kerma değerleri aynı çıkmıştır.



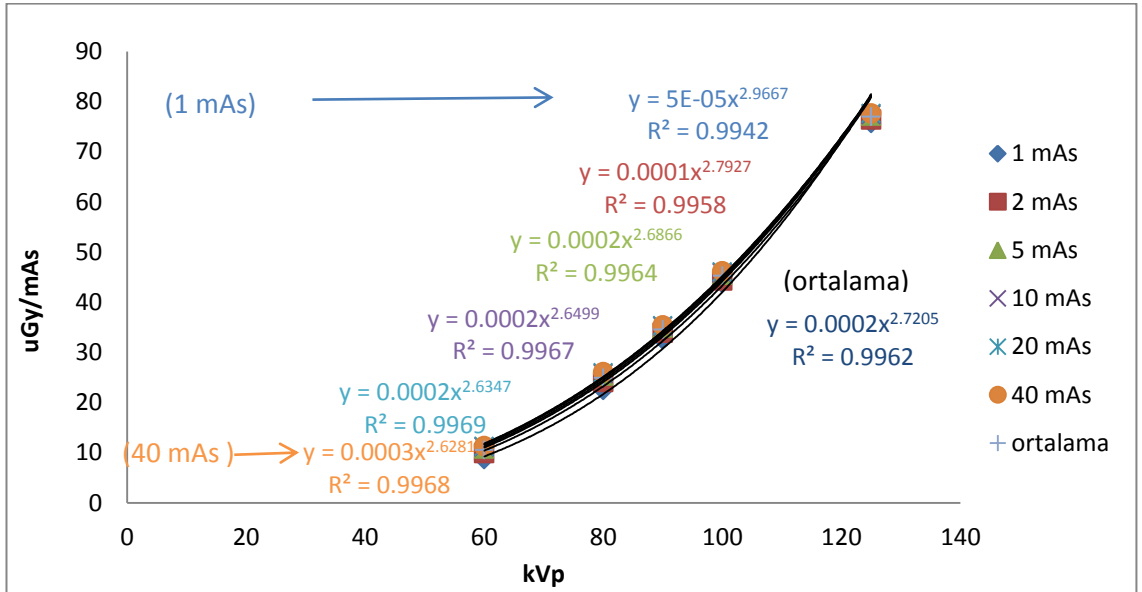
Şekil 4.1 S1 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi



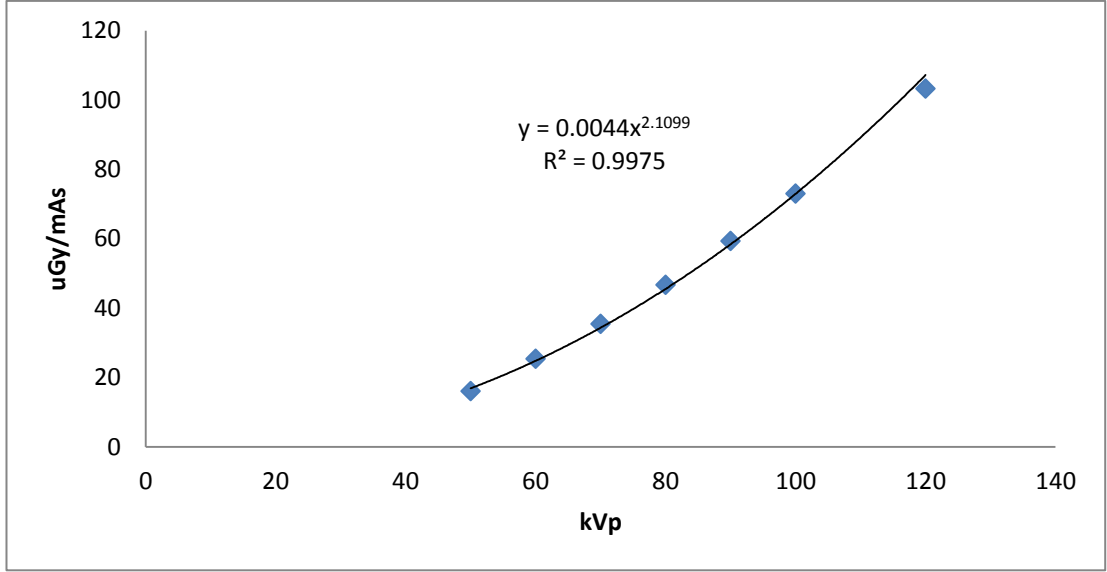
Şekil 4.2. S2_1 Ek Filtreli Tüp Çıkışı Doz Eğrisi



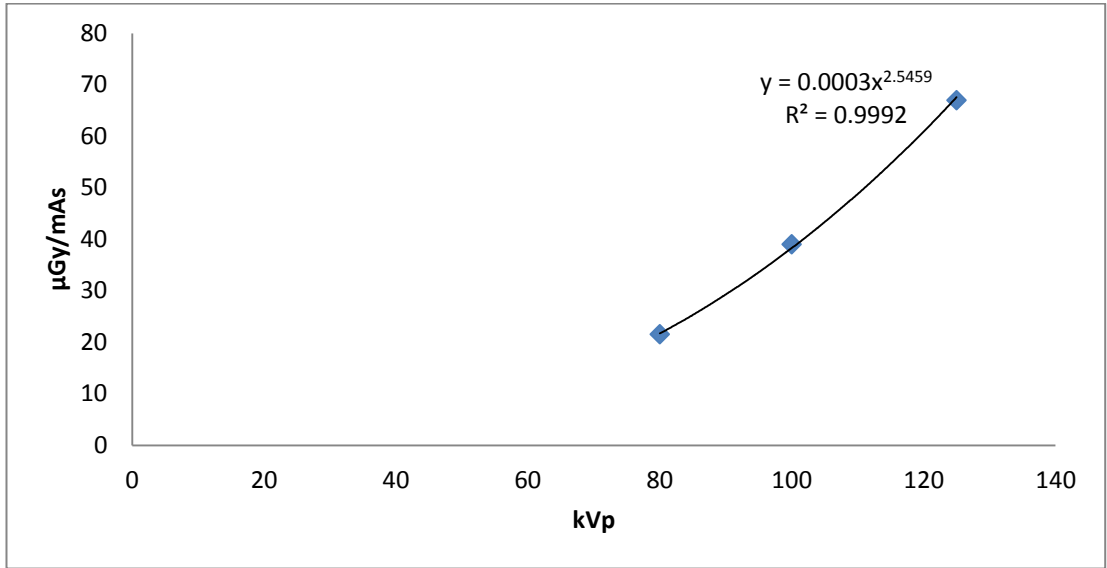
Şekil 4.3 S2_2 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi



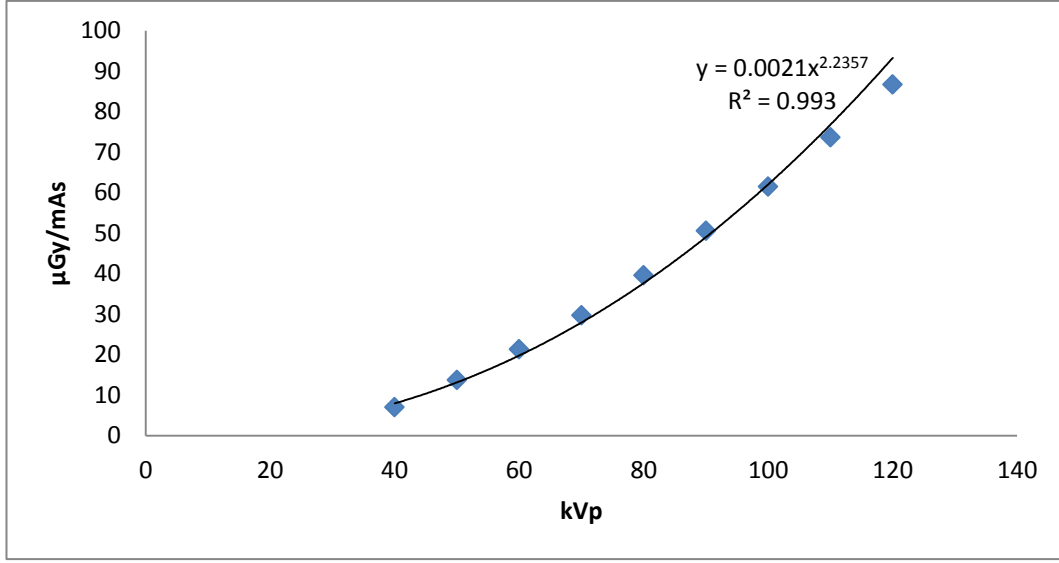
Şekil 4.4 S2_2 Ek Filtreli Tüp Çıkışı Doz Eğrisi



Şekil 4.5 S3 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi



Şekil 4.6 S3 Ek Filtreli Tüp Çıkışı Doz Eğrisi



Şekil 4.7 S4 Tüp Çıkışı Doz Eğrisi

S1, S2-2, S3 ve S4 sistemlerinin 80kVp’de tüp çıkışı sırasıyla 56,09µGy/mAs, 59,31µGy/mAs, 46,66µGy/mAs ve 39,60 µGy/mAs’dır. Bu değerler EC 162 (European Commission) tarafından belirlenen 25-80µGy/mAs aralığındadır (EC 162 2012). Tüm sistemlerin grafikleri Şekil 4.1, Şekil 4.3, Şekil 4.5 ve Şekil 4.7’de verilmiştir. Bu eğrilere çakıştırılan üstel fonksiyonun üst değerleri 2,04 ile 2,2 aralığında elde edilmiştir. Bu değer tüp çıkışının, yaklaşık olarak kVp’nin karesiyle değiştiğini göstermektedir.

Ek filtre kullanılarak elde edilen tüp çıkışı doz eğrileri ise Şekil 4.2, Şekil 4.4 ve Şekil 4.6’da da gözlemlendiği gibi üst değerler 2,67, 2,72 ve 2,54’dür. Bu değerler filtrasyonun yüksek olmasından dolayı artmıştır. Ek filtre kullanılmasıyla birlikte tüp çıkışı, ek filtre olmadığı duruma göre %58’e kadar düşmektedir. Ek filtre, düşük enerjili fotonların hastaya ulaşmadan önce soğurulmasını ve böylece hasta yüzey dozunun azalmasını sağlamaktadır.

Tüm sistemlerde aynı kVp’de farklı mAs değerlerine normalize hava kerma değerleri üst üste gelmektedir. Dolayısıyla grafiklerde mAs değerlerine normalize edilmiş ortalama değerlere ait tüp çıkış denklemi verilmiştir. S2_1(eski tüp)’de ise aynı kVp’de farklı mAs değerlerinde mAs’a normalize dozlar bu şekilde değişmemektedir. Özellikle

yüksek kVp değerlerinde mAs'daki 2 katlık değişim hava kermada 3 katlık değişime neden olmaktadır. Tüpün değişmesiyle birlikte bu sorun ortadan kalkmış mAs değerine normalize hava kerma değerleri aynı çıkmıştır (Şekil 4.4)

4.2 Fantomlarla Yapılan Dozimetrik Ölçümler ve Görüntü Kalitesi Çalışmaları

Görüntü kalitesi çalışmaları kapsamında kontrast ölçümlerinin yapılabilmesi için farklı PMMA kalınlıklarında düşük kontrast ayırma gücü fantomu olan LCD4 ile klinik protokoller kullanılarak görüntüler alınmış ve değerlendirilmiştir. İşlenmiş ve ham görüntüler üzerinde kontrast hesaplanmıştır. S3 sisteminde Abdomen incelemesi bulunmadığı için ölçümler yalnızca Toraks incelemesinde yapılmıştır. Ayrıca bu sistemde çalışmalar devam ederken servis mühendisi tarafından kalibrasyon yapılmış; kalibrasyon sonrası ölçümler tekrarlanmış ve değerlendirilmiştir. S2'de Toraks incelemesine ait ham görüntülere ulaşamadığı için işlenmiş görüntüler üzerinden değerlendirme yapılmıştır. Sistemlerin klinik protokolde kullandıkları algoritmaya, farklı incelemelere özel kullandıkları ışınlama parametreleri ve sistemin özgün tasarımına bağlı (filtre gibi) olarak kontrast sonuçları değişiklik göstermektedir. Bu nedenleri ayrı ayrı inceleyebilmek amacıyla tüm deneyler Enstitü kapsamında bulunan S1'de her bir sistemin kendi ışınlama şartları sağlanarak tekrar edilmiştir. Böylelikle yazılım ve donanımdan kaynaklanan farklılıkların anlaşılmasına çalışılmıştır. Hiç bir sistem üreticisi kendi klinik programlarına ait detaylı bilgiyi vermediği için böyle bir yöntem izlenmiştir. Her iki inceleme için işlenmiş ve ham görüntülerdeki kontrast sonuçları ve fantom yüzey dozları Çizelge 4.1'de, işlenmiş görüntü kontrastının ham görüntü kontrastına oranı Çizelge 4.2'de verilmiştir. İşlenmiş görüntü kontrastını ham görüntü kontrastına oranlayarak kontrastta ne kadarlık bir iyileşme olduğu araştırılmıştır. Oranlar birden ne kadar büyükse, görüntü işleme kontrastı o derecede iyileştirmektedir. Çizelge 4.3'de ise sistemler arasındaki algoritma farkını gösteren işlenmiş görüntülerin kontrast oranları verilmiştir. Bu oran ile S1'deki görüntü işleme algoritmasının klinikteki sistemlerde kullanılan algoritmaya göre ne kadar iyileştirme yaptığı gösterir. Her iki inceleme de klinikteki sistemlerde kontrast sonuçlarının yüzey dozu ile değişimi Şekil 4.8-Şekil 4.13'de Enstitüdeki sistemde farklı protokoller için kontrast sonuçlarının yüzey dozu ile değişimi ise Şekil 4.14- Şekil 4.18'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Abdomen ve Toraks protokollerinde kontrast konuçları

Sistemler	İnceleme	PMMA	5cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
S2	Toraks	ESAK(mGy)	0.03	0.06	0.11	0.23	0.40
		Ham	-	-	-	-	-
		İşlenmiş	13.51	7.82	2.75	2.03	1.44
	Abdomen	ESAK(mGy)	0.08	0.19	0.40	0.86	1.73
		Ham	3.83	2.92	2.29	1.80	1.22
		İşlenmiş	20.00	15.64	12.02	9.02	5.84
S3	Toraks K.Ö	ESAK(mGy)	0.02	0.05	0.12	0.24	0.37
		Ham	1.72	1.21	0.81	0.50	0.27
		İşlenmiş	10.36	7.5	3.46	1.91	1.08
	Toraks K.S	ESAK(mGy)	0.03	0.04	0.13	0.26	0.47
		Ham	1.82	1.34	0.95	0.77	0.52
		İşlenmiş	11.79	4.85	2.95	2.14	1.25
S4	Toraks	ESAK(mGy)	0.09	0.27	0.54	1.13	1.50
		Ham	9.02	6.52	4.63	3.27	1.99
		İşlenmiş	14.61	23.25	28.52	27.43	20.15
	Abdomen	ESAK(mGy)	1.26	1.39	1.53	1.66	1.85
		Ham	16.42	13.4	10.18	6.95	4.31
		İşlenmiş	49.07	28.66	19.55	15.26	8.86
S1-2	Toraks	ESAK(mGy)	0.08	0.09	0.20	0.45	1.03
		Ham	1.93	1.66	1.19	0.88	0.83
		İşlenmiş	21.66	12.77	8.02	4.88	3.01
	Abdomen	ESAK(mGy)	0.06	0.21	0.58	1.66	4.76
		Ham	4.82	3.31	2.46	1.93	1.54
		İşlenmiş	30.76	21.73	16.57	12.38	9.11
S1-3	Toraks	ESAK(mGy)	0.08	0.09	0.20	0.45	1.03
		Ham	1.95	1.68	1.27	0.99	0.74
		İşlenmiş	21.37	12.53	8.48	5.29	3.42
S1-4	Toraks	ESAK(mGy)	0.16	0.44	0.98	2.77	7.96
		Ham	2.72	2.10	1.74	1.41	1.15
		İşlenmiş	30.82	21.27	15.51	11.31	7.89
	Abdomen	ESAK(mGy)	1.34	1.50	1.65	1.88	2.16
		Ham	2.80	2.80	2.84	2.85	2.78
		İşlenmiş	30.86	26.42	21.26	16.15	12.76

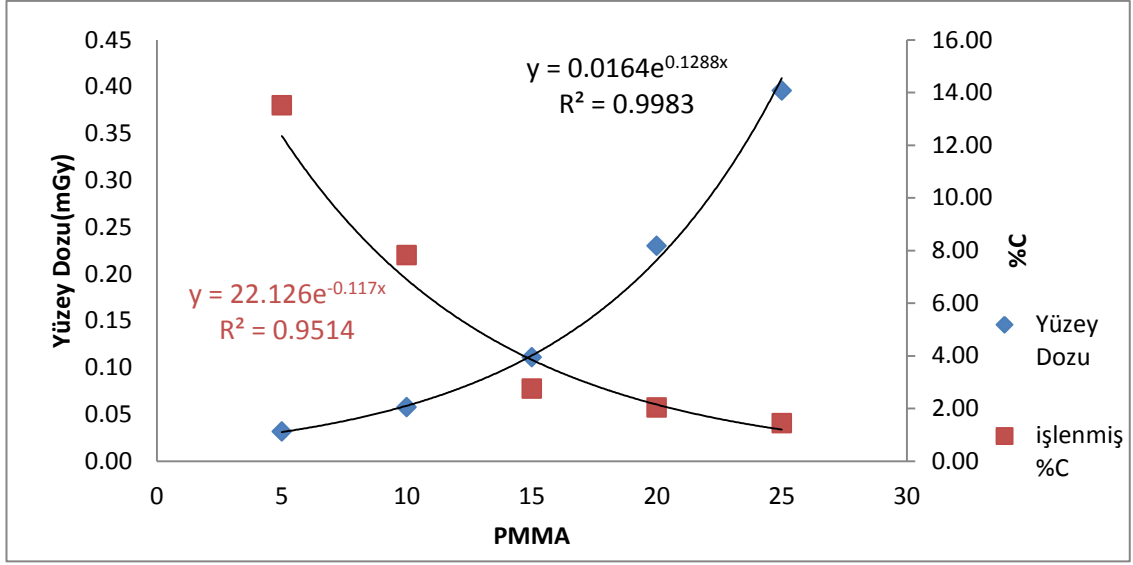
Çizelge 4.2 İşlenmiş görüntü kontrastlarının ham görüntü kontrastlarına oranı

Sistemler	İnceleme	5 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
S2	Toraks	-	-	-	-	-
	Abdomen	5.22	5.36	5.26	5.00	4.79
S3	Toraks K.Ö	6.04	6.18	4.27	3.85	3.93
	Toraks K.S	6.49	3.62	3.11	2.79	2.40
S4	Toraks	1.62	3.57	6.16	8.39	10.13
	Abdomen	2.99	2.14	1.92	2.20	2.06
S1-2	Toraks	11.22	7.69	6.74	5.55	3.63
	Abdomen	6.38	6.56	6.74	6.41	5.92
S1-3	Toraks	10.96	7.46	6.68	5.34	4.62
S1-4	Toraks	11.33	10.13	8.91	8.02	6.86
	Abdomen	11.02	9.44	7.49	5.67	4.59

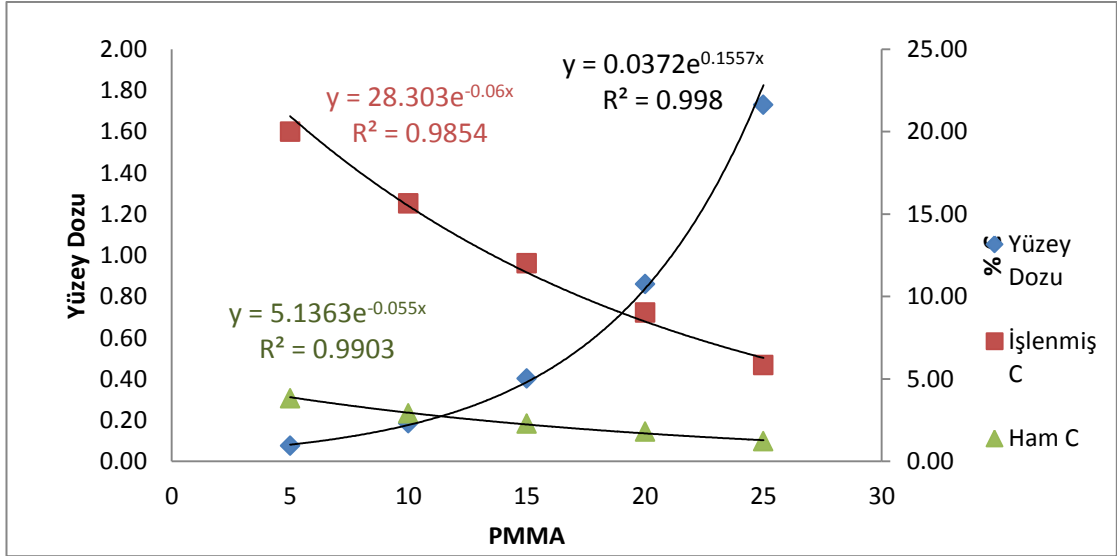
Çizelge 4.3 S1'in klinik sistemlerdeki işlenmiş görüntüler üzerindeki kontrast oranları

Sistemler	İnceleme	PMMA Kalınlıkları (cm)				
		5	10	15	20	25
S1-2/S2	Toraks	1.60	1.63	2.92	2.40	2.09
	Abdomen	1.54	1.39	1.38	1.37	1.56
S1-3/S3	Toraks	1.81	2.58	2.87	2.47	2.74
S1-4/S4	Toraks	2.11	0.91	0.54	0.41	0.39
	Abdomen	0.63	0.92	1.09	1.06	1.44

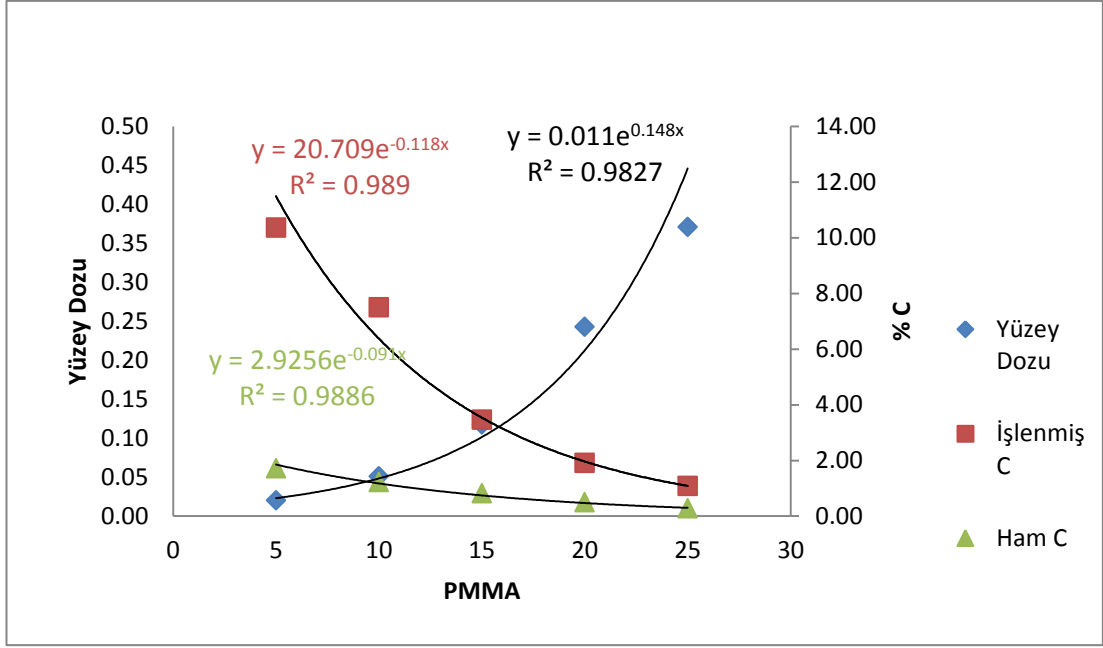
Toraks ve Abdomen incelemelerini temsil eden PMMA kalınlıkları sırasıyla 15 cm ve 25 cm olarak elde edilmiştir.



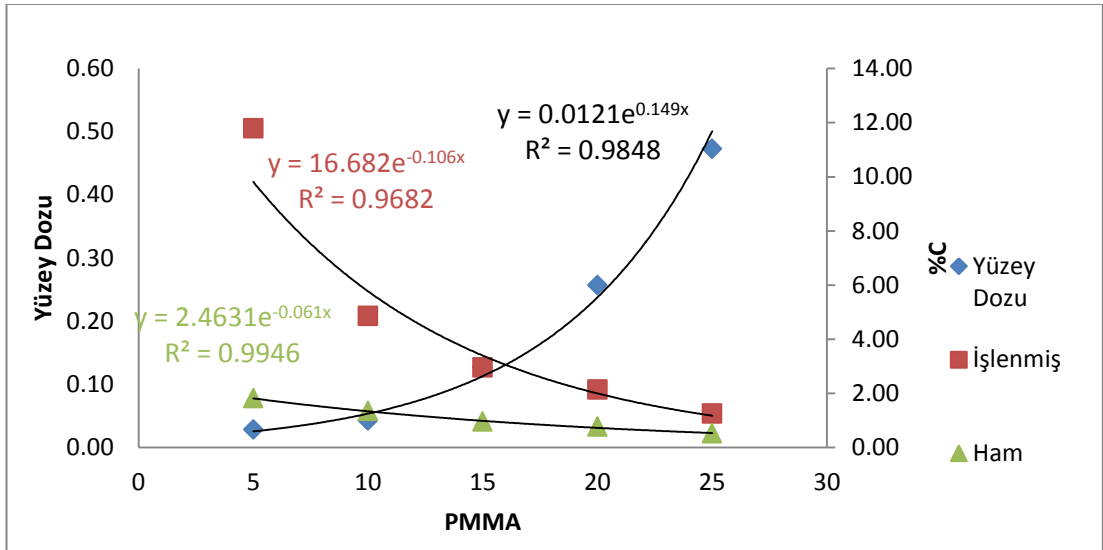
Şekil 4.8 S2 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



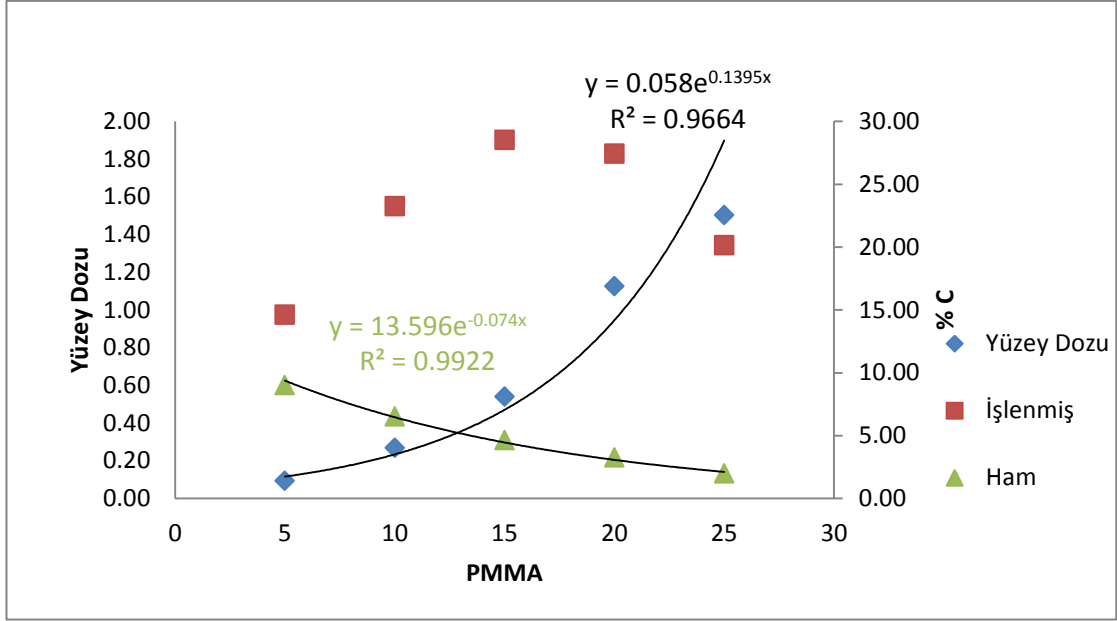
Şekil 4.9 S2 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



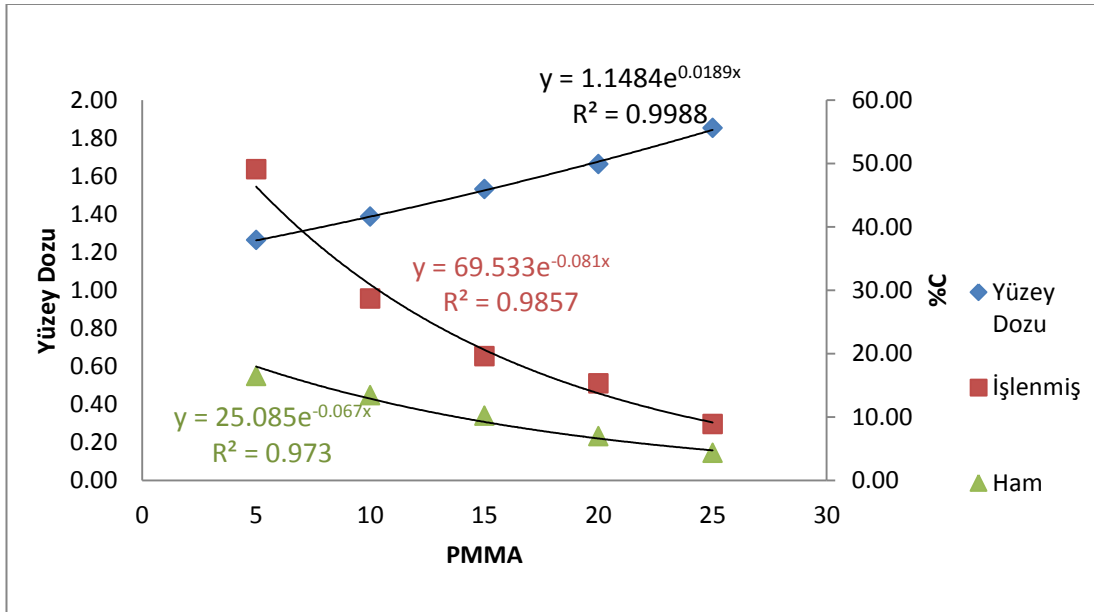
Şekil 4.10 S3 Toraks PA Protokolünde Kalibrasyon Öncesi LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



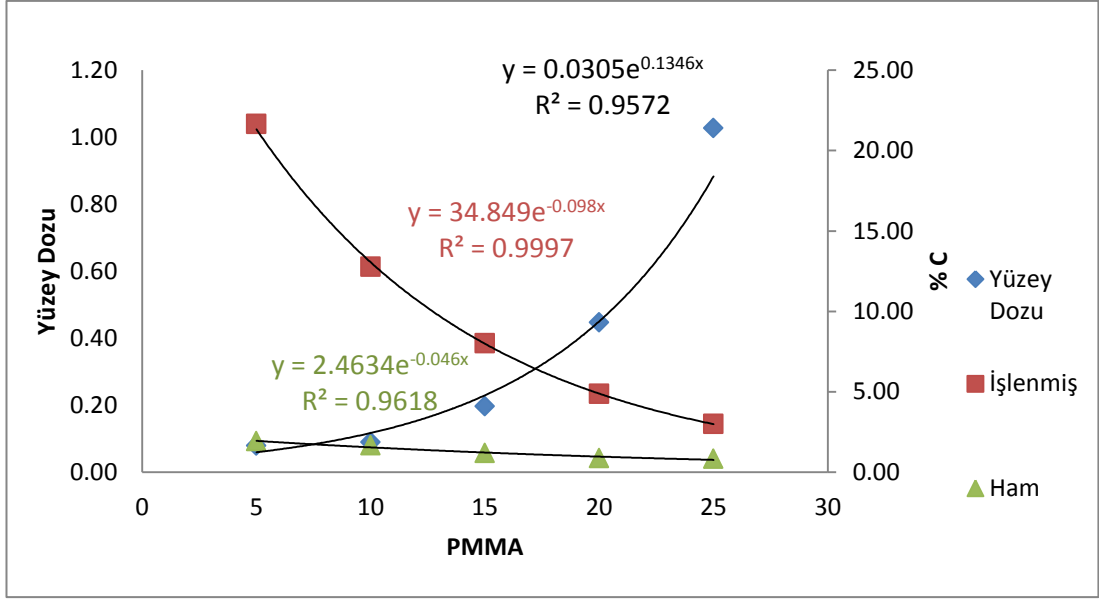
Şekil 4.11 S3 Toraks PA Protokolünde Kalibrasyon Sonrası LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



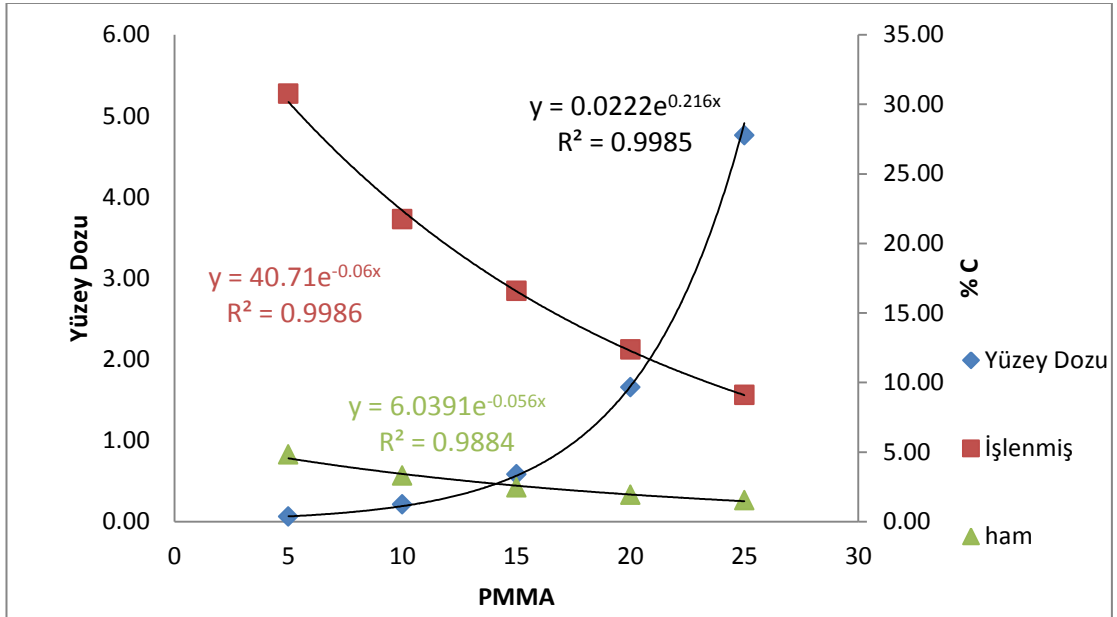
Şekil 4.12 S4 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



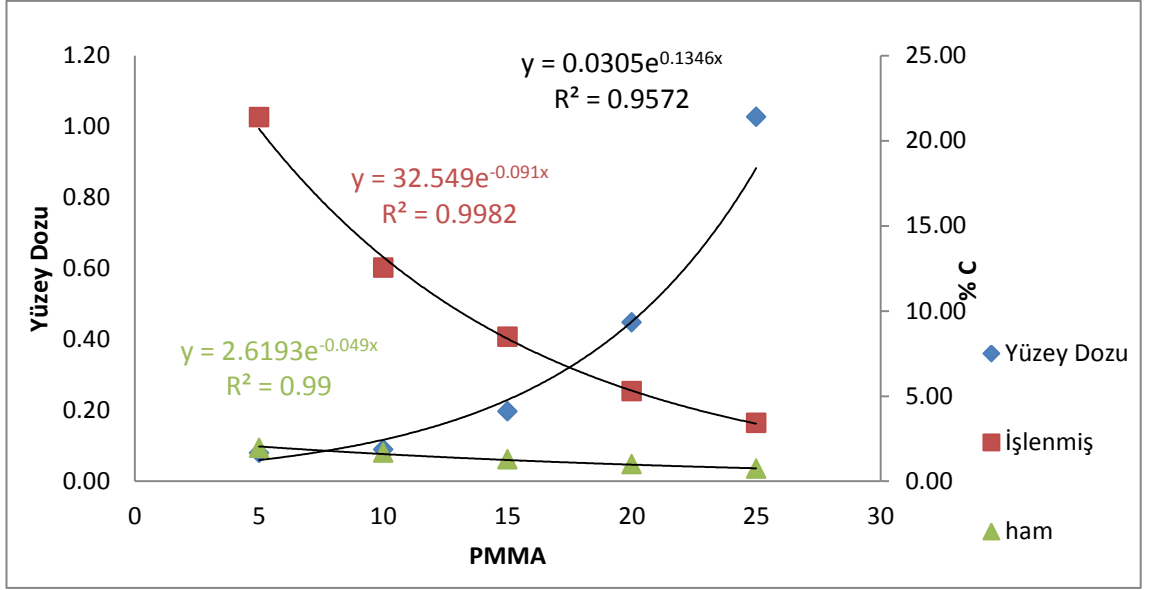
Şekil 4.13 S4 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



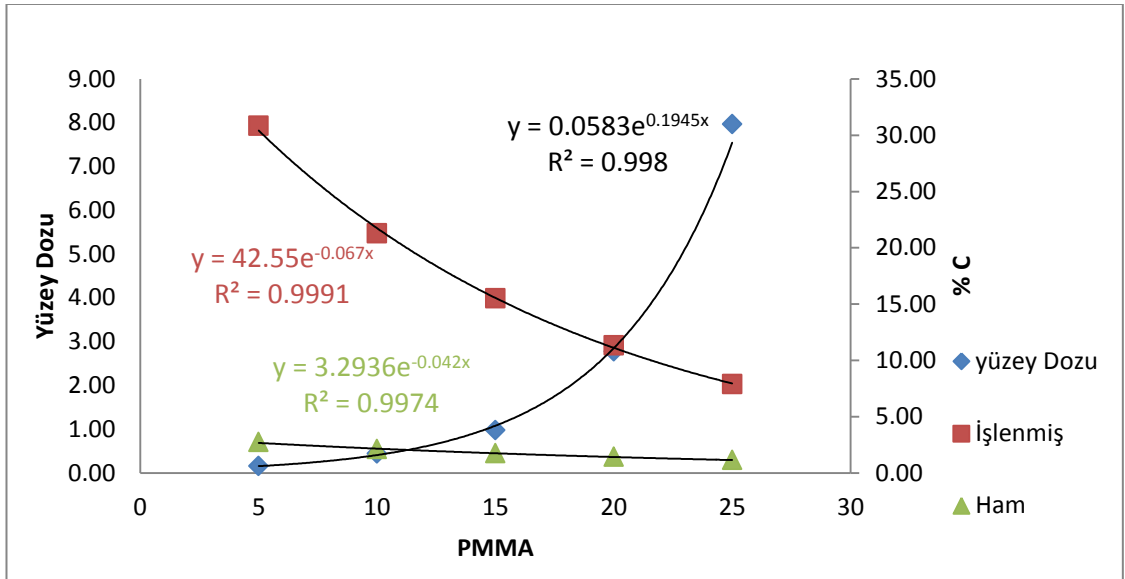
Şekil 4.14 S1_2 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



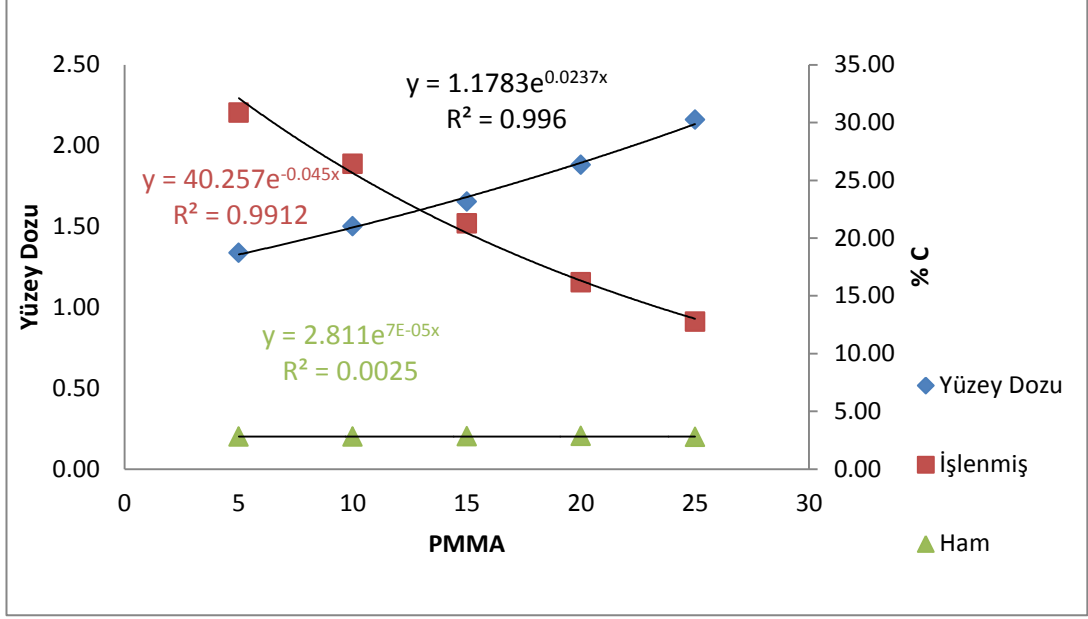
Şekil 4.15 S1_2 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



Şekil 4.16 S1_3 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



Şekil 4.17 S1_4 Toraks PA Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi



Şekil 4.18 S1_4 Abdomen AP Protokolünde LCD4 İşlenmiş ve Ham Fantom Görüntü Kontrastının Yüzey Dozu ile Değişimi

S2, S3 ve S4 sistemlerinin değerlendirilmesi

S2’de Toraks incelemesinde artan PMMA kalınlığı ile işlenmiş görüntülerde kontrast üstel bir şekilde azalmıştır. İşlenmiş görüntü için üst değer 0,117’dir (Şekil 4.8). 5 cm PMMA için hesaplanan kontrast değeri 25 cm PMMA’daki kontrastın 9,38 katıdır (Çizelge 4.1).

S2’de Abdomen incelemesinde artan PMMA kalınlığı ile işlenmiş görüntülerde kontrast üstel bir şekilde azalmıştır. İşlenmiş görüntülerde 5 cm PMMA için hesaplanan kontrast değeri 25 cm PMMA’daki kontrastın 3,42 katıdır. İşlenmiş ve ham görüntülerdeki kontrast yaklaşık olarak aynı azalım hızına sahiptir. Bu azalım, üstel fonksiyonun üst değeri ile açıklanırsa işlenmiş görüntü için üst değer 0,060 iken ham görüntü için üst değer 0,055’dir (Şekil 4.9). Bu sistemdeki Toraks ve Abdomen kontrast sonuçları kıyaslanacak olursa Abdomen incelemesindeki kontrast, Toraks incelemesindeki kontrasttan 1,48 ile 4,44 kat arasında daha fazladır. Bunun nedeni Toraks incelemesinde kullanılan 125 kVp ile saçılan fotonların artması, görüntü kontrastının düşmesine neden olmasındır.

S3'de Toraks incelemesinde kalibrasyondan önce ve sonra artan PMMA kalınlığı ile işlenmiş görüntülerde kontrast üstel bir şekilde azalmıştır. Bu azalım üstel fonksiyonun üst değeri ile açıklanır; kalibrasyondan önce, işlenmiş görüntü için üst değer 0,118 iken ham görüntü için üst değer 0,091'dur. Bu üst değerler, işlenmiş görüntülerdeki kontrastın, ham görüntülerdeki kontrasta göre daha hızlı bir azalım olduğunu göstermektedir. Kalibrasyondan sonra, üstel fonksiyonun üst değerleri ise işlenmiş görüntü için 0,106 iken ham görüntü için 0,061'dir (Şekil 4.10, Şekil 4.11). Kalibrasyondan önce ve sonra işlenmiş görüntülerde 5 cm PMMA için hesaplanan kontrast değeri 25 cm PMMA'daki kontrastın 9,59 ve 9,43 katıdır. (Çizelge 4.1). Ham ve işlenmiş görüntüler kıyaslanacak olursa işlenmiş görüntü kontrastı ham görüntü kontrastından 2,40 ile 6,49 kat arasında fazladır (Çizelge 4.2)

S4'de Toraks incelemesinde işlenmiş görüntülerde artan PMMA kalınlığı kontrast ilk önce artmış; sonra azalmaya başlamıştır. Bu iyileştirme etkisi artan PMMA kalınlığı ile artmıştır (Şekil 4.12). Bu durumu klinikte kullanılan görüntü işleme algoritmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. 5cm PMMA haricindeki diğer PMMA kalınlıklarındaki kontrast değişimi 1,42 kattır (Çizelge 4.1). İşlenmiş görüntü kontrastı ham görüntü kontrastından 1,62 ile 10,13 kat arasında iyidir (Çizelge 4.2)

S4 Abdomen incelemesinde ise işlenmiş görüntü kontrastı artan PMMA kalınlığı ile üstel bir şekilde azalmıştır. PMMA kalınlığının artmasıyla işlenmiş ve ham görüntü kontrast azalımına çakıştırılan üstel eğri fonksiyonunun üst değerleri sırasıyla 0,081 ve 0,067'dir. İşlenmiş görüntülerde kontrastın, ham görüntülerdeki kontrasta göre daha hızlı bir azalım göstermiştir (Şekil 4.13). İşlenmiş görüntülerde 5 cm PMMA için hesaplanan kontrast değeri 25 cm PMMA'daki kontrastın 5,54 katıdır.. İşlenmiş görüntü kontrastı ham görüntü kontrastından 2,06 ile 2,99 kat arasında iyidir (Çizelge 4.2). Bu sistemdeki Toraks ve Abdomen işlenmiş görüntü kontrast sonuçları kıyaslanacak olursa Abdomen incelemesindeki kontrast, Toraks incelemesindeki kontrasttan 5 ve 10 cm'de 3,35 ile 1,23 kat arasında daha fazladır. Fakat 15, 20 ve 25cm PMMA kalınlığında Toraks incelemesine ait kontrastlar 1,46 ile 2,27 kat arasında daha fazladır. Toraks incelemesinde 120kVp kullanılırken, Abdomen incelemesinde 80kVp kullanılmaktadır.

Hem yüksek kVp hemde artan PMMA (saçıcı) kalınlığı ile kontrastın düşmesi beklenirken bu sistemde kontrast iyileşmiştir. S4'ün Toraks incelemesinde 120kVp'de AEC ile çalışması durumunda dedektör dozu $9,63 \pm 1,50 \mu\text{Gy}$ aralığındadır. Oysa klinikte Abdomen incelemesinde 80kVp ve 25,6mAs ile çalışılması 5, 10, 15, 20 ve 25 cm PMMA'da dedektör dozunu sırasıyla $60,04\mu\text{Gy}$, $27,99\mu\text{Gy}$, $12,52\mu\text{Gy}$, $6,64\mu\text{Gy}$ ve $4,33\mu\text{Gy}$ olarak düşmesine neden olmaktadır. Artan PMMA kalınlığı ile hem saçılan fotonların artması hemde düşük dedektör dozu (gürültünün artmasından dolayı) kontrastın düşmesine neden olduğu düşünülmektedir. Ayrıca toraks incelemesinde kullanılan görüntü işlemenin abdomen göre daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır.

S1 Sisteminde S2, S3 ve S4 sistemlerinin protokolleri kullanılarak yapılan çalışmalar için değerlendirildiğinde

Bu kısımda Enstitüde bulunan S1 sisteminde, hastanelerde bulunan sistemlerin (S2, S3, S4) Toraks (120-125kVp) ve Abdomen (77-80kVp) protokolleri kullanılarak yapılan ölçümler (S1-2, S1-3, S1-4) değerlendirilmiştir. Bu protokoller Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4'de verilmiştir

S1'de S2'nin Toraks PA ve Abdoman AP klinik protokolleri kullanılarak yapılmış ölçümler değerlendirilirse;

Toraks incelemesinde işlenmiş görüntü kontrastı artan PMMA kalınlığı ile üstel bir şekilde azalmıştır. Üstel fonksiyonun üs değerleri işlenmiş ve ham görüntüler için sırasıyla 0,098 ve 0,046'dır. İşlenmiş görüntülerde kontrast, ham görüntülerdeki kontrasta göre daha hızlı bir azalım göstermiştir (Şekil 4.14). İşlenmiş görüntü kontrastı, ham görüntü kontrastından 3,63 ile 11,22 kat daha iyidir (Çizelge 4.2) Abdomen incelemesinde işlenmiş görüntü kontrastı artan PMMA kalınlığı ile üstel bir şekilde azalmıştır. Üstel fonksiyonun üs değerleri işlenmiş ve ham görüntüler için sırasıyla 0,060 ve 0,056'dır İşlenmiş ve ham görüntüler yaklaşık aynı azalım hızına sahiptir (Şekil 4.15). İşlenmiş görüntü kontrastı, ham görüntü kontrastından 5,92 ile 6,74 kat daha iyidir (Çizelge 4.2)

S1’de S3 Toraks PA klinik protokolü kullanılarak yapılmış ölçümler değerlendirilirse;

İşlenmiş görüntü kontrastı artan PMMA kalınlığı ile üstel bir şekilde azalmıştır. Üstel fonksiyonun üs değerleri işlenmiş ve ham görüntüler için sırasıyla 0,091 ve 0,049’dur. İşlenmiş görüntülerde kontrast, ham görüntülerdeki kontrasta göre daha hızlı bir azalım göstermiştir (Şekil 4.16) İşlenmiş görüntü kontrastı, ham görüntü kontrastından 4,62 ile 10,96 kat daha iyidir (Çizelge 4.2)

S1’de S4 Toraks PA ve Abdomen AP klinik protokolü kullanılarak yapılmış ölçümler değerlendirilirse;

Toraks incelemesinde işlenmiş görüntü kontrastı artan PMMA kalınlığı ile üstel bir şekilde azalmıştır. Üstel fonksiyonun üs değerleri işlenmiş ve ham görüntüler için sırasıyla 0,067 ve 0,042’dur. İşlenmiş görüntülerde kontrast, ham görüntülerdeki kontrasta göre daha hızlı bir azalım göstermiştir (Şekil 4.17). İşlenmiş görüntü kontrastı, ham görüntü kontrastından 6,86 ile 11,33 kat daha iyidir (Çizelge 4.2) .

Abdomen incelemesinde işlenmiş görüntü kontrastı artan PMMA kalınlığı ile üstel bir şekilde azalmıştır (Şekil 4.18). İşlenmiş görüntülerde, 5 cm PMMA için hesaplanan kontrast değeri 25 cm PMMA’daki kontrastın 2,42 katıdır. (Çizelge 4.1). Ayrıca işlenmiş görüntü kontrastı, ham görüntü kontrastından 4,59 ile 11,02 kat daha iyidir (Çizelge 4.2)

Son olarak Enstitü kapsamında bulunan S1’de klinikteki sistemlerin S2, S3 ve S4’ün Toraks ve Abdomen inceleme protokolleri ve S1’in klinik protokolün kullanılarak LCD4 görüntüleri değerlendirilmiştir. Aynı inceleme protokolünde (kVp, mAs, filtrasyon) ancak farklı görüntü işleme algoritmasında alınan bu görüntüler kıyaslanmıştır. Görüntü işleme algoritmalarının, işlenmiş görüntüdeki kontrasta etkisini karşılaştıracak olursak (Çizelge 4.3)

Toraks incelemesinde S1 sisteminde kontrast, S2'ye göre 1.60 ile 2.92 kat arasında daha fazladır. Bu durum 15 cm PMMA'da baskın hale gelmiştir. S1 sisteminde kontrast, S3 sistemine göre 1.81 ile 2.87 kat arasında fazladır. S1'de 5 cm PMMA için elde edilen kontrast S4'den 2,11 kat fazladır. Ancak artan PMMA kalınlığı ile S4'teki kontrast S1'e göre 1.09 ile 2.55 kat arasında daha fazla elde edilmiştir. Bu durum PMMA kalınlığının artmasıyla artmıştır. Abdomen incelemesinde S1'de kontrast, S2'ye göre 1.39 ile 1.56 kat arasında fazladır. S1'de 15, 20 ve 25 cm PMMA kalınlıklarında elde edilen kontrast S4'den 1,06 ile 1,44 kat arasında fazladır. Ancak 5 ve 10 cm PMMA kalınlığında ise S4'de kontrast, S1'e göre 1,59 ile 1,08 kat daha fazla elde edilmiştir.

Bu sonuçlar sistemler arasındaki klinik algoritma farklılıklarını göstermektedir. Hiç bir sistemde bu algoritmaların matematik formülasyonu verilmediğinden dolayı kapsamlı bir değerlendirme yapmak mümkün değildir. Ancak S2 ve S3 aynı üreticiye aittir, bu sistemde kullanılan algoritmaların S1'e göre daha az iyileştirme yaptığı, daha farklı bir üreticiye ait olan S4'ün ise S1'e göre farklılığının kalınlıkla yani saçılan foton miktarına bağlı görüntü işleme algoritmasının daha farklı olduğu ifade edilebilir. S4 sisteminde özellikle Toraks incelemesinde görüntü işleme algoritması daha etkindir. Ayrıca artan kalınlıkla algoritmalar arasındaki fark daha belirgin olmaktadır.

4.3 Hasta Çalışmaları

Bu çalışmada dozimetrik ölçümler kapsamında toplanan hasta verileri ile yüzey dozu ve etkin doz hesaplanmıştır. Görüntü kalitesi kapsamında ise hasta görüntülerinden kontrast hesaplanmıştır. Ayrıca, klinik protokoller kullanılarak hümonoid fantom görüntüsü alınmış ve hasta görüntülerinden hesaplanan kontrast ile kıyaslanmıştır. Enstitüde bulunan S1'de, klinikte kullanılan protokoller oluşturularak hümonoid fantom görüntüsü alınmış, tüm sistemlerdeki hümonoid fantomdan hesaplanan kontrast sonuçları kıyaslanmıştır.

4.3.1 Dozimetrik çalışmalar

Klinik incelemelerde kullanılan üç digital radyogafi sisteminde hasta radyasyon dozları toraks PA ve abdomen AP incelemeleri için retrospektif olarak saptanmıştır. Bunun için hastaların, boy, kilo, PA kalınlıkları ve teknik parametreler olan kVp, mAs ve tüp-hasta mesafesi kayıt edilmiştir. Hastaların yüzey dozları ve etkin dozları daha önce deneysel ölçümlerle belirlenen “tüp çıkış” testlerinde elde edilen değerler kullanılarak hesaplanmıştır. Aynı zamanda farklı hastalar VKİ'e göre sınıflandırılmış; hasta yüzey dozunun değişimi irdelenmiştir

a. Hasta grupları

EUR 16260 EN, referans doz seviyelerini oluşturmak için en az 10 standart hasta verisi kullanılması gerektiğini belirtmiş ve standart hastayı da 60 ile 80 kg aralığında tanımlamıştır. IAEA TECDOC 1641 ‘Girişimsel İncelemelerde Doz Optimizasyonu’ isimli yayınında ise hastalar, VKİ'ine göre sınıflandırılmıştır.

Bu çalışma kapsamında ise sonuçları referans doz seviyeleri ile karşılaştırmak ve istatistik kaliteyi arttırmak için her iki inceleme de en az 30 hasta dozunun hesaplanması ve görüntü kalitesinin değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Hasta grupları ise VKİ'ne göre zayıf, standart ve kilolu olarak sınıflandırılmıştır.

Tüm sistemlerde toplam 268 hasta verisi toplanmış ve ortalama VKİ'i $26.4 \pm 3 \text{ kg/m}^2$ hesaplanmıştır; bu doğrultuda standart hastalar için VKİ değeri $26 \pm 3 \text{ kg/m}^2$ aralığında alınmıştır. Belirlenen hasta grupları Çizelge 4.4'de verilmiştir.

Çizelge 4.4 VKİ'e göre hasta grupları

VKİ (kg/m ²)	Grup
<23	Zayıf
23-29	Standart
>29	Kilolu

b. Hasta Yüzey Dozu, Etkin Doz v

S2, S3 ve S4'de Toraks PA incelemesinde toplam 192 hasta, Abdomen AP incelemesinde ise toplam 76 hasta verisi değerlendirilmiştir. S2 sisteminde x-tüpünün değişmesiyle birlikte iki farklı durum için (tüp değişmeden önce ve sonra olmak üzere) Toraks PA hasta değerlendirmeleri mevcutken, Abdomen AP hasta verisi ise yalnızca tüp değiştikten sonra mevcuttur. Aynı zamanda S3 sisteminde klinikte Abdomen incelemesi yapılmamasından dolayı bu sistemde yalnızca Toraks PA hasta değerlendirmeleri yapılmıştır. Tüm sistemlerde VKİ gruplarında Abdomen AP ve Toraks PA için hesaplanan yüzey dozu ve etkin doz değerleri sırasıyla Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6'da verilmiştir. Çizelgelerde parentez içerisinde belirli hasta grubundaki en yüksek değeri (yüzey dozu, etkin doz) en düşük değere oranı verilerek aslında o grup içerisinde kaç katlık bir değişme olduğu irdelenmiştir. Aynı zamanda belirli hasta grubundaki dozların ve standart sapmalarında eklenmiştir. Bu tablolara hasta verileri kullanılarak VKİ-Yüzey dozu (ESAK) grafiğinden elde edilen doğrusal eğrinin katsayıları da ilave edilmiştir.

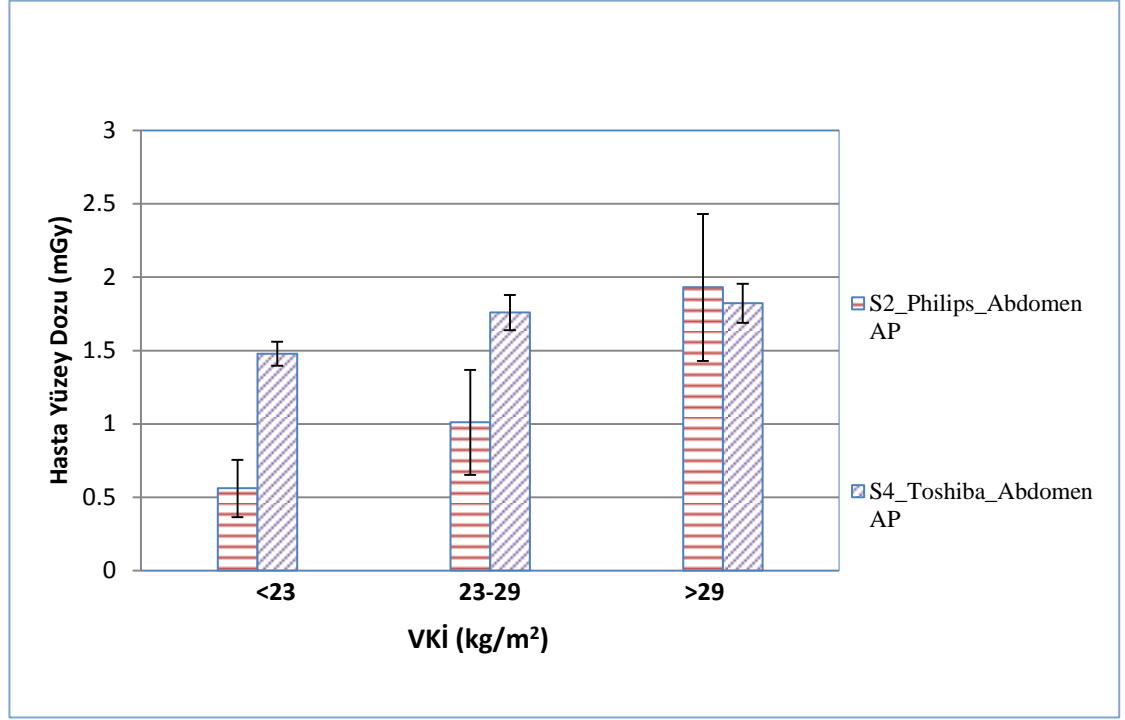
Çizelge 4.5. Abdomen AP Hasta Dozları

Sistem	Hasta Grupları	Yüzey Dozu, mGy (max/min)	Etkin Doz , mSv (max/min)	ESAK-VKİ (ax+b)
S2_2	<23	0.56±0.20 (3.53)	0.09±0.03 (2.93)	a=0.128, b=-2.18, R=0.81
	23-29	1.01±0.35 (2.89)	0.13±0.04 (3.14)	
	>29	1.93±0.50 (2.13)	0.24±0.05 (2.10)	
	Tümü	1.20±0.68 (12.1)	0.15±0.077 (8.04)	
S4	<23	1.48±0.08 (1.18)	0.25±0.025 (1.40)	a=0.0229, b=1.08, R=0.60
	23-29	1.76±0.12 (1.33)	0.25 ±0.02 (1.34)	
	>29	1.82±0.13 (1.28)	0.24 ±0.02 (1.31)	
	Tümü	1.71±0.07 (1.48)	0.25 ±0.02 (1.41)	

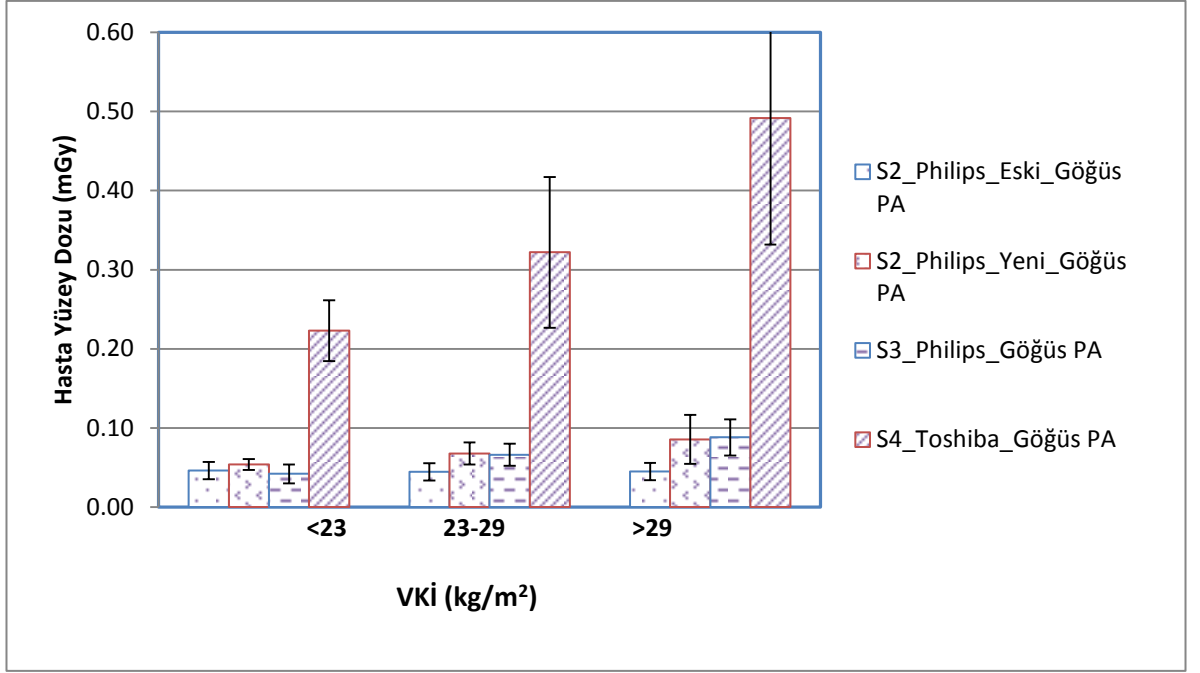
Çizelge 4.6. Toraks PA Hasta Dozları

Sistem	Hasta Grupları	Yüzey Dozu, mGy (max/min)	Etkin Doz , mSv (max/min)	ESAK-VKİ (ax+b)
S2_1	<23	0.046±0.01 (2.16)	0.010±0.002 (2.24)	a=0.0003, b=0.04, R=0.33
	23-29	0.046±0.01 (2.03)	0.009±0.002 (2.14)	
	>29	0.044±0.01 (2.11)	0.008±0.002 (2.36)	
	Hepsi	0.045±0.01 (2.24)	0.009±0.002 (2.83)	
S2_2	<23	0.054±0.001 (1.54)	0.011±0.001 (1.54)	a=0.0036, b=0.0239, R=0.54
	23-29	0.068±0.01 (1.71)	0.013±0.003 (1.69)	
	>29	0.086±0.03 (3.20)	0.015±0.004 (2.60)	
	Hepsi	0.069±0.02 (4.07)	0.013±0.003 (2.96)	
S3	<23	0.042±0.01 (2.23)	0.009±0.003 (2.33)	a=0.0036, b=0.0266, R=0.57
	23-29	0.066±0.01 (2.25)	0.014±0.03 (2.08)	
	>29	0.088±0.02 (3.08)	0.017±0.004 (2.99)	
	Hepsi	0.069 ±0.02 (5.23)	0.014±0.004 (4.17)	
S4	<23	0.223±0.038 (1.83)	0.037±0.005 (1.70)	a=0.0208, b=- 0.206, R=0.67
	23-29	0.322±0.095 (3.14)	0.050±0.014 (2.99)	
	>29	0.492±0.160 (2.58)	0.066±0.019 (2.29)	
	Hepsi	0.332±0.141 (4.66)	0.05±0.017 (3.63)	

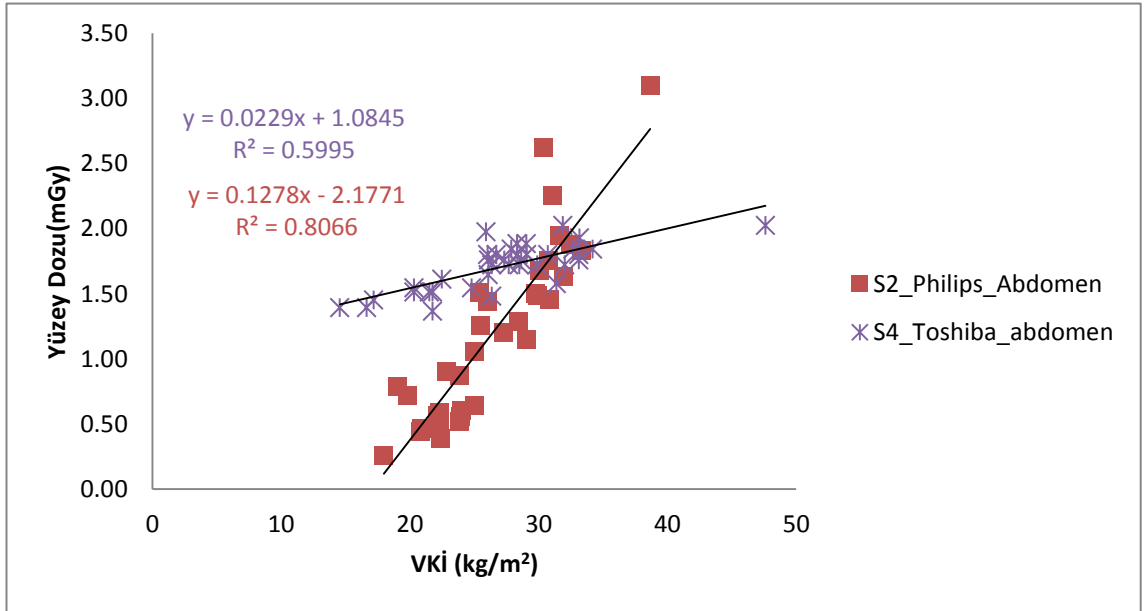
Tüm sistemlerde Abdomen AP ve Toraks PA incelemelerinde farklı VKİ grupları için ortalama yüzey dozları sırasıyla Şekil 4.19 ve Şekil 4.20’de verilmiştir. Şekil 4.20’de verilmiştir. Yüzey dozlarının VKİ ile değişimi ise abdomen için Şekil 4.21’de, Toraks için Şekil 4.22’de verilmiştir. Bu iki grafik her VKİ grubu için dozların nasıl değiştiğini daha detaylı vermektedir.



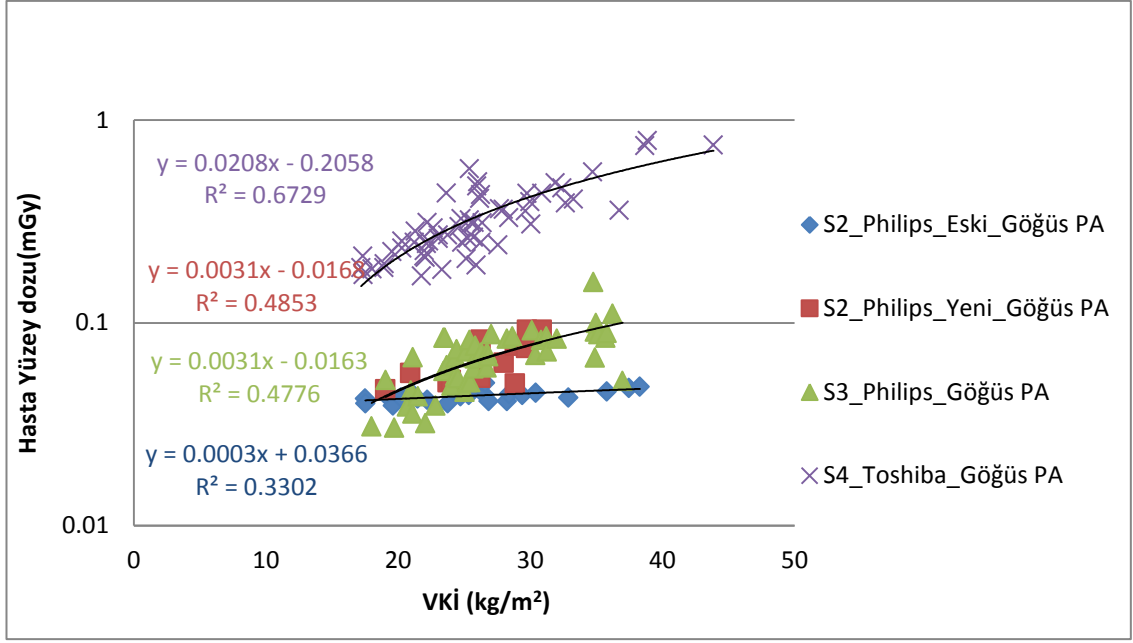
Şekil 4.19. S2 ve S4 sistemlerinde toplanan Abdomen AP hasta verilerinden farklı fiziksel hasta grupları için ortalama hesaplanan yüzey dozları



Şekil 4.20 S2, S3 ve S4 sistemlerinde toplanan Toraks PA hasta verilerinden farklı fiziksel hasta grupları için ortalama hesaplanan yüzey dozları



Şekil 4.21. S2 ve S4'de Abdomen hasta yüzey dozlarının VKİ ile değişimi



Şekil 4.22. S2, S3 ve S4’ de Toraks hasta yüzeY dozlarının VKİ ile değişimi

S2, S3 ve S4’de kullanılan, hasta yüzeY dozunu etkileyen ışınlama parametreleri ise Abdomen ve Toraks incelemesi için sırasıyla Çizelge 4.7, Çizelge 4.8’de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Abdomen İncelemesinde YüzeY Dozlarını Etkileyen Sistem Parametreleri

Sistemler	Hasta Gruplar	Tüp Voltajı (kVp)	Ort. mAs	Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	Ek Filtre	Ort. ODM (cm)
S2-2	<23	77	5.6±1.3 (2.3)	77kVp’de 51.03	-	113±4.2 (1.12)
	23-29		9.6±2.8 (2.4)			112±7.7 (1.26)
	>29		16.9±5.6 (3.2)			111±7.2 (1.20)
S4	<23	80	25.6	80kVp’de 38.61	-	121±1.7 (1.04)
	23-29					121±1.2 (1.03)
	>29					122±1.9 (1.04)

Çizelge 4.8. Toraks İncelemedesinde Yüzey Dozlarını Etkileyen Sistem Parametreleri

Sistemler	Hasta Grupları	Tüp Voltajı (kVp)	Ort. mAs	Tüp Çıkışı ($\mu\text{Gy/mAs}$)	Ek Filtre	Ort. ODM (cm)
S2-1	<23	125	2	125 kVp'de 30.67	1 mm Al+0.1 mm Cu	176 \pm 16.4 (1.3)
	23-29					179 \pm 17.4 (1.3)
	>29					186 \pm 17.7 (1.39)
S2-2	<23	125	1.0 \pm 0.3 (2.0)	125 kVp'de 77.28	1 mm Al+0.1 mm Cu	179 \pm 23.2 (1.33)
	23-29		1.2 \pm 0.4 (2.6)			178 \pm 19.4 (1.33)
	>29		1.4 \pm 0.6 (2.6)			175 \pm 18.9 (1.3)
S3	<23	125	0.9 \pm 0.2 (2.4)	125 kVp'de 67.25	1 mm Al+0.1 mm Cu	180
	23-29		1.4 \pm 0.3 (2.0)			180
	>29		1.8 \pm 0.5 (3.0)			180
S4	<23	120	3 \pm 0.4 (1.7)	120kVp'de 86.98	-	160
	23-29		4.2 \pm 1.1 (2.60)			160
	>29		6.1 \pm 1.7 (2.3)			160

Hasta Yüzey Dozlarının VKİ ile Değişimi

- S2_2 Abdomen AP incelemesinde farklı VKİ gruplarında hasta yüzey dozu zayıf, standart ve kilolu hasta gruplarında sırasıyla 0,56 \pm 0,2 mGy, 1,01 \pm 0,4 mGy, 1,93 \pm 0,5mGy'dir. Herbir hasta grubunun kendi içindeki yüzey dozlarındaki değişim zayıf, standart ve kilolu gruplar için sırasıyla 3,53 kat, 2,89 kat ve 2,13 kattır. Tüm hasta verilerinde hesaplanan ortalama yüzey dozu ise 1,20 \pm 0.68 mGy olup, yüzey dozlarındaki değişim 12,10 kattır (Çizelge 4.5). Bu durum tüm hasta gruplarında yüzey dozları arasında 12,10 katlık bir değişim olduğunu gösteriyor. Bunun nedeni ise AEC'nin hastalardaki VKİ değişimini hassas bir şekilde yanıt vermesinden kaynaklanmaktadır. Hasta verilerinden bir örnekle açıklarsak en kilolu hasta için

kullanılan mAs, en zayıf hasta için kullanılan mAs değerinin 9,7 katıdır. EUR 16260 EN tarafından verilen referans doz seviyesinin % 10'undadır.

- S2_1 (eski X-ışın tüpü) Toraks PA incelemesinde farklı VKİ gruplarında ortalama hasta yüzey dozu $0,045 \pm 0,011$ mGy'dir (Çizelge 4.6). Bu sistem de AEC ile çalışılmadığı için farklı VKİ gruplarında yüzey dozunda bir değişim gözlenmemiştir. Bu sistemde hesaplanan yüzey dozları, EUR 16260 EN tarafından verilen referans doz seviyesi (0,3mGy)'den 6.5 kat düşük çıkmıştır. EUR 16260 EN tarafından verilen referans doz seviyesinin % 15'indedir.

- S2_2 (yeni X-ışın tüpü) Toraks PA incelemesinde ise farklı VKİ gruplarında hasta yüzey dozları zayıf, standart ve kilolu hastalarda sırasıyla 0.054 ± 0.007 mGy, $0,068 \pm 0,014$ mGy, $0,086 \pm 0,031$ mGy'dir. Herbir hasta grubunun kendi içindeki yüzey dozlarındaki değişim zayıf, standart ve kilolu hastalar için sırasıyla 1,54 kat, 1,71 kat ve 3,20 kattır. Tüm hasta verilerinde hesaplanan ortalama yüzey dozu ise 0.069 ± 0.02 mGy olup, yüzey dozlarındaki değişim 4.07 kattır (Çizelge 4.6) Referans doz seviyesinden ise 5,5 kat düşüktür. EUR 16260 EN tarafından verilen referans doz seviyesinin % 23'ündedir.

- S3 Toraks PA incelemesinde ise farklı VKİ gruplarında hasta yüzey dozları zayıf, standart ve kilolu hasta gruplarında sırasıyla 0.042 ± 0.0012 mGy, $0,066 \pm 0,014$ mGy, $0,088 \pm 0,023$ mGy'dir. Herbir hasta grubunun kendi içindeki yüzey dozlarındaki değişim zayıf, standart ve kilolu gruplar için sırasıyla 2,23 kat, 2,25 kat ve 3,08 kattır. Tüm hasta verilerinde hesaplanan ortalama yüzey dozu ise 0.069 ± 0.02 mGy olup, yüzey dozlarındaki değişim 5,23 kattır (Çizelge 4.6). Referans doz seviyesinden ise 4,5 kat düşüktür. EUR 16260 EN tarafından verilen referans doz seviyesinin %22'indedir.

- S4 Toraks PA incelemesinde ise farklı VKİ gruplarında hasta yüzey dozları zayıf, standart ve kilolu hasta gruplarında sırasıyla 0.22 ± 0.04 mGy, $0,32 \pm 0,10$ mGy, $0,49 \pm 0,16$ mGy'dir. Herbir hasta grubunun kendi içindeki yüzey dozlarındaki değişim zayıf, standart ve kilolu gruplar için sırasıyla 1,83 kat, 3,14 kat ve 2,58 kattır. Tüm hasta verilerinde hesaplanan ortalama yüzey dozu ise 0.032 ± 0.14 mGy olup, yüzey dozlarındaki değişim 4.7kattır (Çizelge 4.6). Referans doz seviyesinden ise 1,1 kat yüksektir.

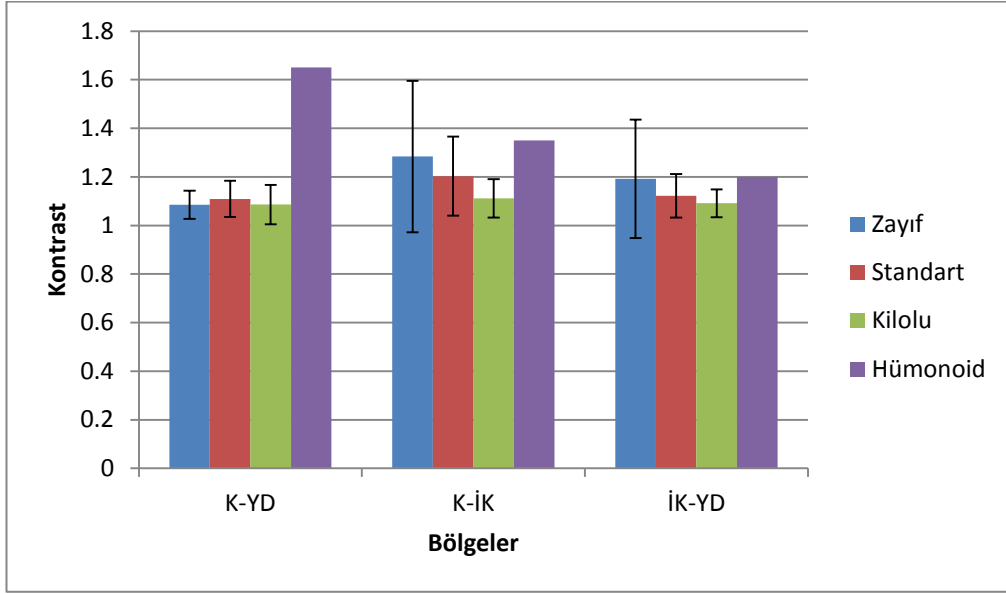
- Toraks incelemesinde S2_1, S2_2, S3 sistemlerinde artan VKİ ile birlikte etkin dozda belirgin bir artış gözlenmemiştir. S4 sistminde ise kilolu hasta grubundaki ortalama etkin doz, zayıf hasta grubundan 1,78 kat fazladır. Bu değişim hasta yüzey dozundaki artış ile orantılıdır. Aynı zamanda S4 sisteminde hesaplanan etkin doz, diğer sistemler için hesaplanan etkin dozdan 3,57 ile 5,55 kat arasında fazladır. Bu sistemde tüm hastalar içerisindeki ortalama etkin doz 0,050 mSv olup, hastalar arasındaki değişim 3,63 kattır.
- S4 Abdomen AP incelemesinde ise farklı VKİ gruplarında hasta yüzey dozlar zayıf, standart ve kilolu hasta gruplarında sırasıyla $1,48 \pm 0,08$ mGy, $1,76 \pm 0,12$ mGy, $1,82 \pm 0,13$ mGy'dir. Herbir hasta grubunun kendi içindeki yüzey dozlarındaki değişim zayıf, standart ve kilolu gruplar için sırasıyla 1,18 kat, 1,33 kat ve 1,28 kattır. Tüm hasta verilerinde hesaplanan ortalama yüzey dozu ise $1,71 \pm 0,07$ mGy olup, yüzey dozlarındaki değişim 1,48 kattır (Çizelge 4.5). EUR 16260 EN tarafından verilen referans doz seviyesinin % 18'indedir.
- Abdomen incelemesinde her iki sistemde artan VKİ ile birlikte hasta yüzey dozları değişimi doğrusal bir eğriye çakıştırılırsa regresyon katsayıları ($R^2=0,60$ ve $R^2=0,81$) olarak elde edilmiştir (Şekil 4.21). Oysa Toraks incelemesinde yüzey dozunun VKİ ile değişiminde elde edilen katsayılar düşük çıkmıştır (Şekil 4.22) Abdomen incelemesinde ise S4 sisteminde artan VKİ ile birlikte etkin dozda belirgin bir artış gözlenmemiştir. Bunun nedeni farklı VKİ gruplarında sabit kVp ve mAs'da hastalar incelemeye alınmıştır. Oysa S2 sisteminde kilolu hasta grubundaki etkin doz, zayıf hasta grubundan 2,67 kat fazladır. Bu sistemde tüm hastalar içerisindeki ortalama etkin doz 0,15 mSv olup, hastalar arasındaki değişim 8,08 kattır.

4.3.2 Görüntü Kalitesi Çalışmaları

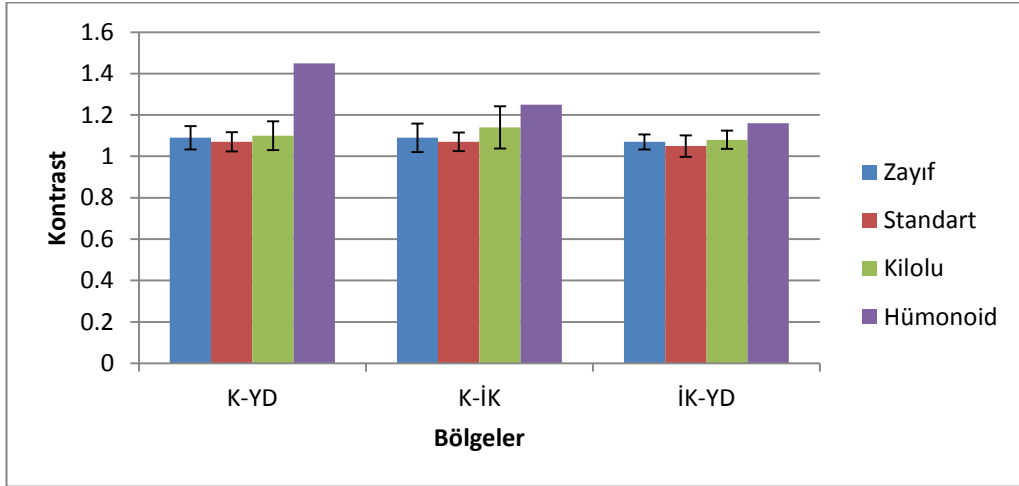
a. Nümerik Değerlendirme

Yüzey dozu ve etkin dozu hesaplanan her bir hasta görüntüsü ve sistemlerdeki klinik protokollerde alınan hümonoid fantom görüntüsü üzerinden kontrast değerlendirilmiştir. Abdomen incelemesinde kalın kemik (KK), yumuşak doku (YD) ve ince kemik (İK) arasında hesaplanan kontrast grafikleri S2 ve S4 için sırasıyla Şekil 4.23, Şekil 4.24'de verilmiştir. Bu şekillerde son sütun hümanoid fantoma ait verilerdir. Ayrıca S2 ve S4'ün

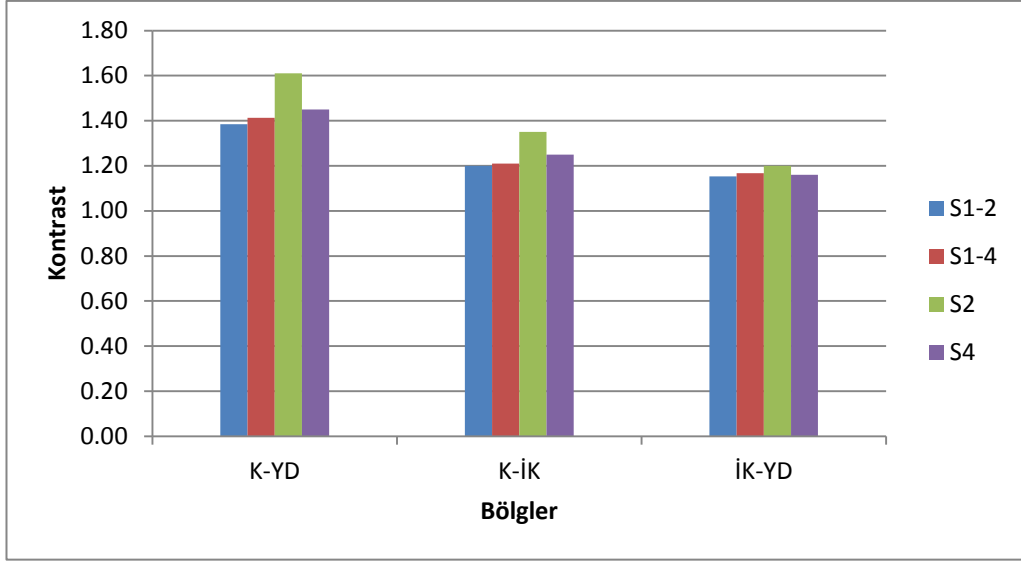
abdomen protokolü S1’de sağlanmış ve hümonoid fantom görüntüsü alınmıştır. Herbir sistemdeki hümonoid fantom görüntüsünden hesaplanan kontrast sonuçları kıyaslanmış ve Şekil 4.25’de verilmiştir.



Şekil 4.23. S2_2 Philips Abdomen AP İncelemesi Kontrast Sonuçları

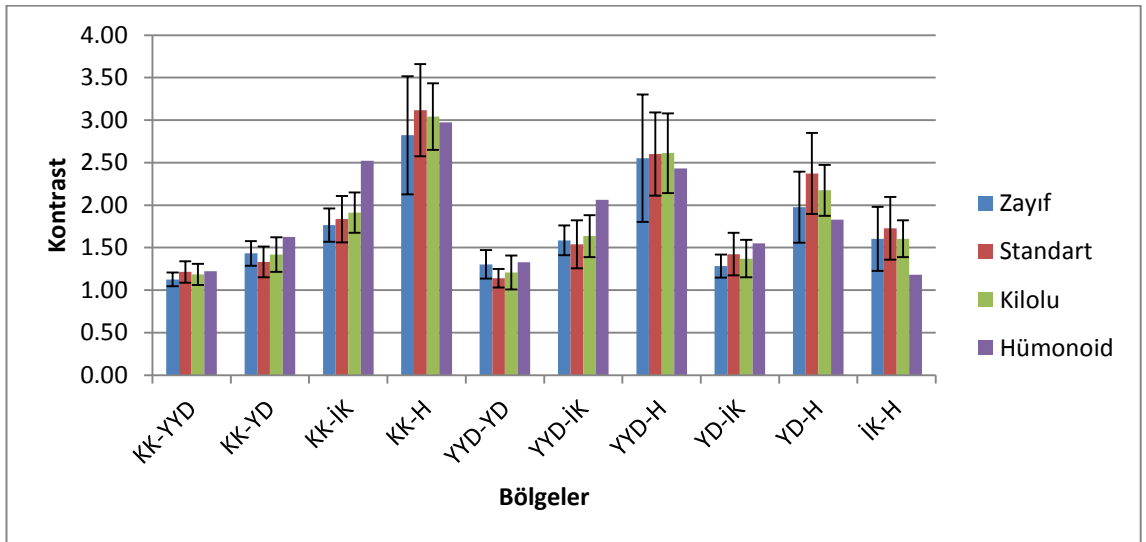


Şekil 4.24 S4 Toshiba Abdomen AP İncelemesi Kontrast Sonuçları

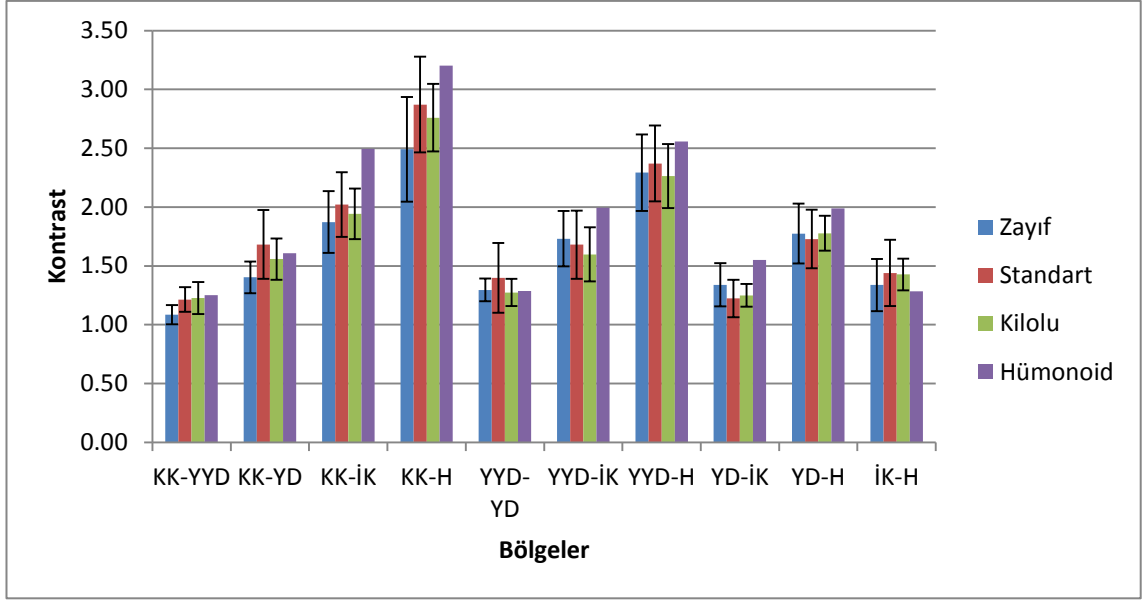


Şekil 4.25 S1, S2 ve S4 Hümonoid Fantom Kontrast Sonuçları

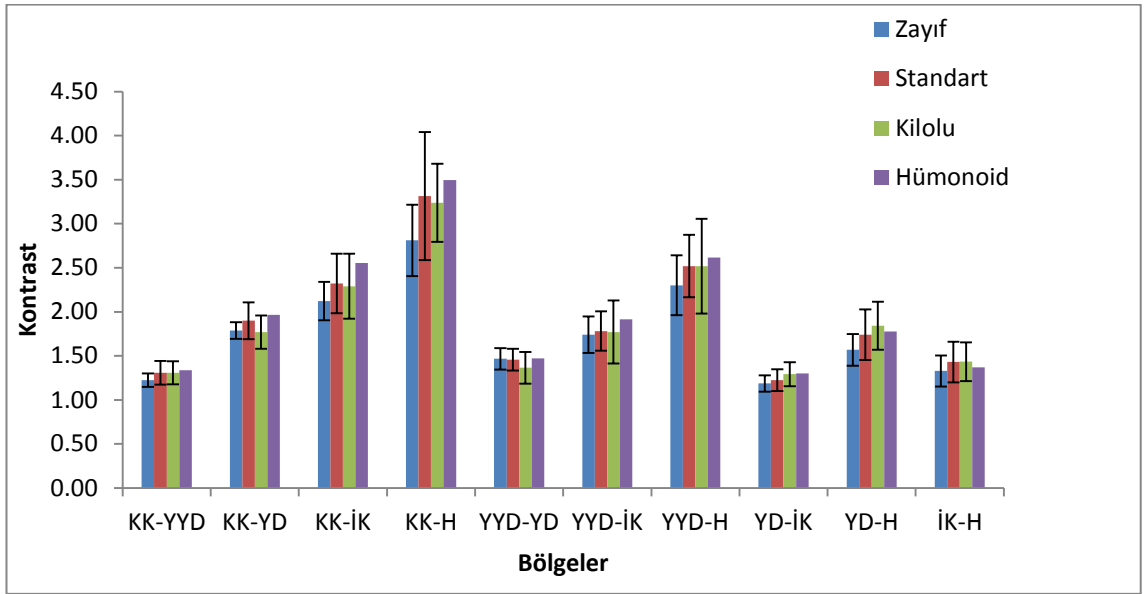
Toraks incelemesinde hasta verilerinden farklı yapılar arasında hesaplanan kontrast sonuçları ise S2_1, S2_2, S3, ve S4 için sırasıyla Şekil 4.26-Şekil 4.29'da verilmiştir. S2, S3 ve S4'ün Toraks protokolü S1'de sağlanmış ve hümonoid fantom görüntüsü alınmıştır. Her bir sistemdeki hümonoid fantom görüntüsünden hesaplanan kontrast sonuçları kıyaslanmış ve Şekil 4.30'da verilmiştir.



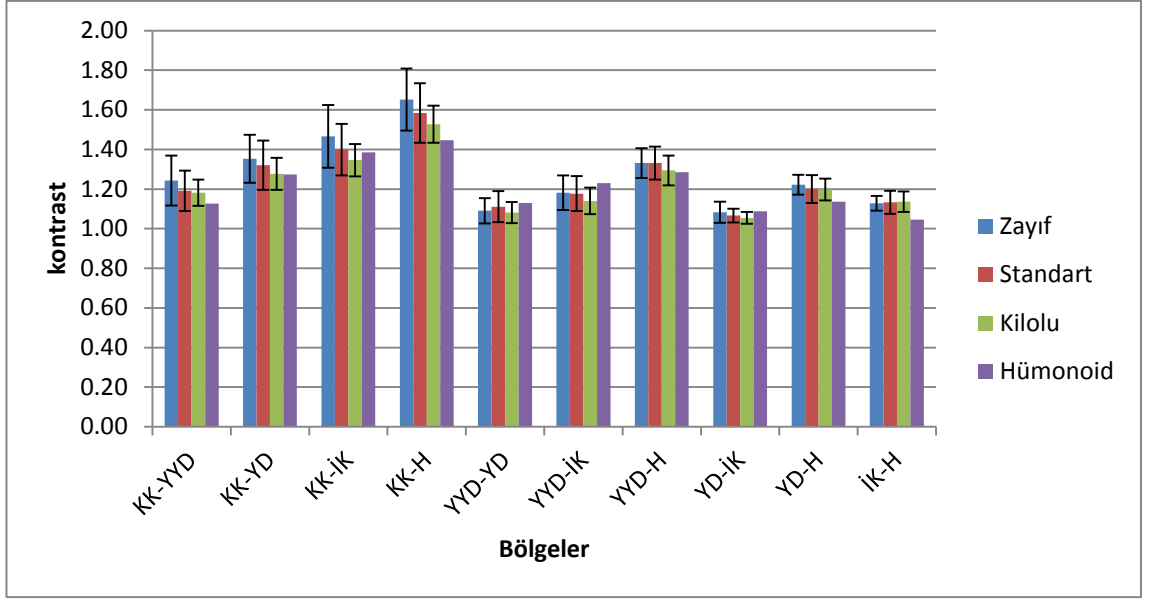
Şekil 4.26 S2_1 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları



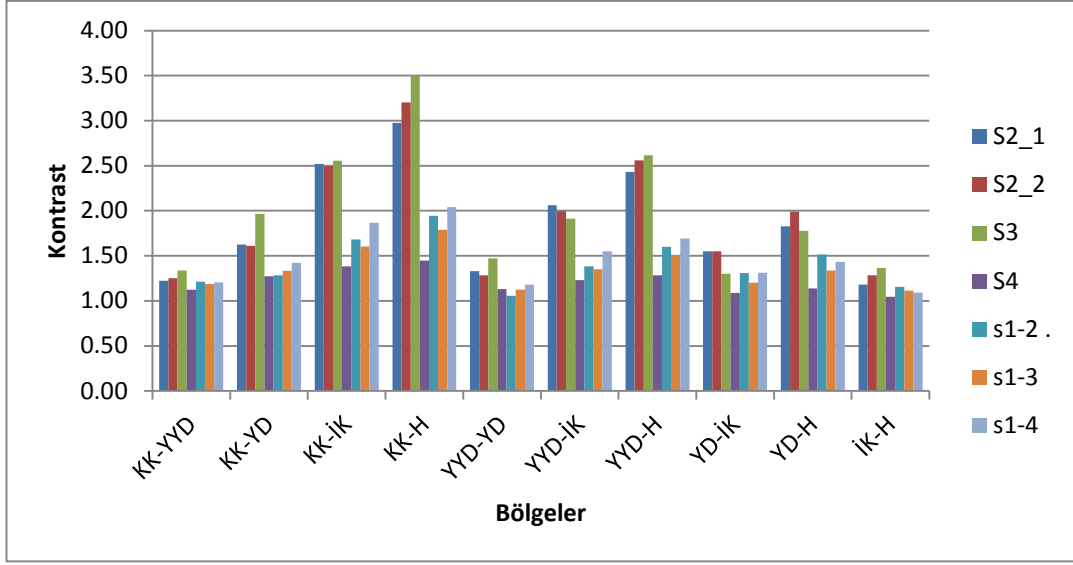
Şekil 4.27 S2_2 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları



Şekil 4.28 S3 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları



Şekil 4.29 S4 Toraks PA İncelemesi Kontrast Sonuçları



Şekil 4.30 Tüm sistemlerde Hümonoid Fantomda Toraks PA incelemesi için kontrast sonuçları

Toraks Hasta Görüntüleri Değerlendirildiğinde;

Kontrastın farklı bölgelerdeki değişimleri hem hasta hemde hümonoid fantomda birbirine yakındır. Objeye kontrastının artmasıyla tüm sistemlerde görüntü kontrastında benzer artışlar gözlenmiştir. Bu sıralama KK-H, YYD-H, KK-İK, KK-YD ve YD-H olarak saptanmıştır. S2 ve S3’de birçok bölgede standart hastalar için kontrast değerleri zayıf ve kilolu hastalar göre biraz fazla bulunmuştur. Diğer hasta gruplarında bölgelere göre sistematik bir fark yoktur.

Hümonoid fantomdaki kontrast değerleri tüm sistemler de hastalara göre genelde daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4.26 - Şekil 4.29)

S3 sistemi genelde en yüksek kontrast ölçümlerini vermiştir; kullanılan gridin yüksek oranının kontrastı iyileştirdiği düşünülmektedir. S4 sisteminde ise farklı yapılar arasındaki ve hasta grupları arasındaki kontrast değişimlerinin diğer sistemlere göre daha az olduğu saptanmıştır. Bu durumun klinik algoritamaya bağlı olduğu düşünülmektedir (Şekil 4.30)

Abdomen Hasta Görüntüleri Değerlendirildiğinde;

Her iki sistem için hümanoid fantom görüntülerinde hasta görüntülerine kıyasla daha yüksek kontrastlar ölçülmüştür (Şekil 4.23, Şekil 4.24). Her iki sistemde alınan fantom görüntüleri karşılaştırıldığında özellikle K-YD kontrastında S2 sisteminin daha yüksek değer verdiği görülmektedir.

Anatomik yapılar arasındaki kontrast farklılıklarının S4 sisteminde Toraks incelemesinde olduğu gibi çok az olduğu saptanmıştır.

b. Görsel Değerlendirme Kriterleri ve Sonuçları

Görsel değerlendirme radyolog hekimler tarafından DIMOND III'de bulunan kriterleri sağlayıp sağlamadığına bakılmıştır İki incelemeye ait kriterler aşağıda maddeler halinde verilmiştir.

Toraks Görüntü Kriterleri

1. Tam bir inspiryumda çekilmeli. Diyafram üzerinde 6 anterior, 10 posterior kosta olmalı
2. Klavikula sonu ile spinous processler arasındaki mesafe eşit olmalı (Toraks görüntüsü simetrik olmalı).
3. Skapulanın medial kısmı akciğer alanı dışında olmalı
4. Tüm akciğer görüntüsü içerisinde her iki kostofrenik açılar görünmeli
5. Kalbin arkasındaki bölgede akciğer ve damar yapıları gözlenmeli
6. Vertebral disk aralıkları gözlenmeli

Abdomen AP Kriterleri

1. Görüntü alanı diyaframla ile mesane aralığında olmalı
2. Böbrek konturları belirgin olmalı
3. Psoas kas konturları belirgin olmalı
4. Kemik yapılar keskin şekilde gözlenmeli

Kriterlere uymayan hasta sayısı Toraks PA için Çizelge 4.9’da , Abdomen AP için Çizelge 4.10’da verilmiştir.

Çizelge 4.9 Toraks PA İncelemede Radyolog Hekimler Tarafından Yapılan Görsel Değerlendirme Sonuçları

Kriterler	S2_1 (50 hasta)	S2_2 (32 hasta)	S3 (50 hasta)	S4 (60 hasta)
1	12	15	11	6
2	19	11	26	30
3	27	16	22	31
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	6	4	1	0

Çizelge 4.10 Abdomen AP İncelemede Radyolog Hekimler Tarafından Yapılan Görsel Değerlendirme Sonuçları

Kriterler	S2 (37 hasta)	S4 (39 hasta)
1	0	0
2	11	4
3	5	2
4	0	0

Toraks Değerlendirme Sonuçları

Değerlendirme aşamasında patolojik olarak problemlili hasta verileri değerlendirme dışı tutulmuştur. Örneğin, 2 nolu kriterde skolyoz hastaları değerlendirmeye dahil edilmemiştir. 3 nolu kriter teknisyen tarafından pozisyon verilirken dirseklerin statife (dedektöre) dayanmamasından kaynaklanmış; skapulalar akciğer alanına girmiştir. Skapulaların görüntü alanına girmesi, akciğerde o bölgede olabilecek patolojilerin görüntülenmesini engellemektedir. Doğru pozisyon verilmemesinden kaynaklanan 2 ve 3 nolu kriterlere uymayan hasta verisi en fazla S4 (30, 31 hasta) sisteminde elde edilmiştir. 4 nolu kriter akciğer parankiminin en alt kesimlerinin görüntü alanına girmesi olup pozisyonlama ile ilgilidir. 4 ve 5 nolu kriterlere uymayan hasta verisi

bulunmamaktadır. 6 nolu kriter dozun yeterli olmamasından kaynaklanmış; Image J programında ve monitörde pencere ayarı yapılmasına rağmen disk aralıkları ayırt edilemediği hastalara rastlanmıştır. 6 nolu kritere uymayan hasta verisi en fazla S2_1 Philips’de gözlenmiştir.

Görsel olarak yapılan bu değerlendirme de Philips sistemlerinde (S2 ve S3) 2 nolu ve 6 nolu kriter hastalarda büyütme ve pencere ayarı (kontrast iyileştirme) yapılarak belirlenebilmiştir S4 sisteminde ise disk aralıkları net bir şekilde gözlenmiştir. Ancak Toraks görüntüsünde vertabral yapılarıdaki detaya ihtiyaç olmamasına rağmen görüntü üzerinde çok belirgin şekilde ortaya çıkmıştır. Ayrıca yüksek doz (kVp), parankim ve damar yapıların gözlenebilirliğini zorlaştırmış, dozun fazla olmasından kaynaklanan bu durum pencere ayarı ile tolere edilebilmiştir. Bu sistemin zayıf, standart ve kilolu hasta grubundaki görüntülerin yüksek dozlarda çekildiği sonucunda değerlendirildi.

Abdomen AP Değerlendirme Sonuçları

1 nolu kriter ayakta yapılan abdomen çekimlerinde istenen bir şarttır. Bu çalışma kapsamında Direk Üriner Sistem (yatarak abdomen) hastaları değerlendirilmiştir. Dolayısıyla 1 nolu kriter göz önünde tutulmamıştır. 2 nolu kriter ise dozun düşük olmasından kaynaklanmaktadır. Bu kriter böbrek konturlarının belirgin olması gerektiğini belirtmektedir. Ancak değerlendirmeye katılan hastaların iki böbreklerinin de var olup olmadığı bilinmemektedir. Bazı hastalarda tek böbrek konturu gözlenmiş fakat bu durumun neden kaynaklandığı kararına varılamamıştır. Dolayısıyla iki böbrek konturunun gözlenmediği hastalar değerlendirilmedi. İki sistem kıyaslanacak olursa 2 ve 3 nolu kriterlere uymayan en fazla hasta verisi S2 Philips’de (11 ve 5 hasta) gözlenmiştir .

Uzman tarafından yapılan görsel değerlendirme sonucunda iki farklı sistemin hasta görüntülerinin kabul edilebilir görüntü kalitesinde olduğu sonucuna varılmıştır

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu kısımda, literatürde görüntü kalitesi ve doz optimizasyonuna yönelik yapılan çalışmalara, tez kapsamında yapılan ölçüm sonuçlarının literatürle kıyaslanmasına ve sonuçlara yer verilmiştir.

5.1 Literatür Özeti

Birçok ülke uluslararası kuruluşların tavsiye ettiği ölçüm yöntemlerini kullanarak her inceleme için hasta dozlarını ölçmüş ve kendi ülkelerinin referans doz seviyelerini ve görüntü kalitelerini oluşturmuştur. Avrupa Komisyonu dijital radyografi sistemlerinde referans doz sınırlarını ve görüntü kalitesi ile ilgili gereklilikleri EC 16260 EN numaralı raporda tanımlar (EUR 16260 EN). Bu raporda, referans doz seviyeleri klinikte sıklıkla kullanılan Toraks posterior-anterior (PA), ve Abdomen anterior-posterior (AP) incelemeleri için sırasıyla 0.3mGy, 10mGy olarak verilmiştir. Literatürde, çeşitli ülkelerde farklı sistemler ve ışınlama parametreleri kullanılarak DR sistemlerde görüntü kalitesi ve doz seviyelerini irdeleyen çalışmalar bulunmaktadır.

Amerika, İngiltere, Malezya ve İtalya kendi referans doz seviyelerini çıkarmak için yaptıkları çalışmalarda Toraks PA ve Abdomen AP incelemeleri için hasta yüzey dozlarını EUR 16260EN tarafından belirlenen doz seviyelerinden düşük olarak raporlamışlardır (K-H NG 1998, Gray 2005, Compagnone vd 2006, Hart 2009). 2013 yılında İran'da yapılan çalışmada Toraks PA dozunun ortalama 0.96mGy olarak EUR 16260 EN tarafından belirlenen sınır seviyesinden yüksek olduğu gözlemlenmiştir (Nsikan 2013). Kore'de film-ekran ve DR sistemlerdeki hasta yüzey dozlarını kıyaslamak için yapılan bir çalışmada ise DR sistemdeki hasta dozları, film ekrandan %55 kat daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır (Deoknam 2014).

EUR 16260 EN raporunda, farklı klinik incelemelerde kullanılması gereken demet kalitesi ile ilgili öneriler mevcuttur. Örneğin, toraks incelemelerinde 0,1 - 0,2mm Cu ek filtre ile yüksek tüp voltajı kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu değerler konvansiyonel film ekran sistemlerinin özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir. Film

ekran sistemlerinde yüksek t p voltajı kullanımı ile orta hat kemiği (omurga) ve kaburga kemiklerindeki gericilik artmakta ve yüzey dozu azalmaktadır. Ayrıca, toraks içerisinde farklı azalıma sahip yapılarıdaki kontrast farklı artmakta, buna bağlı olarak görüntü kalitesi de iyileşmektedir. Dijital dedektörlerde ise geniş dinamik aralığı ve görüntü işleme olanağı sayesinde düşük t p voltajı (kVp) değerlerinde bile hem toraks hem de omurga daha iyi kalitede görüntülenebilmektedir. Yüksek kVp değerleri, kısa ışınlama sürelerine izin vermekte ve hareketten kaynaklanan görüntü kusurlarını engellemekte, düşük kVp değerlerinde ise farklı dokulardaki soğurulmanın (azalımın) artmasından dolayı yapısal kontrast iyileşmekte ve dedeksiyon kuantum etkinliği artmaktadır.

Klinik uygulamalarda farklı t p potansiyeli, filtre seçeneği ve saçılan fotonları azaltma yöntemi (grid, hava boşluğu) için hasta dozu ve görüntü kalitesi arasında optimizasyon yapan farklı çalışmalar bulunmaktadır. Doyle *vd.*, yaptıkları çalışmada Toraks, kalp ve abdomen gibi farklı x- ışın azalımına sahip incelemelerde kontrast gürültü oranı ile t p potansiyeli arasındaki ilişkiyi incelemiş ve doz performansını göstermek amacıyla etkin dozun katkısıyla *figure of merit* (FOM) hesaplamıştır (Doyle 2006)

Uffmann *vd.*, tarafından yapılan çalışmada farklı t p voltajlarında sabit etkin doz ile Toraks bölgesindeki anatomik yapıların gözlenebilirliği incelenmiştir. Çalışma sırasında hastaların boy ve kilo ölçülerini kullanarak vücut kütle indeksi hesaplanmış, 5 farklı gözlemci tarafından radyolojik görüntülerdeki seçilen yapıların gözlenebilirliği değerlendirilmiştir. Toraks PA incelemesinde 90kVp ile en iyi görüntü kalitesinin elde edildiği sonucuna varılmıştır (Uffman 2005).

Geijer *vd.*, Abdomen AP incelemesinde farklı t p voltajlarında kontrast detay fantomu olan CDRAD ile görüntü kalitesini değerlendirmişler ve t p voltajının etkin doza olan etkisi üzerine çalışmışlardır. Farklı hasta kalınlıklarını temsil eden fantomlar kullanılarak, farklı t p voltajları, filtrasyon değerleri ve film hızları için alınan CDRAD görüntüleri kendi hazırladıkları bir yazılımla değerlendirilmiştir (Geijer *vd* 2009). Bu çalışmanın sonucunda, düşük kVp tekniği tavsiye edilmiştir. Bazı araştırmalar ise t p voltajını düşürmek yerine ek filtrasyonu tavsiye etmiştir. Örneğin, Hamer *vd* (2005)

çalışmasında, sabit tüp voltajı ve dedektör dozu için 0.3mm Cu filtrasyonun görüntü kalitesi ve hasta dozuna etkisini incelemiştir. Eklenen filtrasyonun görüntü kalitesinde herhangi bir değişikliğe neden olmadığı fakat hasta dozunun %30 düştüğü gözlemlenmiştir.

James ve Dobbins, CsI geniş alan dedektörlerde yaptıkları çalışmada Toraks incelemeleri için optimum x-ışın spektrumunu bulmayı amaçlamışlardır. Araştırma hem deneysel hem de spektrum modelleme kullanılarak yapılmıştır. Üç farklı parametrenin spektruma etkisi gözlenmiştir. Bunlar filtre malzemesi, tüp voltajı ve filtre kalınlığıdır. En iyi performans 120kVp ve 0,2mm Cu kalınlığı ile elde edilmiştir. Bu demet kalitesi ile, tüp çıkışı yaklaşık %50 oranında artarken, elde edilen görüntü kalitesinin konvansiyonel sistemlerle elde edilenle benzer olduğu, ancak hasta giriş dozunun %25 daha az olduğu bulunmuştur. Görüntü kalitesi standartlarda tanımlanan sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür (Dobbins 2003).

5.2 Tez Kapsamında Yapılan Ölçümlerin Literatürle ve Birbiriyle Kıyaslanması

Toraks PA İncelemesi Sistem Karşılaştırması

S2_1'de tüm hasta grupları için ortalama yüzey dozu 0,045 mGy olup VKİ ile bir değişim gözlenmemiştir. Oysa S2_2 de artan VKİ ile birlikte hasta yüzey dozu artmıştır (Şekil 4.22) Bunun nedeni S2_2'de 125kVp ile AEC'nin aktif şekilde kullanılması, hasta kalınlığı ve kullanılan odak-dedektör mesafesidir. Kullanılan odak dedektör mesafesi ve hasta kalınlığı, X-ışın tüpünün hasta yüzeyine olan mesafesini değiştirecektir. Örneğin kalınlığı 26 cm olan hastada, odak dedektör mesafesinin 150 cm kullanılmasıyla hasta yüzey dozu 0,069mGy iken, mesafenin 200cm kullanılmasıyla yüzey dozu 0,034mGy'e düşmüştür. Odak dedektör mesafesini 1,33 kat arttırmak, hasta yüzey dozunu yarıya düşürmektedir.

S2_2'de elde edilen yüzey dozları, S2_1'deki yüzey dozlarından zayıf, standart ve kilolu hasta grupları için sırasıyla 1,2kat, 1,5 kat ve 2,0 kat fazladır. Yeni x-ışın

tüpünde (S2_2), tüp çıkışı, eski x-ışın tüpüne (S2_1) göre 2,5 kat artmış fakat bu artış hasta yüzey dozlarına aynı oranda yansımamıştır. Bunun nedeni ise yeni x-ışın tüpünde AEC'nin verdiği mAs değerlerinin düşmesinden kaynaklanmıştır. S2_1'de her hasta grubu için sabit kVp ve mAs kullanılırken, S2_2'de 125kVp'de AEC aktif şekilde kullanılırken sistemin zayıf, standart ve kilolu hasta grubu için kullandığı ortalama mAs değerleri düşmüştür (Çizelge 4.8)

S2_2 ve S3'de Toraks incelemesinde hasta yüzey dozları arasında belirgin bir farklılık bulunmamaktadır. Standart ve kilolu hasta grubu için ortalama yüzey dozları aynıyken, zayıf hasta grubunda S2_2'de ortalama yüzey dozu S3'ün 1,3 kat fazladır.

S4'deki hasta yüzey dozları S2 ve S3'deki yüzey dozlarından 4,9 ile 5,7 kat daha fazladır. Bunun nedeni aşağıdaki maddelerde sıralanmıştır. Doz artışına neden olan esas maddeler aşağıda verilmiştir.

1. S2 ve S3'de 125kVp'de tüp çıkışı sırasıyla 77,28 uGy/mAs ve 67,25uGy/mAs'dır. S4 sisteminde ise 120kVp'de 86,98uGy/mAs'dır (Çizelge 4.8) Bu durumda S4'ün tüp çıkışları S2 ve S3 sisteminden 1,12 ile 1,29 kat fazladır.
2. Odak-dedektör mesafesi ortalama S2 ve S3'de 180 cm, S4'de 160 cm kullanılmıştır (Çizelge 4.8). Tüp çıkışının mesafenin karesiyle ters orantılı olarak azalması, S4'de hasta yüzey dozunun 1,3 katlık artışına neden olmuştur. Mesafenin azalmasıyla birlikte dozun artmasının nedeni, uzun mesafede soğurulan düşük enerjili fotonların kısa mesafede hastaya ulaşmasıdır.
3. Sistemlerin otomatik ışınlama kontrolü farklı doz seviyelerine kalibre edilmiştir. Dedektör dozu S2 ve S3'de 3-4 uGy aralığında iken, S4'de 8-10uGy aralığındadır. Bu durum S4'de kullanılan mAs değerlerinin 3-4,4 kat fazla olmasına neden olmakta, hasta yüzey dozlarının artışına esas olarak katkı sağlamaktadır.

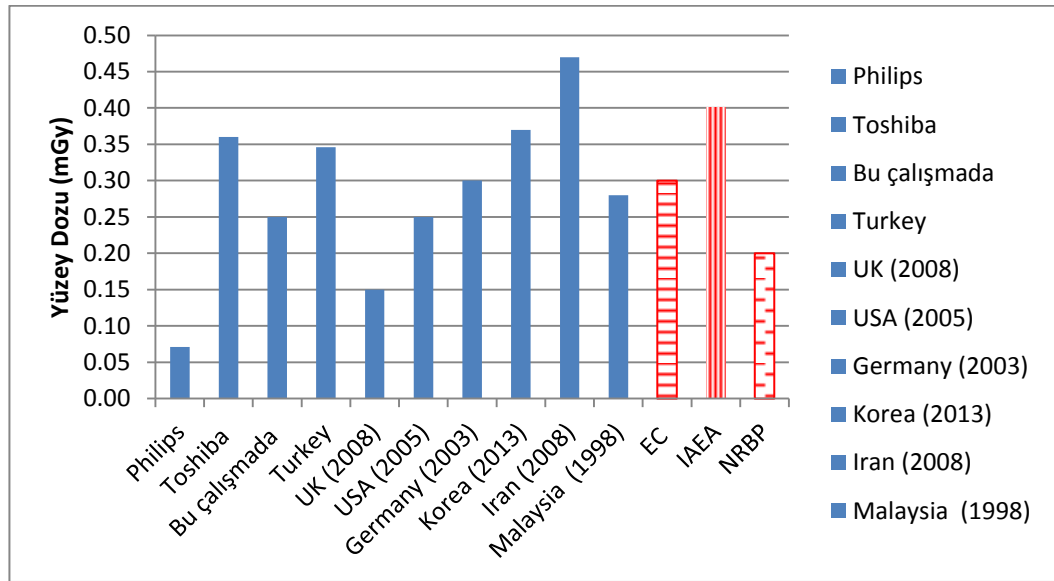
Abdomen AP İncelemesi Sistem Karşılaştırması

S2 ve S4'de kilolu hasta grubu için ortalama yüzey dozları yaklaşık olarak aynıdır; S2'nin yüzey dozu, S4'den 1,1kat fazladır. Fakat S4'deki zayıf ve standart hasta grubundaki yüzey dozları S2'deki zayıf ve standart hasta yüzey dozlarından 1,7 ile 2,6 kat fazladır. Bu durumun nedeni aşağıda açıklanmıştır.

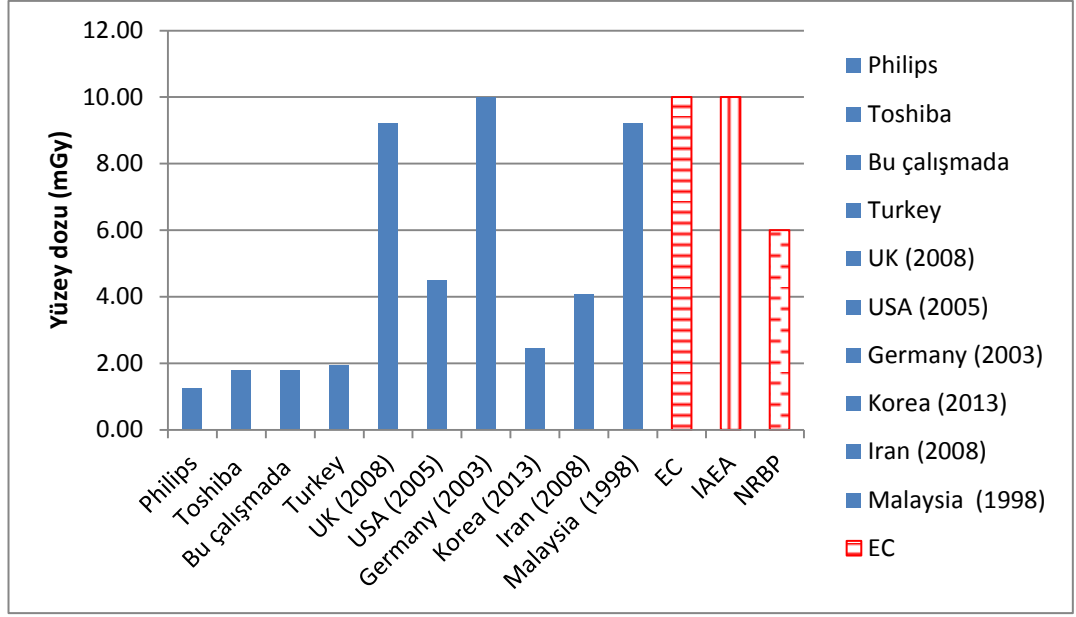
1. S2 ve S4'de Abdomen incelemesi için kullanılan tüp voltajları 77 ile 80 kVp'dir. Bu durumda S2'nin tüp çıkışı, S4'ün tüp çıkışının 1,32 katıdır (Çizelge 4.7). Ayrıca iki sistemin 80kVp'de tüp çıkışlarını karşılaştırsak S2'nin tüp çıkışı S4'den 1,50 kat fazladır.
2. S2'nin otomatik ışınlama kontrolü aktif şekilde kullanılmaktadır. Hastalarda vücut kitle indeksinin artmasıyla kullanılan ortalama mAs değerleri artmıştır Oysa S4'de tüm hasta gruplarında sabit kVp ve mAs kullanılmıştır (Çizelge 4.7) Dolayısıyla S2'de zayıf ve standart hasta grubunda mAs değerlerinin 2,6-4,6 kat fazla olması, hasta yüzey dozlarının artmasına neden olmuştur.
3. Ayrıca S4'de kullanılan ortalama odak dedektör mesafesi S2'de kullanılan mesafeden fazladır (Çizelge 4.7). Bu mesafe, zayıf ve standart hastalardaki yüksek mAs değerinden kaynaklanan doz artışını 1,2 kat düşürmektedir. Yani S2'de kullanılan mesafe ile S4'de kullanılan mesafenin aynı olması durumunda zayıf ve standart hasta grubunda doz farklılıkları çok daha fazla olacaktır.

S2'de artan VKİ ile yüzey dozlarında hızlı bir artış gözlenirken, S4'de artış daha yavaş gözlenmiştir. Bunun nedeni S4'de sabit bir mAs değerinde hasta alınmasıdır. Dozdaki bu yavaş değişime yalnızca odak cilt mesafesinin etkisi vardır ve Şekil 4.21'de her iki sistemde yüzey dozunun VKİ ile değişimi gözlenmiştir. Sabit kVp ve mAs kullanılması yine bu sistemde hasta grupları içerisindeki yüzey dozlarının daha az değişmesini sağlamıştır. S2'de AEC'nin aktif bir şekilde kullanılması ile eğim, yani yüzey dozundaki değişim artmıştır. Ayrıca S2'de AEC tarafından kullanılan mAs değerlerindeki farklılıktan dolayı her bir hasta grubunun içerisindeki yüzey dozu değişimi çok fazladır (Çizelge 4.7)

Ayrıca üç sistemde toraks incelemesi için hesaplanan yüzey dozunun yalnızca S4 sisteminde, EC 16260 EN kriterinde belirtilen 0,3mGy'in üzerinde olduğu tespit edilmiştir. Bu sistemde hasta yüzey dozu, EC'nin kabul sınırından % 20 fazladır. Bu sistemdeki yüzey dozlarının yüksek olmasının nedenleri *Toraks İncelemesi Sistem Karşılaştırması* başlığı altında ayrıntılı şekilde bahsedilmiştir. Abdomen incelemesi için verilen 10mGy üzerinde ise hasta yüzey dozu bulunmamaktadır. En yüksek yüzey dozu S4 sisteminde elde edilmiş olup 1,80mGy'dir. Ayrıca bu doz seviyelerinin literatürle kıyaslaması da Şekil 5.1 ve Şekil 5.2'de verilmiştir. Grafiklerde de görüldüğü üzere üç sistemin elde edilen yüzey dozları literatürde verilen doz seviyelerinden düşük çıkmıştır. Tüm hasta verileri içerisinde Toraks incelemesi için elde edilen yüzey dozu 0,249 mGy, Abdomen incelemesi için ise 1,799 mGy'dir. Ülkemizde yapılan benzer bir çalışmada ise doz seviyeleri Toraks incelemesi için 0,346 mGy, Abdomen incelemesi için 1,948 mGy elde edilmiştir (Inal, Ataç 2014).



Şekil 5.1 Toraks incelemesi için literatürde ortalama yüzey dozu (K-H NG 1998, Joel 2005, Nsikan 2013, Inal 2014, Deoknam 2014)



Şekil 5.2 Abdomen incelemesi için literatürde ortalama yüzey dozu ((K-H NG 1998, Joel 2005, Nsikan 2013, Inal 2014, Deoknam 2014)

LCD4 fantom çalışmaları ise farklı sistemlerin klinik protokolde kullandıkları algoritmaya ve farklı incelemelere özel kullandıkları ışınlama parametrelerini ayrı ayrı inceleyebilmek amacıyla tüm deneyler Enstitü kapsamında bulunan S1’de her bir sistemin kendi ışınlama şartları sağlanarak tekrar edilmiş, tüm görüntüler sadece bu sistemin klinik protokolünde tekrarlanmış; yazılım ve donanımdan kaynaklanan farklılıklar irdelenmiştir.

Toraks incelemesinde S1 sistemi kontrastı, S2 ve S3 sistemine göre 1.60 ile 2.92 kat arasında fazladır. S4’teki kontrast S1’e göre 1.09 ila 2.55 kat arasında daha fazladır. Bu durum PMMA kalınlığının artmasıyla artmıştır. Abdomen incelemesinde S1’de kontrast, S2’ye göre 1.39 ila 1.56 kat arasında daha fazladır. S1’de 15,20 ve 25 cm PMMA kalınlıklarında elde edilen kontrast S4’den 1,06 ile 1,44 kat arasında daha fazladır. Ancak 5 ve 10 cm PMMA kalınlığında ise S4, S1’e göre 1,59 ile 1,08 kat daha fazladır. S2 ve S3 aynı üreticiye aittir; bu sistemde kullanılan algoritmaların S1’e göre daha az iyileştirme yaptığı, daha farklı bir üreticiye ait olan S4’ün ise S1’e göre farklılığının kalınlık yani saçılan ışın miktarına bağlı olduğu ifade edilebilir.

Hümonoid fantom ve hasta görüntülerinden sayısal olarak hesaplanan kontrast sonuçlarında ise obje kontrastının artmasıyla görüntü kontrastı arttığı gözlenmiştir.. Aynı üretici firmaya ait S2 ve S3’de bu durum çok belirgin olarak gözlense de S4’de farklı yapılar arasındaki ve hasta grupları arasındaki kontrast değişimleri S2 ve S3 sistemine göre daha azdır. En yüksek kontrast değerlerini ise S3 sistemi vermiştir; kullanılan gridin yüksek oranının kontrastı iyileştirdiği düşünülmektedir

S4 sisteminin hem LCD4 fantomu hemde hümonoid fantom değerlendirmelerinde diğer sistemlere göre olan farklı davranışı klinik algoritamaya bağlı olduğu düşünülmektedir.

Hekim radyologlar tarafından değerlendirilen hasta görüntülerinde ise üç sistemin hasta görüntülerinin pencere ayarı ile kabul edilebilir görüntü kalitesinde olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak S4 sisteminde Toraks görüntüsünde vertabral yapılarıdaki detaya ihtiyaç olmamasına rağmen görüntü üzerinde çok belirgin şekilde ortaya çıkmıştır. Ayrıca yüksek doz, parankim ve damar yapılarının gözlenebilirliğini zorlaştırmış, dozun fazla olmasından kaynaklanan bu durum pencere ayarı ile tolere edilebilmiştir. Görüntülerde bu durum pencere ayarı ile tolere edilebilip düzeltilebilse de, hasta dozlarının artmasına neden olmuştur. Ayrıca hastanede bulunan benzer bir sistemde tüp çıkışı ve yarı değer kalınlık testi yapılmış ve farklı hasta gruplarında veri toplanarak aynı sorunun varlığına bakılmıştır. Sistemin tüp çıkışı ve filtrasyonu S4 ile aynıdır. Ancak sistemin, hastalarda verdiği mAs değerleri S4’e göre oldukça düşüktür. Bu farklılık AEC kalibrasyonundan kaynaklanmaktadır. Doz ve görüntü kalitesi arasında sayısal olarak elde edilen sonuçlar ve radyolog hekimler tarafından yapılan görsel değerlendirmeler uyumludur.

5.3 Sonuç

Bu tez kapsamında hastaların tanısal radyolojik incelemelerde aldıkları radyasyon dozlarına yönelik olarak bir çalışma yapılmıştır. Toraks ve Abdomen hasta incelemelerinde kullanılan üç digital radyografi sisteminde hasta dozları ve görüntü kaliteleri toraks ve abdomen incelemeleri için geniş bir hasta istatistiğinde (en az 30

hasta) retrospektif olarak ölçülmüş ve fantom testleri ile doğrulanmıştır. Bir sistemde AEC donanımının yüksek dedektör dozlarına kalibre edilmesinden dolayı bazı uluslararası referans doz seviyelerinden yüksek (%20) olduğu saptanmıştır.

Fantom çalışmaları ise basit LCD4 kontrast fantomunun PMMA tabakaları ile birlikte kullanılması ve hümanoid fantom çalışmalarını ile gerçekleştirilmiştir. Görüntü kalitesi ölçümlerinde hümanoid, LCD4 fantomu ve hasta görüntülerine sadece kontrast parametresi dikkate alınmıştır. LCD4 fantomu demet kalitesindeki farklılıkların ve algoritmaların karşılaştırılmasında PMMA tabakaları ile birlikte kullanılabilir olan basit bir düzenek olarak kabul edilebilir. Ancak klinik protokollerin detaylı bir karşılaştırılmasının yapılması durumunda hümanoid fantomlar son derece yararlı bulunmuştur. Bu çalışmada karşılaşılan en önemli sorunlardan bir tanesi firmaların bu protokollerde kullandıkları yazılımların matematiksel detaylarını kullanıcıya vermemeleridir. Örneğin, saçılan foton etkisinin fazla olduğu kalın organ incelemelerinde amaç, gürültünün azaltılmasıyla kontrastın artırılmasıdır. Bu husus S4 sisteminin LCD4 fantom sonuçlarından anlaşılmaktadır. Rando ve toraks hümanoid fantomlarında farklı yapılarıdaki kontrast farklılıklarının hasta görüntülerinde elde edilen sonuçlarla uyumlu olduğu anlaşılmıştır.

Nümerik değerlendirmelere paralel olarak yapılan bir diğer değerlendirme hasta görüntülerinin görsel olarak incelenmesi ve her inceleme için belirlenmiş minimum kriterlerin sağlanıp sağlanmadıklarının araştırılmasıdır. Ancak farklı yapılarda görsel olarak yapılan bu değerlendirme pozisyon hatalarından kaynaklanmıştır. S4 sisteminde klinik protokol algoritmasına bağlı olarak bir sistemde görüntü kontrastlarının hümanoid ve hasta verilerinde yetersiz olduğu, ancak radyolog hekimler tarafından yapılan değerlendirme sonucu görüntülerinin pencere ayarı ile kabul edilebilir görüntü kalitesinde olduğu sonucuna varılmıştır.

Aynı sistemde Toraks görüntüsünde vertabral yapılardaki detaya ihtiyaç olmamasına rağmen görüntü üzerinde çok belirgin şekilde ortaya çıkmıştır. Bu yüksek doz (kVp), parankim ve damar yapıları gözlenebilirliğini zorlaştırmış, dozun fazla olmasından kaynaklanan bu durum pencere ayarı ile tolere edilebilmiştir. Görüntülerde bu durum

pencere ayarı ile tolere edilebilip düzeltilebilsede, hasta dozlarının artmasına neden olmuştur. Dolayısıyla sistemin servis mühendisi ile görüşülüp dozların azaltılmasına yada teknisyenlerin otomatik ışınlama kontrolünü devre dışı bırakarak manual çalışılması söz konusu olmuştur.

KAYNAKLAR

- AAPM, 1990. American Association of Physicist in Medicine. Standardized Methods For Measuring Diagnostic X-Ray Exposure. Task Group 8, Report No:31. New York.
- Bacher, K. 2006. Evaluation of Image Quality and Patient Radiation Dose in Digital Radiology, Ghent University. .
- Bor, D. 2011. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Bushberg J T . 2002. The Essential of Physics of Medical Imaging, California.
- Bushberg, J T . 2012. The Essential of Physics of Medical Imaging, California.
- Deoknam, S. 2014. A Comparative Assessment Of Entrance Surface Doses In Analogue and Digital Radiography During Common Radiographic Examinations. Radiation Protection Dosimetry Vol, 158:22-27
- DeWerd, L A. 2014. The Phantom of Medical and Health Physics, USA.
- DIAMOND III. 2004. Image Quality and Dose Management for Digital Radiography Final Report
- J T. 2003. Chest Radiography: Optimization of X-Ray Spectrum for Cesium Iodide-Amorphous Silicon Flat-Panel Detector1. Radiology, vol, 226:221-230
- Doyle, P. 2006. Application of Contrast-to Noise Ratio in Optimizing Beam Quality for Digital Chest Radiography: comparison of experimental measurements and theoretical simulations. Physics in Medicine and Biology, Vol 51: 2953-2970
- Dowsett D J. 2006. The Physics of Diagnostic Imaging, Ireland.
- EUR 16260 EN. (European Commission). 1996. European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images, 88, Luxembourg.

- EC 162 (Europe Commission). 2012. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, Luxembourg.
- Geijeer, H. 2009. Optimizing The Tube Potential For Lumbar Spine Radiography with a Flat-Panel Digital Detector. *The British Journal Of Radiology*, vol, 82: 62-68
- Gray JE. 2005 Rerence Values for Diagnostic Radiology:amplication and impact. *Radiology* vol,8:235-354
- Compagnone, G. Casadio Belani M, Pagan. L. 2006. Comparison of Radiaton Doses of Patients Undergoing Standart Radiographic Examinations with Conventional Screen Film Radiographic, Computed Radiography and Direct Digital Radiography. *The British Journal of Radiology* 79
- Hart, D. 2009. National Reference Doses for Common Radiographic, Fluoroscopic and Dental X-Ray Examinations in The UK. *The British Journal Of Radiology*, vol, 82: 1-12.
- IAEA TECDOC 1641 (International Atomic Energy Agency Technical Documents). 2010. Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures, Austria.
- IPEMB (Institute of Physiscs and Engineering in Medicine and Biology) Report 32 part II. 1996). Measurement of the Performance Characteristic of Diagnostic X-Ray Systems Used in Medicine.
- ICRP Publication 103, 2007. The Recommendations of International Commission on Radiological Protection.
- Inal T, Ataç K. 2014. Dose Audit for Patients Undergoing Two Common Radiography Examinations with Digital Radiography Systems. *Radiology Physics*, vol 20: 100-4
- Joel E. 2005. Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact¹, *RSNA*, vol, 235: 354-358

- John E. 2006. Optimization of Dose and Image Quality for Computed Radiography and Digital Radiography. Journal of Digital Imaging , Vol:19
- Kaya T. 1997. Temel Radyoloji Tekniği, Nobel
- K-H NG, P Rassiah. 1998. Doses to Patients in Routine X- Ray Examinations in Malaysia. The British Journal Of Radiology, vol, 71: 654-660
- Nsikan U. 2013. Doses Received by Patients During Thorax X- Ray Examinations. Iranian Journal of Medical Physics, vol, 9: 245-251
- Olđar T. 2014. Görüntüleme Teknikleri 1 Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
- Hamer O W. 2005. Chest Radiograph with a Flat Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction After Copper Filtration¹. Radiology, vol, 237:691-700
- Tapiovaara, M. 2012. PCXMC 2.0 Supplementary Programs User's Guide, Finland
- Uffman, M. 2005. Flat Panel Chest Radiography:Effect of Tube Voltage on Image Quality¹. Radiology. Vol 235: 642-650
- nal, E. 2014. Film-Ekran, Dijitize Film Ekran ve Dijital Radyografi Sistemlerinde Hasta Dozu ve Görüntü Kalitesi Optimizasyonu, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Sağlık Fiziği Bölümü, 1-145

EK-1

BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı “Karın ve Göğüs İncelemesi Yapılan Hastalarda Etkin Doz ve Görüntü Kalitesinin Belirlenmesi ve Diagnostik Referans Doz Seviyeleri ile Karşılaştırılması”dır.

Bu araştırma, farklı boyutlara sahip hastalarda etkin doz ve görüntü kalitesinin sayısal olarak belirlenmesi ve standart hastayı temsil eden fantomlarla elde edilen etkin doz ve sayısal görüntü kalitesi değerleri ile karşılaştırılarak referans doz seviyelerinden olan sapmanın araştırılması amaçlanmaktadır.

Bu araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 90 ‘dır.

Araştırma hakkında ek bilgi almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun için 0312 212 85 77 no.lu telefonda Yrd. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL’e başvurabilirsiniz.

Bu araştırmaya katılmanız için sizden ek bir ücret talep edilemeyeceği gibi, araştırmaya katıldığınız için sizde ek bir ödeme yapılmayacaktır.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Çekim sırasında size verilen doz, araştırmaya katılmanız veya katılmamanız durumuna göre değişmeyecek, araştırma amacıyla ek radyasyon uygulanmayacaktır. Çekim sırasında rutin olarak kullanılan ışınlama parametreleri (tüp voltajı, tüp akımı, tüp- hasta mesafesi) kullanılacaktır. Dolayısıyla bu çalışmaya katılmanız sizin için risk oluşturmayacaktır.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Gönüllünün,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel:

Tarih ve İmza:

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel:

Tarih ve İmza:

Açıklamaları yapan araştırmacının,

Adı-Soyadı:

Görevi:

Adresi:

Tel:

Tarih ve İmza:

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Betül YAMAN

Doğum Yeri: Sivas

Doğum Tarihi: 31.07.1988

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu

Lise: Pendik Lisesi (2002-2005)

Lisans: Uludağ Üniversitesi (2006-2011)

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü (2012-2015)

Projeler

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

Bildiriler

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

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

Aldığı Burslar

TÜBİTAK- Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı- 112T965 nolu projede yüksek lisans bursiyeri (2013-2015)