

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FİLM-EKRAN, DİJİTİZE FİLM-EKRAN VE DİJİTAL RADYOGRAFİ
SİSTEMLERİNDE HASTA DOZU VE GÖRÜNTÜ KALİTESİ
OPTİMİZASYONU**

Elif ÜNAL

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

**ANKARA
2014**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında, Elif ÜNAL tarafından hazırlanan '**Film-Ekran, Dijitize Film-Ekran ve Dijital Radyografi Sistemlerinde Hasta Dozu ile Görüntü Kalitesi Optimizasyonu**' adlı tez çalışması 06 şubat 2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı' nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ

İmza:

Üye : Doç. Dr. Turan OLGAR

İmza:

Üye : Prof. Dr. Doğan BOR

İmza:

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FİLM-EKRAN, DİJİTİZE FİLM-EKRAN VE DİJİTAL RADYOGRAFİ SİSTEMLERİNDE HASTA DOZU VE GÖRÜNTÜ KALİTESİ OPTİMİZASYONU

Elif ÜNAL

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Dijital radyografi görüntüleme sistemlerinin analog film-ekran sistemlerine göre avantajı yanlış ışınlama parametreleri kullanılmasından kaynaklanan tekrar çekimlerini önemli ölçüde azaltmasıdır. Böylelikle hastaların gereksiz ışınlamaları önlenmiş olur. Ayrıca sayısal görüntülemelere uygulanan algoritmalar ile görüntü kalitelerinin artırılması mümkündür. Ancak, dijital sistemlerde radyasyon dozu-detektör yanıtının doğrusal olması herhangi bir incelemedeki hasta dozunu önemli ölçüde arttırabilir. Bu bağlamda radyasyon dozu görüntü kalitesi optimizasyonunun birçok klinik inceleme için yapılması gerekmektedir. Dozimetrik ve görüntü kalite ölçümleri hastalar yerine fantomlar kullanılarak gerçekleştirilir. Genel olarak radyografik incelemeler için fantom giriş dozunun ölçülmesi yaygın olarak kullanılan bir tekniktir, ancak görüntü kalitesinin spesifik bir parametresinin ölçülmesine yönelik bir çok tasarım olması fantom seçimini kritik hale getirir. Bu tez çalışmasında farklı klinik incelemelerde alınan hasta cilt dozlarının saptanması, hümanoid fantomlarda ve vücudun değişik organlarının benzeşimini veren PMMA ve ANSI tabakalarında giriş radyasyon dozlarının ölçülmesi ile araştırılmıştır. Görüntü kaliteleri, hümanoid fantomlarda gerçekleştirilen farklı yapıların görüntü kontrastlarından, PMMA ve ANSI fantomlarında ise bu fantomlar arasına yerleştirilen değişik görüntü kalite kontrol fantomları ile değerlendirilmiştir. Basit tasarımdaki PMMA ve ANSI fantomlarının tasarımları kompleks olan hümanoid fantomlara göre kullanımları karşılaştırılmıştır ve spesifik klinik incelemelerine en uygun görüntü kalitesi fantomları saptanmıştır.

2014, 146 sayfa

Anahtar Kelimeler: Film-Ekran, dijitize, dijital radyografi, hasta dozu, hümanoid fantom, görüntü kalitesi.

ABSTRACT

Master Thesis

PATIENT DOSE AND IMAGING QUALITY OPTIMISATION IN SCREEN-FILM SYSTEM, DIGITALIZATION OF FILM AND DIGITAL RADIOGRAPHY

Elif ÜNAL

Ankara University

Graduate School of Nuclear Sciences

Department of MedicalPhysics

Supervisor: Prof. Dr. Doğan Bor

The advantages of digital radiographic imaging systems over the analog film/screen systems are the reduction of retakes occurring from the inappropriate handling of exposure parameters. Thus, the unnecessary exposure of the patients are avoided, Beside, the improvement of the image quality through the application of suitable algorithms to digital images are possible. However the linear relationship of radiation dose-detector response of digital systems may increase the patient radiation dose for a specific exam. Therefore the radiation dose to image quality balance has to be done correctly for the majority of the clinical examinations. Dosimetric and image quality measurements are usually made by using phantoms instead of patients. In general, measurements of phantom entrance dose is a well-accepted technique for the radiographic examinations, but the presence of various phantoms designed for the measurement of a specific parameter of image quality requires a careful evaluation of phantom selection. In this thesis, the amount of patient skin doses received at various clinical examinations were investigated by measuring the entrance radiation doses for humanoid phantoms and also for the PMMA and ANSI phantoms simulating the different organs of humans. Image qualities were found from the image contrast of different structures of humanoid phantoms and from the evaluation of various image quality control phantoms placed into the PMMA and ANSI phantoms. The use of PMMA and ANSI phantoms having simple designs were compared with the use of complex humanoid phantoms and selection of most appropriate quality control phantom for a specific clinical exam were carried out.

2014, 146 pages

Keywords: Screen-Film, digitalization, digital radiography, patient dose, humanoid phantom, image quality.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisansım ve tez çalışmam süresince bilgisini ve desteğini esirgemeyen, öğrencisi olduğum için her zaman kendimi çok şanslı hissettiğim değerli danışman hocam Prof. Dr. Doğan BOR'a, desteklerinden ve yardımlarından dolayı Doç. Dr. Turan Olgar, Arş. Gör. Şölen YÜKSEL ÇUBUKÇU'ya ve tüm hocalarıma,

Her zaman desteklerini hissettiğim sevgili arkadaşlarım; Alptuğ Özer YÜKSEL, Emre GÜLLÜOĞLU, İsmail FINDIKLI, Mahmut Anıl USLU, Ümran ÖNAL, Yiğit Ali ÜNCÜ ve Aytaç BARIŞ'a,

Her anımda yanımda olan ve destekleyen Gülşah SAATÇİ ve Selen DÖVEN'e,

Tüm yaşamım boyunca desteklerini esirgemeyen ve hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili aileme teşekkürlerimi sunarım.

Elif ÜNAL
Ankara, Ocak 2014

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| ÖZET..... | i |
| ABSTRACT | ii |
| TEŞEKKÜR | iii |
| SİMGELER VE KISALTMALAR | viii |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | ix |
| ÇİZELGELER DİZİNİ | xii |
| 1. GİRİŞ..... | 1 |
| 2. KURAMSAL TEMELLER | 4 |
| 2.1 Konvansiyonel Radyografi Sistemi..... | 4 |
| 2.1.1 Heel Etkisi..... | 6 |
| 2.1.2 X-ışın Jeneratörü..... | 6 |
| 2.1.3 Grid | 6 |
| 2.1.4 Otomatik Işınlama Kontrolü (Automatic Exposure Control-AEC)..... | 7 |
| 2.2 Film Ekran ve Film Banyo Sistemi..... | 8 |
| 2.2.1 Filmin Yapısı ve Özellikleri..... | 8 |
| 2.2.1.1 Film Özellikleri..... | 8 |
| 2.2.2 Ekranın Yapısı ve Özellikleri..... | 10 |
| 2.2.2.1 Fosfor Özellikleri..... | 10 |
| 2.2.3 Film Banyo Sistemi | 11 |
| 2.3 Dijital Radyografi Sistemi | 12 |
| 2.3.1 Geniş Alan (Flat Panel) Detektörler | 14 |
| 2.3.1.1 Direkt (Doğrudan Çevirimli) Sistemler | 14 |
| 2.3.1.2 İndirekt (Dolaylı Çevirimli) Sistemler | 15 |
| 2.4 Görüntü Kalitesi..... | 17 |

| | |
|--|----|
| 2.4.1 Kontrast | 17 |
| 2.4.1.1 Kontrast Çeşitleri..... | 17 |
| 2.4.1.2 Kontrastı Etkileyen Parametreler | 18 |
| 2.4.1.2.1 X-ışın Demetinin Giricilik Özelliğinin (Foton Enerji Spektrumu) Kontrasta Etkisi..... | 18 |
| 2.4.1.2.2 Saçılan Radyasyonun Kontrasta Etkisi..... | 19 |
| 2.4.4 Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü..... | 20 |
| 2.4.4.1 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)..... | 20 |
| 2.5 Dozimetri..... | 21 |
| 2.5.1 Giriş Dozu (Entrance dose, ED)..... | 21 |
| 2.5.2 Etkin Doz | 22 |
| 2.6 Tez Kapsamındaki Doz Ölçümlerinde Kullanılan Detektör Özellikleri..... | 23 |
| 2.6.1 İyon Odası..... | 23 |
| 3. MATERYAL VE YÖNTEM | 25 |
| 3.1 Ölçümlerde Kullanılan X-ışın Sistemi, Detektörler ve Diğer Donanımlar | 25 |
| 3.1.1 Konvansiyonel X-ışın Sistemi..... | 25 |
| 3.1.2 Detektörler | 27 |
| 3.1.2.1 İyon odaları..... | 27 |
| 3.1.2.2 Dijital Detektör..... | 28 |
| 3.1.3 Radyografik X-ışın Filmi..... | 29 |
| 3.1.4 Radyografik Ekran | 29 |
| 3.1.5 Film Banyo Sistemi | 29 |
| 3.1.6 Işık Sensitometresi | 30 |
| 3.1.7 Densitometre..... | 30 |
| 3.1.8 Film Dijitizasyon Sistemi..... | 30 |
| 3.1.9 İnsan benzeşiminde kullanılan fantomlar..... | 31 |

| | |
|--|-----------|
| 3.1.9.1 PMMA (Polymethyl Methacrylate, Polimetil Metakrilat) | 31 |
| 3.1.9.2 ANSI (American National Standards Institute, Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü) Fantomu | 32 |
| a) ANSI ekstremite fantomu | 32 |
| b) ANSI göğüs fantomu | 33 |
| c) ANSI kafatası fantomu:..... | 34 |
| d) ANSI bel fantomu | 34 |
| 3.1.9.3 Rando Fantom | 35 |
| 3.1.9.4 Toraks Fantom | 35 |
| 3.1.9.5 Diz Fantomu | 36 |
| 3.1.10 Görüntü Kalite Kontrol Fantomları | 37 |
| 3.1.10.1 LCD4 (Low Contrast Detail) Fantom | 37 |
| 3.1.10.2 TCD4 (Threshold Contrast Detail Detectability) Fantom..... | 38 |
| 3.1.10.3 Huttner Deseni..... | 40 |
| 3.1.10.4 CDRAD (Contrast Detail Phantom) Fantomu:..... | 40 |
| 3.1.11 Tez Kapsamında Kullanılan Yazılımlar | 43 |
| 3.1.11.1 Xcomp5r..... | 43 |
| 3.1.11.2 ONIS | 44 |
| 3.1.11.3 ImageJ | 44 |
| 3.1.11.4 MATLAB | 45 |
| 3.1.11.5 PCXMC | 45 |
| 3.2 Tez Kapsamında Alınan Ölçümler | 46 |
| 3.2.1 Doz ve Görüntü Kalitesi Ölçümlerinde Kullanılan Işınlama Parametreleri.. | 46 |
| 3.2.2 Işınlama Geometrilerinin Kurulması..... | 49 |
| 3.2.2.1 Doz Ölçüm Geometrisi..... | 49 |
| 3.2.2.2 Görüntü Kalitesi İçin Geometri..... | 51 |

| | |
|--|-----|
| 3.2.3 Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi | 53 |
| 3.2.3.1 LCD4 fantomunun değerlendirilmesi | 54 |
| a) Görsel değerlendirme | 54 |
| b) Nümerik değerlendirme | 54 |
| 3.2.3.2 TCD4 Fantomunun Değerlendirilmesi..... | 55 |
| 3.2.3.3 Huttner Deseninin Değerlendirilmesi..... | 56 |
| 3.2.3.4 CDRAD Fantomunun Değerlendirilmesi..... | 56 |
| 3.2.3.5 Hümaoid Fantomlarda Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi | 58 |
| 3.2.4 Film Dijitizasyonu | 60 |
| 3.2.5 Dijital Detektörü İle Görüntü Elde Dilmesi..... | 60 |
| 4. BULGULAR | 62 |
| 4.1 Organ Fantomlarında (PMMA ve ANSI) Görüntü Kalite Kontrol Fantomlarının (CDRAD, LCD4, TCD4, HUTTNER) Karşılaştırılması | 62 |
| 4.1.1 Her PMMA Kalınlığı ve ANSI Fantomlar İçin Giriş Dozu | 62 |
| 4.1.2 Görüntü Kalite İndekslerinin Karşılaştırılması..... | 70 |
| 4.2 Hümanoid Fantomlarda (Rando, Toraks, Diz) Doz ve Görüntü Kalitesi Karşılaştırılması | 92 |
| 4.2.1 Hümanoid Fantomlarda Giriş Dozu | 92 |
| 4.2.2 Hümanoid Fantomlarda (Rando, Toraks, Diz) Görüntü Kalitesi | 97 |
| 4.2.2.1 Hümanoid Fantomlarda Giriş Dozu ve Kontrast Karşılaştırması..... | 98 |
| 4.2.2.2 Hümanoid Fantomlarda Farklı Yapılar Arasındaki Kontrast Karşılaştırması | 111 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ | 126 |
| KAYNAKLAR | 143 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 146 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|---------------|---|
| AAPM | Amerikan Tıp Fizikçileri |
| AEC | Otomatik Işınlama Kontrolü |
| ANSI | Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü |
| AP | Ön Arka |
| a-Se | Amorf Selenyum |
| a-Si | Amorf Silisyum |
| C | Kontrast |
| CDRAD | Kontrast Detay Fantomu |
| çç/mm | Milimetredeki Çizgi Çifti Sayısı |
| ED | Giriş Dozu |
| ESD | Cilt Giriş Dozu |
| EVP | Geliştirilmiş Görüntü İşleme |
| GSF | Geri Saçılma Faktörü |
| kV / kVp | Tüp Gerilimi / Kilovolt Tepe Değeri |
| LCD4 | Düşük Kontrast Ayırma Gücü Test Fantomu |
| mA | Miliamper |
| mAs | Miliamper saniye |
| mGy/ μ Gy | Mili Gray/ Mikro Gray |
| ODM | Odak Deri Mesafesi |
| PA | Arka Ön |
| PMMA | Polimetil Metakrilat |
| Sv | Sievert |
| TCD4 | Eşik Kontrast Ayırma Gücü Test Fantomu |
| TFT | İnce Film Transistör |
| FFD | Odak Film Mesafesi |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1 Konvansiyonel X-ışın sistemi | 4 |
| Şekil 2.2 X-ışın tüpünün yapısı | 5 |
| Şekil 2.3 X-ışın spektrumu örneği | 5 |
| Şekil 2.4 Otomatik ışınlama kontrolü | 7 |
| Şekil 2.5 Filmin karakteristik eğrisi | 10 |
| Şekil 2.6 Otomatik banyo sistemi | 12 |
| Şekil 2.7 Dijital sisteme ait dinamik aralık | 13 |
| Şekil 2.8 Direkt sistemlerde sinyal elde edilmesi | 14 |
| Şekil 2.9 TFT'lerin dizilimi ve okunması | 15 |
| Şekil 2.10 İndirekt sistemlerin çalışma şeması | 16 |
| Şekil 3.1 Konvansiyonel X-ışın sistemi | 26 |
| Şekil 3.2 Dijital detektör | 28 |
| Şekil 3.3 Film dijitalizasyon sistemi | 31 |
| Şekil 3.4 PMMA (Polymethyl methacrylate, Polimetil metakrilat)..... | 32 |
| Şekil 3.5 ANSI el ve ayak (ekstremitte) fantomu | 33 |
| Şekil 3.6 ANSI göğüs fantomu | 33 |
| Şekil 3.7 ANSI kafatası fantomu | 34 |
| Şekil 3.8 ANSI bel fantomu | 34 |
| Şekil 3.9 Rando fantom..... | 35 |
| Şekil 3.10 Toraks fantom | 36 |
| Şekil 3.11 Diz fantomu | 36 |
| Şekil 3.12 LCD4 fantom görüntüsü | 38 |
| Şekil 3.13 TCD4 fantom görüntüsü | 39 |
| Şekil 3.14 (a) Huttner test deseni görüntüsü (b) Değerlendirme tablosu..... | 40 |
| Şekil 3.15 Kontrast–detay grafiği | 42 |
| Şekil 3.16 (a) CDRAD fantomu (b) CDRAD fantom görüntüsü..... | 42 |
| Şekil 3.17 Xcomp5r yazılımdan elde edilen spektrum örneği | 43 |
| Şekil 3.18 ONIS programı ana menüsü | 44 |
| Şekil 3.19 ImageJ programının ana menüsü | 44 |

| | |
|--|----|
| Şekil 3.20 MATLAB programının ana menüsü | 45 |
| Şekil 3.21 (a) PPMC programının ana menüsü, (b) Examination data, (c) Compute dose (calculation of x-ray spectrum) sekmesi..... | 46 |
| Şekil 3.22 5cm PMMA için 6cc iyon odası ile giriş dozu ölçümü | 50 |
| Şekil 3.23 60cc İyon odası ile detektör dozu ölçümü | 50 |
| Şekil 3.24 5cm PMMA için örnek ışınlama geometrisi..... | 51 |
| Şekil 3.25 Rando fantomda bel AP için örnek ışınlama geometrisi | 52 |
| Şekil 3.26 Toraks fantom için örnek ışınlama geometrisi..... | 53 |
| Şekil 3.27 LCD4 fantomunun matematiksel değerlendirmesinde seçilen ilgi alanları... | 55 |
| Şekil 3.28 (a) Skor form (b) Skor formun doldurulmuş hali..... | 57 |
| Şekil 3.29 Kemik-kemik, yumuşak doku-yumuşak doku ve kemik-yumuşak doku arasındaki kontrast hesabı için seçilen ilgi alanları: (a) Pelvis AP, (b) Bel AP, (c) Diz AP, (d) Bel LAT, (e) Göğüs PA, (f) Kafatası AP, (g) Göğüs AP, (h) Göğüs LAT | 59 |
| Şekil 3.30 Clinical express programı ‘new patient sekmesi’ | 60 |
| Şekil 3.31 DRX1-C yazılım görüntüsü: (a) main menu sekmesi (b) new patient sekmesi | 61 |
| Şekil 4.1 Her kalınlık ve yapı için görüntü kalite kontrol fantomlarındaki ortalama giriş dozu değişimi | 69 |
| Şekil 4.2 Farklı kalınlıkta PMMA tabakaları ve ANSI fantomlar için sayısallaştırılmış film görüntülerinde CDRAD değerlendirmesi | 77 |
| Şekil 4.3 Farklı kalınlıkta PMMA tabakaları ve ANSI fantomları için DRX işlenmiş görüntülerde CDRAD değerlendirmesi | 79 |
| Şekil 4.4 Farklı kalınlıkta PMMA tabakaları ve ANSI fantomları için DRX işlenmemiş görüntülerde CDRAD değerlendirmesi..... | 80 |
| Şekil 4.5 Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlar için sayısallaştırılmış görüntülerdeki IQF _{inv} değerinin kVp ile değişimi | 82 |
| Şekil 4.6 Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlar için DRX işlenmiş modunda elde edilen görüntülerdeki IQF _{inv} değerinin kVp ile değişimi | 83 |
| Şekil 4.7 Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlar için DRX işlenmemiş modunda elde edilen görüntülerdeki IQF _{inv} değerinin kVp ile değişimi | 84 |
| Şekil 4.8 Sayısallaştırılmış film görüntüleri için çizilen H _T eğrileri | 85 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 4.9 DRX işlenmiş görüntüler için çizilen H_T eğrileri..... | 86 |
| Şekil 4.10 DRX işlenmemiş görüntüler için çizilen H_T eğrileri..... | 87 |
| Şekil 4.11 Sayısallaştırılmış film görüntüleri için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması | 89 |
| Şekil 4.12 DRX işlenmiş görüntüleri için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması | 90 |
| Şekil 4.13 DRX işlenmemiş görüntüleri için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması..... | 91 |
| Şekil 4.14 Hümanoid fantomlar için kemik ve yumuşak dokudan seçilen ilgi alanları:: (a) Göğüs PA, (b) Göğüs AP, (c) Göğüs LAT (d) Pelvis AP, (e) Bel AP, (f) Bel LAT, (g) Kafatası AP, (h) Diz AP | 99 |
| Şekil 5.1 TCD4 fantomunun büyük çaplı diskler çıkarılmadan değerlendirilmesi..... | 130 |
| Şekil 5.2 TCD4 fantomunun büyük çaplı diskler çıkarılarak değerlendirilmesi | 130 |

ÇİZELGELER DİZİNİ

| | |
|---|-----|
| Çizelge 2.1 Organ ağırlık faktörleri | 23 |
| Çizelge 3.1 LCD4 fantomunda bulunan disklerin kontrast değerleri (70 kVp+1 mm Cu) | 37 |
| Çizelge 3.2 TCD4 fantomundaki disklerin % kontrast değerleri (70 kVp+1 mm Cu) ... | 39 |
| Çizelge 3.3 Tez kapsamında kullanılan tüp voltaj (kVp) değerleri | 48 |
| Çizelge 3.4 Eşdeğer PMMA kalınlıkları | 48 |
| Çizelge 3.5 PMMA ve ANSI fantomlar görüntüleri için DRX yazılımından seçilen klinik protokoller | 49 |
| Çizelge 3.6 CDRAD fantomundaki derinlik ve çap değerleri | 58 |
| Çizelge 4.1 CDRAD fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri | 63 |
| Çizelge 4.2 LCD4 fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri | 64 |
| Çizelge 4.3 TCD4 fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri | 65 |
| Çizelge 4.4 Huttner fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri | 66 |
| Çizelge 4.5 Farklı kalınlıkta PMMA'lar için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması | 71 |
| Çizelge 4.6 PMMA fantomlarında LCD4 fantomu için görsel değerlendirme ve tablodan bulunan % kontrast değerleri | 72 |
| Çizelge 4.7 ANSI fantomlar için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması..... | 73 |
| Çizelge 4.8 ANSI fantomlarda LCD4 fantomu için görsel değerlendirme ve tablodan bulunan % kontrast değerleri | 74 |
| Çizelge 4.9 Eşdeğer kalınlıklar için hesaplanan FOM değerleri..... | 75 |
| Çizelge 4.10 Hümanoid fantomlarda ölçülen doz değerleri ve ANSI fantomlar ile karşılaştırılması | 93 |
| Çizelge 4.11 Ölçülen doz değerlerinin EUR16260 referans değerler ile karşılaştırılması | 96 |
| Çizelge 4.12 Diz fantomu ile alınan doz değerlerinin karşılaştırılması..... | 97 |
| Çizelge 4.13 Hümanoid fantomlar için % kontrast değerleri..... | 100 |
| Çizelge 4.14 Kafatası AP incelemesi için % kontrast değerleri..... | 102 |
| Çizelge 4.15 Pelvis AP incelemesi için % kontrast değerleri | 103 |

| | |
|--|-----|
| Çizelge 4.16 Göğüs LAT incelemesi için % kontrast değerleri..... | 104 |
| Çizelge 4.17 Diz AP incelemesi için % kontrast değerleri | 105 |
| Çizelge 4.18 Bel AP incelemesi için % kontrast değerleri | 106 |
| Çizelge 4.19 Göğüs PA incelemesi için % kontrast değerleri | 107 |
| Çizelge 4.20 Bel LAT incelemesi için % kontrast değerleri..... | 108 |
| Çizelge 4.21 Göğüs AP (AEC merkez) incelemesi için % kontrast değerleri | 109 |
| Çizelge 4.22 Göğüs AP (AEC sağ) incelemesi için % kontrast değerleri | 110 |
| Çizelge 4.23 Toraks fantomda yapılan göğüs incelemesi için farklı yapılar arası kontrast karşılaştırması..... | 112 |
| Çizelge 4.24 Göğüs incelemesi için yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması | 113 |
| Çizelge 4.25 Bel incelemesi için yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması... | 118 |
| Çizelge 4.26 Pelvis ve diz incelemesi için farklı yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması | 121 |
| Çizelge 4.27 Kafatası incelemesi için farklı yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması | 124 |
| Çizelge 5.1 Giriş Dozunun Maksimum-Minimum Değişimi..... | 127 |
| Çizelge 5.2 Eşdeğer PMMA kalınlıkları için giriş dozu değerlendirmesi | 129 |
| Çizelge 5.3 ANSI ve PMMA fantomları için % kontrast / IQFInv değerleri | 131 |
| Çizelge 5.4 PMMA ve ANSI fantomlarında kalınlık artışı ile görüntü kalitesindeki değişim | 132 |
| Çizelge 5.5 IQFInv ve % kontrast değerlerinin karşılaştırılması | 133 |
| Çizelge 5.6 Görüntü kalitesi fantomları ile masada ve masada kaset üzerinde alınan görüntülerin karşılaştırılması | 135 |
| Çizelge 5.7 PMMA ve ANSI fantomlarında eşdeğer kalınlıklar için görüntü kalitesi karşılaştırılması | 136 |
| Çizelge 5.8 Film-ekran, sayısallaştırılmış film ve DR görüntülerinin karşılaştırması.. | 137 |
| Çizelge 5.9 Fantomların Karşılaştırılması | 138 |

1. GİRİŞ

İyonlaştırıcı radyasyonun kullanıldığı tanısal radyolojik incelemeler dikkate alındığında az sayıda projeksiyona dayanan göğüs, akciğer, ekstremiteler gibi incelemeler diğer incelemelere göre en fazla kullanılmaktadır. Bu konvansiyonel radyografi incelemeleri floroskopi de dahil olmak üzere tüm incelemelerin %74'ünü temsil etmektedir. Her ne kadar hasta dozları girişimsel ve bilgisayarlı tomografi incelemelerinde olduğu kadar yüksek olmasa bile tanısal hataların önlenmesi için görüntü kalitesinin optimum olması gerekmektedir.

Diğer taraftan ALARA prensibine göre her radyolojik incelemede tanısal görüntüyü oluşturabilen hasta dozlarının minimum değer olması gerekir. Ancak iyonlaştırıcı radyasyonun kullanıldığı tüm incelemelerde görüntü kalitesi, incelemede kullanılan radyasyon dozu ile artmaktadır. Bu nedenle görüntü kalitesi ile radyasyon dozu arasında optimizasyon yapılması şarttır. Hasta radyasyon dozlarının ölçülmesi nispeten kolaydır. Hasta girişinde hastanın cilt dozu ölçülmesi radyasyonun deterministik ve stokastik etkisi bakımından bilgi verir. Ancak bir insandan diğerine anatomik farklılıkların olması, görüntü kalitesi ölçümünün hastalardan yapılmasına olanak sağlamaz. Bu nedenle birçok radyolojik incelemeler için görüntü kalitesi ölçümü insan benzeşimi fantomları kullanılarak yapılır.

Hümanoid fantomlar, standart insan boyutları dikkate alınarak tasarlanmış olup mümkün olduğu kadar farklı organların taklit edilmesine çalışılmıştır. Dolayısıyla bu fantomlar görüntü kalitesi ölçümlerinde en fazla tercih edilenlerdir. Ancak bu fantomlar son derece pahalı olduğundan herkes tarafından kullanılamamaktadır. Ayrıca daha basit tasarımda olan yine farklı insan organlarını taklit eden fantomların kullanılması çok daha pratiktir.

Diğer taraftan görüntü kalitesini etkileyen kullanıcıya bağlı parametreler olduğu gibi hasta kalınlığının artması da görüntü kalitesini etkilemektedir. Her bir organ incelemesi için uluslararası kuruluşlar optimum ışınlama parametrelerini ve hasta cilt dozlarını

(etkin dozları) belirli sınırlar içerisinde vermişlerdir. Bu değerler kullanıcılar için rehber özelliği taşımaktadır. Ancak bu rehber değerler standart insan için belirlenmiştir. Hasta kalınlığının artması ve önerilen değerlerin herhangi bir nedenle uygulanmaması hasta dozu ve görüntü kalitesini etkilemektedir.

Bu çalışmada; farklı kalınlıktaki homojen PMMA tabakaları en basit fantom yapısı olarak kullanılmıştır. Kullanılan bir diğer fantom olan ve farklı malzemelerin (Al, PMMA) kombinasyonlarından oluşan ANSI fantomları bu PMMA fantomları ile birlikte değerlendirilmiştir. Hem her fantomun temsil ettiği her organ için giriş dozları ölçülmüş hem de farklı kalite kontrol fantomları bu organlar ile birlikte görüntülenmiştir.

Görüntüler analog film-ekran sistemlerinde ve dijital bir detektör ile toplanmıştır. Ayrıca analog film-ekran görüntüleri sayısallaştırılarak kullanılmıştır. Dijital detektör çıktıları ise herhangi bir görüntü işleme protokolü uygulamadan ve her organa uygun klinik protokollere göre işlenerek alınmıştır.

Görüntü kalitesi ölçümündeki amaç; görüntüdeki keskinliğin ve bulanıklık derecesinin saptanmasıdır. Kontrast ve uzaysal ayırma gücünün ölçülmesinde görüntü kalite kontrol fantomları (kontrast detay fantomu, düşük kontrast detay fantomu, uzaysal ayırma gücü test deseni) kullanılır. Farklı görüntü kalite kontrol fantomları her bir organ fantomu için farklı ışınlama parametrelerinde (kVp, mAs) ölçülmüştür. Her organa özgü en uygun görüntü kalite kontrol fantomu araştırılmıştır ve aynı amaca yönelik kalite kontrol fantomları arasında en uygun olanı seçilmeye çalışılmıştır.

Çalışmanın son kısmında hümanoid fantomlarda her bir organı temsil eden fantom dozimetri çalışması tekrarlanmıştır. Görüntü kalitesi ölçümleri ise bu fantomlarda farklı obje kontrastlarının saptanmasıyla yapılmıştır. Bu bağlamda farklı kalınlıktaki kemikler, yumuşak dokular, kemik – yumuşak dokular arasında ve göğüs için hava içeren bölgelerde kontrast ölçümleri yapılmıştır.

Hümanoid fantomlarda yapılan farklı obje kontrast ölçümleri ile basit fantom ve görüntü kalite kontrol fantomu karşılaştırılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

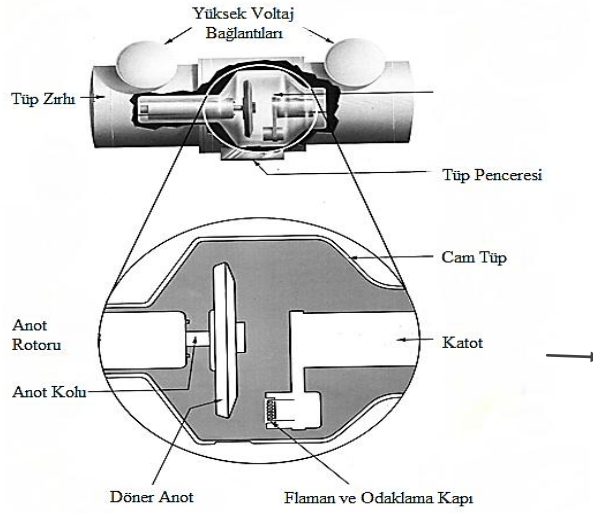
2.1 Konvansiyonel Radyografi Sistemi

Konvansiyonel X-ışın sistemi, X-ışın tüpü ve jeneratörü, hasta yatağına bağlı grid, otomatik ışınlama kontrolü ve film ekran sisteminden oluşmaktadır. Şekil 2.1’de konvansiyonel X-ışın sistemi gösterilmektedir.



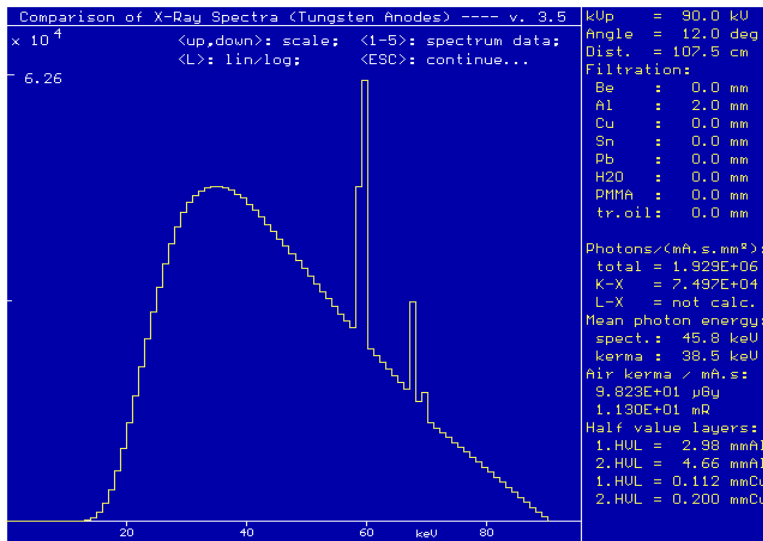
Şekil 2.1 Konvansiyonel X-ışın sistemi

X-ışın tüpü Şekil 2.2’de görüldüğü gibi içerisinde katot ve anot olarak isimlendirilen iki elektrot bulunan havası boşaltılmış bir cam tüpten oluşur. Negatif yüklü olan katot, elektron üretimini sağlayan flaman dışında, flamanın ısıtılması için gerekli elektrik enerjisini taşıyan bağlantı tellerini ve metal odaklama kapını içerir (Bor 2002).



Şekil 2.2 X-ışın tüpünün yapısı (Bor 2002)

Serbest elektronlar katotta üretildikten sonra katot-anot arasına uygulanan yüksek voltajla hızlandırılarak anota (hedef) çarptırılırlar. Yüksek hızdaki elektronların hedef madde atomları ile etkileşimleri sonucunda anotta X-ışın fotonları meydana gelir. Anot üzerinde X-ışınlarının oluştuğu noktaya odak noktası denir (Bor 2002). Şekil 2.3’de X-ışın spektrumu verilmektedir. X-ışın spektrumu sürekli Bremsstrahlung radyasyonu ve onun üzerine binmiş ayırık enerjilerdeki tepeler olarak karakteristik radyasyondan oluşur.



Şekil 2.3 X-ışın spektrumu örneği

X-ışın enerji spektrumu, X-ışın demetinin giriciliğini ve buna bağlı olarak görüntü kontrastını etkiler. X-ışın demetinin enerjisini etkileyen parametreler ise; tüpe uygulanan kVp, X-ışın demet filtrasyonu ve hedef yapı maddesidir. Kullanılan sisteme ek filtrasyon eklenmedikçe tüp filtrasyonu sabittir ve anot yapı maddesi tungsten olup bütün sistemler için aynı madde kullanılır. Bu parametrelerde kullanılan sistem için filtrasyon ve yapı maddesi sabit olduğundan kontrastı sadece kVp'nin değişimi etkilemektedir (Bor 2002).

2.1.1 Heel Etkisi

Tüpten çıkan X-ışınlarının şiddeti demetin her noktasında aynı değildir ve odak noktasından çıkma açısına bağlıdır. Anot yönünde çıkan X-ışınlarının katot yönünde çıkanlara göre hedef içerisinde daha uzun yol alarak daha fazla soğurulmaları heel etkisi olarak adlandırılan değişime neden olur (Bor 2002).

2.1.2 X-ışın Jeneratörü

X-ışın jeneratörü tüp için gerekli enerjiyi sağlar. Bunun için giriş enerjisi tüpün gereksinimine göre değiştirilir. Elektronların flmandan koparılabilmesi ve elektronların katottan anota hızlandırılması için tüpün iki tür enerjiye ihtiyacı vardır (Bor 2002).

Tüp için gerekli, enerjinin verilmesi dışında tüp yüksek voltajı (kVp), akımı (mA) ve ışınlama süresi (s) jeneratör tarafından kontrol edilir.

2.1.3 Grid

Gridler saçılan ışın miktarının azaltılması için kullanılır. Hasta ile film arasında yerleştirilen grid üzerinde yan yana birçok ince uzun kurşun şeritler vardır. Bu şeritler arasında kalan kısım ise alüminyum veya karbon fiber gibi X-ışınlarını geçiren

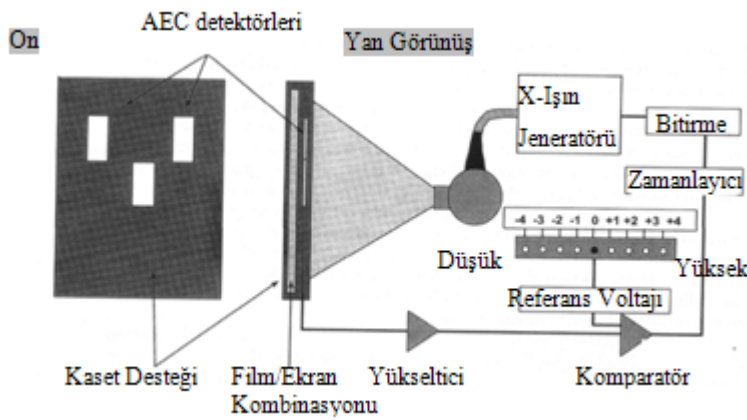
maddelerden yapılmıştır. Kurşun şeritler arasındaki boşluklar birincil radyasyon ile aynı yöndedir. Bu nedenle direkt olarak gelen ışınlar soğurulmadan filme ulaşırken, hastadan kaynaklanan ve her yönde saçılabilen radyasyonlar ise delikler arasındaki kurşun tabaka tarafından filme ulaşmadan durdurulurlar (Bor 2002).

Gridler kurşun şeritlerin tasarımına göre paralel, odaklı, çapraz, konik, sabit ve hareketli olmak üzere çeşitlere ayrılırlar.

2.1.4 Otomatik Işınlama Kontrolü (Automatic Exposure Control-AEC)

Görüntüde obje ile ilgili detayların optimum bir şekilde elde edilmesi için öncelikle obje kalınlığı ve yoğunluğuna bağlı olarak tüp voltajının değeri seçilir. Daha sonra detayların film üzerinde uygun bir optik yoğunluk aralığında görüntülenebilmesi için tüp akımı ve ışınlama süreleri ayarlanır. Genellikle objenin hareket ihtimali göz önüne alınarak en yüksek tüp akımı (mA) ve en kısa ışınlama süresi kombinasyonları dikkate alınır (Bor 2002).

Otomatik ışınlama sistemi, objeden geçen X-ışın miktarını sürekli ölçerek uygun optik yoğunlukta bir görüntünün elde edileceği X-ışın miktarının geçirilmesinden sonra ışınlamayı otomatik olarak durdurur.



Şekil 2.4 Otomatik ışınlama kontrolü (Bor 2002)

2.2 Film Ekran ve Film Banyo Sistemi

Hastadan geçen X-ışınlarının taşıdıkları bilginin, yani öznel görüntünün gözle görülür hale getirilmesinde en fazla kullanılan yöntem radyografik filmidir. Filmin tek başına diagnostik aralıktaki X-ışın foton enerjilerine karşı hassasiyeti son derece düşüktür. Bu nedenle fotonlar güçlendirici ekranlarda önce ışık fotonlarına çevrilirler. Film üzerindeki ışınlama gerçekte çok daha düşük enerjide ancak çok sayıdaki bu ışık fotonları ile gerçekleştirilir (Bor 2002).

2.2.1 Filmin Yapısı ve Özellikleri

Filmin yapısı; filmin ışığa ve radyasyona hassas emülsiyon kısmı, emülsiyon tabakası için gerekli olan fiziksel dayanağı sağlayan film tabanı ve emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunmasını sağlayan koruyucu tabakadan oluşmaktadır.

Emülsiyon tabakası, ışığı geçirgen film tabanının üzerine ince bir yapıstırıcı kullanılarak kaplanmıştır. Emülsiyon yapısında bulunan gümüş halojen, emülsiyonun ışık ya da radyasyona karşı duyarlı olan kısmını oluşturur. Gümüş halojenür kristalleri Ag^+ , Br^- ve I^- iyonlarını içerir (Bor 2002).

2.2.1.1 Film Özellikleri

Radyolojik incelemelerde hasta çıkışında elde edilen X-ışın görüntüsünün optimum şekilde film üzerine yansması gerekir. Bunun için ışınlama şartlarının çok dikkatli bir şekilde ayarlanması ve film özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir.

Işınlanan filmde banyo işlemi sonrasında elde edilen görüntü grinin tonları ile temsil edilir. Işınlamanın en çok olduğu kısımlar siyah ile gösterilir ve azalan ışınlama ile gri tonları açılır. Hiç ışınlanmamış kısımlar ise filmin taban rengi + sis seviyesi ile görüntülenir. Film kararmasının ölçümü optik yoğunluk olarak tanımlanır (Bor 2002).

$$D = \text{Log}_{10} (I_0 / I_G)$$

Eşitlik 2.1

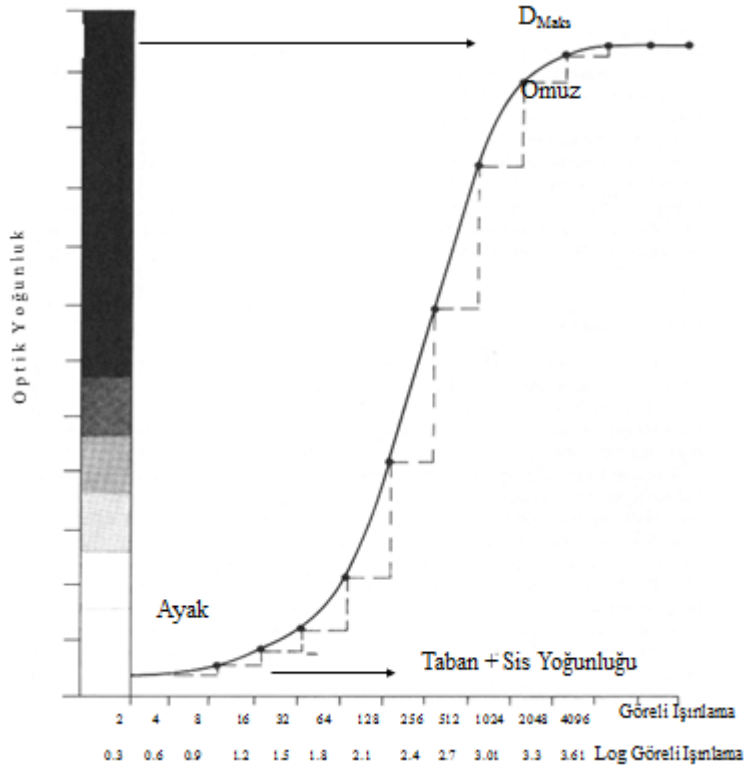
Burada D optik yoğunluk, I_0 film üzerine gelen ışık ve I_G film tarafından geçirilen ışıktır.

Optik yoğunluğun logaritmik olarak tanımlanmasının nedeni geniş bir aralıkta olan sayıların logaritma ile küçük bir skala ile ifade edilebilmesi ve ışık şiddetine karşı insan gözünün cevabının logaritmik olmasıdır (Bor 2002).

Her bir optik yoğunluğa karşı gelen ışınlamalara göre çizilerek elde edilen eğriye filmin karakteristik eğrisi (H-D eğrisi) adı verilir. Karakteristik eğri incelemesi filmin kontrastı, hızı ve toleransı ile ilgili bilgi verir. D_{\min} değeri Taban+Sis olarak da ifade edilir ve karakteristik eğri üzerindeki en düşük optik yoğunluk değeridir (Şekil 2.5). T+S değeri 0,2'den fazla olmaması gerekir. Her filmde ışınlamaların artmasıyla yoğunluklarda bir doyum gözlenir ve D_{\max} olarak ifade edilir.

Eğrinin en önemli kısmı ayak ile omuz arasında kalan ve yoğunluk ile $\text{Log } E$ 'nin birbiri ile orantılı olduğu doğrusal kısmıdır (Şekil 2.5). Eğrinin bu kısmının eğimi, film kontrastını önemli derecede etkiler.

Film kontrastı ışınlama farklılıklarına karşı yoğunluktaki değişme miktarıdır. Karakteristik eğrinin lineer kısmı ne kadar dik ise filmin kontrastı o kadar yüksektir. Filmin toleransı ise uygun bir görüntü kalitesinin elde edileceği optik yoğunlukları veren ışınlama aralığı olarak tanımlanmaktadır ve nümerik olarak ifade edilmez. (Bor 1988)



Şekil 2.5 Filmin karakteristik eğrisi (Bor 2002)

2.2.2 Ekranın Yapısı ve Özellikleri

Ekranlar; taban, yansıtıcı tabaka, fosfor tabaka ve koruyucu tabaka olmak üzere 4 tabakadan oluşmaktadır.

2.2.2.1 Fosfor Özellikleri

Ekranlarda kullanılan fosforların hepsi inorganik yapıdadır. CaWO_4 hariç hepsine az miktarda safsızlık ilave edilmektedir. Salınan ışığın spektrumu bu şekilde değiştirilebilmektedir.

2.2.3 Film Banyo Sistemi

Banyo işlemi I. banyo (developer), II. banyo (fixer), yıkama ve kurutma olmak üzere dört kısımdan oluşur.

I. banyo işlemi (developer): Temel reaksiyon gümüş iyonunun, (bir elektron olarak) siyah metalik gümüşe azalımıdır. Kimyasal reaksiyon öncelikle gizli görüntü merkezlerindeki kristaller olmak üzere filmdeki tüm kristalleri etkiler. Bu nedenle, reaksiyon süresi I. banyodaki temel faktör olup, ışınlanıp banyo edilmiş kristallerle ışınlanmamış ve reaksiyona girmemiş kristaller arasındaki fark maksimum olunca banyo sona erdirilmelidir.

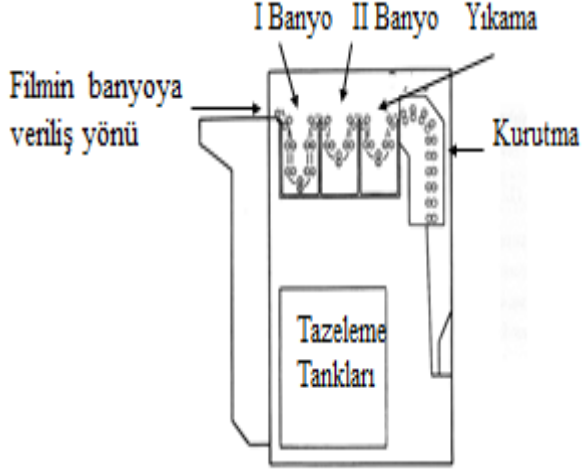
II. Banyo işlemi (fixing): Kimyasal reaksiyon işlemi, film I. banyodan çıkarıldıktan sonra da devam etmektedir. II. banyo ile metalik gümüşlere zarar vermeden, ışınlanmamış diğer gümüş atomları film üzerinden temizlenir ve böylelikle görüntü kontrastı artırılmış olur.

Yıkama: I.ve II. banyolardan sonra film üzerinde kalan kimyasal maddeler su ile yıkanarak filmde atılır.

Banyo işlemi, günümüzde otomatik banyo makineleriyle yapılmaktadır. Otomatik banyolarda film I. banyo, II. banyo ve yıkama tanklarından dönen merdaneler yardımıyla geçirilir, en son kısımda ise filmin kurutulması sağlanır.

Bu dört basamak dışında otomatik banyo sistemleri için bir de tazeleme süresinin seçimi de önemlidir.

Tazeleme: Tazelemenin amacı I.ve II. banyo solüsyonlarının kimyasal etkilerinin ve solüsyon miktarının zaman içerisinde aynı kalmasını sağlamaktır.



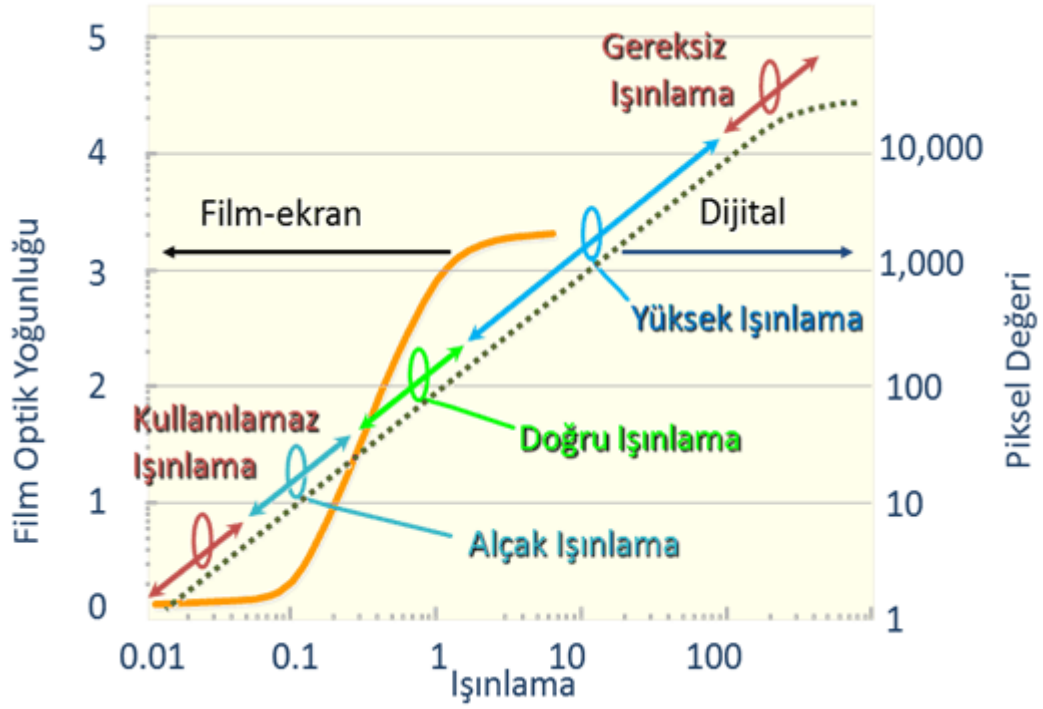
Şekil 2.6 Otomatik banyo sistemi (Bor 2002)

2.3 Dijital Radyografi Sistemi

Dijital radyografi sistemleri ile konvansiyonel sistemler arasındaki fark, bu sistemlerde film-ekran sistemleri yerinde bir detektör bulunmasıdır. Objeden çıkan X-ışınları bu detektörlere gelerek farklı detektör tasarımlarında farklı etkileşmeler yapar ve bu etkileşmeler sonucu dijital görüntü elde edilir (Yüksel 2010).

Bir dijital görüntü, konvansiyonel görüntüdeki optik yoğunluklar yerine, matris içerisinde var olan rakamlardan oluşur. Bu rakamları görüntüleyebilmek amacı ile belli rakam aralıkları belli gri seviyelere atanır ve bu sayede bilgisayar monitörlerinde görüntülenirler (Yüksel 2010).

Dijital görüntülemenin kazandırdığı en büyük avantaj görüntülerin geniş dinamik aralığı ve görüntü üzerinde yapılabilecek pencere, kontrast, histogram gibi ayarlara olanak sağlamasıdır.



Şekil 2.7 Dijital sisteme ait dinamik aralık (Bor 2002)

Bu geniş dinamik aralık doğru kullanıldığında hasta dozunu ciddi şekilde düşürebileceği gibi, aksi durumda da arttırabilmektedir. Konvansiyonel görüntüleme film, hasta dozunu ciddi ölçüde kısıtlayan bir parametredir. Belli bir ışınlama değerinden sonra film üzerindeki optik yoğunluk doyuma gideceğinden yüksek ışınlamalarda görüntü elde edilemez, bu sayede hastaya çok yüksek doz verilmemiş olur. Ancak dijital görüntüleme dinamik aralık geniş olduğundan yüksek dozlarda da hala kullanılabilir görüntüler elde edileceğinden gereksiz yere hastalar yüksek dozlarda ışınlanabilirler (Yüksel 2010).

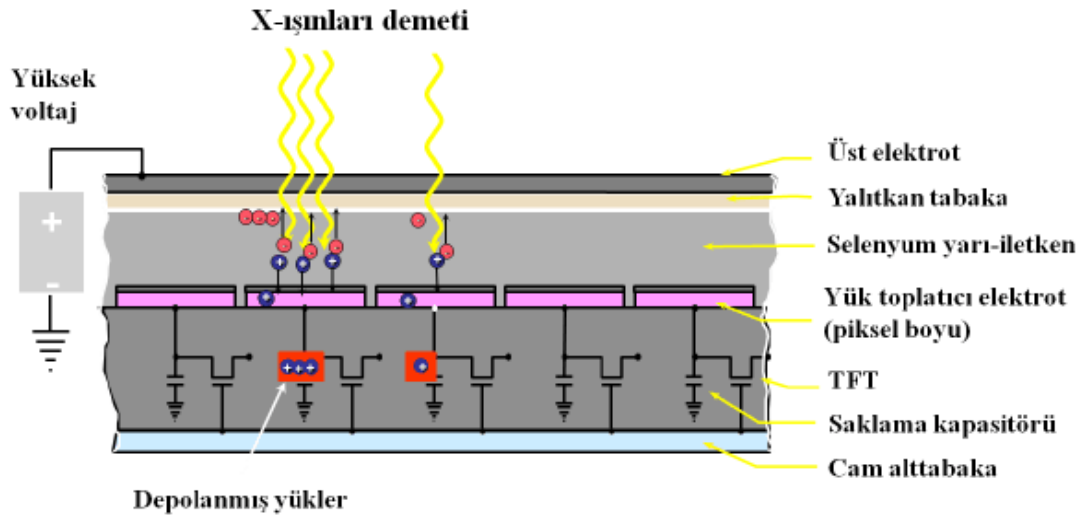
Bunun tam tersi olarak, dinamik aralık çok geniş olduğundan düşük ışınlama şartlarında elde edilen görüntülerde üzerinde yapılan denemeler sonucu hala kabul edilebilir kalitede görüntüler elde edilebilir. Bu da hasta dozunu oldukça düşürmeyi sağlar.

2.3.1 Geniş Alan (Flat Panel) Detektörler

Geniş alan detektörleri direkt ve indirekt olmak üzere iki farklı şekilde tasarlanabilir.

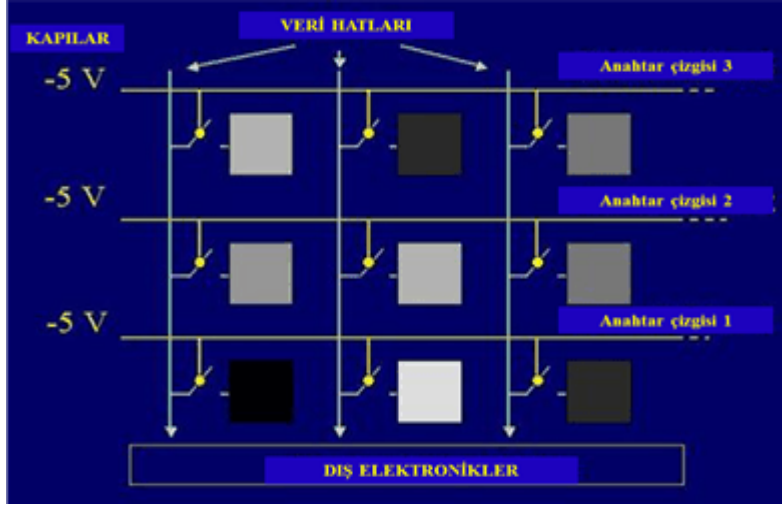
2.3.1.1 Direkt (Doğrudan Çevirimli) Sistemler

Direkt sistemlerde görüntü oluşumu tek bir aşamada meydana gelir. Objeden çıktıktan sonra detektöre ulaşan X-ışınları fotoiletken gelerek elektron deşik çiftlerini meydana getirirler. Foto iletken olarak amorf selenyum (a-Se) kristali kullanılmaktadır.



Şekil 2.8 Direkt sistemlerde sinyal elde edilmesi (Yüksel 2010)

Işınlama gerçekleştirilmeden önce amorf selenyuma bir elektrik alan uygulanmasıyla yüzeye yük kazandırılır. Işınlama ile bu yük dağılımı değişir ve elektronlar yüzeye, deşikler ise derinlere doğru konumlanır. Bu elektronlar elektrotta toplanarak depolanmak üzere ince film transistörlere (TFT) gönderilir (Güllüoğlu 2013).



Şekil 2.9 TFT'lerin dizilimi ve okunması (Bor 2002)

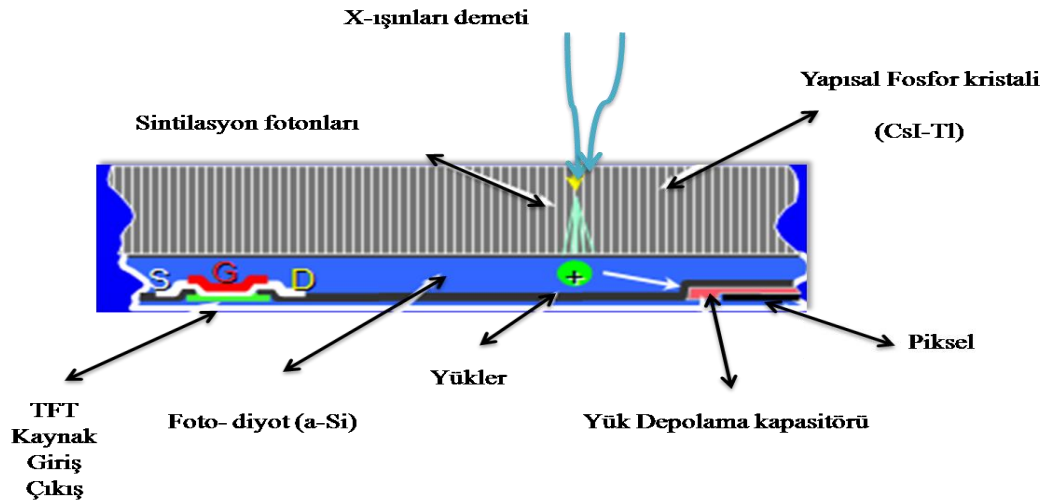
Elektronlar TFT'lerin yapısında bulunan kapasitörlerde toplanır. Okuma yapılacağı zaman, okunmak istenen satırdaki geçitler (gate) TFT'ye ters voltaj uygulanarak kapatılır. Bu sayede yüklerin hareketi sağlanır ve yükler bilgi toplama hattına gönderilir. Bu işlem tüm satırlar için tekrar edilir. Bu okuma sonucu elde edilen sinyaller, puls olarak kayıt edilir. Pulsar analog dijital çevirici (ADC, Analog to Digital Conversion) ile sayısallaştırılarak piksel matrisine çevrilir. Bu matris, dijital olarak işlendikten sonra bir dijital analog çevirici (DAC, Digital to Analog Conversion) yardımıyla matris içindeki her bir piksel sayımına karşılık gelen gri seviyeler belirlenir. Farklı gri seviyeler sayesinde görüntü meydana gelir. Bu görüntü monitöre gönderilir.

2.3.1.2 İndirekt (Dolaylı Çevirimli) Sistemler

İndirekt sistemlerin detektörlerinde sentilasyon kristali, fotodiyot ve TFT'ler bulunmaktadır. Bu sistemlerde yaygın olarak sezyum iyodür (CsI) ya da gadolinyum oksisülfid (Gd_2O_2S) kristalleri kullanılmaktadır. Kullanılan kristaller, ışığı doğrusallaştırarak saçılmayı minimum düzeyde tutmak için iğne yapısı şeklinde tasarlanmış kristallerdir. Oluşan sentilasyon fotonlarını algılayan kısım amorf silisyum kristalidir. a-Si kullanılmasının en önemli avantajları, üretimde katılan safsızlıklar sayesinde fotodiyot görevi görebilmesi ve kristal üzerinde piksel boyutunda

üretilebilmesidir. Bu kristaller radyasyona karşı çok dayanıklıdır. İndirekt sistemlerde, direkt sistemlerden farklı olarak görüntü elde etme işlemi iki aşamada gerçekleşmektedir.

Objeden çıkan X-ışınları sintilasyon kristaline gelir ve kristal ile etkileşmesi sonucunda sintilasyon fotonları oluşur. Bu sintilasyon fotonlarının miktarı gelen radyasyonun şiddetine bağlı olarak değişmektedir. Sintilasyon fotonları amorf silisyum (a-Si) kristalinden yapılmış fotodiyot tarafından algılanmaktadır. Işık fotonları, a-Si içerisinde serbest elektronlar meydana getirirler. Meydana gelen bu elektronlar, a-Si içerisinde bulunan kapasitörlerde depolanırlar. Dışarıdan uygulanan bir elektrik alanının etkisiyle tuzaklanan bu elektronlar, yük taşıyıcılar aracılığıyla TFT'lere gönderilirler ve elektronlar TFT'lerde sinyale dönüştürülürler (Güllüoğlu 2013).



Şekil 2.10 İndirekt sistemlerin çalışma şeması (Güllüoğlu 2013)

Gerekli sinyal işlemlerinden sonra elde edilen pulslar analog dijital çevirici ile sayısallaştırılarak piksel matrisi oluşturulmaktadır. Bu matris, dijital işlemlerden geçer daha sonra bir dijital analog çevirici yardımıyla matris içindeki her bir piksel sayımlarına karşı gelen gri skala seviyeleri piksellere göre ayarlanır ve bu piksel renklerine göre görüntü meydana gelir. Bu görüntü monitöre gönderilir.

2.4 Görüntü Kalitesi

Bir X-ışın sisteminde görüntü kalitesi, ışınlanan objenin kalınlığına, doku farklılıklarına, ışınlanan alanın boyutuna, ışınlama parametrelerine (kVp, mA, s), görüntüleme yöntemine ve sistemin özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Görüntü kalitesini saptamak için kontrast, bulanıklık, gürültü ve uzaysal ayırma gücü incelenmektedir.

2.4.1 Kontrast

Bir objeye yönlendirilen X-ışın demeti, obje ortamında yaptığı etkileşmeler sonucunda çıkışta obje ile ilgili bilgi içerir. Bu bilginin görüntülenebilmesi için X-ışın demeti uygun bir detektöre yönlendirilir.

Radyolojik görüntüleme hastadan çıkan X-ışın demeti, etkileşmelerin olduğu alandaki ışınlama farklılıklarını içeren bir X-ışın görüntüsüdür ve gözle görülemeyen bu öznel görüntünün en önemli özelliği taşıdığı kontrast bilgisidir. Kontrast; noktalar arasında X-ışın miktarındaki farklılıklar olup, etkileşmenin gerçekleştiği vücut kesitinin fiziksel özelliklerine ve X-ışın demetinin giriciliğine bağlıdır (Bor 2002).

2.4.1.1 Kontrast Çeşitleri

X-ışın görüntüsünün oluşumunda farklı kontrastlar ile karşılaşılır. Objenin yapısı ve X-ışın demetinin özelliklerinden oluşan obje kontrastı, hasta çıkışında gözle görülmeyen öznel görüntüye ve sonuçta detektör üzerinde radyografik kontrasta dönüşmektedir. Objeye kontrastı, görüntülenen objenin fiziksel yoğunluğu, kimyasal kompozisyonu (atom numarası) ve obje kalınlığına bağlıdır (Bor 2002).

Hastadaki etkileşmeler sonucunda çıkışta elde edilen, belirli ışınlama farklılıklarını içeren X-ışın demetinin oluşturduğu gözle görülemeyen hayali görüntüdeki kontrasta öznel kontrast adı verilir. Objeye ve çevresindeki dokular arasındaki X-ışın giriciliğinin farklı olması bu kontrasta neden olur. Öznel kontrast, objenin fiziksel (atom ağırlığı, yoğunluk ve kalınlık) ve X-ışın demetinin giricilik (foton enerji spektrumu) özelliklerine bağlıdır (Bor 2002).

Görünür görüntüde ortaya çıkan kontrast ise görüntü kontrastıdır ve grinin farklı tonlarında ifade edilmektedir. Radyografik filmde görüntü kontrastı optik yoğunluk farkları ile dijital sistemlerde ise piksel sayımları arasındaki farktan ortaya çıkar. Objeye kontrastı ve kontrast transfer özellikleri görüntü kontrastını belirler.

2.4.1.2 Kontrastı Etkileyen Parametreler

2.4.1.2.1 X-ışın Demetinin Giricilik Özelliğinin (Foton Enerji Spektrumu)

Kontrasta Etkisi

X-ışınlarının objedeki giriciliği ve sonuçta elde edilen görüntü kontrastı, foton enerji spektrumuna bağlıdır. Birçok sistemde tüp filtrasyonu sabit olduğundan kontrastın kontrol edilmesini sağlayan tek parametre tüpe uygulanan kVp'dir.

Görüntünün oluşumuna hem fotoelektrik hem de Compton etkileşmelerinin katkısı olmaktadır. Eğer kontrast, yoğunluklar farkı nedeniyle ortaya çıkmışsa enerjiye fazla bağımlı değildir. Fotoelektrik etkileşmelerin yoğun olduğu durumlarda kontrast kVp ile büyük değişiklik gösterir.

Radyolojik uygulamalarda görüntü kontrastının ayarlanmasındaki esas faktör kVp seçimidir. Düşük kVp seçiminde demetin ortalama enerjisi azalacağından daha fazla foton ortam tarafında soğurulacaktır ve bunun sonucunda yüksek bir öznel kontrast elde edilecektir. Kontrast seçiminde dikkate alınması gereken bir diğer husus düşük kVp

kullanılarak yapılan incelemelerde artan fotoelektrik etkileşmeler (soğurma) nedeniyle hasta dozunun artmasıdır (Bor 2002).

2.4.1.2.2 Saçılan Radyasyonun Kontrasta Etkisi

Bir X-ışın demeti insan vücuduna girdiği zaman, foton etkileşmelerinin büyük bir kısmı saçılan radyasyonun nedeni olan Compton etkileşmeleridir. Objenin insan vücudu gibi saçıcı bir ortam içinde olması durumunda buradan saçılan ışınların bir kısmı birincil (saçılmamış) demet ile aynı yönde vücuttan çıkarak detektör üzerinde obje görüntüsüne ulaşır ve sonuçta görüntü kontrastı azalır (Bor 2002).

2.4.2 Bulanıklık

İnsan vücudundaki yapıların birbirlerinden farklı kontrasta sahip olmasının yanında, fiziksel boyutları da farklıdır. En küçük objenin görüntülenebilmesi görüntüleme yöntemine ve görüntüleme sistemine bağlıdır ve her bir sistem görüntüleme işlemine bir miktar bulanıklık koymaktadır. Bulanıklık, küçük boyuttaki objelerin görüntü kontrastını ve gözlenebilirliklerini azaltmaktadır. Bulanıklığın etkisi ile keskinlik azalmakta ve ayırma gücü bozulmaktadır (Bor 2002).

2.4.3 Gürültü

Gürültü, görüntü kalitesini etkileyen parametrelerden biridir. Görüntüde obje ile ilgisi olmayan ufak benekler olarak ortaya çıkar. Gürültü, gözlenen ve gözlenemeyen objeler arasındaki sınırı etkiler ve özellikler düşük kontrastlı objelerde gürültünün etkisi daha fazladır.

Görüntüdeki gürültü, film ve ekran kaynaklı olabilir. Filmin yapısından kaynaklanan gürültü, radyografik gürültüyü fazla arttırmaz. Görüntüyü oluşturan gümüş kristallerinin

boyutları son derece ufak olup normal görüntüde ayırt edilmeleri zordur. Görüntü bilgisi içermeyen gümüşlerin de banyo edilmesi film gürültüsünün başka nedenidir. Ekran gürültüsünü ise kuantum ve yapısal gürültüler oluşturmaktadır. Yapısal gürültü, fosfor tabakasının kalınlığındaki değişiklikler ya da fosfor kristallerinin düzensiz birikimi gibi sebeplerden kaynaklanmaktadır. Kuantum gürültü ise üretilen X-ışın foton sayısının rastgele olmasından kaynaklanır. Görüntüleme işleminde gürültünün azaltılması ancak hasta dozunun artmasıyla yani daha fazla X-ışını fotonunun kullanılması ile mümkündür (Bor 2002).

2.4.4 Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü

Ayırma gücü birbirine çok yakın küçük objelerin ayrı ayrı görüntülenebilmesidir. Görüntüdeki bulanıklık ayırma gücünü olumsuz olarak etkilemektedir. Ayırma gücünün ölçülmesinde kullanılan test objesi, aralarında belirli mesafeler olan paralel kurşun şeritlerden yapılmıştır. Bu çizgi ve aralarındaki mesafe birim mesafede çizgi çifti (çç/mm) olarak tanımlanır. Görüntüleme sisteminin ayırma gücü, bu objenin görüntüsünün elde edilmesi ve yüksek frekansın yani birbirinden ayrı görüntülenebilen en yakın çizgi çiftinin belirlenmesi ile ölçülür. Ancak ayırma gücünün bu yöntemle belirlenmesi gözlemcinin algılama yeteneğine bağlı olup objektif değildir. Ayırma gücünün kantitatif olarak saptanması modülasyon transfer fonksiyonunun ölçülmesi ile gerçekleştirilir (Bor 2002).

2.4.4.1 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)

MTF, sistemin ayırma gücünü, frekans uzayında tanımlayan parametredir. Görüntüleme sistemi üzerine gelen farklı frekanslardaki sinyallerin, çıkış genliklerinde meydana gelen azalma olarak ifade edilir.

2.5 Dozimetri

Konvansiyonel radyolojide dozimetri 3 kısımdan oluşmaktadır.

- Hasta giriş dozu
- Organ dozu
- Etkin doz

2.5.1 Giriş Dozu (Entrance dose, ED)

X-ışınlarının hastaya giriş noktasındaki noktasal doz ölçümü uygun bir detektör ile ölçülebilmektedir.

Hasta ya da hasta benzeşimi veren fiziksel bir fantomun yüzeyinde soğurulan doz detektörle ölçülebilmektedir. Hasta üzerinde yapılan ölçümler, hastanın iç kısmından gelen geri saçılmış fotonlardan etkilenmektedir. Havada yapılan ölçümler geri saçılma faktörleri (GSF) ile çarpılmalıdır, ayrıca hava doz ölçümleri (ED) odak-deri mesafesinden (ODM) farklı bir uzaklıkta (L) yapılmış ise ölçüm sonuçları ters kare kanununa göre düzeltilmelidir. Sonuç olarak hasta cilt giriş dozu (entrance skin dose,ESD), Eşitlik 2.2’de verilen formülden hesaplanabilmektedir.

$$ESD = \text{---} \quad \text{Eşitlik 2.2}$$

f , X-ışınlarının havadan dokuya geçişini ifade eden doku faktörüdür, $((\mu/\rho_{\text{doku}}) / (\mu/\rho_{\text{hava}}))$ (doku ve havanın kütle azalım katsayılarının oranıdır) ve diagnostik enerji aralığında yaklaşık 1,06’dır. GSF, geri saçılma faktörüdür ve diagnostik enerji aralığında değeri yaklaşık 1,2-1,4 aralığındadır.

2.5.2 Etkin Doz

Tıbbi teşhis ve tedavi amaçlı incelemelerde hasta dozlarının bilinmesi ile stokastik riskler saptanabilmektedir. ICRP (International Commission on Radiological Protection) bu amaçla etkin doz kavramını tanımlamıştır. ICRP'ye göre radyasyona duyarlı olan on iki organ için soğurulan dozlar ölçülmelidir ve her bir organ için verilen ağırlık faktörleri dikkate alınarak risk hesabında kullanılacak etkin doz bulunmaktadır. Etkin doz, Eşitlik 2.3'de verilen formülden hesaplanmaktadır.

$$E = \sum_T W_T H_T \quad \text{Eşitlik 2.3}$$

W_T ; Organ ağırlık faktörü, H_T ; T organ ya da dokusundaki eşdeğer dozdur.

Eşdeğer dozun, organ ya da dokudaki soğurulan doz (D_{TR}) ile ilişkisi Eşitlik 2.4'te verilmektedir.

$$H_T = \sum_R W_R D_{TR} \quad \text{Eşitlik 2.4}$$

W_R : Radyasyon ağırlık faktörü olup X-ışınları için değeri 1'dir.

Etkin doz ve eşdeğer doz birimleri Sievert'tir. Klinik uygulamalarda etkin dozun kolaylıkla bulunabilmesi için hasta giriş dozu ölçümlerinden etkin dozun bulunabilmesini sağlayacak dönüşüm faktörleri de çıkarılmıştır.

Çizelge 2.1 Organ ağırlık faktörleri (ICRP Publication 103, 2007)

| ORGAN | AĞIRLIK FAKTÖRÜ |
|----------------------|-----------------|
| Gonadlar | 0,08 |
| Kemik iliği | 0,12 |
| Alt sindirim sistemi | 0,12 |
| Akciğer | 0,12 |
| Mide | 0,12 |
| Mesane | 0,04 |
| Meme | 0,12 |
| Karaciğer | 0,04 |
| Özefagus | 0,04 |
| Tiroid | 0,04 |
| Kemik Yüzeyi | 0,01 |
| Deri | 0,01 |

Etkin dozun hesaplanmasında kullanılan organ dozlarının belirlenmesinde fiziksel (rando fantom) ve matematiksel fantomlar (Monte - Carlo Yöntemi) kullanılmaktadır.

2.6 Tez Kapsamındaki Doz Ölçümlerinde Kullanılan Detektör Özellikleri

2.6.1 İyon Odası

İyon odaları değişik enerji ve iyonizasyon yeteneğine sahip gama, beta ve alfa gibi radyasyonları ayırt etmek için kullanılır.

İçerisinde gaz bulunan tüp ve aralarına elektrik alan uygulanabilecek anot ve katot adını taşıyan iki elektrottan meydana gelmektedir. Gelen radyasyon, gaz atomları ile etkileşerek atomik uyarma ve iyonizasyona neden olur ve enerjisini kaybeder. İyonizasyon sonucunda oluşan serbest elektronlar ve pozitif iyonlar, elektrotlar arasına

uygulanan alanın etkisi ile anot ve katoda ulaşarak bir iyon akımı oluşturur. Bunun sonucunda oluşan pulslar ile radyasyon ölçümü sağlanır. Uygulanan yüksek gerilim ile elektrik alan doğru orantılıdır. Ayrıca devre üzerinden geçen akım miktarı tüp üzerine düşen radyasyon miktarı ile doğru orantılıdır (Bor 2009).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada; farklı boyuttaki hastaları temsil eden PMMA, vücuttaki belirli bölgeleri temsil eden ANSI fantomlar ve standart bir hastayı temsil eden hümanoid fantomlarda EUR16260'da belirtilen parametrelere ve klinikte kullanılan parametrelere uygun olacak şekilde hasta dozu ve görüntü kalitesi ölçümleri yapılmıştır.

Yapılan bu ölçümlere göre film-ekran ve dijital sistemler karşılaştırılmıştır. Ayrıca kullanılan ANSI fantomların PMMA eşdeğeri bulunarak farklı kalınlıkta kullanılan PMMA tabakaları arasında ve aynı bölgeleri temsil eden hümanoid fantom ile ANSI fantom arasında bir kıyaslama yapılmıştır.

Ayrıca kullanılan görüntü kalitesi fantomlarının değerlendirme sonuçlarındaki değişime göre film-ekran ve dijital sistemlerdeki görüntü kalitesini en iyi yansıtan test fantomu belirlenmiştir.

3.1 Ölçümlerde Kullanılan X-ışın Sistemi, Detektörler ve Diğer Donanımlar

3.1.1 Konvansiyonel X-ışın Sistemi

İnsan benzeşimi fantomlarında (PMMA, ANSI, rando, toraks ve diz) doz ölçümü ve görüntü kalitesi değerlendirmesi yapmak üzere Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan GE Silhouette VR konvansiyonel X-ışın sistemi kullanılmıştır.

Konvansiyonel X-ışın sisteminin genel özellikleri;

Kurulum Tarihi: 2008
X-ışın Jeneratörü: GE Silhouette VR jeneratör, 3 fazlı yüksek frekans
Model: DIA150KV
Seri No: H95636
Üretim Tarihi: 09.2007
Güç: 50 kW
kV Aralığı:40-150 kV
mA Aralığı: 10 - 630 mA
X-ışın Tüpü: Marka: Varian
Model: 2226680
Seri No: 54146HL6
Üretim Tarihi: 05.2007
Odak Nokta Boyutu (mm): 0.6 - 1.2
Anot Materyali: Tungsten
Anot Açısı: 12°
Doğal Filtrasyon: 0.6 mm Al
Ek Filtre: 1 mm Al
HVL: 3.47 mm Al / 80kVp



Şekil 3.1 Konvansiyonel X-ışın sistemi

3.1.2 Detektörler

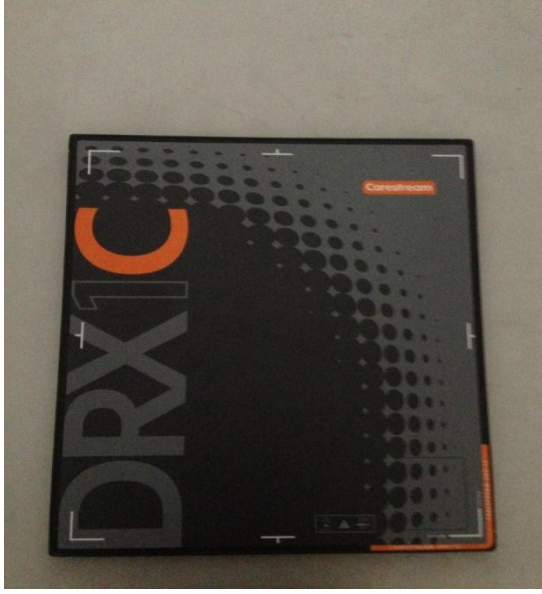
3.1.2.1 İyon odaları

Tez kapsamında alınan doz ölçümlerinde RadCal marka iyon odaları kullanılmıştır. Giriş dozları için 6cc iyon odası, çıkış dozları için de 60cc iyon odası kullanılmıştır. Bu iyon odalarının özellikleri:

| | | |
|------------------|---------------------|-------------------------------------|
| 6cc İyon Odası: | S/N: | 16446 |
| | Doz Aralığı: | Min: 0.01µGy Max: 600 Gy |
| | Doz Hızı Aralığı: | Min: 0.1 µGy/dk Max: 7.4Gy/dk |
| | Enerji Bağımlılığı: | 20 keV-1.33 MeV Arasında ±%5 |
| 60cc İyon Odası: | S/N: | 9638 |
| | Doz Aralığı: | Min: 1 nGy Max: 60 Gy |
| | Doz Hızı Aralığı: | Min: 0.01 µGy/dk Max: 730 mGy/dk |
| | Enerji Bağımlılığı: | 20 keV- 1.33 MeV Arasında ±%5 |

3.1.2.2 Dijital Detektör

Tüm dijital görüntülerin elde edilmesinde Carestream DRX-1C marka dijital detektör kullanılmıştır. Bu detektörün genel özellikleri,



Şekil 3.2 Dijital detektör

| | |
|---------------------------------------|-----------------------------------|
| Markası: | Carestream DRX-1C |
| Modeli: | DRX-1C Sistem Detektör (İndirekt) |
| Seri No: | 113500133845 |
| Üretim Tarihi: | 08.2011 |
| Voltaj Aralığı: | 12V-18V, 3A |
| ETA Sertifika No: | 170/2009/WROL |
| CMIT ID: | 2009AJ5898 |
| Detektör Boyutu: | 35x43 cm |
| Piksel Sayısı: | 2560x3072 |
| Görüntülenen Alandaki Piksel Sayısı: | 2544x3056 |
| Piksel Boyutu: | 139 µm |
| TFT (Thin Film Transistor) Malzemesi: | a-Si(amorf silikon) |
| Kristal: | CsI |

| | |
|------------------|------------------------------------|
| Batarya 1: | Carestream DRX-1C sistem bataryası |
| Seri No: | 341100124 |
| Üretim Tarihi: | 25.08.2011 |
| Çalışma Voltajı: | 14,8V |
| Batarya 2: | Carestream DRX-1C sistem bataryası |
| Seri No: | 391100147 |
| Üretim Tarihi: | 26.09.2011 |
| Çalışma Voltajı: | 14,8V |

3.1.3 Radyografik X-ışın Filmi

Film-kaset sistemi ile yapılan ışınlamalarda Agfa-ORTHO CP-GU filmi kullanılmıştır. 35 x 43 boyutlarında, 400 hızlı, çift yüzü emülsiyonlu ve yeşil ışığa duyarlıdır.

3.1.4 Radyografik Ekran

Film-kaset sistemi ile yapılan ışınlamalarda 35 x 43 boyutlarında ve 400 hızlı radyografik sistemlere uygun olarak üretilmiş AGFA CP kasetleri kullanılmıştır.

3.1.5 Film Banyo Sistemi

Filmler Protec marka Optimax 2010 model film banyo sistemi ile banyo edilmiştir. Sistemin tazeleme hızı standart olarak belirtilen 600 ml/m²'e ayarlanmıştır. Filmler 33°C 'de 90 saniye banyo edilmiştir. Film banyo günlük testinde, film ışık sensitometresi ile ışınlanıp banyo edildikten sonra taban+sis seviyesi değeri için ışınlanmamış kısımdan, hız için 11. basamaktan ve kontrast değeri için 9-13. basamaklardan densitometre ile optik yoğunlukları ölçülmektedir. 9 ve 13. basamaklardan ölçülen optik yoğunluk değerlerinin farkı kontrast değerini vermektedir.

3.1.6 Işık Sensitometresi

Film banyo sisteminin günlük kalite kontrolü Fluke markalı 07-417 model dual color electronic sensitometresi ile yapılmıştır. 21 basamaktan oluşan sensitometrinin yeşil (520nm±10nm) ve mavi (455 nm ± 10 nm) olmak üzere iki farklı renk ışık kaynağı vardır. Sensitometrinin her basamağı bir önceki basamağın geçirdiği ışığın %70'ini geçirmektedir. Bu nedenle ışınlama skalasındaki her basamak logaritmik olarak 0,15 (Log(70/100)) olarak değişmektedir (Akdur 2012).

3.1.7 Densitometre

Bu çalışmada uygun optik yoğunluğundaki filmlerin belirlenmesinde ve film banyo sisteminin günlük kalite kontrolünde film üzerinde oluşan optik yoğunluk değerleri Fluke marka Handheld Deluxe Digital Clamshell Densitometer 07-443 model densitometre ile okunmuştur. Ölçüm aralığı 0 ile 5,0 OD arasında olan densitometrenin doğruluğu ±0,02 OD ve tekrarlanabilirliği ±0,01 OD'dir (Akdur 2012).

3.1.8 Film Dijitizasyon Sistemi

Organ fantomlarında alınan film görüntülerini sayısallaştırmak için 'Vidar system corporation' tarafından radyografi ve mamografi için tasarlanan sistem kullanılmıştır.

Sistemin genel özellikleri:

| | |
|------------------|--------------------------|
| Modeli: | Diagnostic Pro Advantage |
| Seri No: | 350774 |
| Voltaj Aralığı: | 100 – 240 Volt |
| Akım Aralığı: | 0,75 – 1,5 Amper |
| Frekans Aralığı: | 47 – 63 Hz |



Şekil 3.3 Film dijitalizasyon sistemi

3.1.9 İnsan benzeşiminde kullanılan fantomlar

İnsan organlarının benzeşimini veren 3 tip fiziksel fantom kullanılmıştır.

1-Farklı kalınlıklarda homojen tabakalar,

2-PMMA, alüminyum ve hava katmanından oluşan ANSI fantomları (AAPM Reports No:31)

3-Hümanoid fantomlar (TRS 457)

- Rando (kafatası, bel, pelvis, abdomen), toraks ve diz fantomları

3.1.9.1 PMMA (Polymethyl Methacrylate, Polimetil Metakrilat)

Farklı yaş ve boyutta hastaları temsil etmek üzere farklı kalınlıkta PMMA tabakaları kullanılmıştır. Kullanılan PMMA'nın yoğunluğu $1,18 \text{ g/cm}^3$ olup boyutları $25 \times 25 \text{ cm}^2$ 'dir. Ticari ismi pleksiglas olarak geçer ancak piyasada birçok farklı isimle de adlandırılır. Bunlar: Akriolik (Acrylite), Lusit (Lucite), Pleksiglas (Plexiglas), Optiks (Optix), Perspeks (Perspex), Oroglas ve Altuglas.



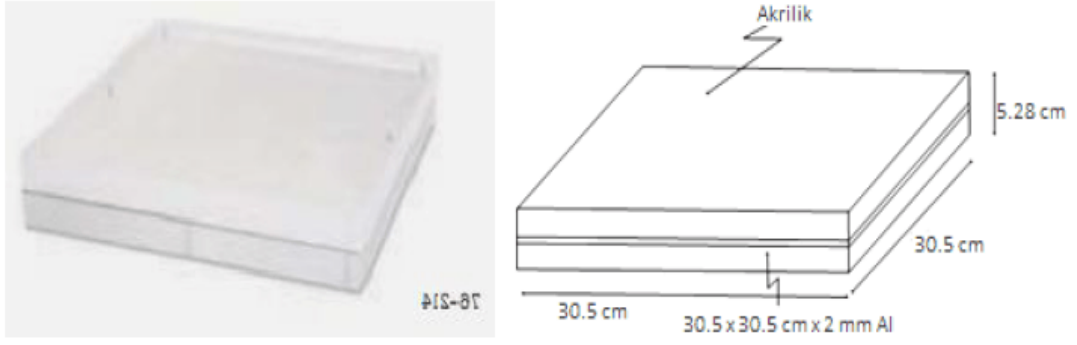
Şekil 3.4 PMMA (Polymethyl methacrylate, Polimetil metakrilat)

3.1.9.2 ANSI (American National Standards Institute, Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü) Fantomu

AAPM' in 31. Numaralı, Diagnostik X-ışın Işınlama Ölçümlerinde Kullanılan Standart Metotlar Raporu'nda insan vücudundaki farklı organları temsil eden fantomlar tanımlanmıştır. Bu fantomlar; kafatası, göğüs, bel ve el-ayak (ekstremit) organlarına karşılık gelecek şekilde farklı kalınlıklardaki akrilik malzemeler, Al plakaların kombinasyonları ve aradaki hava boşluğundan oluşmuşlardır.

a) ANSI ekstremit fantomu

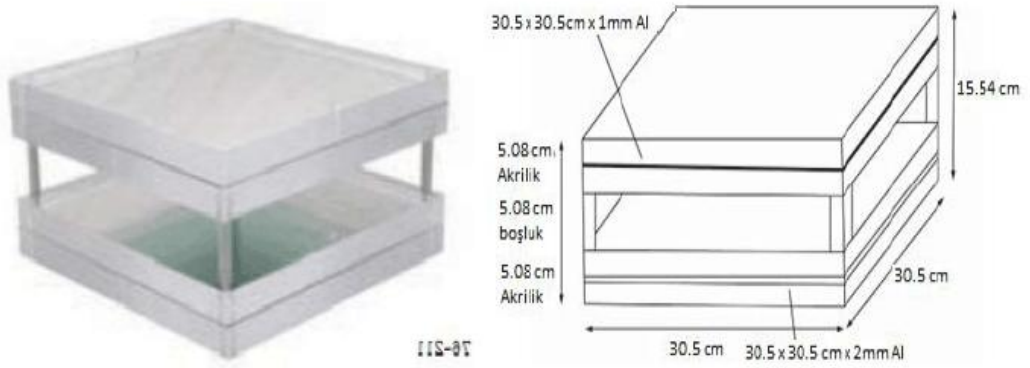
El ve ayak fantomu, 2 adet 30,5 cm x 30,5 cm x 2,54 cm ebatlarındaki akrilik arasına 30,5 cm x 30,5 cm x 2 mm ebatlarındaki Al plaka yerleştirilerek elde edilir.



Şekil 3.5 ANSI el ve ayak (ekstremiteler) fantomu

b) ANSI göğüs fantomu

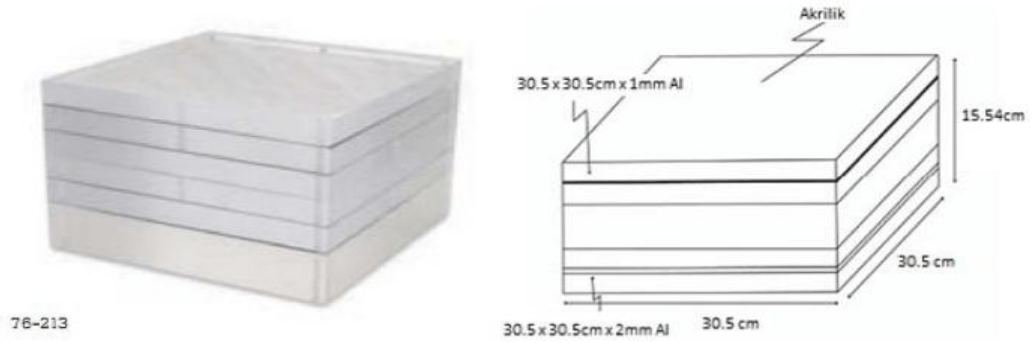
Göğüs fantomu, arasına 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki Al plakalar yerleştirilen 2'şer adet 30,3 cm x 30,5 cm x 2,54 cm boyutlarındaki akriliğin arasında 5,08 cm hava boşluğu bırakılarak elde edilir.



Şekil 3.6 ANSI göğüs fantomu

c) ANSI kafatası fantomu:

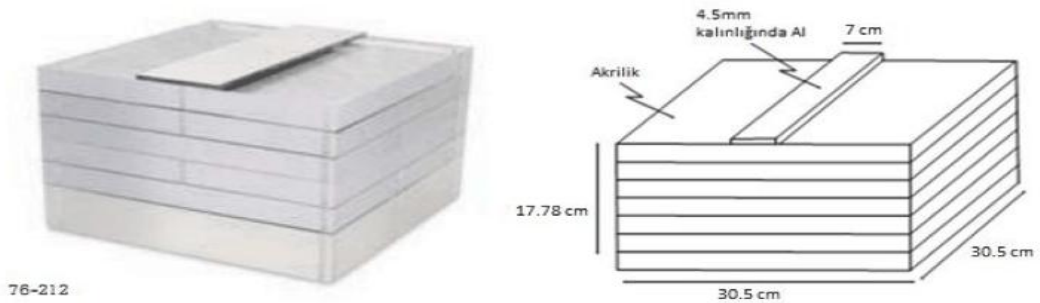
Kafatası fantomu, 4 adet 30,5 cm x 30,5 cm x 2,54 cm boyutlarında akrilik, 1'er adet 2 mm'lik ve 1 mm'lik Al plakalardan ve 1 adet 30,5 cm x 30,5 cm x 5,08 cm boyutlarında akrilikten meydana gelir.



Şekil 3.7 ANSI kafatası fantomu

d) ANSI bel fantomu

Bel fantomu, 30,5 cm x 30,5 cm x 17,78 cm boyutlarında akrilik üzerine yerleştirilen 30,5 cm x 7 cm x 4,5 cm boyutlarında Al ile elde edilir.



Şekil 3.8 ANSI bel fantomu

3.1.9.3 Rando Fantom

İnsanı temsil eden rando fantom, yapısında kemik ve yumuşak dokuyu bulundurmaktadır. Fantom, farklı boyutlardaki kesitlerden oluşmaktadır. Bu kesitlerde bulunan deliklere yerleştirilen TLD 'ler ile organ dozu ölçümüne imkan sağlanmaktadır. Bu çalışmada fantom, doz ölçümü ve görüntü kalitesi değerlendirmesinde farklı bölgelerde kemik ve yumuşak doku kontrast hesaplamaları için kullanılmıştır.



Şekil 3.9 Rando fantom

3.1.9.4 Toraks Fantom

Fluke LC 1060 markalı akciğer ve diyafram kısmı çıkabilme özelliğine sahip bir fantomdur. Yapısında kemik ve damarsal yapıları bulunduran fantomda ayrıca farklı büyüklüklerde ve kontrastlarda lezyonlar bulunmaktadır (Demirkaya 2010). Bu fantom, doz ölçümü ve görüntü kalitesi değerlendirmesinde kemik ve yumuşak doku arasındaki kontrast karşılaştırmaları için kullanılmıştır.



Şekil 3.10 Toraks fantom (Demirkaya 2010)

3.1.9.5 Diz Fantomu

Opak malzeme ile kaplanmış kemik dokusu görülebilen fantomdur.



Şekil 3.11 Diz fantomu (Demirkaya 2010)

3.1.10 Görüntü Kalite Kontrol Fantomları

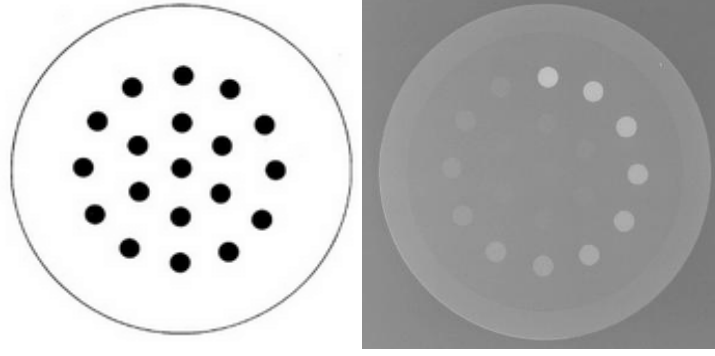
3.1.10.1 LCD4 (Low Contrast Detail) Fantom

LCD4 fantomu alçak kontrast ayırma gücü testinde kullanılır. LCD4 fantomu kullanılarak yapılan test ile sistemin düşük kontrasttaki objeleri ayırma gücü belirlenir. LCD4 test fantomu 11,1 mm çaplı, farklı obje kontrastı oluşturacak şekilde bir seri diskten oluşur.

Görüntü kalitesi değerlendirmesi için birden fazla gözlemcinin olması daha iyidir. Fantomda bulunan disklerin 70 kVp ve 1 mm Cu kullanılarak ölçülmüş % kontrast değerleri LCD 4 fantomunun el kitabından alınarak Çizelge 3.1’de verilmiştir. İyi bir sistem için düşük kontrast hassasiyeti (sisteme 261 nGy.s^{-1} ya da $30 \text{ } \mu\text{R.s}^{-1}$ verildiğinde) yaklaşık %3’ten (11 detay) kötü olmamalıdır (Olgar 2005).

Çizelge 3.1 LCD4 fantomunda bulunan disklerin kontrast değerleri (70 kVp+1 mm Cu)

| Disk Numarası | %Kontrast(\approx) | Disk Numarası | %Kontrast(\approx) |
|---------------|------------------------|---------------|------------------------|
| 1 | 14.80 | 11 | 2.49 |
| 2 | 12.80 | 12 | 2.15 |
| 3 | 10.90 | 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 | | |



Şekil 3.12 LCD4 fantom görüntüsü

3.1.10.2 TCD4 (Threshold Contrast Detail Detectability) Fantom

TCD4 fantomu eşik kontrast ayrını deteksiyon testinde kullanılır. TCD4 fantomu kullanılarak yapılan test ile sistemin belirli detay boyutları ve kontrast aralığı için cevabı belirlenir. TCD4 test fantomu çeşitli malzeme, kalınlık ve 0,25 mm'den 11,1 mm'e kadar olan çaplarda diskleri içerir ve bu diskler perspex bir tabana yerleştirilmiştir.

TCD4 fantomu kullanılarak alınan görüntüler değerlendirilerek $-\log(\text{kontrast})$, $-\log(\text{çap})$ grafiği çizilir ve sistem performansının iyi bir göstergesi olarak kabul edilen kontrast-ayrıntı diyagramı ortaya çıkar. Fantomda bulunan disklerin 70 kVp ve 1 mm Cu kullanılarak ölçülmüş detekte edilebilir eşik % kontrast değerleri TCD 4 fantomunun el kitabından alınarak Çizelge 3.2'de verilmiştir (Olgar 2005).

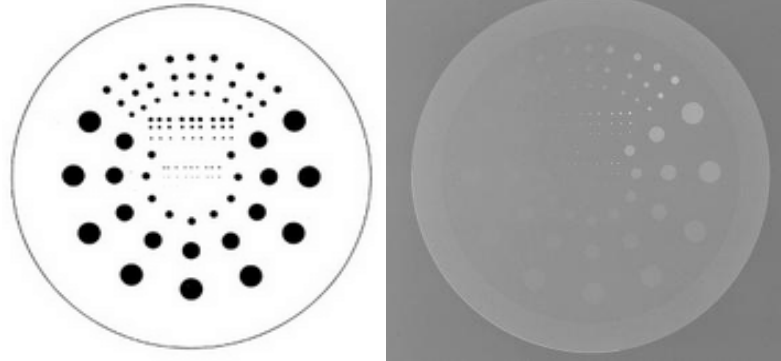
TCD4 test fantomunda bilgi, kontrast ayırma gücü diyagramı ya da daha yaygın olarak log-log skalasında detay alanının karekökünün bir fonksiyonu olan threshold detection index 'i (H_T) grafiksel olarak verilir.

Çizilen H_T eğrileri, eğrinin konumu ve şekli göz önünde bulundurularak sistemin görüntüleme performansı ile ilgili genel bir değerlendirme yapılmasına olanak sağlar.

HT(A)'nın en yüksek değeri, diğer gruplara göre daha kolay görülebilen detay boyutundadır. (Evans et al. 2004)

Çizelge 3.2 TCD4 fantomundaki disklerin % kontrast değerleri (70 kVp+1 mm Cu)

| | | Ayrıntı Numarası | | | | | | | | |
|------|---------|--|-------|-------|-------|------|-------|-------|-------|-------|
| | | ----Yüksek Kontrast-----Düşük Kontrast---- | | | | | | | | |
| Sıra | Çap(mm) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
| A | 11,1 | 0,067 | 0,045 | 0,032 | 0,021 | 0,02 | 0,011 | 0,008 | 0,06 | 0,04 |
| B | 7,9 | 0,067 | 0,045 | 0,032 | 0,021 | 0,02 | 0,011 | 0,008 | 0,06 | 0,04 |
| C | 5,6 | 0,067 | 0,045 | 0,032 | 0,021 | 0,02 | 0,011 | 0,008 | 0,06 | 0,04 |
| D | 4,0 | 0,128 | 0,087 | 0,067 | 0,045 | 0,03 | 0,021 | 0,015 | 0,011 | 0,008 |
| E | 2,8 | 0,128 | 0,087 | 0,067 | 0,045 | 0,03 | 0,021 | 0,015 | 0,011 | 0,008 |
| F | 2,0 | 0,128 | 0,087 | 0,067 | 0,045 | 0,03 | 0,021 | 0,015 | 0,011 | 0,008 |
| G | 1,4 | 0,238 | 0,167 | 0,128 | 0,087 | 0,07 | 0,045 | 0,032 | 0,021 | 0,015 |
| H | 1,0 | 0,238 | 0,167 | 0,128 | 0,087 | 0,07 | 0,045 | 0,032 | 0,021 | 0,015 |
| J | 0,7 | 0,238 | 0,167 | 0,128 | 0,087 | 0,07 | 0,045 | 0,032 | 0,021 | 0,015 |
| K | 0,5 | 0,954 | 0,726 | 0,573 | 0,360 | 0,24 | 0,167 | 0,128 | 0,087 | 0,067 |
| L | 0,35 | 0,954 | 0,726 | 0,573 | 0,360 | 0,24 | 0,167 | 0,128 | 0,087 | 0,067 |
| M | 0,25 | 0,954 | 0,726 | 0,573 | 0,360 | 0,24 | 0,167 | 0,128 | 0,087 | 0,067 |

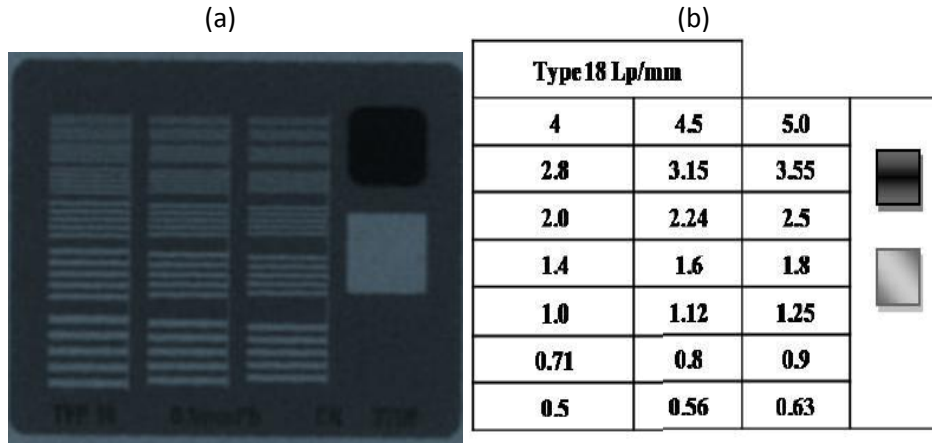


Şekil 3.13 TCD4 fantom görüntüsü

3.1.10.3 Huttner Deseni

Yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü test objesi, sistemlerin uzaysal ayırma gücünün görsel olarak değerlendirilmesinde kullanılır (IPEM Report 32 part II). Huttner test deseni 100 μm kalınlığında kurşun tabaka ile $0,5 \text{ mm}^{-1}$ 'ten 5 mm^{-1} 'e kadar çeşitli uzaysal frekansa sahip çizgi çiftlerinden oluşur.

Filtrasyonsuz, düşük kVp'de (40-60) kullanıldığında % 100 'e yakın bir kontrast verir. Bu nedenle mümkün olduğunca düşük kVp seçilerek ışınlama yapılır, ayırt edilebilen çizgi çifti belirlenir ve belirlenen çizgi çiftinin grup numarasına göre tablodan çç/mm bulunur. Şekil 3.14'de test fantomu görüntüsü ve uzaysal ayırma gücü değerleri (çç/mm) verilmiştir (Olgar 2005).



3.1.10.4 CDRAD (Contrast Detail Phantom) Fantomu:

CDRAD fantom, 10mm kalınlığında (265 x 265 mm) pleksiglas bir plakadan oluşur. Plaka, tam çapı ve derinliği olan silindirik delikleri içerir. X-ışın görüntüsü 15 sütun ve 15 satır halinde düzenlenmiş 225 kareyi gösterir. Her bir karede 1 ya da 2 delik mevcuttur. İlk 3 satırda sadece 1 delik varken diğer satırlarda, her karenin merkezinde ve rastgele seçilen bir köşesinde olmak üzere 2 özdeş delik vardır. Bir satır boyunca

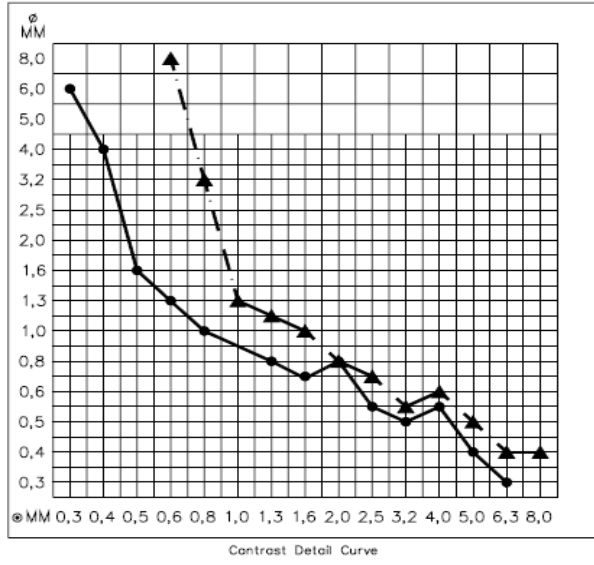
delik çapı sabitken, derinlik eksponansiyel olarak artar. Bir sütunda ise delik derinliği sabitken çap eksponansiyel olarak artmaktadır.

CDRAD fantom görüntüsü alındıktan sonra görüntü, fantomun kullanım kılavuzunda belirtildiği gibi görsel olarak değerlendirilir ve her çapa karşılık derinlik yani kontrast detay grafiği çizilir. (Contrast detail curve)

CDRAD fantomu kullanılarak alınan görüntülerde görüntü kalitesini belirleyen 2 değer vardır. Bunlar; doğru gözlem oranı (correction observer ratio) ve görüntü kalite değeri (image quality figure, IQF) değerleridir.

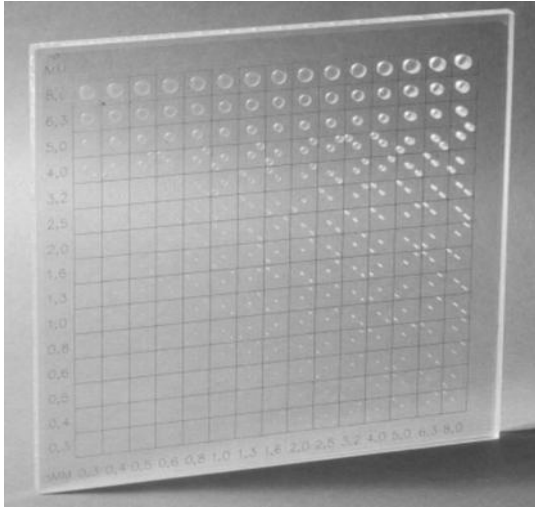
Doğru gözlem oranı değerinde gözlenen her deliğin etkisi birbiri ile aynıdır. Fakat klinikte küçük çap ve düşük kontrastlı yapıların gözlenebilmesi daha önemlidir. Bunu yansıtan ise IQF değeridir. Görüntüleme sisteminin deteksiyon etkinliğinin artması ile gözlenen deliklerin derinlik ve çaplarının eşik değerleri küçüldüğünden IQF değeri daha da küçük olur. Dolayısıyla IQF'in en küçük değeri en iyi görüntü kalitesini temsil etmektedir. Fakat artan görüntü kalitesi ile birlikte IQF değerinin azalması terminolojik olarak tercih edilmediğinden görüntü kalitesinin artışı ile artacak şekilde IQF_{inv} değeri yani IQF'in tersi kullanılmaktadır.

Şekil 3.15'teki kontrast-detay grafiğinde görüldüğü gibi karşılaştırılan eğrilerden hangisi daha iyi performans gösteriyorsa ona göre grafiğin sol tarafında yer alır.

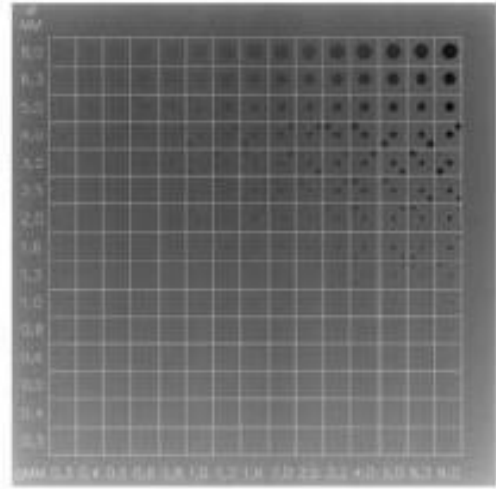


Şekil 3.15 Kontrast–detay grafiği

(a)



(b)



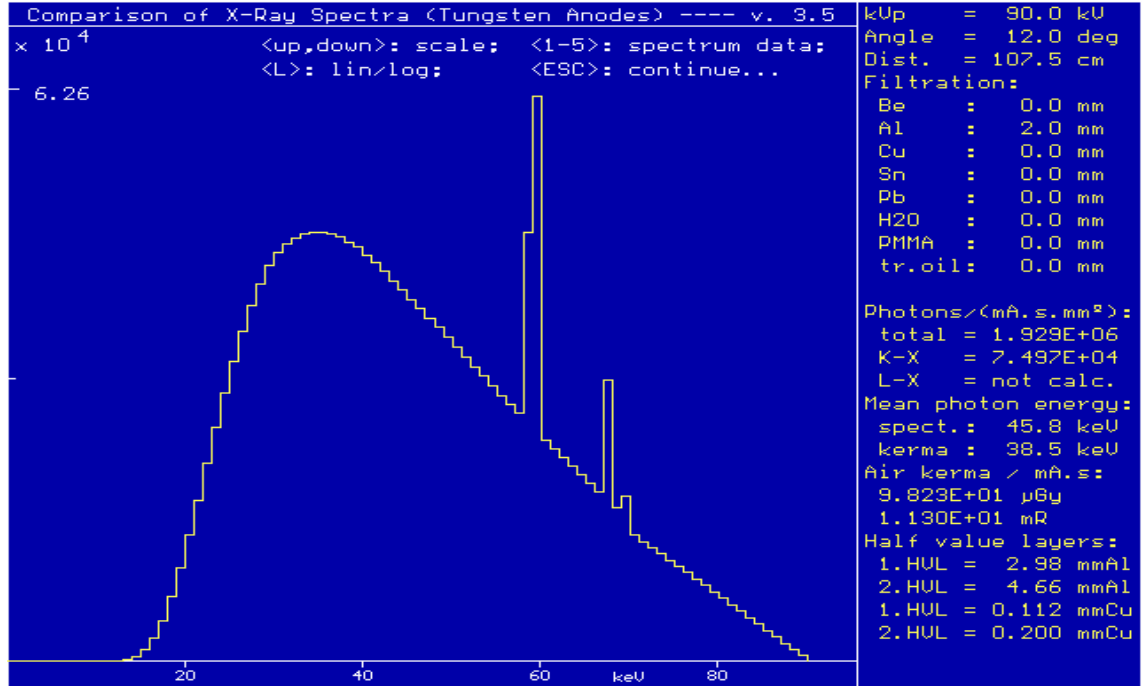
Şekil 3.16 (a) CDRAD fantomu (b) CDRAD fantom görüntüsü

3.1.11 Tez Kapsamında Kullanılan Yazılımlar

3.1.11.1 Xcomp5r

Yazılımın kullanım amacı, saçılan ışınların etkisi olmadan X-ışın spektrumunun benzeşimini elde etmektir. Bu sayede tez kapsamında kullanılan ANSI fantomların, eşdeğer PMMA kalınlıkları bulunmuştur. X-ışın spektrumunun benzeşimini elde etmek için uygun kVp değeri, X-ışın tüpü anot açısı, odak-detektör mesafesi ve kullanılan filtreler (Be, Al, Cu, Sn, Pb, H₂O ve PMMA) yazılımda belirtilen yerlere girilir.

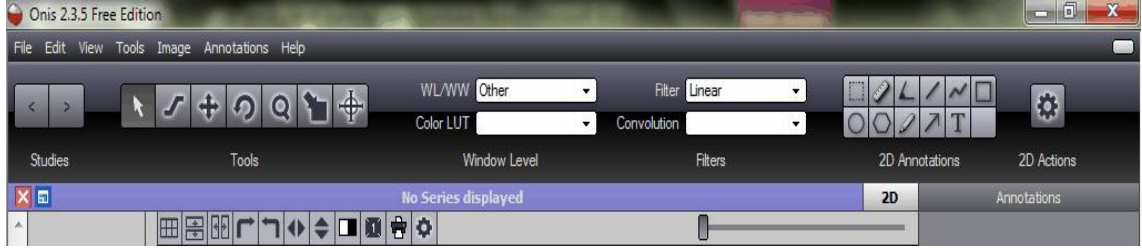
Xcomp5r yazılımında hedef madde olarak sadece tungsten kullanılır. Tüp voltajı 20-150 kV, X-ışın tüpü anot açısı 0⁰-45⁰, odak-detektör mesafesi 8-1000 cm ve filtre kalınlıkları ise 0-300 mm arasındadır. Yazılım kullanıcıya toplam foton sayısı, K-X ve L-X foton sayıları (mA.s.mm²), spektrumun ortalama enerjisi (keV), hava kerma/mA.s (μGy), Alüminyum ve bakır için 1.HVL ve 2.HVL bilgilerini verir. Yazılımdan elde edilen spektrum örneği Şekil 3.17’de gösterilmiştir.



Şekil 3.17 Xcomp5r yazılımdan elde edilen spektrum örneği

3.1.11.2 ONIS

LCD4 ve rando fantomdan alınan görüntüler üzerinde farklı bölgelerden ilgi alanı (ROI) seçerek kontrast hesaplaması yapmak için ONIS programı kullanılmıştır. ONIS programı DICOM görüntülerin gösterilmesini sağlar.



Şekil 3.18 ONIS programı ana menüsü

3.1.11.3 ImageJ

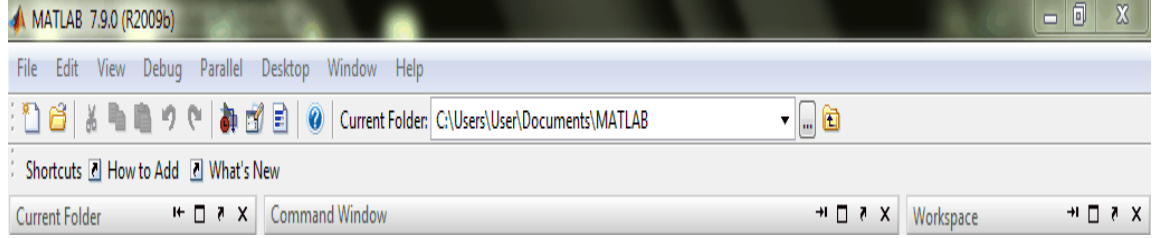
ImageJ programı alınan görüntülerin görsel değerlendirilmesi için kullanılmıştır. ImageJ kullanılarak görüntüler üzerinde birçok görüntü işleme teknikleri uygulanabilmektedir. Ayrıca görüntü üzerinde birçok matematiksel işlem ve sayısal analiz yapılabilmektedir. Şekil 3.19'da programın ana menüsü gösterilmiştir.



Şekil 3.19 ImageJ programının ana menüsü

3.1.11.4 MATLAB

MathWorks tarafından geliştirilen program TCD4 fantom görüntülerinin değerlendirilmesi sonucu elde edilen HT grafiklerinin fit edilmesi amacıyla kullanılmıştır. Şekil 3.20’de programın ana menüsü gösterilmiştir.



Şekil 3.20 MATLAB programının ana menüsü

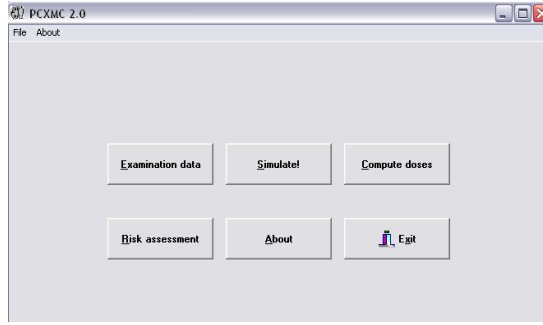
3.1.11.5 PCXMC

PCXMC, diagnostik X-ışın incelemelerinde hastada soğurulan dozu ve etkin dozu hesaplamada kullanılan bilgisayar tabanlı bir Monte Carlo programıdır. Bu çalışmada rando ve toraks fantomda alınan ölçümler kullanılarak etkin dozun hesaplanmasında kullanılmıştır. Aşağıda belirtilen veriler programa girilerek etkin doz hesaplaması yapılmaktadır (Tapiovaara 2006).

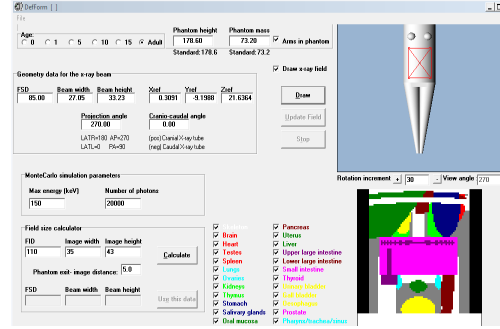
- Hasta ve ışınlama geometrisi verileri: Yaş, boy, kilo, Odak-cilt mesafesi (FSD), alan boyutu ve projeksiyon.
- Spektrum verileri: kV, anot açısı, filtre materyali ve kalınlığı
- Doz ölçüm verileri: Doz alan çarpımı (DAP), giriş hava kerma ya da mAs.

Şekil 3.21’de programın ana menüsü ve yapılan inceleme ile ilgili bilgilerin girildiği sekmeler gösterilmiştir.

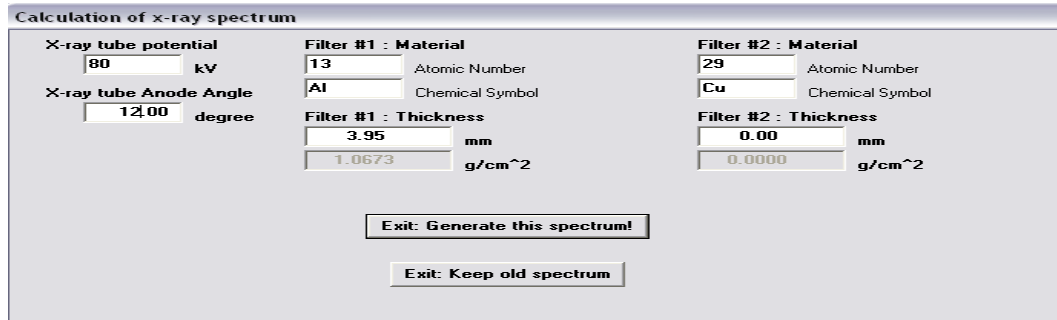
(a)



(b)



(c)



Şekil 3.21 (a) PXMC programının ana menüsü, (b) Examination data, (c) Compute dose (calculation of x-ray spectrum) sekmesi

3.2 Tez Kapsamında Alınan Ölçümler

3.2.1 Doz ve Görüntü Kalitesi Ölçümlerinde Kullanılan Işınlama Parametreleri

Tez kapsamında alınan ölçümlerde organ fantomları adı altında farklı yaş ve boyutta hasta gruplarını temsil etmek için 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm ve 25 cm kalınlıklarında PMMA, vücudun farklı bölgelerine karşılık gelen ANSI fantomlar (ekstremiteler, göğüs, kafatası, bel), diz fantomu, toraks fantom ve rando fantom kullanılmıştır.

Organ ve hümanoid fantomlarda, doz ve görüntü kalitesi ölçümlerinde kullanılan ışınlama parametreleri, European Commission (EUR) tarafından hazırlanan 16260 numaralı protokolü 'European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic

Radiographic Images' esas alınarak ayarlanmıştır (EUR 16260 EN). Ayrıca kullanılan kVp değerlerinin hem klinikte uygulanan değerlere hem de EUR 16260 protokolüne uygun olması açısından 3 farklı kVp değeri belirlenmiştir. Tez kapsamında kullanılan kVp'ler Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Ölçümlerde otomatik ışınlama kontrolü (AEC) kullanılmıştır ve AEC merkez detektörü seçilmiştir. ANSI göğüs fantomunda ve toraks fantomda alınan ölçümlerde ise EUR 16260'da önerildiği gibi AEC sağ detektör seçilmiştir.

Yapılan ışınlamalarda X-ışın tüpü – masa mesafesi maksimum olacak şekilde ayarlanmıştır. Görüntü alırken film kaset sistemi ve dijital detektör bucky'e yerleştirilmiştir. Toraks fantom ölçümlerinde ise duvar bucky kullanılmıştır.

Görüntü kalitesi için yapılan ışınlamalar film kaset sisteminde ve dijital sistemde yapılmıştır. Dijital detektör ile görüntü alınırken EVP (Enhanced Visualization Processing) algoritmasının obje kontrastına olan etkisini görmek için görüntüler hem işlenmiş görüntü modu hem de işlenmemiş görüntü (Pattern) modunda alınmıştır. Ayrıca alınan film görüntüleri, film dijitalizasyon sisteminde sayısallaştırılmıştır.

Film-kaset sistemi kullanılarak alınan ölçümlerde optimum görüntü kalitesi için 1,40 optik yoğunluk değerine en yakın değer ayarlanmaya çalışılmıştır. Bunun için AEC yoğunluk basamaklarından (-2, -1, 0, +1, +2) uygun olanı belirlenmiştir. Ayrıca elde edilen optik yoğunluk değerlerinin değişmemesi için film banyo sisteminin kararlı olup olmadığını kontrol etmek amacıyla ölçümlere başlamadan önce bölüm 3.1.5'te belirtildiği şekilde günlük test yapılmıştır. Dijital sistemde yapılan ışınlamalarda ise, film kaset sisteminde yaklaşık 1,40 optik yoğunluğu verecek şekilde ayarlanan parametreler kullanılmıştır.

Dijital sistemde işlenmiş görüntüler klinik protokollere göre alınmıştır. Xcomp5r programı kullanılarak ANSI fantomlar için eşdeğer PMMA kalınlıkları hesaplanmıştır. Çizelge 3.4'te eşdeğer PMMA kalınlıkları verilmiştir. Buna göre aynı ya da birbirine

yakın kalınlıkta olan fantomların görüntüleri karşılaştırma imkanı sağlayabilmek için aynı klinik protokolda alınmıştır.

ANSI bel fantomu ile alınan ölçümler için fantomda bazı değişiklikler yapılmıştır. Fantomun orijinal yapısında 17,8 cm kalınlığında PMMA ve onun üzerinde bel kemiğini temsil etmesi amaçlanan 30,5 cm x 7 cm x 4,5 mm boyutlarında alüminyum plaka vardır. Bu plakanın, görüntü kalite fantomlarının desenleri ile karışmaması için 4,5 mm kalınlığındaki alüminyuma karşılık gelecek homojen PMMA tabakası kullanılmıştır. ANSI bel fantomunu temsil eden PMMA kalınlığı Çizelge 3.5 PMMA ve ANSI fantomlar görüntüleri için DRX yazılımından seçilen klinik protokoller verilmiştir.

Çizelge 3.3 Tez kapsamında kullanılan tüp voltaj (kVp) değerleri

| Fantom | kVp ₁ | kVp ₂ | kVp ₃ | Fantom | kVp ₁ | kVp ₂ | kVp ₃ |
|------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------|------------------|------------------|------------------|
| 5 cm PMMA | 50 | 55 | 60 | Rando Bel AP | 70 | 80 | 90 |
| 10 cm PMMA | 60 | 65 | 70 | Rando Bel LAT | 80 | 90 | 105 |
| 15 cm PMMA | 70 | 75 | 80 | Rando Kafatası AP | 70 | 80 | 90 |
| 20 cm PMMA | 80 | 85 | 90 | Rando Pelvis AP | 70 | 80 | 90 |
| 25 cm PMMA | 90 | 95 | 100 | Diz Fantomu Diz AP | 60 | 65 | 70 |
| ANSI Ekstremitte | 60 | 65 | 70 | Toraks AP | 90 | 110 | 125 |
| ANSI Göğüs | 90 | 110 | 125 | Toraks PA | 90 | 110 | 125 |
| ANSI Kafatası | 70 | 80 | 90 | Toraks LAT | 90 | 110 | 125 |
| ANSI Bel | 75 | 80 | 90 | | | | |

Çizelge 3.4 Eşdeğer PMMA kalınlıkları

| ANSI Fantom | Eşdeğer PMMA kalınlıkları (cm) |
|-------------|--------------------------------|
| Ekstremitte | 8,55 |
| Göğüs | 15 |
| Kafatası | 20 |
| Bel | 25 |

Çizelge 3.5 PMMA ve ANSI fantomlar görüntüleri için DRX yazılımından seçilen klinik protokoller

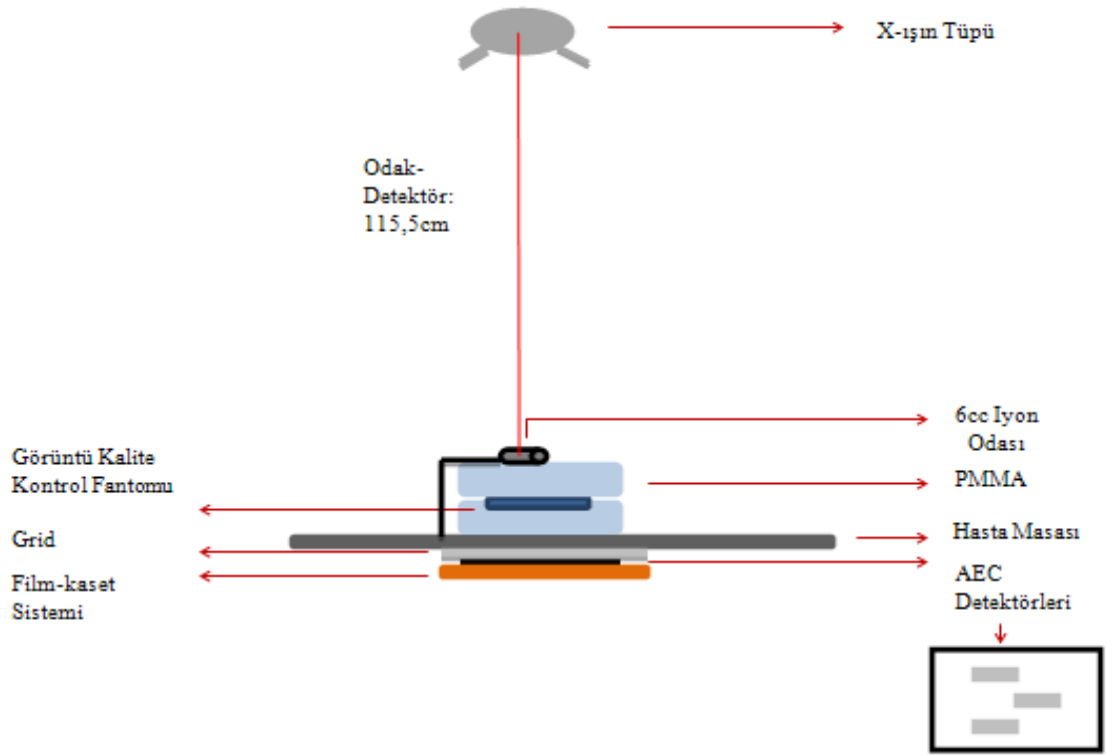
| Fantom | Klinik Protokoller | Fantom | Klinik Protokoller |
|-------------------|---------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|
| 5 cm PMMA | Ekstremité (Tibia Fibula AP) | ANSI Ekstremité | Ekstremité (Tibia Fibula AP) |
| 10 cm PMMA | Ekstremité (Tibia Fibula AP) | ANSI Gögüs | Chest AP |
| 15 cm PMMA | Chest AP | ANSI Kafatası | Skull AP |
| 20 cm PMMA | Skull AP | ANSI Bel | Lumbar Spine AP |
| 25 cm PMMA | Lumbar Spine AP | | |

3.2.2 Işınlama Geometrilerinin Kurulması

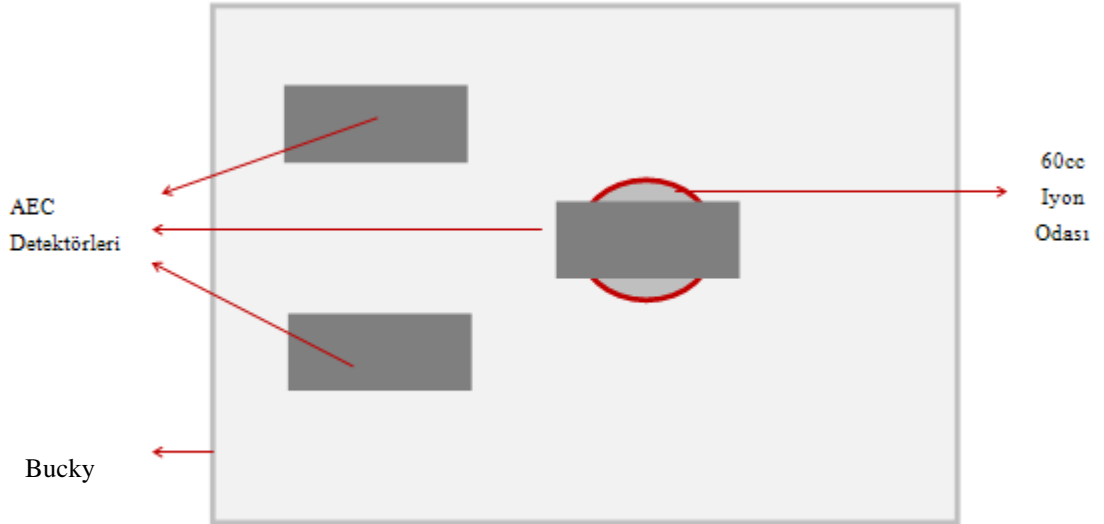
3.2.2.1 Doz Ölçüm Geometrisi

Doz ölçümleri giriş ve detektör dozu olmak üzere iki şekilde ölçülmüştür. Giriş dozları 6cc iyon odası ile fantoma yapışık olarak ve havada ayrı ayrı ölçülmüştür. Şekil 3.22’de 5 cm PMMA için doz ölçümü örnek olarak gösterilmektedir. Detektör dozları için 60 cc iyon odası Şekil 3.23’de gösterildiği gibi bucky’e AEC merkez detektörünün hizasına gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Ölçülen giriş dozları ters kare yapılarak farklı kalınlıklar ve farklı fantomlar için karşılaştırılmıştır. Ayrıca PCXMC programında havada ölçülen doz değerleri ve diğer ışınlama parametreleri girilerek rando ve toraks fantom için etkin doz hesaplanmıştır.

Havada ölçülen dozlar, odak detektör mesafesi 86,5 cm’de ölçülmüştür.



Şekil 3.22 5cm PMMA için 6cc iyon odası ile giriş dozu ölçümü

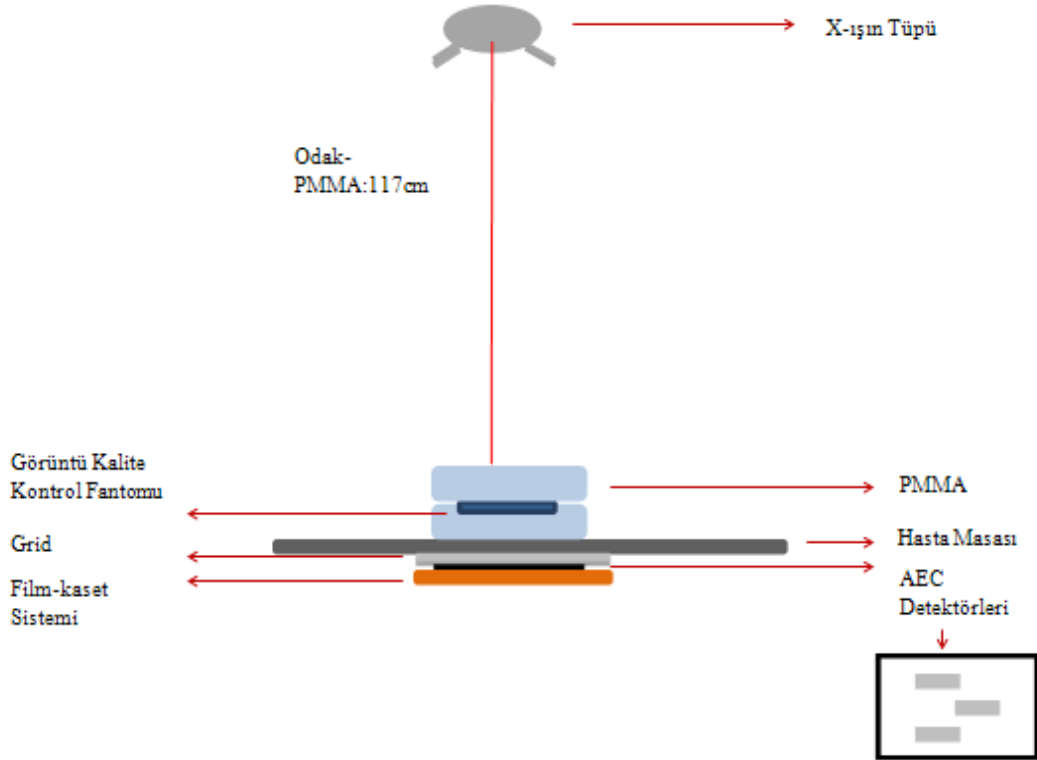


Şekil 3.23 60cc İyon odası ile detektör dozu ölçümü

3.2.2.2 Görüntü Kalitesi İçin Geometri

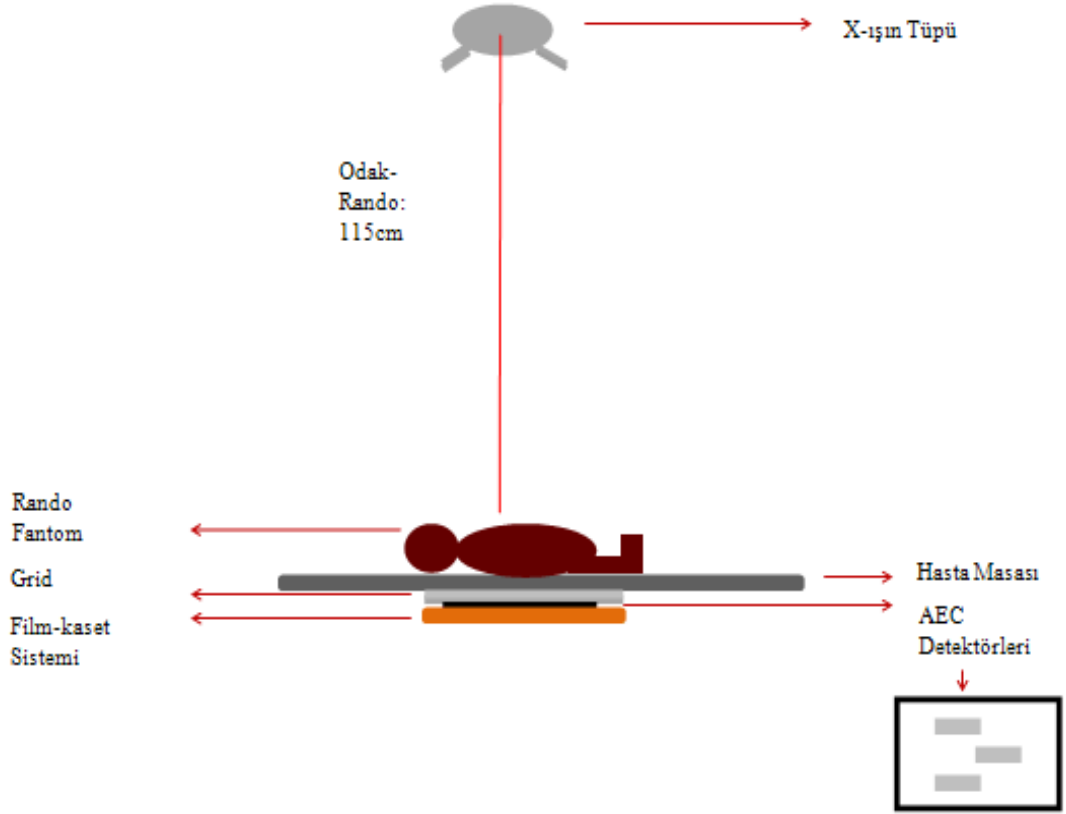
Tez kapsamında görüntü kalitesi için alınan ölçümlerde ışınlama parametreleri doz ölçümünde kullanılan parametreler ile aynıdır.

Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlarda yapılan ışınlamalarda görüntü kalite kontrol fantomları (LCD4, TCD4, CDRAD, Huttner) kalınlıkların tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Şekil 3.24’te PMMA için örnek ışınlama geometrisi verilmiştir. ANSI fantomlar için de aynı ışınlama geometrisi kullanılmıştır. Ayrıca saçılan ışınların görüntü kalitesine olan etkisini görebilmek için görüntü kalite kontrol fantomlarının, masada ve masada - film kaset sistemi üzerinde olmak üzere 2 farklı şekilde görüntüleri alınmıştır.

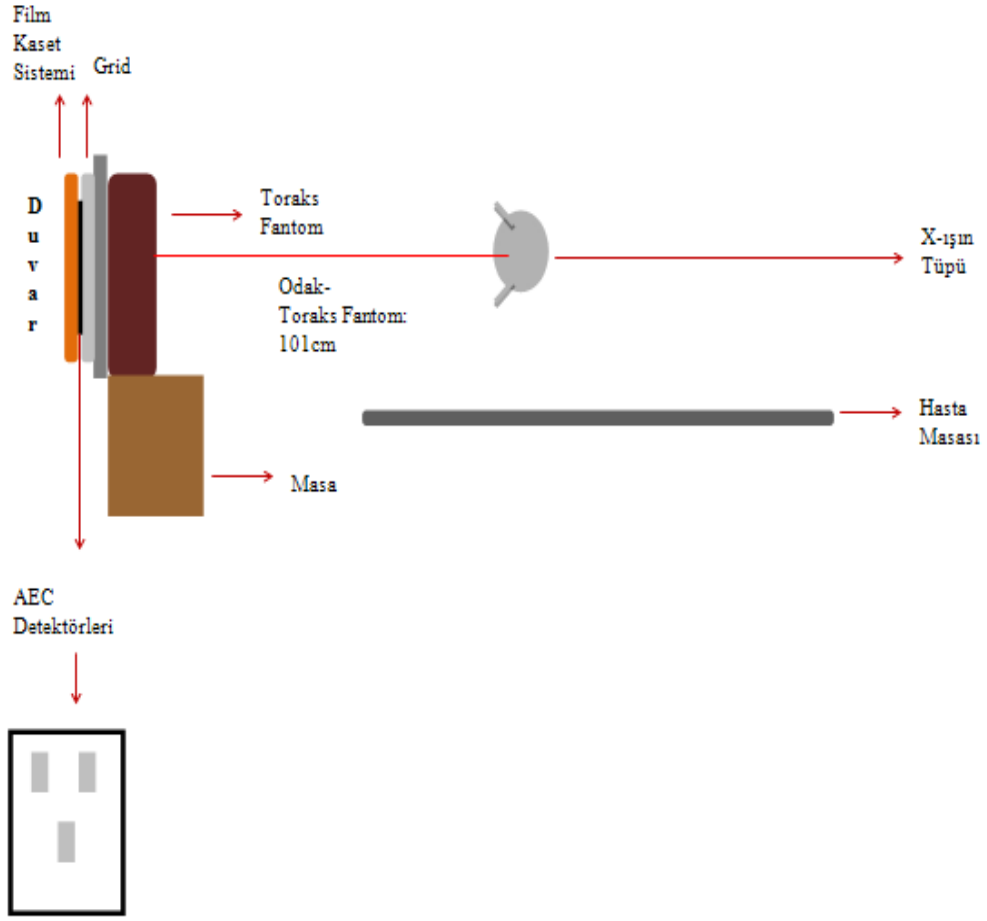


Şekil 3.24 5cm PMMA için örnek ışınlama geometrisi

Rando Fantom görüntüleri hasta masasında alınırken, toraks fantom görüntüleri duvar bucky' de alınmıştır. Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'da ışınlama geometrileri verilmiştir. Kafatası ve diz fantomu görüntüleri rando fantomda ayarlanan ışınlama geometrisinde alınmıştır.



Şekil 3.25 Rando fantomda bel AP için örnek ışınlama geometrisi



Şekil 3.26 Toraks fantom için örnek ışınlama geometrisi

3.2.3 Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Organ fantomlarında görüntü kalitesi 2 şekilde değerlendirilmiştir. Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlarında LCD4, TCD4, CDRAD ve Huttner görüntü kalite kontrol fantomları kullanılmıştır. Rando, diz ve toraks fantomlarında ise belirli bölgelerden ilgi alanları seçilerek kontrast hesaplamaları yapılmıştır.

3.2.3.1 LCD4 fantomunun değerlendirilmesi

LCD4 fantomunda görüntü kalitesi görsel ve nümerik olmak üzere 2 Şekilde değerlendirilmiştir.

a) Görsel değerlendirme

LCD4 fantomunun görsel değerlendirmesinde dijital görüntüler için ImageJ programı kullanılarak pencere ayarı yapılmıştır. Görüntülenen obje çapının yaklaşık olarak 4 katı kadar mesafeden monitör gözlenip, görülebilen en dŐuk kontrastlı detay tespit edilmiştir. Gözlenen detay numarasına karşılık gelen % kontrast değeri izelge 3.1’de verilen tablodan bulunmuştur. Bu değer sistem için uygulanan ışınlama parametrelerindeki dŐuk kontrastlı objelerin ayırma gücünü belirtir. Değerlendirmeler film üzerinde, sayısallaştırılmış (dijitize) film görüntülerinde ve DRX’de alınan dijital görüntülerde yapılmıştır.

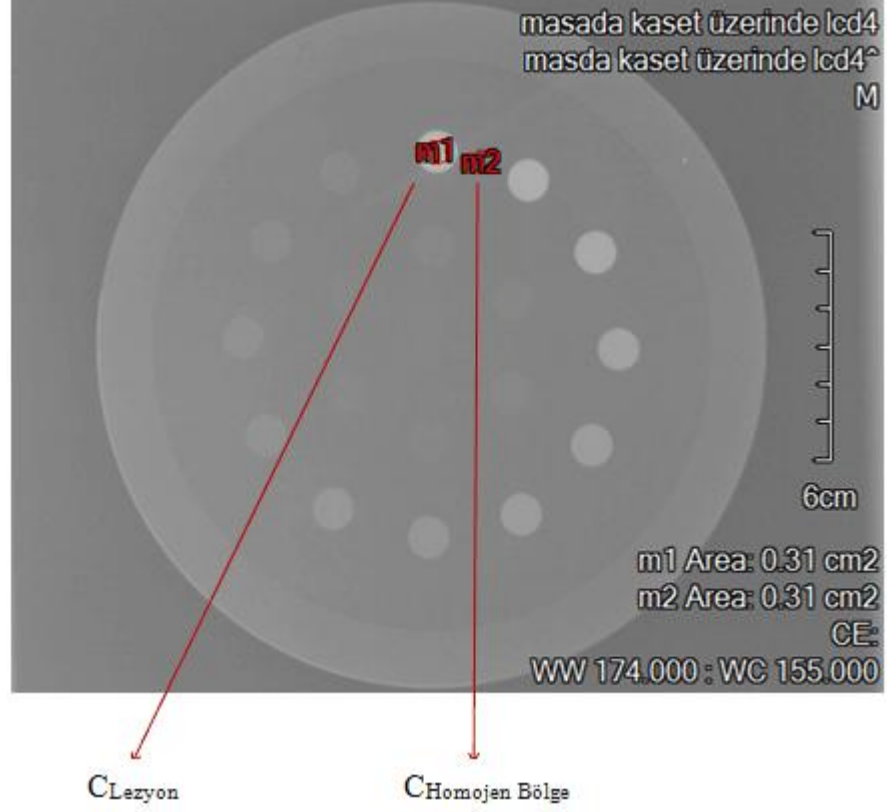
b) Nümerik değerlendirme

LCD4 fantomu kullanılarak yapılan nümerik değerlendirme fantom görüntüsündeki 1 numaralı disk ile homojen bölgeden (1 ve 2 numaralı disk arası) aynı alana sahip ilgi alanları seçilerek % kontrastın hesaplanması ile gerçekleştirilmiştir. % Kontrast hesaplaması için kullanılan formül EŞitlik 3.1’de verilmiştir. Benzer değerlendirme dijital görüntülerde yapılmıştır.

$$\% \text{Kontrast} = \frac{\text{---}}{\text{---}}$$

EŞitlik 3.1

Formüldeki C_{Lezyon} ; 1 numaralı diskin ortalama piksel değerini, $C_{Homojen Bölge}$ ise homojen bölgenin ortalama piksel değerini vermektedir. Hesaplama için seçilen ilgi alanları Şekil 3.27’de gösterilmiştir.



Şekil 3.27 LCD4 fantomunun matematiksel değerlendirmesinde seçilen ilgi alanları

3.2.3.2 TCD4 Fantomunun Değerlendirilmesi

TCD4 fantomu görsel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler film üzerinde sayısallaştırılmış film görüntülerinde ve DRX’de alınan dijital görüntülerde yapılmıştır. Dijital görüntülerin görsel değerlendirmesinde ImageJ programı kullanılmıştır ve pencere ayarı yapılmıştır. Görüntüler, görüntülenen obje çapının 4 katı kadar mesafeden gözlenip, en büyük çaplı disklerden başlayarak her bir sıradaki düşük kontrastlı yapılara kadar sayılmıştır. Her sıradaki görülebilir diskler not edildikten sonra bu disk çaplarına karşılık gelen % kontrast değerleri Çizelge 3.2’de verilen tablodan bulunmuştur.

% Kontrast değerlerine göre eksenini logaritmik yaparak logçap - logkontrast grafikleri çizilmiştir. Ayrıca Eşitlik 3.2’de verilen formüle göre $H_T(A)$ hesaplanıp karekök alana karşı $H_T(A)$ grafikleri eksen logaritmik yapılarak çizilmiştir. Ayrıca çizilen H_T grafikleri MATLAB programı kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Logçap - logkontrast eğrileri ile H_T eğrileri kıyaslandığında, H_T eğrilerinin sistemin görüntüleme performansını daha iyi verdiği görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada H_T eğrileri kullanılmıştır.

$$H_T(A) = \frac{C_T}{\sqrt{A}} \quad \text{Eşitlik 3.2}$$

Formüldeki C_T , % eşik kontrast değerini, A ise detayın alanını (cm^2) belirtmektedir.

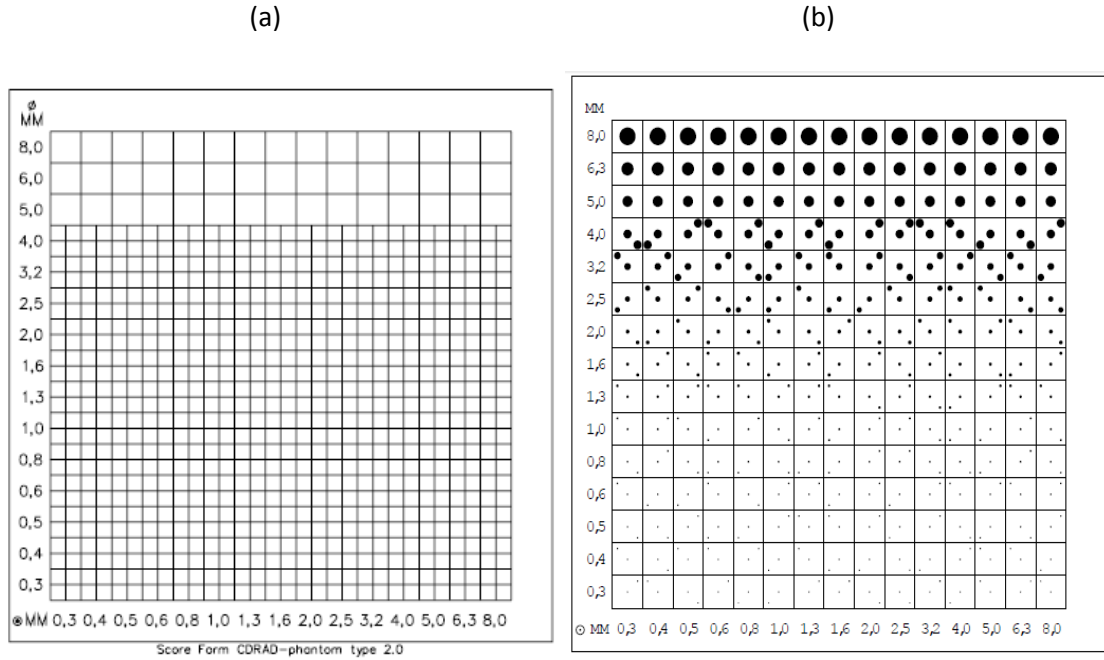
3.2.3.3 Huttner Deseninin Değerlendirilmesi

Huttner fantomu görsel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler film üzerinde, sayısallaştırılmış film görüntülerinde ve DRX’de alınan dijital görüntülerde yapılmıştır. Dijital görüntülerin değerlendirmesinde ise ImageJ programı kullanılmıştır. Ayrıca 5 kez büyütme ve pencere ayarı yapılmıştır. Görülebilen çizgi çifti grup sayısına göre Şekil 3.14’de verilen tablodan ayırma gücü (çizgi çifti / mm) belirlenmiştir.

3.2.3.4 CDRAD Fantomunun Değerlendirilmesi

CDRAD fantomu görsel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme film üzerinde, sayısallaştırılmış film görüntülerinde ve DRX’de alınan dijital görüntülerde yapılmıştır. Dijital görüntülerde görsel değerlendirme yapılırken ImageJ programı kullanılmıştır ve pencere ayarı yapılmıştır. Değerlendirme yaparken öncelikle gözlenebilen delikler, CDRAD fantomunun kullanım kılavuzunda verilen skor formunda fantomdaki

konumlarına göre doldurulmuştur. Şekil 3.28’de skor form ve doldurulmuş şekli gösterilmektedir. Daha sonra fantomun üzerindeki deliklerin yerleri ile skor formda doldurulan yerler karşılaştırılarak doğru ya da yanlış olarak değerlendirilmiştir. Bu aşamadan sonra yapılan değerlendirme CDRAD fantomunun kullanım kılavuzunda belirtildiği gibi yapılmıştır.



Şekil 3.28 (a) Skor form (b) Skor formun doldurulmuş hali

Değerlendirme sonrasında ise Eşitlik 3.3’te verilen formül uygulanarak IQF_{inv} değerleri hesaplanmıştır. Formülde $D_{i,th}$, kontrast sütunundaki eşik çapı göstermektedir.

$$IQF_{inv} = \frac{\sum_{i=1}^n D_{i,th}^2}{\sum_{i=1}^n D_{i,th}^4} \quad \text{Eşitlik 3.3}$$

Son olarak da derinliğe karşılık çap grafiği çizilmiştir. Grafik çizilirken her derinlik için en son görülen delik çapı dikkate alınmıştır. Fantomdaki deliklerin derinlik ve çap değerleri Çizelge 3.6’da verilmektedir.

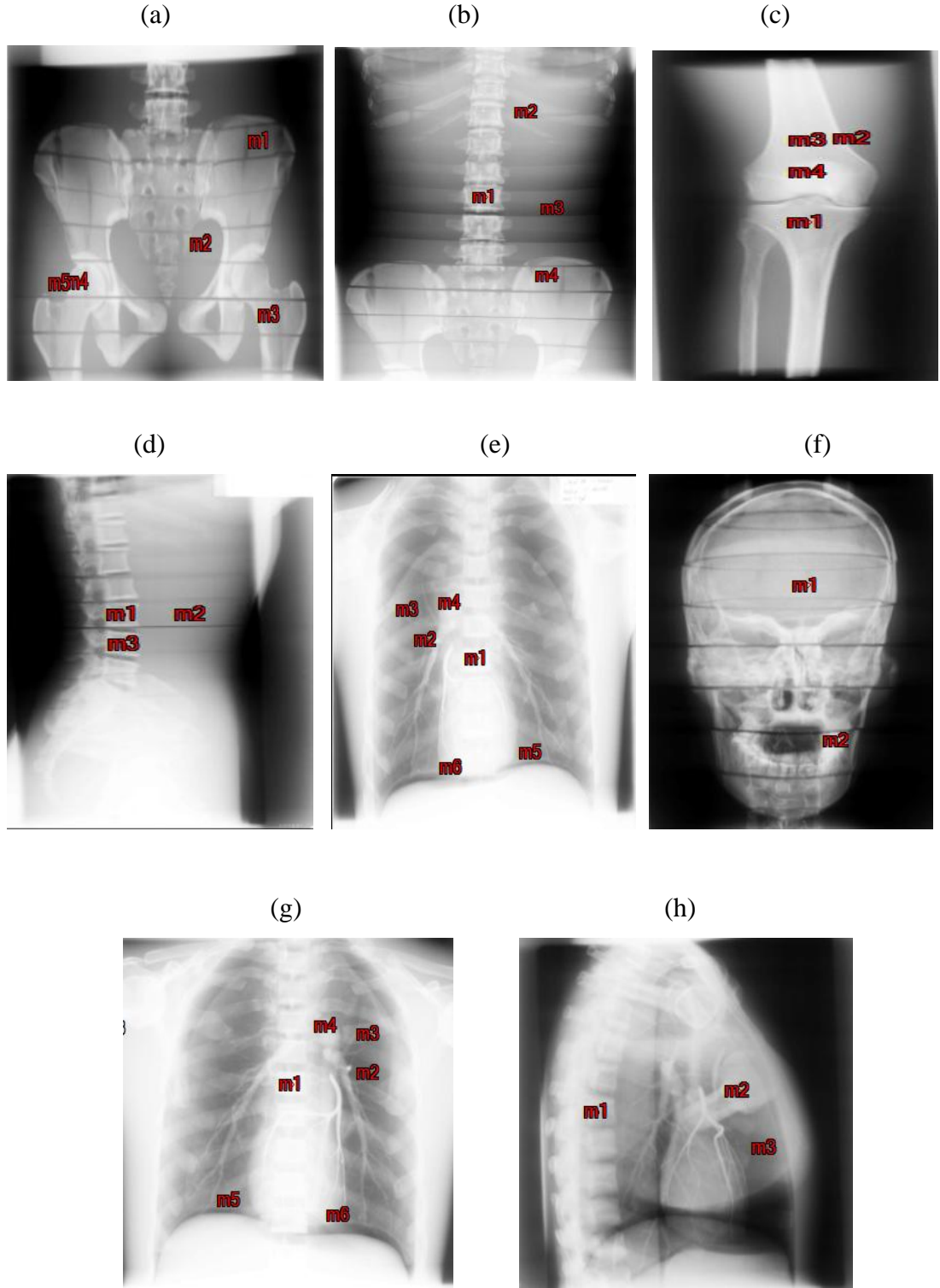
Çizelge 3.6 CDRAD fantomundaki derinlik ve çap değerleri

| Sütun | Derinlik (mm) | Satır | Çap (mm) |
|-------|---------------|-------|----------|
| 1 | 0,3 | 1 | 0,3 |
| 2 | 0,4 | 2 | 0,4 |
| 3 | 0,5 | 3 | 0,5 |
| 4 | 0,6 | 4 | 0,6 |
| 5 | 0,8 | 5 | 0,8 |
| 6 | 1 | 6 | 1 |
| 7 | 1,3 | 7 | 1,3 |
| 8 | 1,6 | 8 | 1,6 |
| 9 | 2 | 9 | 2 |
| 10 | 2,5 | 10 | 2,5 |
| 11 | 3,2 | 11 | 3,2 |
| 12 | 4 | 12 | 4 |
| 13 | 5 | 13 | 5 |
| 14 | 6,3 | 14 | 6,3 |
| 15 | 8 | 15 | 8 |

3.2.3.5 Hümaoid Fantomlarda Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Değerlendirmeler dijital görüntülerde yapılmıştır. Kontrast hesaplamalarında ONIS programı kullanılarak görüntüler üzerinden ilgi alanları belirlenmiştir.

Hümanoid fantomlarda yapılan görüntü kalitesi değerlendirmesinde farklı bölgelerdeki kemik ve yumuşak dokudan aynı alana sahip ilgi alanı seçip, aradaki kontrast farkı hesaplanmıştır. Ayrıca kemik-kemik, yumuşak doku-yumuşak doku ve kemik-yumuşak doku arasındaki kontrast farkları karşılaştırılmıştır. Kontrast hesaplamalarında Eşitlik 3.1’de verilen formül kullanılmıştır. Şekil 3.29’da farklı bölgelerden seçilen ilgi alanları gösterilmektedir.



Şekil 3.29 Kemik-kemik, yumuşak doku-yumuşak doku ve kemik-yumuşak doku arasındaki kontrast hesabı için seçilen ilgi alanları: (a) Pelvis AP, (b) Bel AP, (c) Diz AP, (d) Bel LAT, (e) Göğüs PA, (f) Kafatası AP, (g) Göğüs AP, (h) Göğüs LAT

3.2.4 Film Dijitizasyonu

Film-kaset sistemi ile alınan görüntüleri dijital ortamda değerlendirebilmek için filmler sayısallaştırılmıştır.

The screenshot shows a software window titled "Patient/Study/Series Information". It contains several input fields and dropdown menus organized into three sections: "Patient Information", "Study Information", and "Series Information". The "Patient Information" section includes fields for ID, Other ID, Birth Date (MM, DD, YYYY), Sex (Female), Last Name, First Name, and Middle Name. The "Study Information" section includes fields for ID (SID_0000001), Date/Time (MM, DD, YYYY, HH, MM, SS), Modality (MG), Accession Number, Institution Name, Admitting Diagnosis Description, Description, Referring Physician (Last Name, First Name, Middle Name), and Procedure Code (Code Value, Coding Scheme Designator, Code Meaning). The "Series Information" section includes fields for ID, Date/Time (MM, DD, YYYY, HH, MM, SS), Body Part Examined (BREAST), Protocol Name, Description, Performed Protocol Code (Code Value), Coding Scheme Designator, and Code Meaning. The dialog has "OK" and "Cancel" buttons at the bottom right.

Şekil 3.30 Clinical express programı 'new patient sekmesi'

3.2.5 Dijital Detektörü İle Görüntü Elde Dilmesi

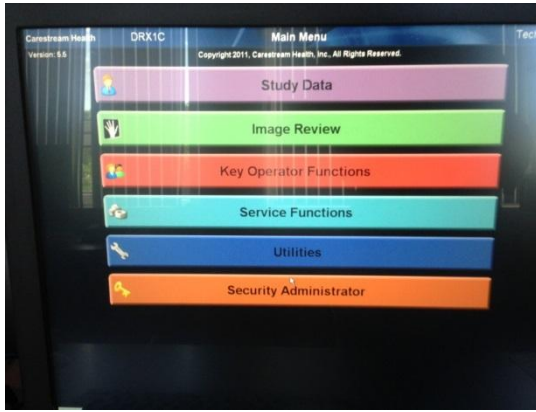
Dijital detektör ile görüntüler geliştirilmiş görüntü işleme (Enhanced Visualization Processing, EVP) algoritmasının obje kontrastına olan etkisini görmek için dijital detektörün yazılımından hem işlenmiş görüntü modu hem de işlenmemiş görüntü (Pattern) modu seçilerek alınmıştır. EVP algoritmasında sistem, öncelikle görüntüyü alçak frekans ve yüksek frekans olmak üzere ikiye böler. Örneğin; DRX dijital detektöründen alınan görüntülerde LCD 4 fantomunun yüksek frekans bölgesi lezyonlar ve alçak frekans bölgesi ise homojen bölgedir. Daha sonra sistem alçak frekans bölgesindeki kontrast değerini azaltırken yüksek frekans bölgesindeki kontrast değerini artırır.

Bu işlemi sistem Eşitlik 3.4'e göre yapar:

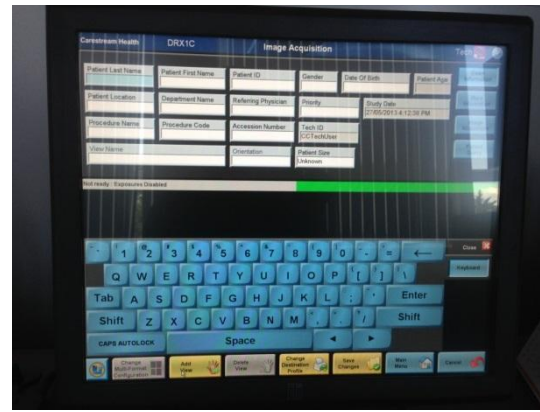
$$E'(i,j) = \alpha * (E(i,j) \times K) + (1 - \alpha) * E_{mid} + \beta * [E(i,j) - (E(i,j) \times K)] \quad \text{Eşitlik 3.4}$$

Burada $E'(i,j)$ işlenmiş görüntü, K görüntü yumuşatıcı kernel, α alçak frekans kazancı ve β ise yüksek frekans kazancıdır (Metter and Foos 1999).

(a)



(b)



Şekil 3.31 DRX1-C yazılım görüntüsü: (a) main menu sekmesi (b) new patient sekmesi

4. BULGULAR

Bu bölümde yöntem kısmında anlatılan geometrilerde, insan benzeşimi fantomlar ile alınan doz ve görüntü kalitesi ölçümleri ile ilgili deneysel sonuçlar verilmektedir.

4.1 Organ Fantomlarında (PMMA ve ANSI) Görüntü Kalite Kontrol Fantomlarının (CDRAD, LCD4, TCD4, HUTTNER) Karşılaştırılması

4.1.1 Her PMMA Kalınlığı ve ANSI Fantomlar İçin Giriş Dozu

PMMA ve ANSI fantomlar için Şekil 3.22'de verilen ölçüm geometrisinde, 3 farklı kVp'de iyon odası ile giriş ve detektör dozu ölçümü yapılmıştır. Ölçümlerde kullanılan kVp'ler EUR16260 ve klinik şartlara uygun olacak şekilde seçilmiştir. Her fantom ve her kVp için film üzerinde yaklaşık 1,40 optik yoğunluk elde edilecek şekilde ışınlamalar yapılarak, uygun AEC yoğunluk basamağı belirlenmiştir. Belirlenen AEC yoğunluk basamaklarında ölçülen giriş ve detektör dozları Çizelge 4.1, Çizelge 4.2, Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'te verilmiştir.

ANSI fantomlar için Xcomp5r simülasyon programından elde edilen PMMA eşdeğer kalınlıkları ile karşılaştırma yapılmıştır.

Çizelge 4.1 CDRAD fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri

| CDRAD | | | | | | | |
|-----------------------|---|--------------------|------|------|---------------------|------------------|---------------------------|
| Yapı | | PMMA Eşdeğeri (cm) | kVp | mAs | Detektör Dozu (µGy) | Giriş Dozu (µGy) | Ortalama Giriş Dozu (µGy) |
| PMMA | 5 cm PMMA | 5 | 50 | 5,04 | 2,45 | 76,3 | 68,9 |
| | | | 55 | 3,82 | 2,70 | 74,3 | |
| | | | 60 | 2,43 | 2,34 | 56,2 | |
| | 10 cm PMMA | 10 | 60 | 7,27 | 1,91 | 176,6 | 147,4 |
| | | | 65 | 4,56 | 1,66 | 134,2 | |
| | | | 70 | 3,83 | 1,88 | 131,5 | |
| | 15 cm PMMA | 15 | 70 | 12,1 | 2,07 | 487,1 | 385,6 |
| | | | 75 | 7,89 | 1,86 | 377,1 | |
| | | | 80 | 5,54 | 1,69 | 292,5 | |
| | 20 cm PMMA | 20 | 80 | 19,3 | 2,63 | 1192 | 996,8 |
| | | | 85 | 14,1 | 2,58 | 990,9 | |
| | | | 90 | 10,4 | 2,81 | 807,4 | |
| 25 cm PMMA | 25 | 90 | 26,8 | 2,32 | 2050 | 1780 | |
| | | 95 | 20,5 | 2,24 | 1752 | | |
| | | 100 | 16,1 | 2,19 | 1538 | | |
| Ansi- Göğüs (AEC-SAĞ) | 5cm PMMA+2mm Al + 5cm Boşluk+ 5cm PMMA+1mm Al | 15 | 90 | 2,22 | 2,45 | 135,4 | 118,1 |
| | | | 110 | 1,31 | 2,90 | 117,7 | |
| | | | 125 | 0,91 | 2,99 | 101,3 | |
| ANSI-Kafatası | 5cm PMMA+2mm Al +5cm PMMA+ 5cm PMMA+1mm Al | 20 | 70 | 20 | 2,66 | 821,6 | 556,3 |
| | | | 80 | 9,09 | 2,24 | 491,6 | |
| | | | 90 | 5,13 | 2,19 | 355,7 | |
| ANSI-Bel | 25cm PMMA | 25 | 75 | 94,3 | 3,55 | 5295 | 4037 |
| | | | 80 | 62,2 | 3,28 | 4064 | |
| | | | 90 | 32,3 | 2,99 | 2752 | |
| ANSI Ekstremité | 5cm PMMA+2mm Al | 8,55 | 60 | 4,27 | 3,17 | 109,6 | 87,1 |
| | | | 65 | 2,79 | 2,75 | 84,3 | |
| | | | 70 | 1,89 | 2,52 | 67,3 | |

Çizelge 4.2 LCD4 fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri

| LCD4 | | | | | | | |
|----------------------|---|------|-----|------------|------------|---------------------------|--------|
| Yapı | PMMA Eşdeğeri (cm) | kVp | mAs | Detektör | Giriş | Ortalama Giriş Dozu (µGy) | |
| | | | | Dozu (µGy) | Dozu (µGy) | | |
| PMMA | 5 cm PMMA | 5 | 50 | 4,83 | 2,30 | 74,3 | 67,3 |
| | | | 55 | 3,67 | 2,52 | 71,7 | |
| | | | 60 | 2,34 | 2,23 | 56 | |
| | 10 cm PMMA | 10 | 60 | 6,91 | 1,87 | 185,1 | 164,9 |
| | | | 65 | 5,48 | 2,07 | 174,4 | |
| | | | 70 | 3,68 | 1,84 | 135,1 | |
| | 15 cm PMMA | 15 | 70 | 9,21 | 1,58 | 389,5 | 356,3 |
| | | | 75 | 7,72 | 1,81 | 380,2 | |
| | | | 80 | 5,4 | 1,71 | 299,1 | |
| | 20 cm PMMA | 20 | 80 | 14,7 | 2,40 | 910,6 | 765,5 |
| | | | 85 | 10,7 | 2,33 | 760,8 | |
| | | | 90 | 8,05 | 2,26 | 625,2 | |
| | 25 cm PMMA | 25 | 90 | 26,1 | 2,67 | 2214 | 1897,3 |
| | | | 95 | 20,3 | 2,61 | 1850 | |
| | | | 100 | 15,7 | 2,79 | 1628 | |
| ANSI Göğüs (AEC-SAĞ) | 5cm PMMA+2mm Al + 5cm Boşluk+ 5cm PMMA+1mm Al | 15 | 90 | 2,01 | 2,23 | 116,5 | 88,1 |
| | | | 110 | 0,96 | 2,10 | 78,4 | |
| | | | 125 | 0,65 | 2,21 | 69,33 | |
| ANSI Kafatası | 5cm PMMA+2mm Al +5cm PMMA+ 5cm PMMA+1mm Al | 20 | 70 | 15,4 | 2,21 | 651,5 | 497,6 |
| | | | 80 | 8,9 | 2,39 | 495,2 | |
| | | | 90 | 5 | 2,17 | 346 | |
| ANSI Bel | 25cm PMMA | 25 | 75 | 56,1 | 2,55 | 3278 | 2749,3 |
| | | | 80 | 48,3 | 2,82 | 3041 | |
| | | | 90 | 25,1 | 2,30 | 1929 | |
| ANSI Ekstremité | 5cm PMMA+2mm Al | 8,55 | 60 | 3,27 | 2,44 | 81 | 73,6 |
| | | | 65 | 2,66 | 2,54 | 77,4 | |
| | | | 70 | 1,81 | 2,1 | 62,5 | |

Çizelge 4.3 TCD4 fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri

| TCD4 | | | | | | | |
|----------------------|---|---------------|------|------|--------------------|------------------|---------------------------|
| Yapı | | PMMA Eşdeğeri | kVp | mAs | DetektörDozu (µGy) | Giriş Dozu (µGy) | Ortalama Giriş Dozu (µGy) |
| PMMA | 5 cm PMMA | 5 | 50 | 4,75 | 2,30 | 73,8 | 66,6 |
| | | | 55 | 3,66 | 2,62 | 70,4 | |
| | | | 60 | 2,32 | 2,25 | 55,6 | |
| | 10 cm PMMA | 10 | 60 | 8,95 | 2,57 | 227,3 | 174,9 |
| | | | 65 | 5,58 | 2,19 | 167,3 | |
| | | | 70 | 3,71 | 1,94 | 130 | |
| | 15 cm PMMA | 15 | 70 | 11,5 | 2,05 | 523,6 | 441,97 |
| | | | 75 | 7,75 | 1,90 | 400,8 | |
| | | | 80 | 6,76 | 2,23 | 401,5 | |
| | 20 cm PMMA | 20 | 80 | 13,7 | 2,03 | 834,6 | 697,9 |
| | | | 85 | 10,2 | 1,85 | 686,4 | |
| | | | 90 | 7,5 | 1,79 | 572,8 | |
| 25 cm PMMA | 25 | 90 | 21 | 2,43 | 1859 | 1712 | |
| | | 95 | 15,6 | 2,32 | 1586 | | |
| | | 100 | 15,8 | 2,67 | 1691 | | |
| ANSI Göğüs (AEC-SAĞ) | 5cm PMMA+2mm Al + 5cm Boşluk+ 5cm PMMA+1mm Al | 15 | 90 | 2,05 | 2,24 | 118,5 | 89,1 |
| | | | 110 | 0,96 | 2,05 | 79 | |
| | | | 125 | 0,67 | 2,23 | 69,7 | |
| ANSI Kafatası | 5cm PMMA+2mm Al +5cm PMMA+ 5cm PMMA+1mm Al | 20 | 70 | 15,4 | 2,15 | 638,7 | 455 |
| | | | 80 | 7,1 | 1,99 | 383,3 | |
| | | | 90 | 4,99 | 2,21 | 343 | |
| ANSI Bel | 25cm PMMA | 25 | 75 | 55,4 | 2,15 | 3418 | 2961,3 |
| | | | 80 | 46,8 | 2,46 | 3305 | |
| | | | 90 | 25,5 | 2,10 | 2161 | |
| ANSI Ekstremitte | 5cm PMMA+2mm Al | 8,55 | 60 | 3,28 | 2,39 | 83,5 | 76,2 |
| | | | 65 | 2,64 | 2,68 | 81 | |
| | | | 70 | 1,80 | 2,42 | 64,2 | |

Çizelge 4.4 Huttner fantomu için 3 farklı kVp'deki doz değerleri

| HUTTNER | | | | | | | |
|----------------------|---|--------------------|-----|------|---------------------|------------------|---------------------------|
| Yapı | | PMMA Eşdeğeri (cm) | kVp | mAs | Detektör Dozu (μGy) | Giriş Dozu (μGy) | Ortalama Giriş Dozu (μGy) |
| PMMA | 5 cm PMMA | 5 | 50 | 5,61 | 2,07 | 95,6 | 77,97 |
| | | | 55 | 3,36 | 1,81 | 70,4 | |
| | | | 60 | 2,68 | 2,01 | 67,9 | |
| | 10 cm PMMA | 10 | 60 | 8,37 | 2,07 | 218 | 177,3 |
| | | | 65 | 5,16 | 1,80 | 159,1 | |
| | | | 70 | 4,28 | 2,10 | 154,9 | |
| | 15 cm PMMA | 15 | 70 | 10,5 | 1,73 | 435,7 | 357,3 |
| | | | 75 | 6,89 | 1,53 | 323,7 | |
| | | | 80 | 5,96 | 1,80 | 312,6 | |
| | 20 cm PMMA | 20 | 80 | 15,5 | 1,84 | 893,2 | 738,6 |
| | | | 85 | 11,4 | 1,78 | 717,9 | |
| | | | 90 | 8,31 | 1,74 | 604,8 | |
| | 25 cm PMMA | 25 | 90 | 21,3 | 1,59 | 1865 | 1580 |
| | | | 95 | 16,4 | 1,64 | 1562 | |
| | | | 100 | 12,5 | 1,67 | 1313 | |
| ANSI Göğüs (AEC-SAĞ) | 5cm PMMA+2mm Al + 5cm Boşluk+ 5cm PMMA+1mm Al | 15 | 90 | 1,85 | 1,81 | 107 | 94,37 |
| | | | 110 | 1,10 | 2,23 | 93,9 | |
| | | | 125 | 0,78 | 2,34 | 82,2 | |
| ANSI Kafatası | 5cm PMMA+2mm Al +5cm PMMA+ 5cm PMMA+1mm Al | 20 | 70 | 15,7 | 2,84 | 583,3 | 409,8 |
| | | | 80 | 7,16 | 2,03 | 344,2 | |
| | | | 90 | 5,04 | 2,28 | 302 | |
| ANSI Bel | 25cm PMMA | 25 | 75 | 74,4 | 2,83 | 4036 | 3004,7 |
| | | | 80 | 46,6 | 2,53 | 2997 | |
| | | | 90 | 24,8 | 2,31 | 1981 | |
| ANSI Ekstremité | 5cm PMMA+2mm Al | 8,55 | 60 | 3,53 | 2,35 | 88,5 | 73,7 |
| | | | 65 | 2,26 | 2,07 | 65,9 | |
| | | | 70 | 1,97 | 2,39 | 66,7 | |

Her bir fantom ve kalınlık (yapı) için doz değerleri incelendiğinde;

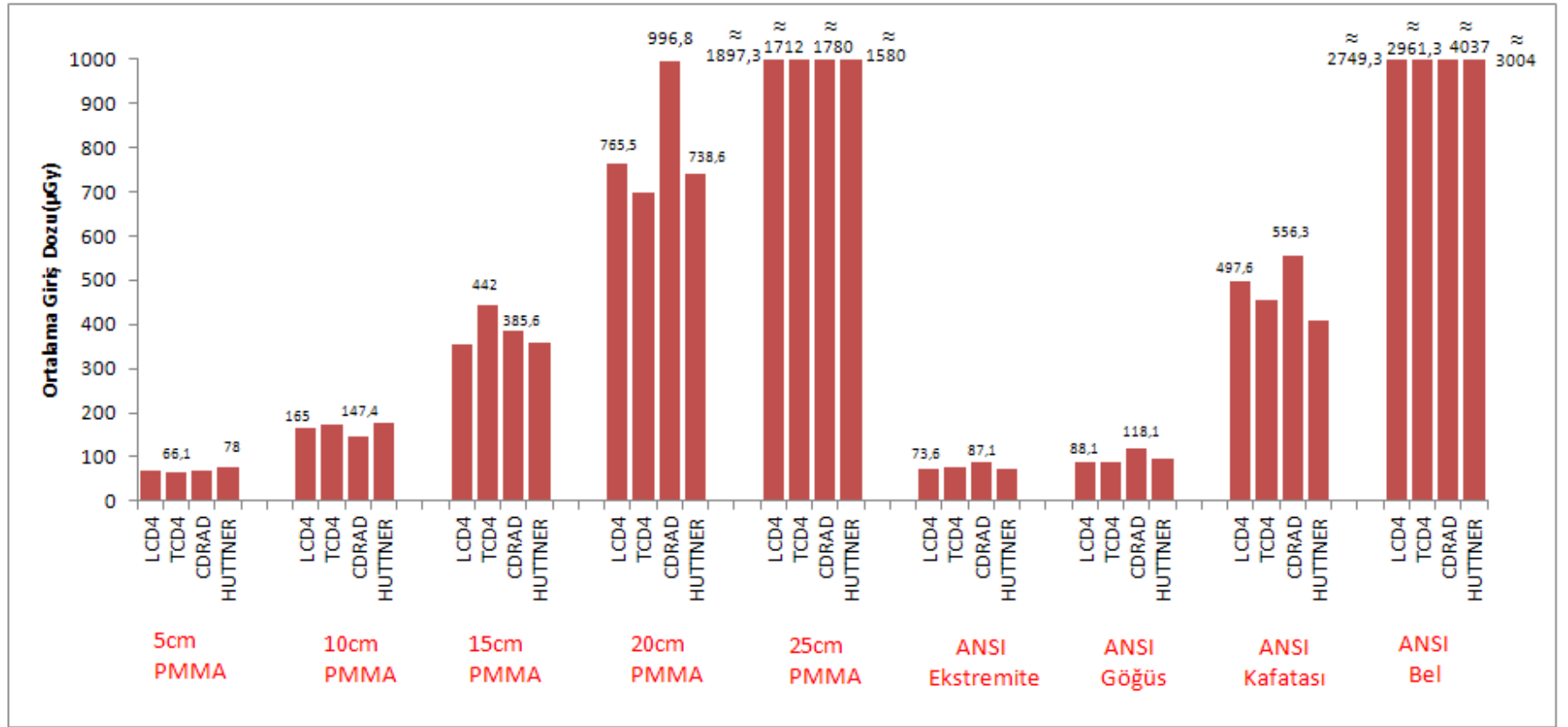
- PMMA tabakalarında aynı kalınlıkta sabit detektör dozu için kVp arttıkça giriş dozunun azaldığı görülmektedir.
- PMMA arasında TCD4 görüntü kalite kontrol fantomu varken alınan ölçümlerde yine aynı kalınlıkta kVp arttıkça giriş dozunun azaldığı görülmektedir. Ancak 15 cm PMMA-80 kVp ve 25 cm PMMA-100 kVp'de giriş dozunun kVp artışı ile bir miktar arttığı görülmektedir. Bunun sebebi 1,40 optik yoğunluk elde etmek için seçilen AEC yoğunluk basamağının diğer kVp'lere göre yüksek olmasıdır.
- PMMA kalınlığı arttıkça giriş dozu artmaktadır. Bu artış ortalama giriş dozu değerlerinden de görülmektedir.
- ANSI fantomlarında da aynı kalınlıkta (yapıda), kVp arttıkça giriş dozunun azaldığı görülmektedir.
- ANSI fantom arasında huttner görüntü kalitesi fantomu varken alınan ölçümlerde aynı kalınlıkta (yapıda) kVp arttıkça giriş dozunun azaldığı görülmektedir. Ancak ANSI ekstremite 70 kVp'de giriş dozunun bir miktar arttığı görülmektedir.
- ANSI fantomlar için kalınlık arttıkça (yapı değiştirilince) giriş dozu artmaktadır. Aynı şekilde ortalama giriş dozu değerlerinden de artış görülmektedir.

Eşdeğer PMMA kalınlıkları incelendiğinde;

- 10 cm PMMA ve ANSI ekstremite kıyaslandığında; aynı kVp'ler için giriş dozunun PMMA tabakalarında daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun sebebi ise ANSI ekstremite fantomunun (8,55 cm), 10 cm PMMA'dan daha az kalınlığa sahip olmasından dolayı AEC'nin daha düşük mAs değeri vermesidir.

- 15 cm PMMA ve ANSI göğüs fantomu kıyaslandığında; giriş dozlarının PMMA tabakalarında daha yüksek olduğu görülmektedir. 15 cm PMMA-80 kVp ile ANSI göğüs-90 kVp karşılaştırıldığında ise yine PMMA'nın giriş dozu değerinin daha yüksek olduğu görülmektedir.
- 20 cm PMMA ve ANSI-Kafatası fantomu kıyaslandığında; giriş dozlarının PMMA tabakalarında daha yüksek olduğu görülmektedir. Aynı kVp'lerde karşılaştırma yapıldığında aynı durum görülmektedir.
- 25 cm PMMA ve ANSI bel fantomu kıyaslandığında; giriş dozlarının ANSI fantomlarda daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun sebebi ANSI fantomlarda daha düşük kVp'lerin kullanılmasıdır. Ancak aynı kVp'de yapılan karşılaştırmada giriş dozunun yine ANSI fantomda daha yüksek olduğu görülmektedir.
- Elde edilen sonuçlardan, PMMA'nın ANSI fantoma göre daha fazla saçıcı etkisi olduğu anlaşılmaktadır.

Farklı kalınlıktaki PMMA tabakaları ve ANSI fantomlarında kullanılan görüntü kalite kontrol fantomlarının her bir kalınlık ve yapı için ortalama giriş dozu değerlerinin değişimi Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Her kalınlık ve yapı için görüntü kalite kontrol fantomlarındaki ortalama giriş dozu değişimi

4.1.2 Görüntü Kalite İndekslerinin Karşılaştırılması

Görüntüler, PMMA ve ANSI fantomlar arasına yerleştirilen görüntü kalite kontrol fantomları kullanılarak film-ekran ve dijital sistemlerde alınmıştır. Elde edilen görüntü kalite indeksi değerleri PMMA ve ANSI fantomları için Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8’de verilmiştir.

Farklı kalınlıktaki PMMA tabakaları ve ANSI fantomlarında eşdeğer PMMA kalınlıkları ve ortak kVp’ler için hesaplanan % kontrast değerlerinin giriş dozuna oranları hesaplanmıştır. Çizelge 4.9’da % kontrast değerlerinin giriş dozuna oranları (Figure of merit, FOM) verilmiştir.

Çizelge 4.5 Farklı kalınlıkta PMMA'lar için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması

| Kalınlık | kVp | CDRAD | | | | LCD4 | | | HUTTNER | | | |
|------------|-----------------|-------------|-------------|----------------|------------------|-------------|----------------|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|
| | | Film | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) | Film | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) |
| | | IQFinv | IQFinv | IQFinv | IQFinv | ONIS | ONIS | ONIS | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) |
| 5 cm PMMA | 50 | 4,55 | 5,30 | 5,89 | 5,79 | 9,58 | 46,00 | 13,30 | 2,50 (15) | 2,00 (13) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 55 | 4,83 | 5,01 | 5,75 | 5,61 | 10,90 | 42,30 | 10,70 | 2,24 (14) | 1,80 (12) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 60 | 4,87 | 4,93 | 5,64 | 5,56 | 9,11 | 34,20 | 9,40 | 2,24 (14) | 1,80 (12) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | Ortalama | 4,75 | 5,08 | 5,76 | 5,65 | 9,86 | 40,83 | 11,13 | 2,33 | 1,87 | 1,93 | 2,00 |
| 10 cm PMMA | 60 | 4,92 | 5,35 | 5,50 | 5,17 | 7,36 | 32,10 | 7,90 | 2,80 (16) | 2,24 | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 65 | 4,63 | 5,20 | 5,13 | 5,08 | 7,87 | 27,90 | 6,40 | 2,50 (15) | 2,00 (13) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 70 | 4,34 | 4,56 | 5,02 | 4,95 | 6,46 | 25,50 | 5,90 | 2,50 (15) | 2,00 (13) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | Ortalama | 4,63 | 5,04 | 5,22 | 5,07 | 7,23 | 28,50 | 6,73 | 2,60 | 2,08 | 1,93 | 2,00 |
| 15 cm PMMA | 70 | 3,37 | 4,14 | 4,93 | 4,84 | 4,85 | 17,80 | 4,70 | 2,50 (15) | 2,00 (13) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | 75 | 2,83 | 3,79 | 4,90 | 4,65 | 4,50 | 15,80 | 3,70 | 2,24 (14) | 2,00 (13) | 1,60 (11) | 1,80 (12) |
| | 80 | 2,95 | 3,35 | 4,77 | 4,60 | 4,01 | 14,30 | 3,60 | 2,24 (14) | 2,00 (13) | 1,60 (11) | 1,80 (12) |
| | Ortalama | 3,05 | 3,76 | 4,87 | 4,70 | 4,45 | 15,97 | 4,00 | 2,33 | 2,00 | 1,67 | 1,87 |
| 20 cm PMMA | 80 | 3,01 | 3,31 | 4,36 | 4,28 | 3,36 | 13,60 | 2,90 | 2,24 (14) | 1,80 (12) | 1,60 (11) | 1,80 (12) |
| | 85 | 3,03 | 3,05 | 4,30 | 4,03 | 3,27 | 12,30 | 2,60 | 2,00 (13) | 1,80 (12) | 1,40 (10) | 1,80 (12) |
| | 90 | 2,69 | 2,49 | 4,14 | 3,83 | 2,30 | 11,40 | 2,40 | 2,00 (13) | 1,80 (12) | 1,40 (10) | 1,60 (11) |
| | Ortalama | 2,91 | 2,95 | 4,27 | 4,05 | 2,98 | 12,40 | 2,63 | 2,08 | 1,80 | 1,47 | 1,73 |
| 25 cm PMMA | 90 | 2,74 | 2,67 | 3,91 | 3,67 | 2,80 | 9,60 | 1,80 | 1,60 (11) | 1,40 (10) | 1,40 (10) | 1,60 (11) |
| | 95 | 2,13 | 2,55 | 3,77 | 3,53 | 2,76 | 8,90 | 1,60 | 1,60 (11) | 1,40 (10) | 1,40 (10) | 1,60 (11) |
| | 100 | 2,29 | 2,27 | 3,69 | 3,50 | 2,68 | 8,60 | 1,50 | 1,60(11) | 1,25 (9) | 1,40 (10) | 1,40 (10) |
| | Ortalama | 2,39 | 2,50 | 3,79 | 3,57 | 2,75 | 9,03 | 1,63 | 1,60 | 1,35 | 1,40 | 1,53 |

Çizelge 4.6 PMMA fantomlarında LCD4 fantomu için görsel değerlendirme ve tablodan bulunan % kontrast değerleri

| Kalınlık | kVp | LCD4 | | | | | | | |
|------------|----------|---------|-------------------|----------|-------------------|----------------|-------------------|------------------|-------------------|
| | | Film | | Dijitize | | DRX (İşlenmiş) | | DRX (İşlenmemiş) | |
| | | Disk No | %Kontrast (tablo) | Disk No | %Kontrast (tablo) | Disk No | %Kontrast (tablo) | Disk No | %Kontrast (tablo) |
| 5 cm PMMA | 50 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 55 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 60 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | Ortalama | - | 0,42 | - | 0,42 | - | 0,42 | - | 0,42 |
| 10 cm PMMA | 60 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 65 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 70 | 18 | 0,66 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | Ortalama | - | 0,5 | - | 0,42 | - | 0,42 | - | 0,42 |
| 15 cm PMMA | 70 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 | 19 | 0,42 | 18 | 0,66 |
| | 75 | 17 | 0,86 | 18 | 0,66 | 19 | 0,42 | 18 | 0,66 |
| | 80 | 17 | 0,86 | 17 | 0,86 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 |
| | Ortalama | - | 0,79 | - | 0,73 | - | 0,5 | - | 0,66 |
| 20 cm PMMA | 80 | 17 | 0,86 | 18 | 0,66 | 17 | 0,86 | 17 | 0,86 |
| | 85 | 14 | 1,55 | 14 | 1,55 | 17 | 0,86 | 17 | 0,86 |
| | 90 | 14 | 1,55 | 14 | 1,55 | 16 | 1,10 | 15 | 1,30 |
| | Ortalama | - | 1,32 | - | 1,25 | - | 0,94 | - | 1,01 |
| 25 cm PMMA | 90 | 12 | 2,15 | 13 | 1,72 | 16 | 1,10 | 16 | 1,10 |
| | 95 | 11 | 2,49 | 12 | 2,15 | 16 | 1,10 | 15 | 1,30 |
| | 100 | 9 | 3,71 | 10 | 3,22 | 14 | 1,55 | 13 | 1,72 |
| | Ortalama | - | 2,78 | - | 2,36 | - | 1,25 | - | 1,37 |

Çizelge 4.7 ANSI fantomlar için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması

| Kalınlık | kVp | CDRAD | | | | LCD4 | | | HUTTNER | | | |
|---------------------------------------|----------|-------------|-------------|-------------------|---------------------|-------------|----------------|---------------------|--------------------|--------------------|-------------------|---------------------|
| | | Film | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) | Film | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) |
| | | IQFinv | IQFinv | IQFinv | IQFinv | ONIS | ONIS | ONIS | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (GrupNo) | Lp/mm (Grup No) |
| ANSI Ekstremitte (8,55 cm PMMA) | 60 | 5,34 | 5,49 | 7,09 | 6,49 | 10,11 | 23,68 | 8,49 | 2,80 (16) | 1,80 (12) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | 65 | 4,81 | 4,84 | 6,29 | 6,23 | 10,14 | 20,13 | 7,17 | 2,80 (15) | 1,60 (11) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | 70 | 4,54 | 4,35 | 5,79 | 6,02 | 8,14 | 18,03 | 6,57 | 2,50 (15) | 1,60 (11) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | Ortalama | 4,90 | 4,89 | 6,39 | 6,25 | 9,46 | 20,60 | 7,41 | 2,70 | 1,67 | 1,80 | 2,00 |
| ANSI Göğüs (15 cm PMMA) | 90 | 4,68 | 4,02 | 5,97 | 5,55 | 4,85 | 13,39 | 3,45 | 2,50 (15) | 1,80 (12) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 110 | 4,64 | 3,57 | 5,72 | 5,53 | 3,71 | 10,82 | 2,42 | 2,24 (14) | 1,60 (11) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 125 | 3,52 | 2,88 | 5,63 | 5,13 | 2,99 | 10,58 | 2,31 | 2,24 (14) | 1,60 (11) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | Ortalama | 4,28 | 3,49 | 5,77 | 5,40 | 3,85 | 11,60 | 2,73 | 2,33 | 1,67 | 2,00 | 2,00 |
| ANSI Kafatası (20 cm PMMA) | 70 | 3,99 | 4,71 | 5,97 | 5,79 | 5,74 | 19,65 | 4,07 | 2,50 (15) | 2,00 (13) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 80 | 3,95 | 4,45 | 4,83 | 4,83 | 4,45 | 15,53 | 3,03 | 2,24 (14) | 1,80 (12) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 90 | 3,85 | 4,01 | 4,63 | 4,54 | 4,09 | 12,99 | 2,65 | 2,24 (14) | 1,80 (12) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | Ortalama | 3,93 | 4,39 | 5,14 | 5,05 | 4,76 | 16,10 | 3,25 | 2,33 | 1,87 | 1,93 | 2,00 |
| ANSI Bel (25 cm PMMA) | 75 | 4,05 | 3,96 | 4,96 | 4,81 | 3,08 | 13,11 | 2,35 | 2,24 (14) | 2,00 (13) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 80 | 3,91 | 3,90 | 4,61 | 4,53 | 2,94 | 11,60 | 1,89 | 2,00 (13) | 1,80 (12) | 2,00 (13) | 2,00 (13) |
| | 90 | 3,42 | 3,54 | 4,31 | 4,28 | 2,52 | 8,52 | 1,64 | 1,80 (12) | 1,60 (11) | 1,80 (12) | 2,00 (13) |
| | Ortalama | 3,79 | 3,80 | 4,63 | 4,54 | 2,85 | 11,08 | 1,96 | 2,01 | 1,80 | 1,93 | 2,00 |

Çizelge 4.8 ANSI fantomlarda LCD4 fantomu için görsel değerlendirme ve tablodan bulunan % kontrast değerleri

| Kalınlık | kVp | LCD4 | | | | | | | |
|-----------------------------------|----------|---------|-------------------|----------|-------------------|----------------|-------------------|------------------|-------------------|
| | | Film | | Dijitize | | DRX (işlenmiş) | | DRX (İşlenmemiş) | |
| | | Disk No | %Kontrast (tablo) | Disk No | %Kontrast (tablo) | Disk No | %Kontrast (tablo) | Disk No | %Kontrast (tablo) |
| ANSI Ekstremiteler (8,55 cm PMMA) | 60 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 65 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 70 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | Ortalama | - | 0,50 | - | 0,50 | - | 0,42 | - | 0,42 |
| ANSI Göğüs (15 cm PMMA) | 90 | 17 | 0,86 | 16 | 1,10 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 110 | 16 | 1,10 | 15 | 1,30 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 125 | 14 | 1,55 | 14 | 1,55 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 |
| | Ortalama | - | 1,17 | - | 1,32 | - | 0,50 | - | 0,50 |
| ANSI Kafatası (20 cm PMMA) | 70 | 17 | 0,86 | 17 | 0,86 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 80 | 16 | 1,10 | 17 | 0,86 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | 90 | 14 | 1,55 | 14 | 1,55 | 19 | 0,42 | 19 | 0,42 |
| | Ortalama | - | 1,17 | - | 1,09 | - | 0,42 | - | 0,42 |
| ANSI Bel (25 cm PMMA) | 75 | 13 | 1,72 | 14 | 1,55 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 |
| | 80 | 12 | 2,15 | 13 | 1,72 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 |
| | 90 | 12 | 2,15 | 12 | 2,15 | 18 | 0,66 | 18 | 0,66 |
| | Ortalama | - | 2,01 | - | 1,81 | - | 0,66 | - | 0,66 |

Çizelge 4.9 Eşdeğer kalınlıklar için hesaplanan FOM değerleri

| FANTOM | kVp | Giriş Dozu (mGy) | Dijitize | DRX İşlenmiş | DRX İşlenmemiş | Dijitize | DRX İşlenmiş | DRX İşlenmemiş |
|--------------------------------|-----|------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|----------|--------------|----------------|
| | | | Hesaplanan % Kontrast | Hesaplanan % Kontrast | Hesaplanan % Kontrast | FOM | FOM | FOM |
| 10 cm PMMA | 60 | 0,185 | 7,36 | 32,10 | 7,90 | 39,80 | 173,40 | 42,70 |
| | 65 | 0,174 | 7,87 | 27,90 | 6,40 | 45,10 | 160,00 | 36,70 |
| | 70 | 0,135 | 6,46 | 25,50 | 5,90 | 47,80 | 188,80 | 43,70 |
| ANSI Ekstremité (8,55 cm PMMA) | 60 | 0,081 | 10,11 | 23,68 | 8,49 | 124,80 | 292,40 | 104,80 |
| | 65 | 0,077 | 10,14 | 20,13 | 7,17 | 131,70 | 261,40 | 93,10 |
| | 70 | 0,063 | 8,14 | 18,03 | 6,57 | 129,20 | 286,20 | 104,30 |
| 15 cm PMMA | 80 | 0,299 | 4,01 | 14,30 | 3,60 | 13,40 | 47,80 | 12,00 |
| ANSI Göğüs (15 cm PMMA) | 90 | 0,117 | 4,85 | 13,39 | 3,45 | 41,60 | 114,90 | 29,60 |
| 20 cm PMMA | 80 | 0,911 | 3,36 | 13,60 | 2,90 | 3,70 | 14,90 | 3,20 |
| | 90 | 0,625 | 2,30 | 11,40 | 2,40 | 3,70 | 18,20 | 3,80 |
| ANSI Kafatası (20 cm PMMA) | 80 | 0,495 | 4,45 | 15,53 | 3,03 | 8,99 | 31,40 | 6,12 |
| | 90 | 0,346 | 4,09 | 12,99 | 2,65 | 11,80 | 37,50 | 7,66 |
| 25 cm PMMA | 90 | 2,214 | 2,80 | 9,60 | 1,80 | 1,27 | 4,30 | 0,81 |
| ANSI Bel (25 cm PMMA) | 90 | 1,929 | 2,52 | 8,52 | 1,64 | 1,31 | 4,42 | 0,85 |

3 farklı kVp ayarlanarak elde edilen sonuçların ortalaması alınarak ANSI organ fantomu ve farklı kalınlıktaki PMMA'larda görüntü kalite indeksleri karşılaştırılmıştır. Genel olarak; PMMA fantomları dikkate alındığında IQFinv ve % kontrast ortalama değerlerinin artan kalınlık ile azaldığı görülmektedir.

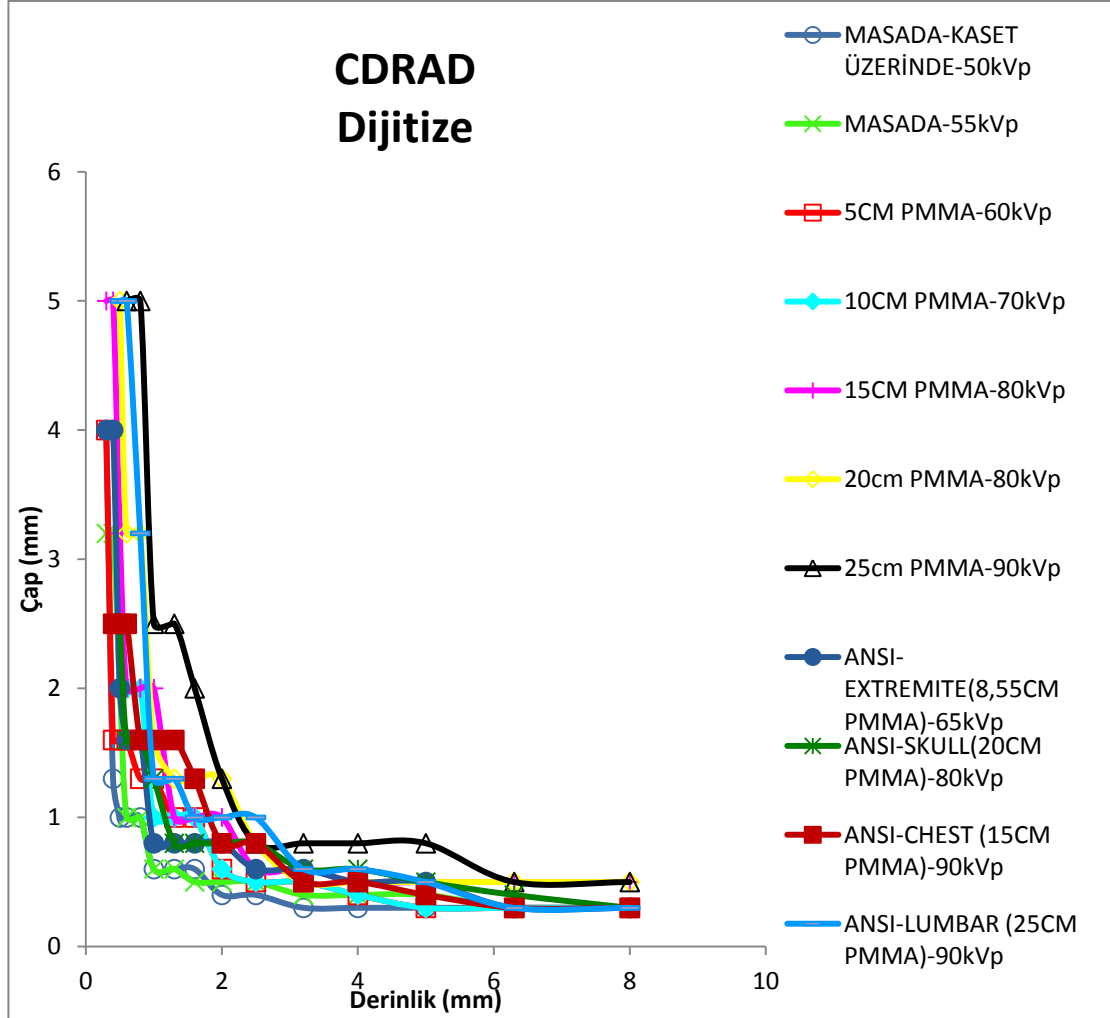
Ortalama değerler dikkate alındığında 5 cm PMMA'da alınan dijitize görüntüler hariç %Kontrast ve IQFinv değerleri; dijitize, DRişlenmiş ve DRişlenmemiş görüntüler için PMMA kalınlık artışı ile azalmaktadır. Bunun sebebi saçılan fotonların artan kalınlık ve her kalınlıkta kullanılan yüksek kVp nedeni ile artmasıdır. ANSI organ fantomlarında IQFinv ve % kontrast değerleri; benzer nedenler ile film, DRişlenmiş ve DRişlenmemiş görüntüler için organ kalınlıklarında azalmaktadır. Ancak dijitize görüntülerde ANSI göğüs incelemesinde bu davranış görülmemektedir. Bu durum, ANSI göğüs fantomunda hava boşluğunun bulunmasından dolayı saçıcı etkisinin fazla olmasından ve geniş kVp aralığı kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

ANSI organ fantomlarında ayırma gücünün (çç/mm) kalınlık artışı ile film görüntülerinde daha belirgin olarak azaldığı görülmektedir. 5 cm PMMA görüntülerinden elde edilen çç/mm değerleri hariç tutularak ortalama değerlere göre yapılan değerlendirmede ayırma gücü (çç/mm) değerlerinin PMMA kalınlık artışı ile azaldığı görülmektedir. Ayırma gücündeki bu azalış, saçıcı ortam artışının görüntü kalitesine olan etkisidir.

% Kontrast değerlerinin giriş dozlarına oranını veren FOM değerleri eşdeğer kalınlıklar için incelendiğinde, ANSI fantomların FOM değerinin PMMA tabakalarına göre yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum ANSI fantomlarda giriş dozunun daha düşük ve kontrast değerinin ise daha yüksek olduğunu göstermektedir.

Farklı kalınlıktaki PMMA tabakaları ve ANSI fantomlarda CDRAD görüntü kalite kontrol fantomu kullanılarak alınan görüntüler değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda çizilen kontrast-detay grafikleri Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te gösterilmektedir. Çizilen grafiklerdeki eğrilerin karşılaştırılmasında en iyi performansı

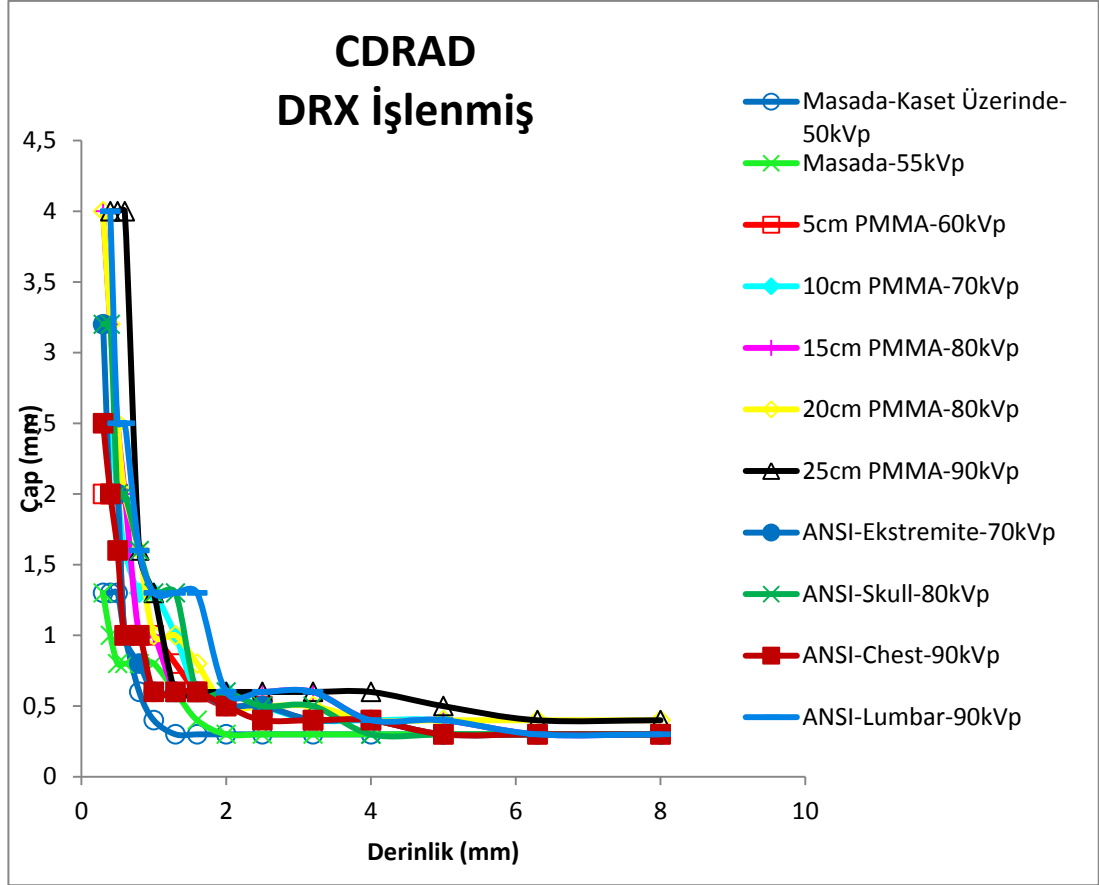
gösteren eğrinin grafiğin sol kısmında yer alması beklenmektedir. Bu durum, küçük detayların daha iyi detekte edilebildiğinin bir göstergesidir.



Şekil 4.2 Farklı kalınlıkta PMMA tabakaları ve ANSI fantomlar için sayısallaştırılmış film görüntülerinde CDRAD değerlendirmesi

Değerlendirme sonucunda çizilen eğrilerin karşılaştırılmasında;

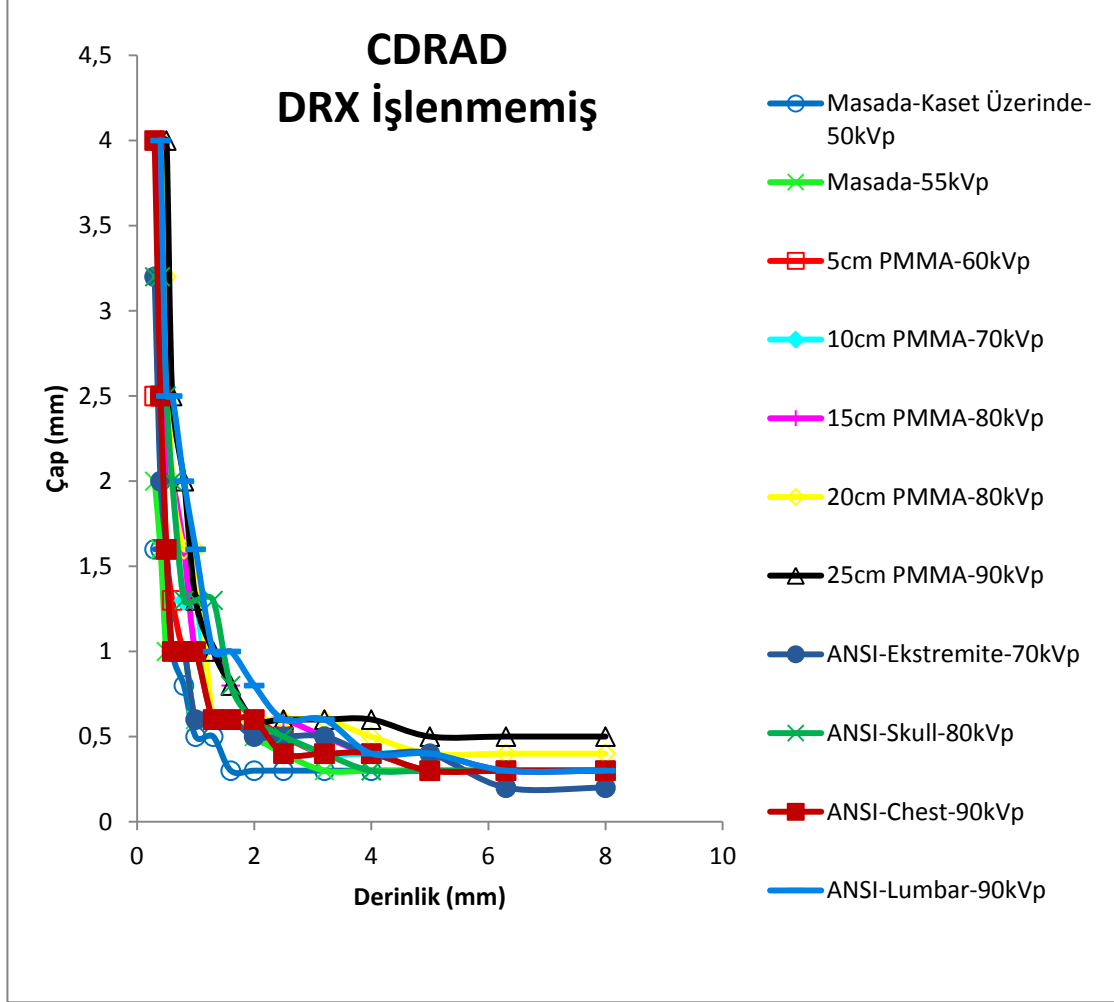
- 5 cm PMMA ve 10 cm PMMA kalınlığındaki eğrilerin benzer olduğu görülmektedir. ANSI ekstremite fantomunun ise 2-6 mm derinlikleri arasında görüntü kalitesinin daha iyi olduğu görülmektedir.
- ANSI bel fantomunda, 25 cm PMMA fantomuna göre detayların daha iyi detekte edildiği görülmektedir.
- ANSI kafatası fantom görüntüsünde 0,5-2,5 mm derinlikleri arasında görüntü kalitesi 20 cm PMMA'dan daha iyidir. Ancak 2,5 mm'den daha fazla derinliklerde görüntü kalitesi hemen hemen aynıdır.
- ANSI göğüs ile 15 cm PMMA karşılaştırıldığında görüntü kalitesi açısından aynı kalitede oldukları görülmektedir.
- Her bir PMMA kalınlığının diğerine göre farkı ANSI fantomdan daha iyi ayırt edilebilir olmasıdır.
- 5-10 cm PMMA kalınlıklarında 2mm derinlikten sonra delikler ayırt edilememektedir.
- 15-20 cm PMMA kalınlıklarında görüntü kalitesi birbirine yakın sonuçlar vermektedir.
- 25 cm PMMA kalınlığında ise görüntü kalitesi diğer fantomlara göre daha kötü sonuçlar vermektedir.
- ANSI fantomlarda 2 mm derinlikten sonra küçük çaplı delikler net olarak ayırt edilememektedir.



Şekil 4.3 Farklı kalınlıkta PMMA tabakaları ve ANSI fantomları için DRX işlenmiş görüntülerde CDRAD değerlendirmesi

- Elde edilen görüntülerde görüntü kalitesi açısından PMMA kalınlıkları arasındaki farkın az olduğu görülmektedir.
- 10, 15 ve 20 cm PMMA kalınlıklarında 3,5-6 mm derinlikler arasında eğriler benzerlik göstermektedir. 25 cm PMMA kalınlığında görüntü kalitesinin daha kötü olduğu görülmektedir.
- ANSI fantomlarda ekstremite ve göğüs için eğrilerin benzer olduğu görülmektedir.
- ANSI bel ile ANSI kafatası kıyaslandığında kafatası için elde edilen sonuçların daha iyi olduğu görülmektedir.

- ANSI ekstremite ve ANSI göğüs için eğriler kıyaslandığında 0,8-2 mm derinlikler arasında bel ve kafatasından daha iyi sonuçlar elde edildiği görülmektedir.



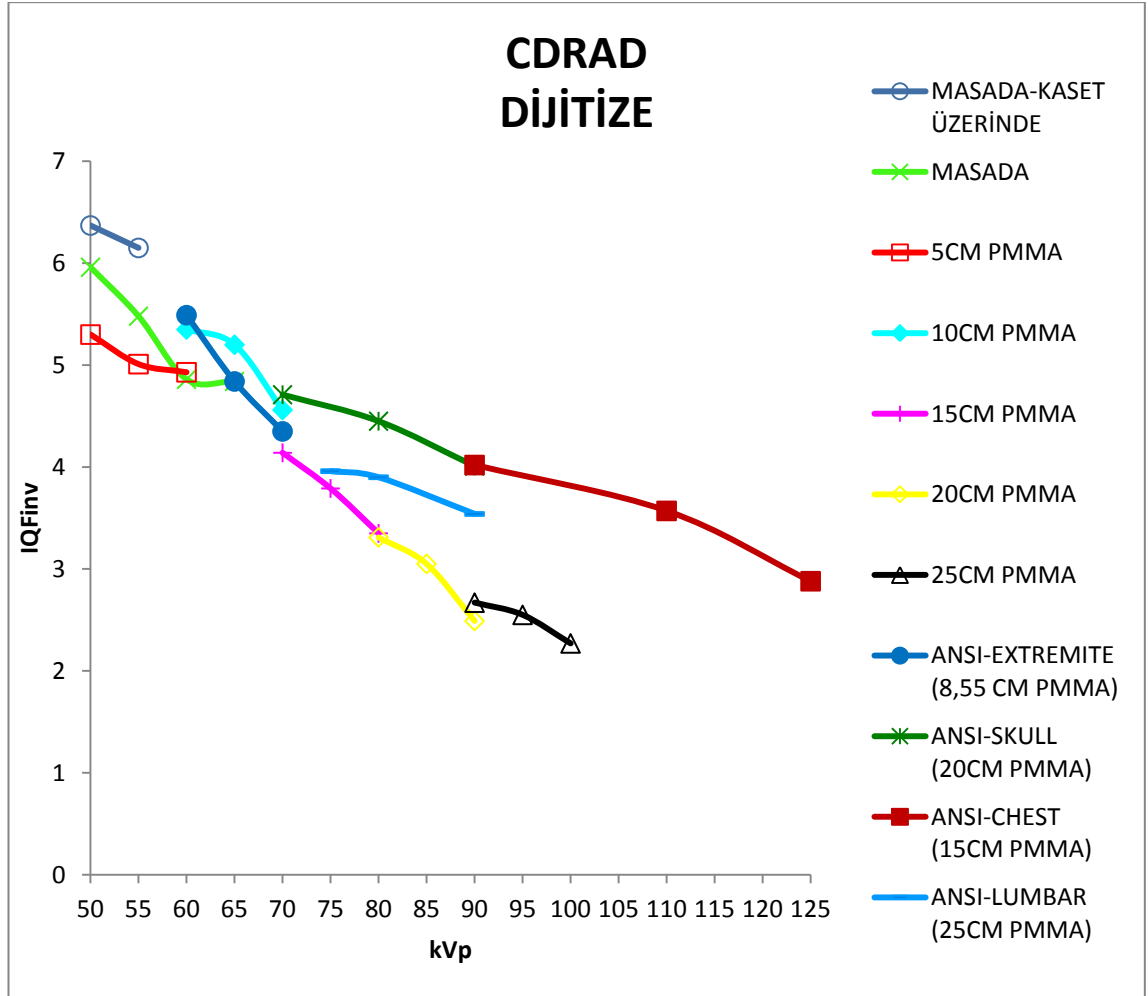
Şekil 4.4 Farklı kalınlıkta PMMA tabakaları ve ANSI fantomları için DRX işlenmemiş görüntülerde CDRAD değerlendirilmesi

- 5 cm PMMA ve ANSI ekstremite eğrileri karşılaştırıldığında eğrilerin benzer olduğu görülmektedir. 10 cm PMMA kalınlığında görüntü kalitesi 0,5-1,5 mm derinlikleri arasında 5 cm PMMA ve ANSI ekstremiteye göre biraz daha kötüdür.
- 15 cm PMMA ve ANSI göğüs eğrileri karşılaştırıldığında ise ANSI göğüs fantomunda detayların daha iyi detekte edilebildiği görülmektedir.

- ANSI kafatası fantomunda 2 mm'den sonraki derinlikler için görüntü kalitesi 20 cm PMMA'dan daha iyidir.
- ANSI bel fantomunda 2 mm'den sonraki derinliklerde görüntü kalitesinin 25 cm PMMA'ya göre daha iyi olduğu görülmektedir.
- 5 cm, 10 cm ve 15 cm PMMA kalınlıklarında eğriler 2 mm'den sonraki derinliklerde benzerdir. 5, 10 ve 15 cm PMMA kalınlıklarındaki eğriler bu derinlikte ayırt edilemez. Fakat 20 ve 25 cm PMMA kalınlıklarında eğriler ayırt edilebilir.

Bu durumda; görüntü kalitesi 25 cm PMMA kalınlığında en kötü sonucu vermektedir. ANSI göğüs ve ANSI kafatası ise 2 mm derinlikten sonra benzerdir. Fakat ANSI göğüs biraz daha iyi sonuç vermektedir.

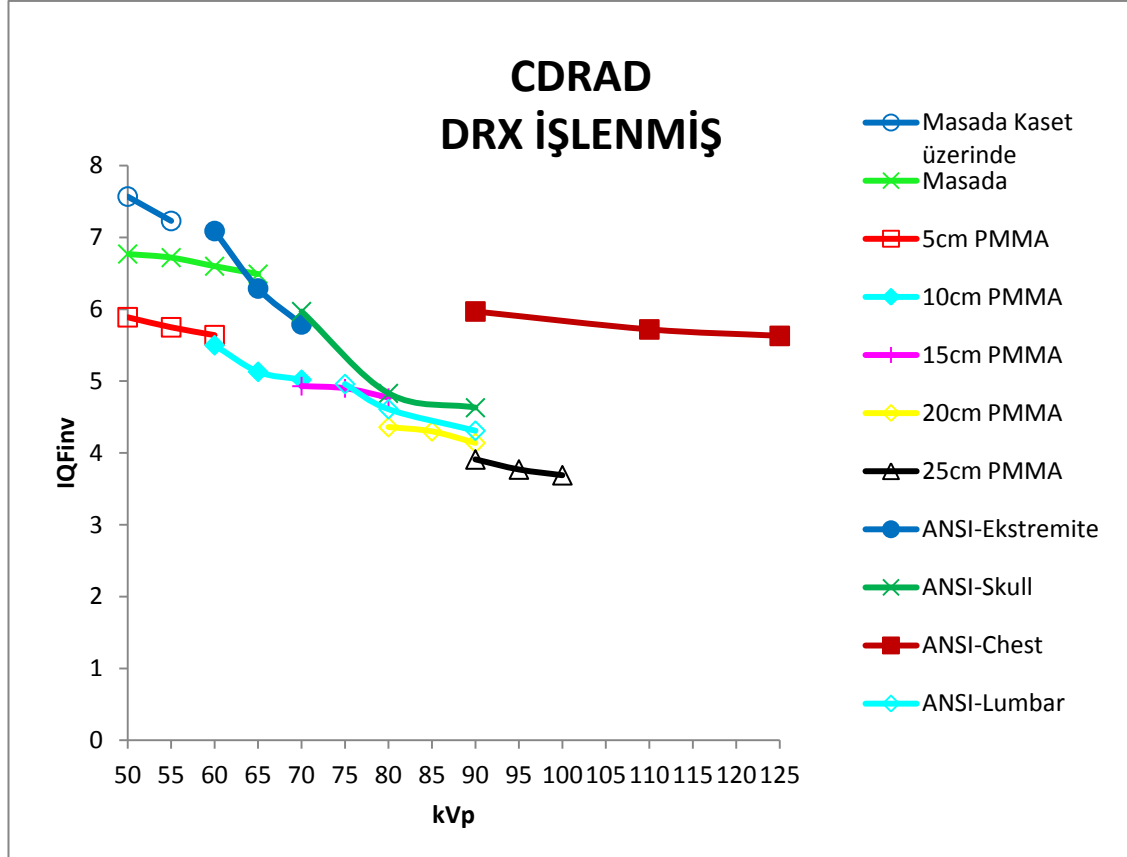
Farklı kalınlıktaki PMMA tabakaları ve ANSI fantomlarda alınan CDRAD görüntülerinin değerlendirilmesi sonucunda hesaplanan IQF inv değerlerinin kVp ile değişimi Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de gösterilmektedir.



Şekil 4.5 Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlar için sayısallaştırılmış görüntülerdeki IQFInv değerinin kVp ile değişimi

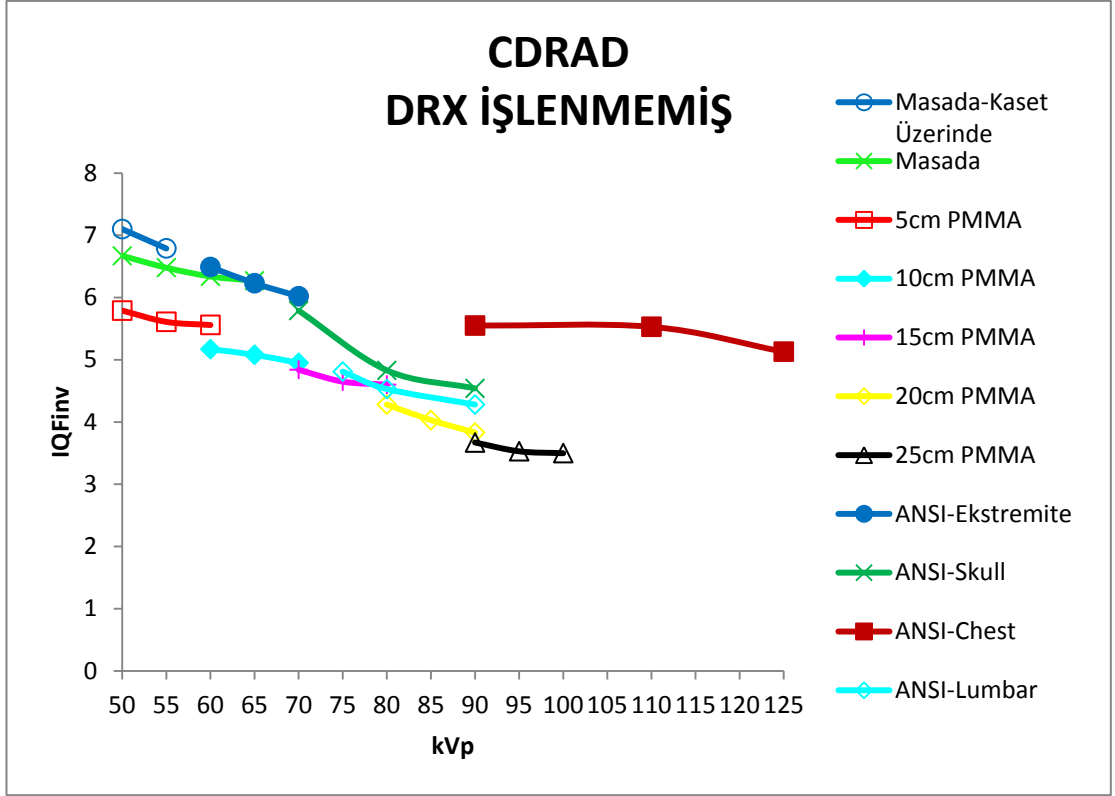
Değerlendirmeler sonunda hesaplanan IQFInv değerinin sayısallaştırılmış film görüntüleri için kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin ANSI göğüs fantomunda olduğu görülmektedir. Bunun nedeni ANSI göğüs fantomunda yüksek kVp değerlerinin kullanılması ve kVp aralığının geniş olmasıdır. Görüntü kalitesi açısından değerlendirme yapıldığında ise masada kaset üzerinde alınan görüntülerin en iyi görüntü

kalitesine sahip olduğu 25 cm PMMA kalınlığında ise görüntü kalitesinin en kötü sonucu verdiği görölmektedir.



Şekil 4.6 Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlar için DRX işlenmiş modunda elde edilen görüntülerdeki IQFInv değerinin kVp ile değişimi

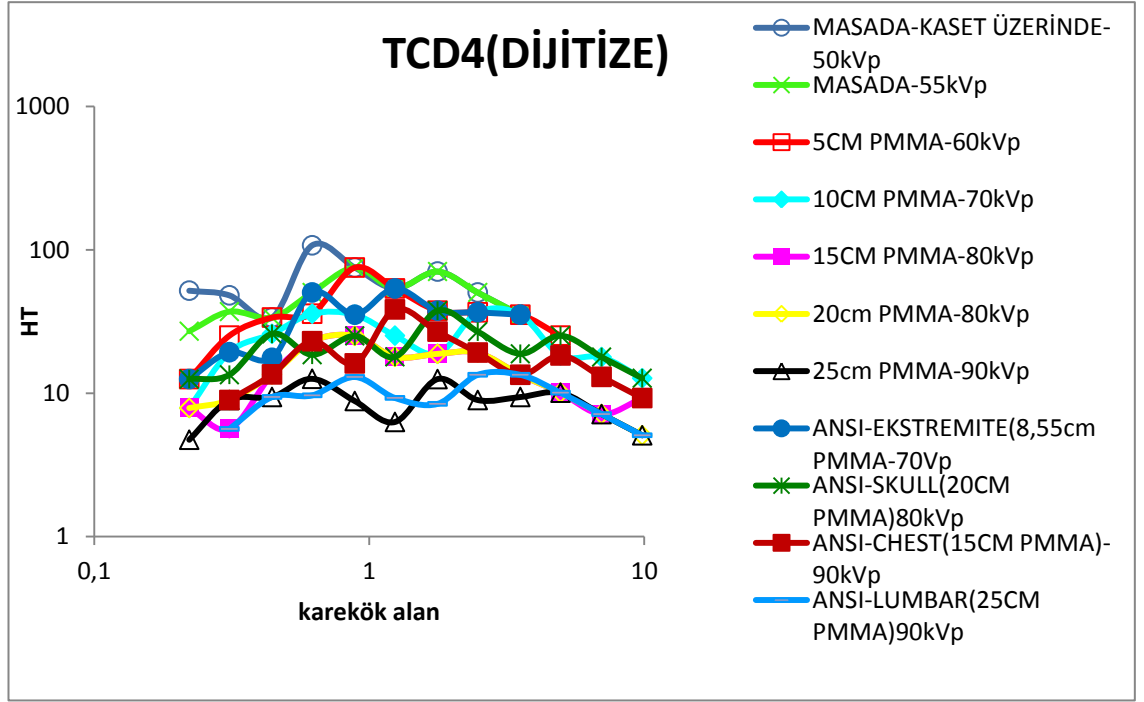
DRX sisteminde alınan işlenmiş görüntülerde yapılan değerlendirmede IQFInv değerinin kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değerşimin ANSI kafatasından olduğu görölmektedir. Görüntü kalitesi ise sayısallaştırılmış film görüntülerinde olduğu gibi en iyi sonucu masada kaset üzerinde alınan görüntüler, en kötü sonucu ise 25 cm PMMA kalınlığında elde edilen görüntüler vermektedir. Ayrıca DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerdeki görüntü kalitesinin, sayısallaştırılmış film görüntülerinden daha iyi olduğu görölmektedir.



Şekil 4.7 Farklı kalınlıkta PMMA ve ANSI fantomlar için DRX işlenmemiş modunda elde edilen görüntülerdeki IQFInv değerinin kVp ile değişimi

DRX sisteminde alınan işlenmemiş görüntülerdeki değerlendirmeler sonucunda IQFInv değerinin kVp ile değişiminde en fazla değişimin ANSI kafatasında olduğu görülmektedir. Görüntü kalitesi ise sayısallaştırılmış film görüntülerinden daha iyi sonuç verirken DRX işlenmiş görüntülerinden biraz daha kötüdür.

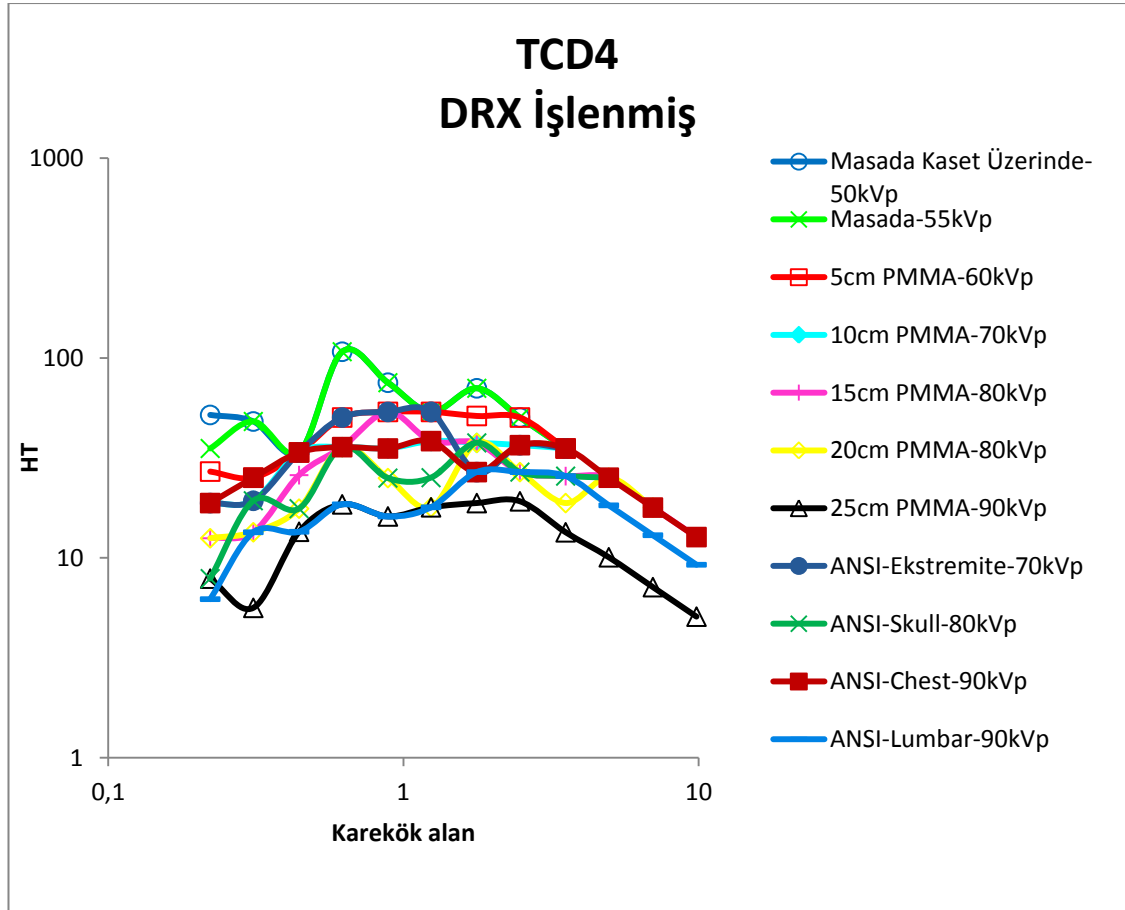
TCD4 fantomu kullanılarak alınan görüntüler değerlendirilerek sistemin görüntüleme performansını veren H_T eğrileri çizilmiştir. Farklı kalınlıktaki PMMA tabakaları ve ANSI fantomları için çizilen H_T eğrileri Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.8 Sayısallaştırılmış film görüntüleri için çizilen H_T eğrileri

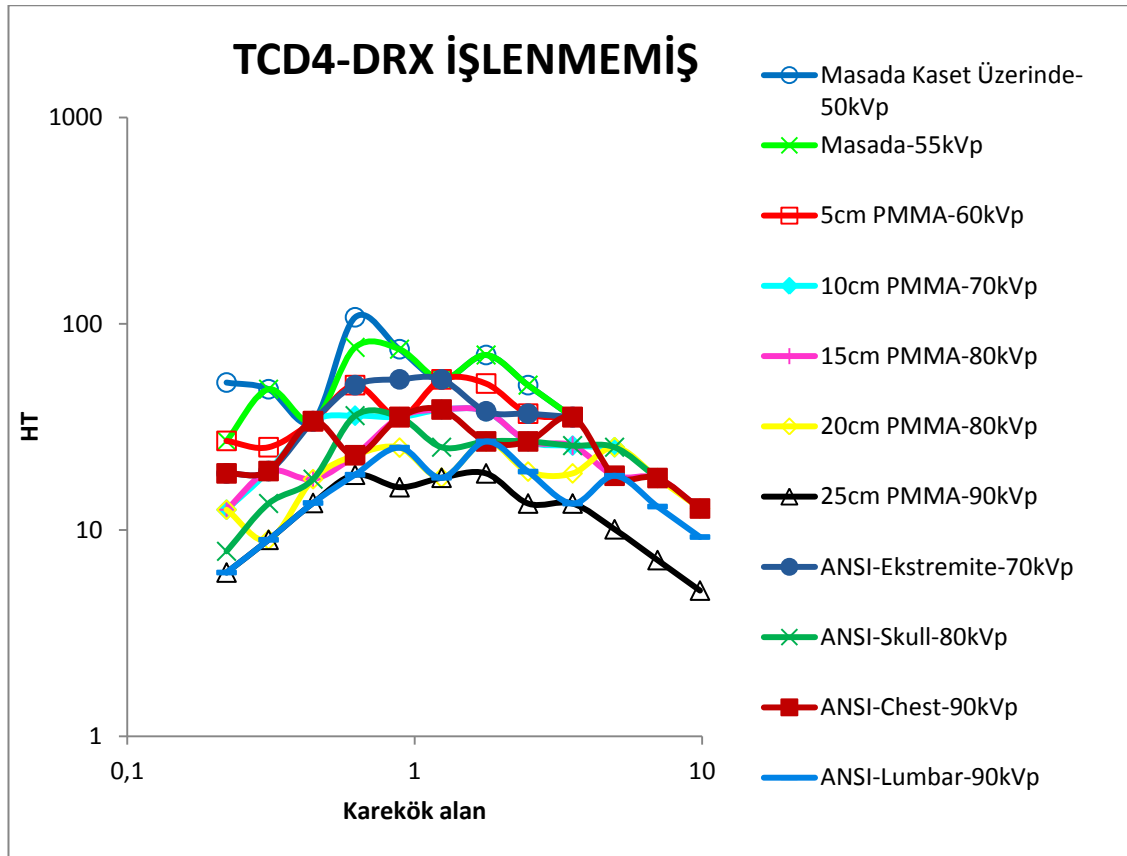
- Eğriler karşılaştırıldığında 5 cm PMMA ve ANSI ekstremitenin 10 cm PMMA kalınlığına göre daha iyi olduğu görülmektedir.
- 15 cm PMMA kalınlığı ile ANSI göğüs fantomuna ait eğriler incelendiğinde ANSI göğüsün biraz daha iyi olduğu görülmektedir.
- ANSI kafatası ile 20 cm PMMA eğrilerinin karşılaştırılmasında ANSI kafatası fantomunun görüntü kalitesinin daha iyi olduğu görülmektedir.
- ANSI bel fantomu ve 25 cm PMMA kalınlığına ait eğriler benzerdir ancak açıkça diğer eğrilerden ayırt edilebilir.

- Farklı PMMA kalınlıklarına ait eğriler karşılaştırıldığında 25 cm PMMA'nın en kötü görüntü kalitesine sahip olduğu görülmektedir. ANSI fantomlarda ise en kötü sonucu ANSI bel fantomu vermektedir ve eğriler arasındaki düzenli azalış beklenildiği gibidir.
- TCD4 fantomu ile CDRAD fantomu karşılaştırıldığında TCD4 fantomunda istatistiksel dalgalanmanın kötü olduğu görülmektedir. CDRAD fantomu kullanılarak çizilen eğrilerde 25 cm PMMA kalınlığı diğer eğrilerden daha iyi ayırt edilmektedir. Bu durumda; TCD4 fantomu ANSI fantomlar için organ fantomlarının farkını iyi vermektedir.



Şekil 4.9 DRX işlenmiş görüntüler için çizilen H_T eğrileri

- Farklı kalınlıktaki PMMA'lar ve ANSI fantomlar karşılaştırıldığında; ANSI fantomların PMMA'ya göre biraz daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir. Ayrıca ANSI ekstremite ve 5 cm PMMA en iyi görüntü kalitesine sahiptir.
- ANSI bel fantomu ve 25 cm PMMA eğrileri diğer eğrilerden net olarak ayırt edilebilmektedir.
- TCD4 fantomu CDRAD fantomu ile karşılaştırıldığında TCD4 fantomu için elde edilen organ eğrilerinin iyi ayırt edilebildiği görülmektedir.

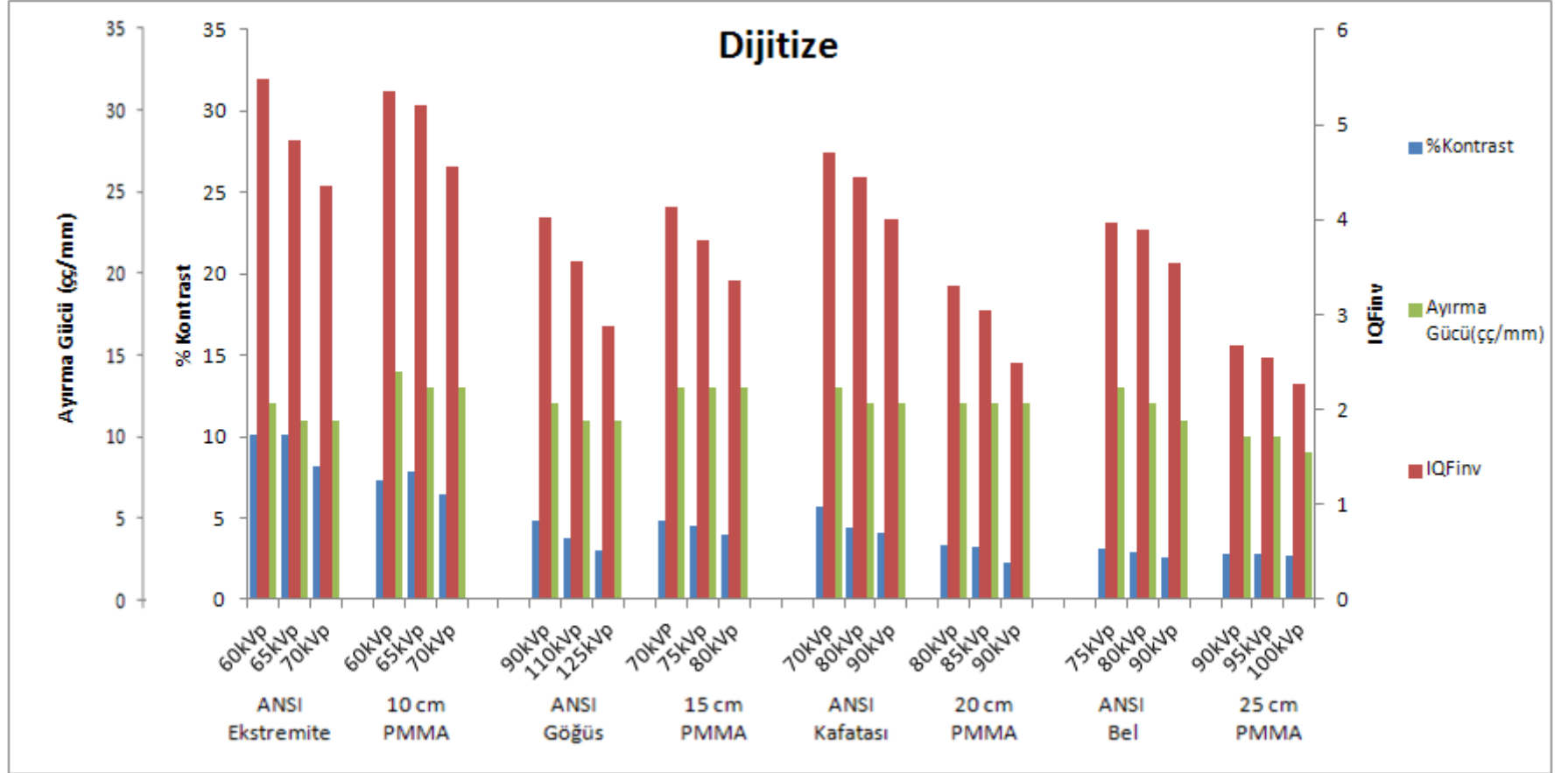


Şekil 4.10 DRX işlenmemiş görüntüler için çizilen H_T eğrileri

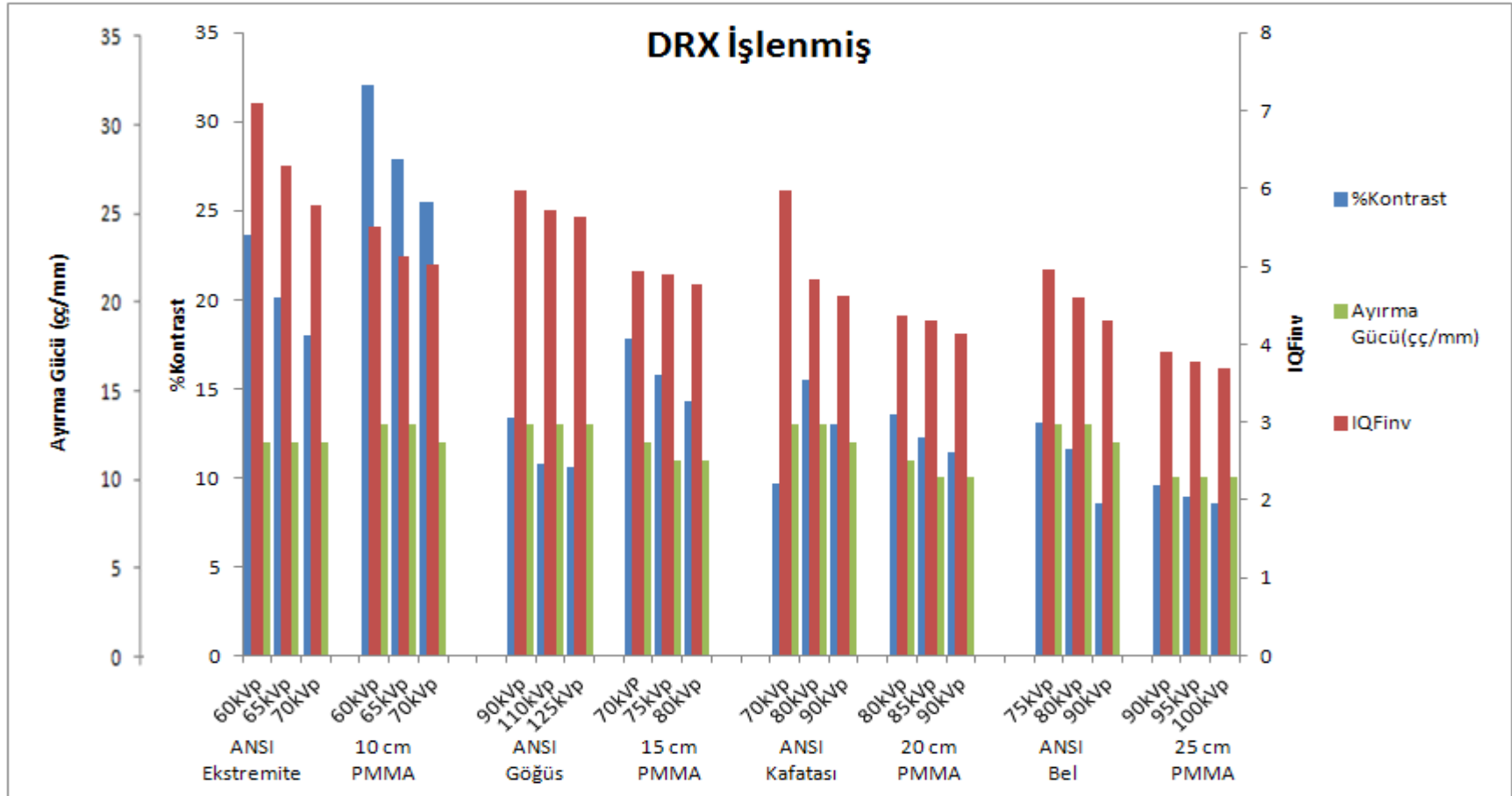
- ANSI ekstremite fantomuna ait eğri diğer eğrilerden zor ayırt edilebilmektedir ancak 5 cm PMMA ile birlikte en iyi görüntü kalitesi değerini vermektedir.

- 15 cm PMMA ve ANSI göğüs fantomu eğrileri benzer eğrilerdir ve 10 cm PMMA'ya göre daha kötü sonuçlar vermektedir.
- ANSI fantomlar ile PMMA kalınlıkları karşılaştırıldığında en iyi sonuçları ANSI fantomların verdiği görülmektedir.
- ANSI bel fantomuna ait eğri iyi ayırt edilmektedir ve görüntü kalitesine ait en kötü sonuç 25 cm PMMA tabakası vermektedir.

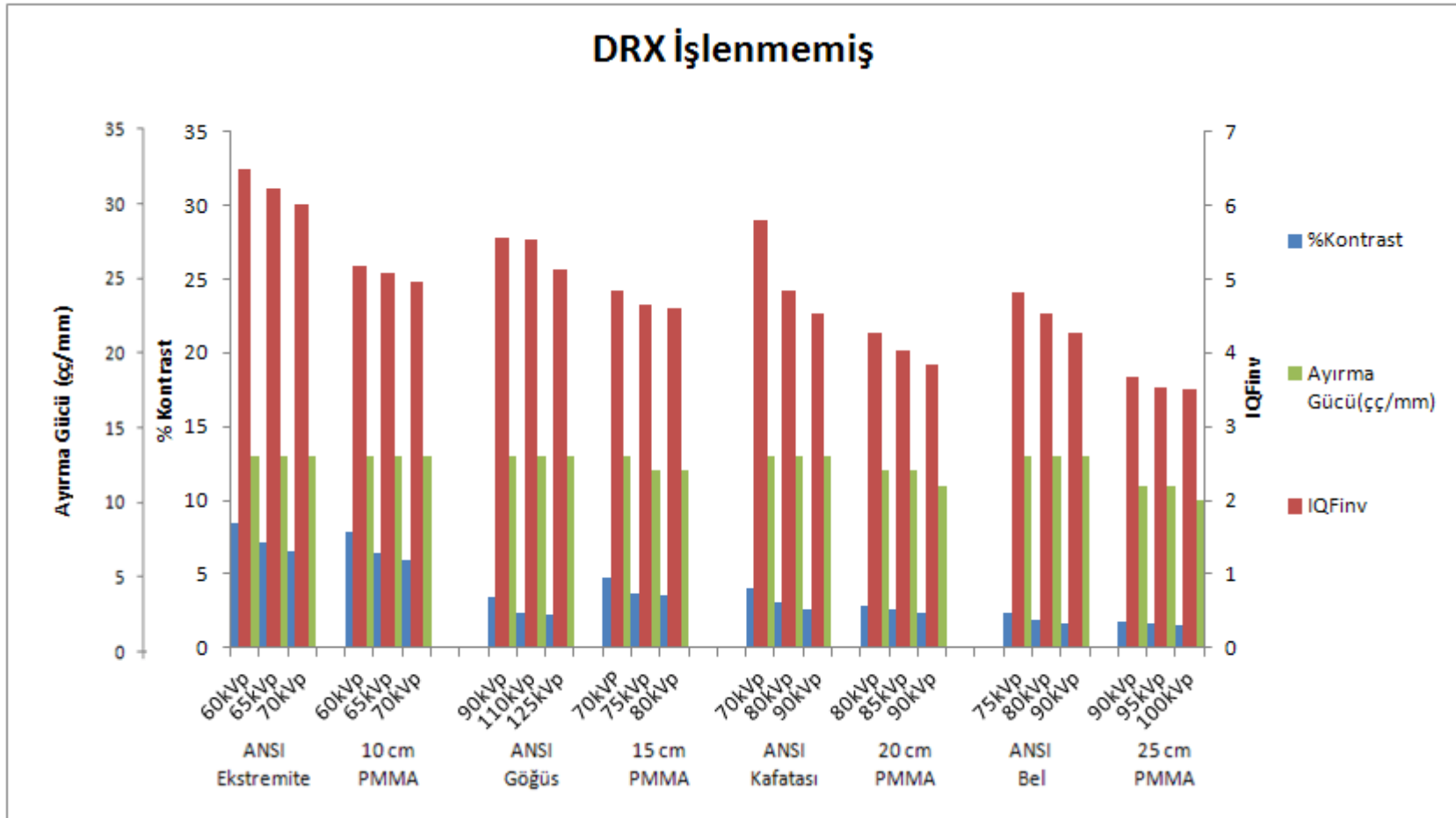
Eşdeğer PMMA kalınlıkları için % kontrast, ayırma gücü (çç/mm) ve IQF_{inv} değerlerini içeren görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması Şekil 4.11, 4.12 ve 4.13'te verilmektedir.



Şekil 4.11 Sayısallaştırılmış film görüntüleri için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması



Şekil 4.12 DRX işlenmiş görüntüleri için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması



Şekil 4.13 DRX işlenmemiş görüntüleri için görüntü kalite indekslerinin karşılaştırılması

4.2 Hümanoid Fantomlarda (Rando, Toraks, Diz) Doz ve Görüntü Kalitesi Karşılaştırılması

4.2.1 Hümanoid Fantomlarda Giriş Dozu

Hümanoid fantomlarda Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'da verilen ölçüm geometrisinde 3 farklı kVp'de iyon odası ile giriş ve detektör dozu ölçümü yapılmıştır. Çizelge 3.3'te verilen ölçümlerde kullanılan kVp'ler EUR16260 ve klinik Şartlara uygun olacak Şekilde seçilmiştir. Her fantom ve her kVp için film üzerinde yaklaşık 1,40 optik yoğunluk elde edilecek Şekilde işinlamalar yapılarak, uygun AEC yoğunluk basamağı belirlenmiştir. Belirlenen AEC yoğunluk basamaklarında ölçülen doz değerleri, işinlama parametreleri ve spektrum verileri PCXMC programında girilerek etkin doz hesabı yapılmıştır.

Ayrıca Şekil 3.22'de verilen ölçüm geometrisinde, ANSI organ fantomları için arada görüntü kalite kontrol fantomu olmadan giriş ve detektör doz ölçümü yapılmıştır. Bu doz değerleri, ANSI fantomların temsil ettiği hümanoid fantomlardaki aynı bölgeler için ölçülen doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.10'da ölçülen giriş dozu, detektör dozu ve etkin doz değerleri verilmiştir.

Hümanoid fantomlar, ANSI fantomlar ve Eşdeğer PMMA kalınlıkları ile alınan doz lmleri EUR16260 referans değerleri ile karşılaştırılmıştır. EUR16260'da önerilen giriş dozu değerleri ve yapılan karşılaştırma Çizelge 4.11'de verilmektedir.

Çizelge 4.10 Hümanoid fantomlarda ölçülen doz değerleri ve ANSI fantomlar ile karşılaştırılması

| FANTOM | Yapı | kVp | Detektör dozu (μGy) | Giriş dozu (μGy) | PCXMC Etkin Doz |
|---------------|---|-----|----------------------------------|-------------------------------|-----------------|
| | | | | | ICRP103 (mSv) |
| TORAKS FANTOM | GÖĞÜS AP AEC - SAĞ (Masa)-FFD:127 cm) | 90 | 0,47 | 83,49 | 0,027 |
| | | 110 | 0,58 | 68,68 | 0,025 |
| | | 125 | 0,81 | 65,92 | 0,025 |
| | GÖĞÜS PA AEC - SAĞ (DuvarBucky) (FFD:180 cm) | 90 | 0,47 | 44,80 | 0,009 |
| | | 110 | 0,55 | 37,60 | 0,009 |
| | | 125 | 0,70 | 37,40 | 0,010 |
| | GÖĞÜS LAT (FFD:127 cm) | 90 | 2,08 | 2063 | 0,185 |
| | | 110 | 1,90 | 1273 | 0,133 |
| | | 125 | 2,05 | 1018 | 0,115 |
| RANDO FANTOM | BEL AP (FFD:115 cm) | 70 | 1,75 | 656,03 | 0,122 |
| | | 80 | 1,86 | 453,66 | 0,098 |
| | | 90 | 1,63 | 294,96 | 0,071 |
| | BEL LAT (FFD:115 cm) | 80 | 2,26 | 2208 | 0,080 |
| | | 90 | 2,09 | 1535 | 0,066 |
| | | 105 | 2,38 | 1270 | 0,065 |
| | KAFATASI AP (FFD:115 cm) | 70 | 2,03 | 880,28 | 0,020 |
| | | 80 | 1,57 | 499,60 | 0,013 |
| | | 90 | 1,39 | 338,48 | 0,010 |
| | PELVİS AP (FFD:115 cm) | 70 | 1,66 | 973,05 | 0,147 |
| | | 80 | 1,80 | 682,56 | 0,117 |
| | | 90 | 1,66 | 463,17 | 0,088 |
| DİZ FANTOMU | DİZ AP (FFD:115 cm) | 60 | 2,65 | 342,80 | - |
| | | 65 | 2,20 | 250,90 | - |
| | | 70 | 2,42 | 238,40 | - |
| ANSI FANTOM | ANSI GÖĞÜS (15 cm PMMA) (FFD:127,5 cm) | 90 | 1,83 | 105,60 | - |
| | | 110 | 1,75 | 77,40 | - |
| | | 125 | 2,08 | 73,20 | - |
| | ANSI KAFATASI (20 cm PMMA) (FFD:127,5 cm) | 70 | 2,03 | 788,40 | - |
| | | 80 | 1,84 | 482,70 | - |
| | | 90 | 1,70 | 340,10 | - |
| | ANSI BEL (25 cm PMMA) (FFD:127,5 cm) | 75 | 2,61 | 3593 | - |
| | | 80 | 2,65 | 2741 | - |
| | | 90 | 2,17 | 1788 | - |
| | ANSI EKSTREMİTE (8,55 cm PMMA) (FFD:127,5 cm) | 60 | 2,45 | 97,00 | - |
| | | 65 | 2,04 | 73,30 | - |
| | | 70 | 2,15 | 70,90 | - |

Hümanoid fantomlar ve ANSI fantomlar için ölçülen doz değerleri incelendiğinde;

- Giriş dozu değerlerinin kVp artışı ile azaldığı ve saçıcı kalınlığına bağlı olarak arttığı görülmektedir.
- Toraks fantomda yapılan göğüs incelemesi ile ANSI göğüs fantomu ölçümleri odak film mesafelerine göre ters kare yapılarak karşılaştırıldığında ANSI göğüs fantomunda giriş dozunun bir miktar daha fazla olduğu görülmektedir.
- Toraks fantomda yapılan lateral göğüs incelemesinde ise dozların diğer göğüs incelemelerinden çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Rando fantomda yapılan bel incelemesinde de aynı durum söz konusudur. Lateral bel incelemesindeki doz değerleri bel AP incelemesine göre daha yüksektir. Bunun sebebi lateral projeksiyonda diğer projeksiyonlara göre (AP, PA) daha kalın bir bölgenin incelenmesidir.
- ANSI bel ölçümleri ile rando fantomunda yapılan lateral bel incelemesi karşılaştırıldığında ANSI bel fantomunda dozların daha yüksek olduğu görülmektedir. Ancak rando fantomunda yapılan bel AP ölçümleri ile kıyaslandığında ANSI bel fantomunun rando fantomda yapılan lateral bel incelemesi ile daha çok benzerlik gösterdiği görülmektedir.
- Rando kafatası incelemesi ile ANSI kafatası ölçümleri karşılaştırıldığında ANSI kafatası fantomunda giriş dozunun daha yüksek olduğu görülmektedir.
- Diz fantomunda yapılan incelemeler ile ANSI ekstremite fantomunda alınan ölçümler karşılaştırıldığında diz fantomundaki doz değerlerinin ANSI diz fantomuna göre çok daha yüksek olduğu görülmektedir.

- Hümanoid fantomlar için PCXMC programı kullanılarak ICRP 103'e göre hesaplanan etkin dozlar incelendiğinde genel olarak kVp artışı ile etkin dozun azaldığı görülmektedir. Bunun sebebi sabit detektör dozu için, kVp artışı ile demet giriciliğinin artması ve buna bağlı olarak soğurulmaların azalmasıdır.
- Hümanoid fantomlar için hesaplanan etkin dozlar inceleme yapılan vücut bölgelerine göre kıyaslandığında pelvis AP incelemesinin en yüksek etkin doza sahip olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.11 Ölçülen doz değerlerinin EUR16260 referans değerler ile karşılaştırılması

| İnceleme | kVp | Rando Fantom | ANSI Fantom | Eşdeğer PMMA Kalınlığı | EU16260 | Rando Fantom / EU16260 | ANSI Fantom / EU16260 | Eşdeğer PMMA Kalınlığı / EU16260 |
|---------------------------------------|-----|------------------|------------------|------------------------|---------------------------------------|------------------------|-----------------------|----------------------------------|
| | | Giriş Dozu (mGy) | Giriş Dozu (mGy) | Giriş Dozu (mGy) | Giriş Dozu | | | |
| KAFATASI AP (FFD:115 cm) | 70 | 0,893 | 0,528 | - | 5 mGy (70-85 kVp) (FFD:115 cm) | 0,18 | 0,11 | - |
| | 80 | 0,507 | 0,324 | 0,647 | | 0,10 | 0,07 | 0,13 |
| | 90 | 0,343 | 0,228 | 0,459 | | - | - | - |
| BEL LAT (FFD:115 cm) | 80 | 2,208 | 1,909 | - | 30 mGy (80-95 kVp) (FFD:115 cm) | 0,07 | 0,06 | - |
| | 90 | 1,535 | 1,254 | 1,437 | | 0,05 | 0,04 | 0,048 |
| | 105 | 1,270 | - | - | | - | - | - |
| BEL AP (FFD:115 cm) | 70 | 0,656 | - | - | 10 mGy (75-90 kVp) (FFD:115 cm) | - | - | - |
| | 80 | 0,454 | 1,909 | - | | 0,05 | 0,19 | - |
| | 90 | 0,295 | 1,254 | 1,437 | | 0,03 | 0,13 | 0,14 |
| PELVIS AP (FFD:115 cm) | 70 | 0,973 | - | - | 10 mGy (75-90 kVp) (FFD:115 cm) | - | - | - |
| | 80 | 0,683 | | | | 0,07 | | |
| | 90 | 0,463 | | | | 0,05 | | |
| Göğüs AP (AEC-SAĞ) (FFD:127 cm) | 90 | 0,084 | 0,093 | 0,338 | 0,3 mGy (125 kVp) (FFD:180 cm) | - | - | - |
| | 110 | 0,069 | 0,068 | 0,335 | | - | - | - |
| | 125 | 0,066 | 0,065 | 0,269 | | 0,22 | 0,22 | 0,90 |
| Göğüs PA (AEC-SAĞ) (FFD:180 cm) | 90 | 0,045 | 0,093 | 0,338 | 0,3 mGy (125 kVp) (FFD:180 cm) | - | - | - |
| | 110 | 0,038 | 0,068 | 0,335 | | - | - | - |
| | 125 | 0,037 | 0,065 | 0,269 | | 0,13 | 0,22 | 0,90 |
| GÖĞÜS LAT (FFD:127 cm) | 90 | 2,063 | - | - | 1,5 mGy (125 kVp) (FFD:180 cm) | - | - | - |
| | 110 | 1,273 | | | | - | | |
| | 125 | 1,018 | | | | 0,70 | | |

Genel olarak doz değerleri incelendiğinde EUR16260 referans değerlerinin tüm ölçülen doz değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir.

EUR16260 'da ekstremiteler yer almadığı için diz fantomunda alınan doz ölçümleri ANSI ekstremiteler ve eşdeğer PMMA kalınlıkları ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.12 Diz fantomu ile alınan doz değerlerinin karşılaştırılması

| İnceleme | kVp | Diz Fantomu | ANSI Fantom | Eşdeğer PMMA Kalınlığı (10 cm) | ANSI Fantom / DizFantomu | Eşdeğer PMMA Kalınlığı / Diz Fantomu |
|------------------|-----|-----------------------|-----------------------|--------------------------------|--------------------------|--------------------------------------|
| | | Giriş Dozu(μ Gy) | Giriş Dozu(μ Gy) | Giriş Dozu(μ Gy) | | |
| Ekstremit | 60 | 342,8 | 65,3 | 198,5 | 0,19 | 0,58 |
| | 65 | 251,0 | 49,4 | 191,4 | 0,20 | 0,76 |
| | 70 | 238,4 | 47,8 | 147,5 | 0,20 | 0,62 |

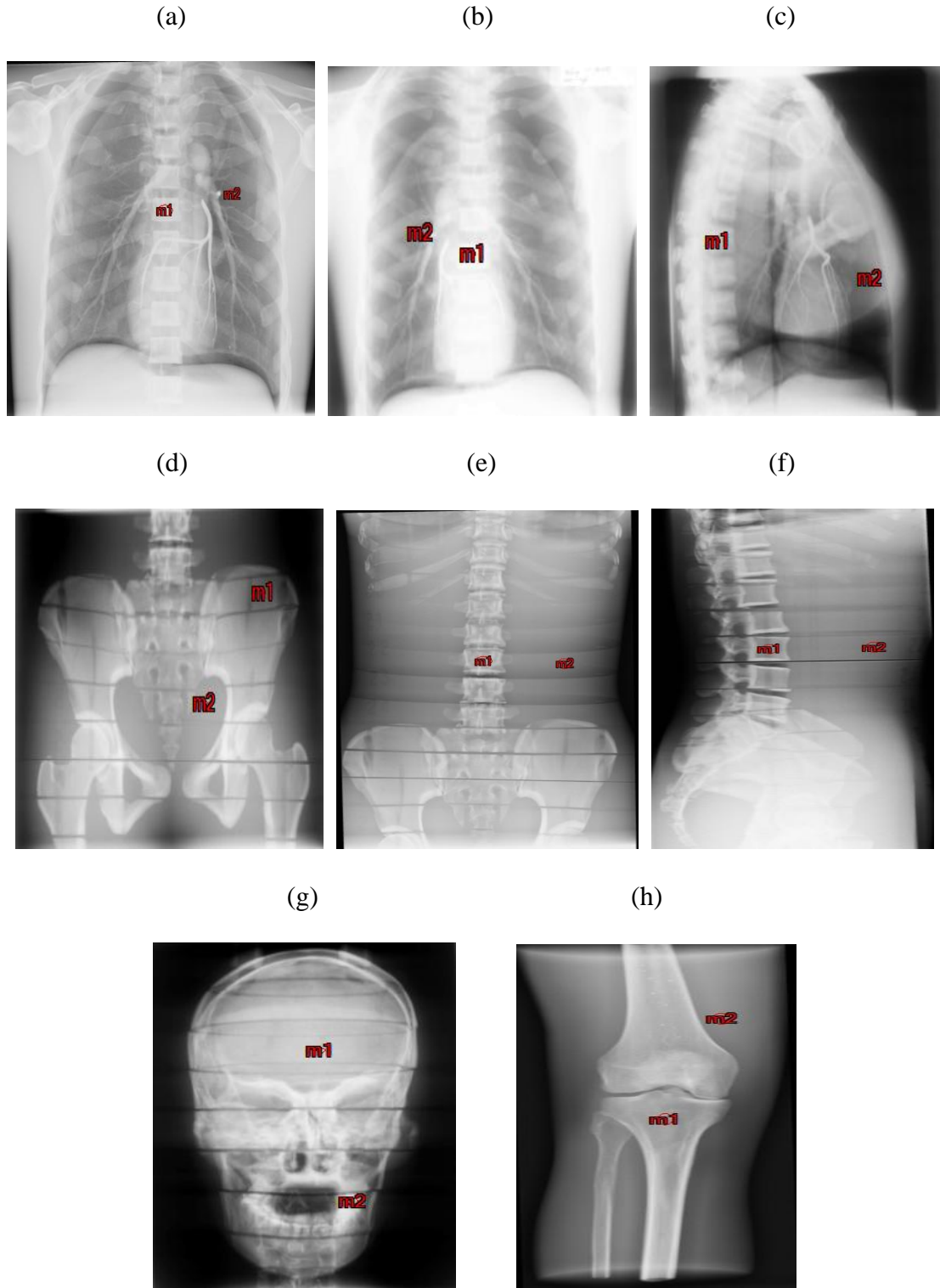
Doz değerleri karşılaştırıldığında; diz fantomunda alınan doz değerlerinin ANSI fantom ve eşdeğer PMMA kalınlıklarında alınan doz değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir.

4.2.2 Hümanoid Fantomlarda (Rando, Toraks, Diz) Görüntü Kalitesi

Hümanoid fantomlar için rando, toraks ve diz fantomunda yapılan ölçümler sonucunda elde edilen görüntüler film ekran sistemlerinde ve dijital sistemlerde alınmıştır. Ayrıca film ekran sistemlerinde alınan görüntüler dijitalizasyon sisteminde sayısallaştırılmıştır. Dijital sistemlerde görüntüler, film ekran sistemlerinde yaklaşık 1,40 optik yoğunluk elde edilecek şekilde seçilen AEC yoğunluk basamağında alınmıştır. Kontrast hesaplamalarında Eşitlik 3.1’de verilen formül kullanılmıştır.

4.2.2.1 Hümanoid Fantomlarda Giriş Dozu ve Kontrast Karşılaştırması

Hümanoid fantomlarda yapılan görüntü kalitesi değerlendirmeleri sayısallaştırılmış film görüntülerinde ve dijital görüntülerde yapılmıştır. Alınan görüntülerde her vücut bölgesi için kemik ve yumuşak dokudan Şekil 4.14’da gösterildiği gibi aynı alana sahip iki ilgi alanı seçilerek % kontrast hesaplanmıştır. % Kontrast değerlerinin ölçülen giriş dozuna oranı hesaplanarak FOM değerleri karşılaştırmıştır.



Şekil 4.14 Hümanoid fantomlar için kemik ve yumuşak dokudan seçilen ilgi alanları::
(a) Göğüs PA, (b) Göğüs AP, (c) Göğüs LAT (d) Pelvis AP, (e) Bel AP, (f) Bel LAT, (g) Kafatası AP, (h) Diz AP

Çizelge 4.13 Hümanoid fantomlar için % kontrast değerleri

| İNCELEME | kVp | GİRİŞ DOZU (mGy) | DİJİTİZE | DRX İŞLENMİŞ | DRX İŞLENMEMİŞ | DİJİTİZE | DRX İŞLENMİŞ | DRX İŞLENMEMİŞ |
|------------------------|-----|---------------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------|--------------|----------------|
| | | | KONTRAST (%) | KONTRAST (%) | KONTRAST (%) | FOM | FOM | FOM |
| BEL AP | 70 | 0,656 | 34,6 | 67,5 | 32,5 | 52,7 | 102,9 | 49,5 |
| | 80 | 0,454 | 34,6 | 55,7 | 26,0 | 76,3 | 122,8 | 57,4 |
| | 90 | 0,295 | 27,9 | 54,2 | 21,2 | 94,6 | 183,8 | 71,9 |
| BEL LAT | 80 | 2,208 | 4,2 | 11,2 | 5,9 | 1,9 | 5,1 | 2,7 |
| | 90 | 1,535 | 4,1 | 10,3 | 5,8 | 2,7 | 6,7 | 3,8 |
| | 105 | 1,270 | 1,7 | 8,1 | 3,8 | 1,3 | 6,4 | 3 |
| DİZ AP | 60 | 0,343 | 8,9 | 11,3 | 7,2 | 26 | 33 | 21 |
| | 65 | 0,251 | 7,6 | 9,4 | 5,8 | 30,3 | 37,5 | 23,1 |
| | 70 | 0,238 | 7,5 | 7,5 | 3,6 | 31,5 | 31,5 | 15,1 |
| KAFATASI AP | 70 | 0,880 | 0,2 | 15,3 | 1,4 | 0,23 | 17,4 | 1,59 |
| | 80 | 0,500 | 1,3 | 8,5 | 3,1 | 2,6 | 17,0 | 6,21 |
| | 90 | 0,339 | 2,3 | 3,6 | 4,1 | 6,8 | 10,6 | 12,1 |
| PELVIS AP | 70 | 0,973 | 30,5 | 57,0 | 22,4 | 31,4 | 58,6 | 23,02 |
| | 80 | 0,683 | 28,9 | 55,9 | 19,8 | 42,3 | 81,9 | 29,01 |
| | 90 | 0,463 | 28,0 | 54,1 | 18,8 | 60,4 | 116,8 | 40,6 |
| GÖĞÜS LAT | 90 | 2,063 | 39,7 | 38,5 | 21,2 | 19,2 | 18,7 | 10,3 |
| | 110 | 1,273 | 29,2 | 35,4 | 18,5 | 22,9 | 27,8 | 14,5 |
| | 125 | 1,018 | 28,8 | 33,8 | 17,5 | 28,3 | 33,2 | 17,2 |
| GÖĞÜS AP AEC-SAĞ | 90 | 0,084 | 36,8 | 223,3 | 80,2 | 440,5 | 2674,3 | 960,5 |
| | 110 | 0,069 | 35,3 | 193,9 | 61,6 | 513,8 | 2822,4 | 896,7 |
| | 125 | 0,066 | 35,2 | 177,4 | 49,1 | 534,1 | 2692,0 | 745,1 |
| GÖĞÜS AP AEC-MERKEZ | 90 | 0,223 | 55,4 | 191,6 | 60,8 | 248,5 | 859,6 | 272,8 |
| | 110 | 0,148 | 52,6 | 165,5 | 52,1 | 355,4 | 1118,0 | 352 |
| | 125 | 0,135 | 51,2 | 150,4 | 43,9 | 379,5 | 1115,0 | 325,4 |
| GÖĞÜS PA AEC - SAĞ | 90 | 0,045 | 40,4 | 62,0 | 47,7 | 901,8 | 1383,9 | 1064,7 |
| | 110 | 0,038 | 48,2 | 58,4 | 36,3 | 1281,9 | 1553,2 | 965,4 |
| | 125 | 0,037 | 53,3 | 55,8 | 39,2 | 1425,1 | 1492,0 | 1048,1 |

Hümanoid fantomlar için hesaplanan % kontrast değerleri incelendiğinde;

- DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerin en yüksek kontrast değerlerine sahip olduğu görülmektedir. % kontrast değerlerinin giriş dozuna oranını veren FOM değerleri karşılaştırıldığında yine en yüksek değer DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerde olduğu görülmektedir.
- Tüm vücut bölgeleri için alınan görüntülerde % kontrast değerlerinin kVp artışı ile azaldığı görülmektedir. Kafatası AP incelemesi için alınan sayısallaştırılmış film görüntülerinde ve DRX işlenmemiş görüntülerinde ise % kontrastın kVp artışı ile arttığı görülmektedir.
- % kontrastın kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin kafatası AP incelemesine ait olduğu görülmektedir.
- DRX işlenmiş ve işlenmemiş modda alınan görüntüler için % kontrast değerleri karşılaştırıldığında toraks fantomda sağ AEC detektörü açık iken yapılan göğüs AP incelemesinin en yüksek kontrast değerine sahip olduğu görülmektedir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde ise merkez AEC detektörü açık iken yapılan göğüs AP incelemesinin daha yüksek kontrast değerine sahip olduğu görülmektedir. Genel olarak tüm vücut bölgeleri karşılaştırıldığında toraks fantomda yapılan göğüs incelemelerinin diğer incelemelere göre daha yüksek kontrast değerinde olduğu görülmektedir.
- Tüm vücut bölgeleri için FOM değerleri karşılaştırıldığında düşük giriş dozuna rağmen yüksek kontrasta sahip olan, sağ AEC detektörü açık iken yapılan göğüs AP ve PA incelemelerinde, FOM değerlerinin diğer bölgelere göre çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun sebebi yapılan incelemelerde sağ AEC detektörünün kullanılmasıdır. Sağ detektörün kullanılmasından dolayı AEC sistemi, ışınlamayı yumuşak dokuya göre ayarlayarak çok düşük mAs değerleri vermektedir. Ayrıca ışınlamanın yumuşak dokuya göre ayarlanması, yumuşak doku ile kemik arasındaki kontrast farkını arttırmaktadır.

Hümanoid fantomlar için yapılan görüntü kalitesi değerlendirmesinde Şekil 4.14’de gösterildiği gibi farklı bölgelerden ilgi alanları seçilmiştir. Seçilen ilgi alanlarından % kontrast hesaplanarak kemik-kemik, kemik-yumuşak doku ve yumuşak doku-yumuşak doku arasındaki kontrast karşılaştırılmıştır. Hesaplanan kontrast değerleri çizelgelerde verilmiştir. Çizelgelerde, seçilen ilgi alan numaraları ‘m_n’ olarak belirtilmiştir.

Çizelge 4.14 Kafatası AP incelemesi için % kontrast değerleri

| KAFATASI AP | | | |
|--------------------|--------------------|----------------------|-----------------|
| kVp | DR İşlenmiş | DR İşlenmemiş | Dijitize |
| | m1-m2 | m1-m2 | m1-m2 |
| 70 | 15,3 | 1,4 | 0,2 |
| 80 | 8,5 | 3,1 | 1,3 |
| 90 | 3,6 | 4,1 | 2,3 |

DRX işlenmiş görüntülerde kemik-kemik kontrastı artan kVp ile azalmaktadır ve en yüksek kontrast değeri 70 kVp’dedir. DRX işlenmemiş görüntülerinde ise kontrast değerleri artan kVp ile artmaktadır ve 90 kVp’deki kontrast değeri DRX işlenmiş görüntülerinden daha iyidir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde de kontrastlar artan kVp ile artmaktadır ve görüntü kontrastları DRX işlenmemiş görüntülerinde daha iyidir. Genel olarak DRX işlenmiş görüntülerde kontrastın en fazla olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.15 Pelvis AP incelemesi için % kontrast değerleri

| PELVİS-AP | | | |
|-------------------------|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------|
| 70 kVp | | | |
| Seçilen Bölgeler | DRX İşlenmiş %Kontrast | DRX İşlenmemiş %Kontrast | Dijitize %Kontrast |
| m1-m2 | 57,0 | 22,4 | 30,5 |
| m1-m3 | 84,5 | 29,4 | 34,2 |
| m1-m4 | 150,1 | 44,5 | 38,6 |
| m1-m5 | 36,8 | 16,6 | 26,2 |
| m2-m3 | 17,5 | 5,7 | 5,3 |
| m2-m4 | 59,3 | 18,1 | 11,7 |
| m2-m5 | 12,9 | 4,8 | 6,1 |
| m3-m4 | 35,5 | 11,7 | 6,8 |
| m3-m5 | 25,9 | 9,9 | 12,1 |
| m4-m5 | 45,3 | 19,3 | 20,0 |
| 80 kVp | | | |
| m1-m2 | 55,9 | 19,8 | 28,9 |
| m1-m3 | 78,1 | 25,0 | 32,8 |
| m1-m4 | 129,7 | 33,8 | 37,1 |
| m1-m5 | 37,7 | 15,8 | 26,0 |
| m2-m3 | 14,3 | 4,3 | 5,5 |
| m2-m4 | 47,4 | 11,7 | 11,5 |
| m2-m5 | 11,7 | 3,3 | 4,2 |
| m3-m4 | 29,0 | 7,1 | 6,4 |
| m3-m5 | 22,7 | 7,3 | 10,2 |
| m4-m5 | 40,1 | 13,5 | 17,7 |
| 90 kVp | | | |
| m1-m2 | 54,1 | 18,8 | 28,0 |
| m1-m3 | 74,5 | 23,6 | 31,6 |
| m1-m4 | 120,0 | 32,5 | 35,2 |
| m1-m5 | 39,4 | 15,9 | 25,1 |
| m2-m3 | 13,2 | 4,0 | 5,1 |
| m2-m4 | 42,7 | 11,5 | 10,1 |
| m2-m5 | 9,6 | 2,5 | 4,0 |
| m3-m4 | 26,1 | 7,2 | 5,3 |
| m3-m5 | 20,1 | 6,2 | 9,6 |
| m4-m5 | 36,7 | 12,5 | 15,7 |

DRX işlenmiş görüntülerde kemik-yumuşak doku kontrastı artan kVp ile azalmaktadır. m1(kemik)-m5(yumuşak doku) kontrastı ise artan kVp ile artmaktadır. Kemik-kemik kontrastı en fazla 70 kVp'dedir ve artan kVp ile azalmaktadır. DRX işlenmemiş görüntülerinde kontrastların daha düşük olduğu görülmektedir. Kemik-yumuşak doku ve kemik-kemik kontrastlarında 70 kVp'de sonuçlar belirgin olarak daha iyidir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde kemik-kemik ve kemik-yumuşak doku kontrastları 70 kVp 'de daha iyidir. Ancak yumuşak doku(m2)-kemik(m3) kontrastında

80 kVp biraz daha iyidir. Ayrıca kemik(m3)-kemik(m4) ve yumuşak doku(m2)-kemik(m4) kontrast değerlerinin DRX işlenmemiş görüntülerinde 70 kVp'de daha iyi olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.16 Göğüs LAT incelemesi için % kontrast değerleri

| GÖĞÜS LAT | | | | | | | | | |
|------------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|-----------------|--------------|--------------|
| kVp | DRX İşlenmiş | | | DRX İşlenmemiş | | | Dijitize | | |
| | m1-m2 | m1-m3 | m2-m3 | m1-m2 | m1-m3 | m2-m3 | m1-m2 | m1-m3 | m2-m3 |
| 90 | 6,5 | 38,5 | 34,2 | 3,7 | 21,2 | 18,2 | 3,9 | 40 | 34,5 |
| 110 | 6,3 | 35,4 | 31,0 | 3,5 | 18,5 | 15,5 | 3,2 | 29,2 | 25,3 |
| 125 | 5,97 | 33,8 | 29,6 | 3,3 | 17,5 | 14,7 | 3,0 | 28,8 | 25,1 |

DRX işlenmiş görüntülerde genelde kVp ile kontrastlar azalmaktadır. Genel olarak bakıldığında en iyi kontrast değerlerinin DRX işlenmiş görüntülerde olduğu görülmektedir. DRX işlenmemiş görüntülerde ise kontrastlar daha düşüktür. Kontrast farklılıkları kVp ile çok az değişmektedir ve artan kVp ile bir azalım gözlenmektedir. Ayrıca kemik(m1)-yumuşak doku(m2) kontrast değerleri 110 kVp ve 125 kVp'de sayısallaştırılan film görüntülerinden daha iyidir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde ise kemik-yumuşak doku kontrastı bazı yapılarda son derece yüksektir. Ayrıca kemik(m1)-yumuşak doku(m3) ve yumuşak doku(m2)-yumuşak doku(m3) kontrast değerleri 90 kVp'de DRX işlenmiş görüntülerinden bile daha iyidir.

Çizelge 4.17 Diz AP incelemesi için % kontrast değerleri

| DİZ AP | | | |
|-------------------------|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------|
| 60 kVp | | | |
| Seçilen Bölgeler | DRX İşlenmiş %Kontrast | DRX İşlenmemiş %Kontrast | Dijitize %Kontrast |
| m1-m2 | 21,5 | 11,3 | 9,9 |
| m1-m3 | 17,3 | 11,4 | 7,3 |
| m1-m4 | 53,6 | 27,5 | 11,1 |
| m2-m3 | 49,4 | 25,6 | 15,6 |
| m2-m4 | 95,7 | 43,6 | 19,1 |
| m3-m4 | 31,0 | 14,4 | 4,2 |
| 65 kVp | | | |
| m1-m2 | 19,7 | 10,5 | 7,8 |
| m1-m3 | 18,5 | 10,4 | 5,5 |
| m1-m4 | 57,6 | 25,4 | 8,9 |
| m2-m3 | 47,6 | 23,4 | 12,3 |
| m2-m4 | 96,2 | 40,2 | 15,5 |
| m3-m4 | 33,0 | 13,6 | 3,6 |
| 70 kVp | | | |
| m1-m2 | 15,7 | 8,9 | 8,4 |
| m1-m3 | 21,6 | 8,8 | 7,9 |
| m1-m4 | 52,6 | 20,9 | 11,6 |
| m2-m3 | 44,2 | 19,4 | 15,0 |
| m2-m4 | 81,0 | 32,7 | 18,5 |
| m3-m4 | 25,5 | 11,2 | 4,1 |

Kemik–yumuşak doku için 60-65 kVp optimum kVp’dir. Genelde DRX’de artan kVp ile yavaş bir azalım olduğu görülmektedir. Ancak 60 kVp’de giriş dozu yüksektir. Kemik-kemik kontrastları beklenildiği gibi daha düşüktür ve kalınlığa bağlıdır. Optimum kVp ise 65 kVp’dir. DRX işlenmemiş görüntüler ise DRX işlenmiş görüntülere benzerdir. Ama kontrastlar çok düşüktür. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde ise durum deteksiyon ortamı değiştiği için farklılık göstermektedir. Kemik- yumuşak doku için kontrastın 65 kVp’de düşük olduğu görülmektedir. 60 ve 70 kVp’de ise kontrast yüksektir. En uygun kemik-kemik kontrastlarında 70 kVp’de yine benzer davranış görülmektedir ve kontrastın sayısallaştırılmış film görüntülerinde artmasının foton kuantum deteksiyon etkinliği ile de bağlantılı olabileceği düşünülmektedir. En yüksek kontrastların ise işlenmiş görüntülerde ve en düşük kontrastın da sayısallaştırılmış film görüntülerde olduğu görülmektedir

Çizelge 4.18 Bel AP incelemesi için % kontrast değerleri

| BEL AP | | | |
|-------------------------|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------|
| 70 kVp | | | |
| Seçilen Bölgeler | DRX İşlenmiş %Kontrast | DRX İşlenmemiş %Kontrast | Dijitize %Kontrast |
| m1-m2 | 13,7 | 3,9 | 4,4 |
| m1-m3 | 28,9 | 22,3 | 53,7 |
| m1-m4 | 6,0 | 0,9 | 0,5 |
| m2-m3 | 37,5 | 25,2 | 60,8 |
| m2-m4 | 6,8 | 4,6 | 5,2 |
| m3-m4 | 49,1 | 27,6 | 34,6 |
| 80 kVp | | | |
| m1-m2 | 16,7 | 5,8 | 5,6 |
| m1-m3 | 27,9 | 20,0 | 49,5 |
| m1-m4 | 5,4 | 0,2 | 0,5 |
| m2-m3 | 38,2 | 24,0 | 58,3 |
| m2-m4 | 9,6 | 5,4 | 6,4 |
| m3-m4 | 46,2 | 24,5 | 32,8 |
| 90 kVp | | | |
| m1-m2 | 20,2 | 7,5 | 8,4 |
| m1-m3 | 26,0 | 17,5 | 40,8 |
| m1-m4 | 5,03 | 0,1 | 0,41 |
| m2-m3 | 38,5 | 23,2 | 53,6 |
| m2-m4 | 12,7 | 7,0 | 8,7 |
| m3-m4 | 42,0 | 21,1 | 29,3 |

Kemik-kemik düşük obje kontrastlarında (70 kVp’de) kontrastın en fazla olduğu görülmektedir. Kemik-yumuşak doku düşük kontrastlarında artan kVp ile kontrast da artmaktadır. Yüksek kontrast kemik-yumuşak doku ve yumuşak doku-yumuşak doku yapılarında 70 kVp’ de iyi sonuçlar vermektedir. 80 kVp’ de kontrastların düştüğü ve sonra 90 kVp ‘ de arttığı görülmektedir. DRX işlenmemiş görüntülerde ise yine tüm kontrastların çok düşük olduğu yani kVp ile değişimde DRX işlenmiş görüntülerin sonuçlarına yakın olduğu görülmektedir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde yüksek kontrasttaki kemik–yumuşak doku ve yumuşak doku- yumuşak doku kontrastlarının DRX işlenmiş görüntülerinden bile daha iyi olduğu görülmektedir. Görüntülerde 80 kVp’ nin belirgin olarak üstünlüğü vardır. Ancak düşük kontrast yapılarındaki görüntü kontrastları, DRX işlenmiş görüntülere göre düşük, DRX işlenmemiş görüntülere ise yakındır ve benzer olarak artan kVp ile artmaktadır.

Çizelge 4.19 Göğüs PA incelemesi için % kontrast değerleri

| Göğüs PA AEC-Sağ | | | |
|-------------------------|-----------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------|
| 90 kVp | | | |
| Seçilen Bölgeler | DRX İşlenmiş %Kontrast | DRX İşlenmemiş %Kontrast | Dijitize %Kontrast |
| m1-m2 | 62,0 | 47,7 | 40,4 |
| m1-m3 | 55,7 | 45,0 | 31,3 |
| m1-m4 | 4,1 | 28,5 | 7,4 |
| m1-m5 | 31,2 | 41,6 | 23,7 |
| m1-m6 | 54,1 | 32,4 | 10,3 |
| m2-m3 | 16,4 | 5,3 | 6,5 |
| m2-m4 | 173,7 | 36,7 | 23,5 |
| m2-m5 | 80,9 | 11,8 | 11,9 |
| m2-m6 | 20,6 | 29,3 | 21,5 |
| m3-m4 | 135,1 | 29,9 | 18,2 |
| m3-m5 | 55,4 | 6,2 | 5,8 |
| m3-m6 | 3,6 | 22,8 | 16,1 |
| m4-m5 | 33,9 | 18,2 | 15,1 |
| m4-m6 | 55,9 | 5,4 | 2,6 |
| m5-m6 | 33,3 | 15,6 | 10,9 |
| 110 kVp | | | |
| m1-m2 | 58,4 | 36,3 | 48,2 |
| m1-m3 | 52,0 | 32,9 | 37,1 |
| m1-m4 | 7,1 | 17,8 | 11,7 |
| m1-m5 | 29,6 | 30,4 | 26,0 |
| m1-m6 | 50,6 | 21,8 | 10,9 |
| m2-m3 | 15,6 | 5,3 | 7,4 |
| m2-m4 | 157,6 | 29,0 | 24,6 |
| m2-m5 | 69,3 | 9,2 | 15,0 |
| m2-m6 | 18,9 | 22,6 | 25,2 |
| m3-m4 | 122,9 | 22,6 | 18,5 |
| m3-m5 | 46,4 | 3,7 | 8,2 |
| m3-m6 | 2,9 | 16,5 | 19,2 |
| m4-m5 | 34,3 | 15,4 | 12,7 |
| m4-m6 | 53,9 | 5,0 | 0,8 |
| m5-m6 | 29,8 | 12,4 | 12,0 |
| 125 kVp | | | |
| m1-m2 | 55,8 | 39,2 | 53,3 |
| m1-m3 | 50,9 | 36,2 | 41,5 |
| m1-m4 | 8,0 | 21,1 | 11,2 |
| m1-m5 | 29,7 | 32,9 | 30,8 |
| m1-m6 | 48,0 | 24,1 | 13,0 |
| m2-m3 | 11,0 | 4,9 | 7,7 |
| m2-m4 | 144,1 | 29,8 | 27,4 |
| m2-m5 | 59,0 | 10,4 | 14,7 |
| m2-m6 | 17,5 | 24,8 | 26,3 |
| m3-m4 | 119,9 | 23,7 | 21,4 |
| m3-m5 | 43,3 | 5,2 | 7,5 |
| m3-m6 | 6,03 | 19,0 | 20,2 |
| m4-m5 | 34,9 | 15,0 | 17,6 |
| m4-m6 | 51,8 | 3,8 | 1,6 |
| m5-m6 | 26,0 | 13,1 | 13,7 |

DRX işlenmiş görüntülerin geneline bakıldığında artan kVp ile azaldığı görülmektedir. Kemik(m1)-yumuşak doku(m4) ve yumuşak doku(m4)-yumuşak doku(m5) kontrastları ise artan kVp ile artmaktadır. DRX işlenmemiş görüntülerinde kemik(m1)-yumuşak doku(m4) ve kemik(m1)-yumuşak doku(m5) kontrast değerleri DRX işlenmiş görüntülere ve sayısallaştırılmış film görüntülerine göre daha iyidir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde yumuşak doku(m2)-yumuşak doku(m6) ve kemik(m3)-yumuşak doku(m6) kontrast değerleri 110 kVp ve 125 kVp’de daha iyidir.

Çizelge 4.20 Bel LAT incelemesi için % kontrast değerleri

| BEL LAT | | | | | | | | | |
|----------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|-----------------|--------------|--------------|
| kVp | DRX İşlenmiş | | | DRX İşlenmemiş | | | Dijitize | | |
| | m1-m2 | m1-m3 | m2-m3 | m1-m2 | m1-m3 | m2-m3 | m1-m2 | m1-m3 | m2-m3 |
| 80 | 4,2 | 5,6 | 1,4 | 1,2 | 2,9 | 4,0 | 2,7 | 2,8 | 2,8 |
| 90 | 6,6 | 7,4 | 0,7 | 2,5 | 3,1 | 5,4 | 2,8 | 2,1 | 5,0 |
| 105 | 7,6 | 8,6 | 0,9 | 0,5 | 2,4 | 2,9 | 1,3 | 2,9 | 4,3 |

Görüntülerdeki en düşük kontrast değerleri bel lateralde görülmektedir. Genelde işlenmiş görüntülerdeki kontrastlarında, işlenmemiş ve sayısallaştırılmış film görüntülerine göre değerlerin çok farklı olmadığı görülmektedir. Hatta düşük kontrast yapılarındaki görüntü kontrastı en düşük işlenmiş görüntülerdedir. DRX işlenmiş görüntülerde kontrast kVp ile artmaktadır. DRX işlenmemiş görüntülerinde ise belirgin olarak 90 kVp’deki kontrastlar daha yüksektir. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde ise 90 kVp’de sonuçların daha iyi olduğu görülmektedir. Giriş dozu da dikkate alındığında 90 kVp’nin bel LAT için en uygun seçim olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.21 Göğüs AP (AEC merkez) incelemesi için % kontrast değerleri

| Göğüs AP – AEC Merkez | | | |
|------------------------------|----------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------|
| 90 kVp | | | |
| Seçilen Bölgeler | DRX-İşlenmi %Kontrast | DRX-İşlenmemiş %Kontrast | Dijitize %Kontrast |
| m1-m2 | 66,3 | 38,3 | 117,3 |
| m1-m3 | 61,4 | 34,6 | 98,3 |
| m1-m4 | 41,5 | 22,4 | 36,3 |
| m1-m5 | 57,5 | 33,4 | 84,3 |
| m1-m6 | 53,1 | 27,5 | 52,4 |
| m2-m3 | 14,7 | 6,0 | 8,8 |
| m2-m4 | 73,7 | 26,8 | 37,3 |
| m2-m5 | 26,1 | 7,8 | 15,2 |
| m2-m6 | 39,2 | 17,4 | 29,9 |
| m3-m4 | 51,5 | 18,7 | 31,3 |
| m3-m5 | 9,9 | 1,8 | 7,1 |
| m3-m6 | 21,4 | 10,8 | 23,2 |
| m4-m5 | 27,4 | 14,2 | 35,2 |
| m4-m6 | 19,9 | 6,7 | 11,8 |
| m5-m6 | 10,4 | 8,8 | 17,3 |
| 110 kVp | | | |
| m1-m2 | 63,4 | 34,4 | 109,6 |
| m1-m3 | 58,4 | 31,1 | 90,1 |
| m1-m4 | 36,6 | 18,1 | 29,9 |
| m1-m5 | 54,7 | 29,3 | 76,4 |
| m1-m6 | 49,8 | 23,8 | 49,2 |
| m2-m3 | 13,6 | 5,0 | 9,3 |
| m2-m4 | 73,3 | 24,8 | 38,0 |
| m2-m5 | 23,9 | 7,8 | 15,9 |
| m2-m6 | 37,3 | 16,2 | 28,8 |
| m3-m4 | 52,6 | 18,9 | 31,7 |
| m3-m5 | 9,1 | 2,7 | 7,2 |
| m3-m6 | 20,9 | 10,7 | 21,5 |
| m4-m5 | 28,5 | 13,6 | 35,8 |
| m4-m6 | 20,8 | 6,9 | 14,9 |
| m5-m6 | 10,8 | 7,8 | 15,4 |
| 125 kVp | | | |
| m1-m2 | 61,2 | 32,0 | 101,9 |
| m1-m3 | 56,7 | 28,9 | 85,9 |
| m1-m4 | 34,1 | 16,8 | 31,0 |
| m1-m5 | 53,0 | 27,5 | 74,7 |
| m1-m6 | 45,2 | 21,9 | 49,9 |
| m2-m3 | 11,7 | 4,6 | 7,9 |
| m2-m4 | 69,8 | 22,3 | 35,1 |
| m2-m5 | 21,3 | 6,6 | 13,5 |
| m2-m6 | 41,3 | 14,9 | 25,8 |
| m3-m4 | 52,0 | 16,9 | 29,5 |
| m3-m5 | 8,6 | 1,9 | 6,03 |
| m3-m6 | 26,5 | 9,8 | 19,4 |
| m4-m5 | 28,6 | 12,9 | 33,3 |
| m4-m6 | 16,8 | 6,1 | 14,4 |
| m5-m6 | 16,5 | 7,8 | 14,2 |

Çizelge 4.22 Göğüs AP (AEC sağ) incelemesi için % kontrast değerleri

| CHEST AP – AEC Sağ | | | |
|---------------------------|-----------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------|
| 90 kVp | | | |
| Seçilen Bölgeler | DRX-İşlenmiş %Kontrast | DRX-İşlenmemiş %Kontrast | Dijitize %Kontrast |
| m1-m2 | 69,1 | 44,7 | 58,3 |
| m1-m3 | 62,1 | 39,5 | 36,2 |
| m1-m4 | 41,5 | 25,7 | 11,3 |
| m1-m5 | 60,2 | 38,1 | 32,0 |
| m1-m6 | 52,9 | 33,2 | 19,2 |
| m2-m3 | 22,7 | 9,3 | 14,0 |
| m2-m4 | 89,4 | 34,2 | 29,7 |
| m2-m5 | 28,9 | 11,9 | 16,6 |
| m2-m6 | 52,4 | 20,7 | 24,7 |
| m3-m4 | 54,3 | 22,8 | 18,3 |
| m3-m5 | 5,0 | 2,4 | 3,1 |
| m3-m6 | 24,2 | 10,5 | 12,4 |
| m4-m5 | 31,9 | 16,7 | 18,6 |
| m4-m6 | 19,5 | 10,1 | 7,2 |
| m5-m6 | 18,3 | 7,9 | 9,7 |
| 110 kVp | | | |
| m1-m2 | 66,5 | 37,8 | 57,3 |
| m1-m3 | 59,7 | 35,4 | 41,0 |
| m1-m4 | 37,8 | 21,4 | 11,9 |
| m1-m5 | 57,4 | 33,9 | 36,7 |
| m1-m6 | 49,9 | 27,8 | 19,7 |
| m2-m3 | 20,3 | 7,3 | 10,4 |
| m2-m4 | 85,4 | 30,6 | 28,9 |
| m2-m5 | 27,1 | 9,9 | 13,1 |
| m2-m6 | 49,5 | 20,0 | 23,9 |
| m3-m4 | 54,2 | 21,7 | 20,6 |
| m3-m5 | 5,7 | 2,4 | 3,0 |
| m3-m6 | 24,3 | 11,8 | 15,1 |
| m4-m5 | 31,4 | 15,9 | 22,2 |
| m4-m6 | 19,4 | 8,1 | 7,0 |
| m5-m6 | 17,6 | 9,2 | 12,4 |
| 125 kVp | | | |
| m1-m2 | 63,2 | 36,02 | 68,9 |
| m1-m3 | 58,9 | 31,3 | 53,9 |
| m1-m4 | 35,1 | 18,5 | 15,1 |
| m1-m5 | 54,5 | 30,1 | 45,2 |
| m1-m6 | 50,1 | 24 | 25,6 |
| m2-m3 | 11,7 | 7,3 | 8,9 |
| m2-m4 | 76,6 | 27,4 | 31,9 |
| m2-m5 | 23,8 | 9,3 | 14,1 |
| m2-m6 | 35,6 | 18,9 | 25,7 |
| m3-m4 | 58,1 | 18,7 | 25,2 |
| m3-m5 | 10,9 | 1,9 | 5,7 |
| m3-m6 | 21,4 | 10,8 | 18,4 |
| m4-m5 | 29,9 | 14,2 | 26,1 |
| m4-m6 | 23,2 | 6,7 | 9,1 |
| m5-m6 | 9,5 | 8,7 | 13,5 |

DRX işlenmiş görüntülerde kemik-yumuşak doku kontrastlarının kVp ile değişiminin az olduğu görülmektedir. Etkin doz dikkate alındığında seçilebilecek en uygun kVp'nin 110 kVp olabileceği düşünülmektedir. Benzer durum yumuşak doku-yumuşak doku için de geçerlidir. DRX işlenmemiş görüntülerde kontrastlar daha düşüktür ve DRX işlenmiş görüntüler uygundur. Sayısallaştırılmış film görüntülerinde ise kemik-kemik hariç bilhassa yumuşak doku-yumuşak doku kontrastlarının hemen hemen hepsinde 110 kVp'de iyi sonuçlar elde edilmektedir. Üstelik 110 kVp'de etkin dozun da düşük olduğu görülmektedir. Kemik- yumuşak doku kontrastları DRX işlenmiş görüntülerde bile iyi sonuçlar vermektedir. Ancak yumuşak doku-yumuşak doku kontrastları daha kötüdür. AEC'nin sağda yani yumuşak dokuda seçilmesi yumuşak doku-yumuşak doku kontrastlarını arttırmaktadır. Kemik-yumuşak dokuda da çok az artış görülmektedir. DRX işlenmemiş görüntülerinde AEC-sağ seçildiğinde merkeze göre kontrastlarda bir miktar artış görülmektedir. Ancak sayısallaştırılmış film görüntülerinde kemik-yumuşak doku kontrastları AEC-merkeze göre çok düşüktür ve en yüksek kontrast (kendi içinde) 125 kVp'dedir. Yumuşak doku-yumuşak doku kontrastları yine 125 kVp'de iyidir. Ancak bazı yumuşak doku-yumuşak doku kontrastları merkeze göre daha iyidir.

4.2.2.2 Hümanoid Fantomlarda Farklı Yapılar Arasındaki Kontrast Karşılaştırması

Ayrıca görüntü kalitesi değerlendirmesinde kemik-kemik, kemik-yumuşak doku ve yumuşak doku-yumuşak doku arasındaki % kontrast değerleri hesaplanarak yapılar karşılaştırılmıştır. Şekil 3.29'da farklı bölgelerden seçilen ilgi alanları gösterilmektedir.

Rando ve diz fantomu ile yapılan ölçümlerde seçilen tüm vücut bölgeleri için kemik-kemik (K-K) ve kemik-yumuşak dokuda (K-YD), toraks fantomlarında ise kemik-yumuşak doku (K-YD), kemik-akciğer (K-AKC), kemik-lezyon (K-Lez), kaburga-yumuşak doku (KBR-YD), kaburga-lezyon (KBR-Lez), kaburga-akciğer (KBR-L), kemik-kaburga (K-KBR), akciğer-yumuşak doku (AKC-YD), akciğer-lezyon (AKC-Lez) ve lezyon-yumuşak doku (Lez-YD) arasındaki kontrast farklılıkları incelenmiştir.

Çizelge 4.23 Toraks fantomda yapılan göğüs incelemesi için farklı yapılar arası kontrast karşılaştırması

| kVp Aralığı | | DRX İşlenmiş | | | | DRX İşlenmemiş (Pattern) | | | | Dijitize | | | | DRışl / DRpat | DRışl / Dijitize |
|------------------------------------|---------|------------------------|------------|----------|------------|--------------------------|------------|----------|------------|------------------------|------------|----------|------------|---------------|------------------|
| | | 90 kVp-110 kVp-125 kVp | | 110 kVp | | 90 kVp-110 kVp-125 kVp | | 110kVp | | 90 kVp-110 kVp-125 kVp | | 110 kVp | | %C (ort) | %C (ort) |
| | | %C (ort) | Cmaks/Cmin | %C (ort) | Cmaks/Cmin | %C (ort) | Cmaks/Cmin | %C (ort) | Cmaks/Cmin | %C (ort) | Cmaks/Cmin | %C (ort) | Cmaks/Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| TORAKS GÖĞÜS AP (AEC SAĞ) | KY.D | 44,6 | 1,11 | 43,9 | 1,32 | 25,1 | 1,01 | 24,6 | 1,3 | 17,1 | 1,01 | 15,8 | 1,66 | 1,78 | 2,61 |
| | K-AKC | 66,3 | 1,09 | 66,5 | - | 39,5 | 1,24 | 37,8 | - | 61,5 | 1,2 | 57,3 | - | 1,68 | 1,08 |
| | K-Lez | 57,4 | 1,11 | 57,4 | - | 34,03 | 1,27 | 33,9 | - | 38 | 1,41 | 36,7 | - | 1,69 | 1,51 |
| | KBR-Y.D | 39,4 | 1,07 | 39,3 | 2,23 | 16,1 | 1,09 | 16,8 | 1,84 | 18,3 | 1,07 | 17,9 | 1,36 | 2,45 | 2,15 |
| | KBR-Lez | 7,21 | 2,17 | 5,7 | - | 2,23 | 1,26 | 2,4 | - | 3,94 | 1,89 | 3,01 | - | 3,23 | 1,83 |
| | KBR-AKC | 18,2 | 1,94 | 20,3 | - | 7,97 | 1,27 | 7,3 | - | 11,1 | 1,57 | 10,4 | - | 2,28 | 1,64 |
| | K-KBR | 60,2 | 1,05 | 59,7 | - | 35,4 | 1,26 | 35,4 | - | 43,7 | 1,49 | 41 | - | 1,70 | 1,38 |
| | AKC-Y.D | 64,8 | 1,26 | 67,5 | 1,73 | 25,3 | 1,14 | 25,3 | 1,53 | 27,5 | 1,02 | 26,4 | 1,21 | 2,56 | 2,36 |
| | AKC-Lez | 26,6 | 1,21 | 27,1 | - | 10,4 | 1,28 | 9,9 | - | 14,6 | 1,27 | 13,1 | - | 2,56 | 1,82 |
| Lez-Y.D | 23,1 | 1,80 | 24,5 | 1,78 | 12,1 | 1,01 | 12,6 | 1,73 | 17,1 | 1,01 | 17,3 | 1,79 | 1,91 | 1,35 | |
| TORAKS GÖĞÜS AP (AEC MERKEZ) | K-Y.D | 43,4 | 1,03 | 43,2 | 1,36 | 21,8 | 1,06 | 21 | 1,32 | 41,5 | 1,13 | 39,6 | 1,65 | 1,99 | 1,05 |
| | K-AKC | 63,6 | 1,08 | 63,4 | - | 34,9 | 1,2 | 34,4 | - | 109,6 | 1,15 | 109,6 | - | 1,82 | 0,58 |
| | K-Lez | 55,1 | 1,09 | 54,7 | - | 30,1 | 1,22 | 29,3 | - | 78,5 | 1,13 | 76,4 | - | 1,83 | 0,70 |
| | KBR-Y.D | 37,5 | 1,25 | 36,8 | 2,52 | 14,3 | 1,01 | 14,8 | 1,77 | 26,1 | 1,11 | 26,6 | 1,47 | 2,62 | 1,41 |
| | KBR-Lez | 9,2 | 1,15 | 9,1 | - | 2,13 | 1,5 | 2,7 | - | 6,78 | 1,2 | 7,2 | - | 4,32 | 1,36 |
| | KBR-AKC | 13,3 | 1,26 | 13,6 | - | 5,2 | 1,3 | 5 | - | 8,67 | 1,18 | 9,3 | - | 2,56 | 1,53 |
| | K-KBR | 58,8 | 1,08 | 58,4 | - | 31,5 | 1,2 | 31,1 | - | 91,4 | 1,14 | 90,1 | - | 1,87 | 0,64 |
| | AKC-Y.D | 55,8 | 1,04 | 55,3 | 1,97 | 20,4 | 1,03 | 20,5 | 1,53 | 32,5 | 1,07 | 33,4 | 1,32 | 1,77 | 1,72 |
| | AKC-Lez | 23,8 | 1,23 | 23,9 | - | 7,4 | 1,18 | 7,8 | - | 14,9 | 1,18 | 15,9 | - | 3,22 | 1,60 |
| Lez-Y.D | 20,4 | 1,53 | 19,7 | 2,64 | 10,85 | 1,03 | 10,7 | 1,74 | 25,2 | 1,13 | 25,6 | 2,33 | 1,89 | 0,81 | |

Çizelge 4.24 Göğüs incelemesi için yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması

| kVp Aralığı | | DRX İşlenmiş | | | | DRX İşlenmemiş (Pattern) | | | | Dijitize | | | | DRİşl / DRpat | DRİşl / Dijitize |
|---------------------------------|---------|----------------------------|----------------|-------------|----------------|----------------------------|----------------|-------------|----------------|----------------------------|----------------|-------------|----------------|---------------------|------------------------|
| | | 90 kVp-110 kVp- 125 kVp | | 110 kVp | | 90 kVp-110 kVp- 125 kVp | | 110 kVp | | 90 kVp-110 kVp- 125 kVp | | 110 kVp | | %C (ort) | %C (ort) |
| | | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| TORAKS GÖĞÜS PA (AEC SAĞ) | K-Y.D | 28,6 | 1,73 | 28,9 | 7,13 | 24,3 | 1,07 | 19,8 | 1,23 | 10,8 | 1,25 | 11,3 | 1,07 | 1,18 | 2,65 |
| | K-AKC | 58,7 | 1,11 | 58,4 | - | 41,1 | 1,31 | 36,3 | - | 47,3 | 1,32 | 48,2 | - | 1,43 | 1,24 |
| | K-Lez | 30,2 | 1,05 | 29,6 | - | 35 | 1,37 | 30,4 | - | 26,8 | 1,30 | 26 | - | 0,86 | 1,13 |
| | KBR-Y.D | 65,1 | 1,84 | 62,9 | 42,4 | 22,4 | 1,05 | 19,6 | 1,37 | 18,9 | 1,07 | 18,9 | 1,04 | 2,91 | 3,44 |
| | KBR-Lez | 48,4 | 1,28 | 46,4 | - | 5,03 | 1,68 | 3,7 | - | 7,2 | 1,41 | 8,2 | - | 9,62 | 6,72 |
| | KBR-L | 14,3 | 1,49 | 15,6 | - | 5,2 | 1,08 | 5,3 | - | 7,2 | 1,19 | 7,4 | - | 2,75 | 1,99 |
| | K-KBR | 52,9 | 1,09 | 52 | - | 38,0 | 1,37 | 32,9 | - | 36,6 | 1,33 | 37,1 | - | 1,39 | 1,45 |
| | AKC-Y.D | 88,7 | 1,03 | 88,3 | 8,3 | 28,7 | 1,02 | 25,8 | 1,28 | 24,8 | 1,04 | 24,9 | 1,02 | 3,09 | 3,58 |
| | AKC-Lez | 69,7 | 1,37 | 69,3 | - | 10,5 | 1,28 | 9,2 | - | 13,9 | 1,26 | 15 | - | 6,64 | 5,01 |
| Lez-Y.D | 32,0 | 1,24 | 32,1 | 1,15 | 15 | 1,04 | 13,9 | 1,24 | 13,7 | 1,1 | 12,4 | 10,6 | 2,13 | 2,34 | |
| TORAKS GÖĞÜS LAT | K-K | 6,26 | 1,09 | 6,3 | - | 3,49 | 1,13 | 3,5 | - | 3,35 | 1,32 | 3,2 | - | 1,8 | 1,87 |
| | K-Y.D | 33,8 | 1,02 | 33,2 | 1,14 | 17,6 | 1,03 | 17 | 1,19 | 30,5 | 1,01 | 27,3 | 1,15 | 1,92 | 1,11 |
| ANSI GÖĞÜS | | 11,6 | 1,26 | 10,8 | - | 2,73 | 1,49 | 2,42 | - | 3,85 | 1,61 | 3,71 | - | 4,25 | 3,01 |
| kVp Aralığı | | 70 kVp-75 kVp- 80 kVp | | 80 kVp | | 70 kVp-75 kVp- 80 kVp | | 8 kVp | | 70 kVp-75 kVp- 80 kVp | | 80 kVp | | - | |
| | | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| 15cm PMMA | | 16 | 1,24 | 14,3 | - | 4 | 1,3 | 3,6 | - | 4,45 | 1,21 | 4,01 | - | 4 | 3,6 |

Toraks fantomunda yapılan Göğüs AP (AEC-Sağ) incelemesi değerlendirildiğinde;

- DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerde ortalama kontrast değerlerinin daha yüksek olduğu görülmektedir. Dijitize görüntülerden hesaplanan ortalama % kontrast değerleri ise DR işlenmemiş modunda alınan görüntülere göre daha yüksektir.
- Tüm sistemlerde, kemik-akciğer (K-AKC) arasındaki ortalama % kontrast değerlerinin diğer bölgelerden daha yüksek olduğu görülmektedir. En düşük ortalama % kontrast değeri kaburga- lezyon (KBR-Lez) arasındadır.
- Sabit kVp'de yapılan karşılaştırmada en yüksek kontrast farkının DR sistemlerde kaburga- yumuşak doku (KBR-Y.D) arasında, Dijitize görüntülerde ise lezyon-yumuşak doku (Lez-Y.D) arasında olduğu görülmektedir. En az kontrast farkı, DR sistemlerde kemik-yumuşak doku (K-Y.D) arasında, dijitize görüntülerde ise akciğer-yumuşak doku (AKC-Y.D) arasındadır.
- % Kontrast değerlerinin kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla kontrast değişiminin kaburga-lezyon (KBR-Lez) arasında olduğu görülmektedir. En az değişim ise kemik-kaburga (K-KBR) arasındadır.
- Göğüs AP (AEC-Sağ) incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast DR işlenmiş modu için 7,21-66,3, DR işlenmemiş modu için 2,23-39,5 ve dijitize için 3,94-61,5 aralığındadır.

Toraks fantomunda yapılan Göğüs AP (AEC-Merkez) incelemesi değerlendirildiğinde;

- Ortalama % kontrast değerlerinin kemik-akciğer (K-AKC), kemik-lezyon (K-Lez), kemik-kaburga (K-KBR) ve lezyon-yumuşak doku (Lez-Y.D) haricinde DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde en yüksek olduğu görülmüştür.
- Ortalama % kontrast değerlerinin kVp ile değişimi en fazla lezyon- yumuşak doku (Lez-Y.D) arasındadır. DR işlenmemiş modunda alınan görüntüler ile Dijitize görüntülerde sağ AEC detektörü açık iken alınan görüntülerde olduğu gibi kVp ile değişim en fazla kaburga-lezyon (KBR-Lez) arasındadır.
- En yüksek ortalama % kontrast değeri kemik-akciğer (K-AKC) arasındadır.
- Sabit kVp'de % kontrast farkı en fazla olan yapı lezyon-yumuşak dokudur (Lez-Y.D).
- Göğüs AP (AEC Merkez) incelemesi için yapılan ölçümlerde % kontrast, DR işlenmiş modu için 9,2-63,6, DR işlenmemiş modu için 2,13-34,9 ve dijitize için 6,78-109,6 aralığındadır.

Toraks fantomunda yapılan Göğüs PA (AEC-Sağ) incelemesi değerlendirildiğinde;

- En yüksek ortalama % kontrast değeri DR işlenmiş modunda alınan görüntülerden elde edilmiştir.
- Kemik-akciğer (K-AKC), kaburga-lezyon (KBR-Lez), kaburga-akciğer (KBR-L) ve akciğer-lezyon (AKC-Lez) dışındaki DR işlenmemiş modunda alınan görüntüler, dijitize görüntülerden daha yüksek ortalama % kontrast değerine sahiptir.

- En yüksek ortalama % kontrast değeri DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde akciğer-yumuşak dokudadır (AKC-Y.D). DR işlenmemiş modunda alınan görüntüler ve dijitize görüntülerde ise kemik-akciğer (K-AKC)'dedir.
- Sabit kVp'de karşılaştırma yapıldığında % kontrast değerindeki en fazla değişimin kaburga-yumuşak doku (KBR-Y.D) arasında, DR işlenmemiş modunda alınan görüntüler ve dijitize görüntülerde ise kemik-yumuşak doku(K-Y.D) arasında olduğu görülmektedir.
- Ortalama % kontrastın kVp ile değişimi DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde kaburga-yumuşak doku (KBR-Y.D) arasında, DR işlenmemiş modunda alınan görüntülerde kemik-lezyon (K-Lez) ve kemik-kaburga (K-KBR) arasında, dijitize görüntülerde ise kaburga-lezyon (KBR-Lez) arasında olduğu görülmektedir. En az değişim ise akciğer-yumuşak doku (AKC-Y.D) arasındadır.
- Göğüs PA (AEC Sağ) incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast, DR işlenmiş modu için 14,3-88,7, DR işlenmemiş modu için 5,03-41,1 ve dijitize için 7,2-47,3 aralığındadır.

Toraks fantomunda yapılan Göğüs LAT incelemesi değerlendirildiğinde;

- En yüksek ortalama % kontrast değeri DR işlenmiş modunda alınan görüntülerdedir.
- Dijitize görüntülerinde kemik-yumuşak doku arasındaki ortalama % kontrast değerleri DR işlenmemiş moda göre daha yüksektir.

- Kemik-yumuşak doku kontrast değerleri tüm sistemlerde diğer bölgelerden daha yüksektir. Kemik-kemik yapıları birbirine yakın olduğu için % kontrast değerleri kemik-yumuşak dokuya göre daha düşüktür.
- Kontrast değerlerinin kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin kemik-kemik arasında olduğu görülmektedir.
- Sabit kVp'de kontrast değişimi incelendiğinde kemik-yumuşak doku değerlerinin birbirine yakın olduğu, en fazla değişimin ise DR işlenmemiş modunda olduğu görülmektedir.
- Göğüs LAT incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast, DR işlenmiş modu için 6,26-33,8, DR işlenmemiş modu için 3,49-17,6 ve dijitize için 3,35-30,5 aralığındadır.

Çizelge 4.25 Bel incelemesi için yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması

| kVp Aralığı | | DRX İşlenmiş | | | | DRX İşlenmemiş (Pattern) | | | | Dijitize | | | | DRİşl / DRpat | DRİşl / Dijitize |
|-------------|-------|-----------------------|-------------|-------------|-------------|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------------|-------------|-------------|-------------|---------------|------------------|
| | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | 90 kVp | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | 90 kVp | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | 90 kVp | | | |
| | | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| BEL AP | K-K | 5,48 | 1,19 | 5,03 | - | 0,6 | 2,44 | 0,38 | - | 0,47 | 1,32 | 0,41 | - | 9,13 | 11,7 |
| | K-Y.D | 25 | 1,7 | 25,2 | 3,31 | 14,1 | 2,08 | 13,3 | 3,01 | 23,3 | 1,61 | 21,8 | 4,86 | 1,77 | 1,07 |
| kVp Aralığı | | 80 kVp-90 kVp-105 kVp | | 90 kVp | | 80 kVp-90 kVp-105 kVp | | 90 kVp | | 80 kVp-90 kVp-105 kVp | | 90 kVp | | - | |
| | | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| BEL LAT | K-K | 7,2 | 1,54 | 7,4 | - | 2,8 | 1,29 | 3,1 | - | 2,59 | 1,37 | 2,1 | - | 2,57 | 2,78 |
| | K-Y.D | 3,57 | 1,11 | 3,65 | 9,43 | 2,74 | 2,63 | 3,95 | 2,16 | 3,15 | 1,22 | 3,91 | 1,79 | 1,30 | 1,13 |
| kVp Aralığı | | 75 kVp-80 kVp-90 kVp | | 90 kVp | | 75 kVp-80 kVp-90 kVp | | 90 kVp | | 75 kVp-80 kVp-90 kVp | | 90 kVp | | - | |
| | | %C (ort) | | Cmaks/ Cmin | | %C (ort) | | Cmaks/ Cmin | | %C (ort) | | Cmaks/ Cmin | | %C (ort) | %C (ort) |
| ANSI BEL | | 11,1 | 1,53 | 8,52 | - | 1,96 | 1,43 | 1,64 | - | 2,85 | 1,22 | 2,52 | - | 5,66 | 3,89 |
| kVp Aralığı | | 90 kVp-95 kVp-100 kVp | | 90 kVp | | 90 kVp-95 kVp-100 kVp | | 90 kVp | | 90 kVp-95 kVp-100 kVp | | 90 kVp | | - | |
| | | %C (ort) | | Cmaks/ Cmin | | %C (ort) | | Cmaks/ Cmin | | %C (ort) | | Cmaks/ Cmin | | %C (ort) | %C (ort) |
| 25cm PMMA | | 9,03 | 1,11 | 9,6 | - | 1,63 | 1,2 | 1,8 | - | 2,75 | 1,04 | 2,8 | - | 5,54 | 3,28 |

Rando fantomda yapılan Bel AP incelemesi değerlendirildiğinde;

- Ortalama % kontrast değerlerinin DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde en yüksek olduğu görülmektedir.
- En yüksek ortalama % kontrast değerinin kemik-yumuşak doku arasında olduğu görülmektedir.
- Kontrastın kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin DR işlenmiş ve dijitize görüntülerde kemik-yumuşak dokuda, DR işlenmemiş görüntülerde ise kemik-kemik arasında olduğu görülmektedir.
- Sabit kVp'de kontrast değişimi incelendiğinde dijitize görüntülerde kemik-yumuşak doku arasında olduğu görülmektedir. Kontrast değişimi en az DR işlenmemiş görüntülerdedir.
- Bel AP incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast, DR işlenmiş modu için 5,48-25, DR işlenmemiş modu için 0,6-14,1 ve dijitize için 0,47-23,3 aralığındadır.

Rando fantomda yapılan Bel LAT incelemesi değerlendirildiğinde;

- Ortalama % kontrast değerlerinin DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde en yüksek olduğu görülmektedir.
- En yüksek ortalama % kontrast DR sistemlerde kemik-kemik arasında, dijitize görüntülerde ise kemik-yumuşak doku arasındadır.

- Kontrastın kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin DR işlenmiş modu ve dijitize görüntülerde kemik-kemik arasında, DR işlenmemiş modunda alınan görüntülerde ise kemik-yumuşak doku arasında olduğu görülmektedir.
- Sabit kVp'de kontrast değişimleri incelendiğinde ise en fazla değişimin DR işlenmiş modunda kemik-yumuşak doku arasında olduğu görülmektedir.
- Bel LAT incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast, DR işlenmiş modu için 3,57-7,2, DR işlenmemiş modu için 2,74-2,8 ve dijitize için 2,59-3,15 aralığındadır.
- ANSI fantomunda ve eşdeğer kalınlıktaki PMMA tabakalarında alınan bel görüntüleri incelendiğinde genel olarak % kontrast değerlerinin kVp ile değişiminin Rando fantomunda alınan Bel AP görüntülerindeki % kontrast değişiminden daha az olduğu görülmektedir. Ancak DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerde K-K yapıları arasındaki değişim ANSI fantomunda alınan görüntülere göre daha azdır. Bel LAT görüntüleri karşılaştırıldığında ise; DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerdeki % kontrast değişimleri karşılaştırıldığında ANSI fantomunda alınan görüntülerdeki % kontrast değişiminin, K-K yapıları arasındaki değişim ve dijitize edilen görüntülerdeki K-YD yapıları arasındaki değişimi ile hemen hemen aynı olduğu görülmektedir. Benzer Şekilde eşdeğer kalınlıktaki PMMA tabakalarında alınan görüntülerdeki değişimin, K-YD yapıları arasındaki değişim ile aynı olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.26 Pelvis ve diz incelemesi için farklı yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması

| | | DRX İşlenmiş | | | | DRX İşlenmemiş (Pattern) | | | | Dijitize | | | | DRİşl / DRpat | DRİşl / Dijitize |
|--------------------|-----------|--------------------------|----------------|-------------|----------------|--------------------------|----------------|-------------|----------------|--------------------------|----------------|-------------|----------------|---------------------|------------------------|
| kVp Aralığı | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | | | | |
| | | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| PELVİS AP | K-K | 80,8 | 5,75 | 78,6 | 4,47 | 23,9 | 6,25 | 22 | 4,8 | 25,3 | 7,3 | 25,4 | 5,8 | 3,38 | 3,19 |
| | K- Y.D | 37 | 4,5 | 36,4 | 3,9 | 12,9 | 5,6 | 12,1 | 4,6 | 16,6 | 6 | 16,6 | 5,3 | 2,87 | 2,23 |
| kVp Aralığı | | 60 kVp-65 kVp- 70 kVp | | 65 kVp | | 60 kVp-65 kVp- 70 kVp | | 65 kVp | | 60 kVp-65 kVp- 70 kVp | | 65 kVp | | - | |
| | | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | Cmaks/ Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| DİZ AP | K-K | 34,5 | 1,13 | 36,3 | 3,11 | 16 | 1,02 | 16,5 | 2,44 | 7,13 | 1,23 | 6 | 2,47 | 2,16 | 4,84 |
| | K- Y.D | 52,3 | 1,23 | 54,5 | 4,88 | 24 | 1,05 | 24,7 | 3,83 | 13,6 | 1,03 | 11,9 | 1,98 | 2,18 | 3,85 |
| ANSI Ekstremité | | 20,6 | 1,59 | 20,13 | - | 7,41 | 1,29 | 7,17 | - | 9,46 | 1,24 | 10,14 | - | 2,78 | 2,18 |
| 10cm PMMA | | 28,5 | 1,26 | 27,9 | - | 6,73 | 1,34 | 6,4 | - | 7,23 | 1,14 | 7,87 | - | 4,24 | 3,94 |

Rando fantomda alınan pelvis görüntüleri incelendiğinde;

- Ortalama % kontrast değerlerinin DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde en yüksek olduğu görülmektedir. Dijitize görüntülerdeki kontrast değerleri DR işlenmemiş modunda alınan görüntülerden daha yüksektir.
- Tüm sistemler karşılaştırıldığında kemik-kemik arasındaki kontrast değerlerinin diğer bölgelere göre daha yüksek olduğu görülmektedir.
- Kontrastın kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin DR işlenmemiş modunda alınan görüntülerde ve kemik-yumuşak doku arasında olduğu görülmektedir.
- Pelvis AP incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast, DR işlenmiş modu için 11,4-37,01 DR işlenmemiş modu için 3,53-13 ve dijitize için 4,76-16,6 aralığındadır.

Diz fantomunda alınan diz görüntüleri incelendiğinde;

- Ortalama % kontrast değerlerinin DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde en yüksek olduğu görülmektedir. DR işlenmemiş modunda alınan görüntülerdeki kontrast değerleri dijitize görüntülerden daha yüksektir.
- Tüm sistemler karşılaştırıldığında kemik-yumuşak doku arasındaki kontrast değerlerinin diğer bölgelere göre daha yüksek olduğu görülmektedir.
- Kontrastın kVp ile değişimi incelendiğinde en fazla değişimin DR sistemlerde alınan görüntülerde kemik-yumuşak doku arasında olduğu, dijitize görüntülerde ise kemik-kemik arasında olduğu görülmektedir. Sabit kVp'de kontrast değişimi incelendiğinde aynı durum görülmektedir.

- Diz AP incelemesi için yapılan ölçümlerde kontrast, DR işlenmiş modu için 34,5-52,3 DR işlenmemiş modu için 16-24 ve dijitize için 7,13-13,6 aralığındadır.
- Genel olarak diz fantomundaki % kontrast değişiminin daha az olduğu görülmektedir.
- DRX işlenmiş modunda alınan görüntülerde 10 cm kalınlığındaki PMMA tabakalarındaki % kontrast değişiminin K-YD yapıları arasındaki değişimin yakın olduğu görülmektedir.
- Dijitize edilen görüntüler incelendiğinde; ANSI ekstremite fantomunda alınan görüntülerdeki değişim ile K-K yapıları arasındaki değişimin hemen hemen aynı olduğu görülmektedir.
- DRX işlenmiş modunda alınan görüntüler ve dijitize edilen görüntülerde ANSI fantomdaki değişimin eşdeğer kalınlıktaki PMMA tabakalarından daha fazla olduğu görülmektedir.
- Genel olarak karşılaştırma yapıldığında diz fantomundaki % kontrast değişimlerinin ANSI fantom ve eşdeğer kalınlıktaki PMMA tabakalarından daha az olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.27 Kafatası incelemesi için farklı yapılar ve fantomlar arası kontrast karşılaştırması

| kVp Aralığı | | DRX İşlenmiş | | | | DRX İşlenmemiş (Pattern) | | | | Dijitize | | | | DRişl / DRpat | DRişl / Dijitize |
|----------------------|------------|----------------------|--------------------|-------------|--------------------|--------------------------|--------------------|-------------|--------------------|----------------------|--------------------|-------------|--------------------|---------------------|------------------------|
| | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | 80 kVp | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | 80 kVp | | 70 kVp-80 kVp-90 kVp | | 80 kVp | | | |
| | | %C (ort) | Cmaks / Cmin | %C (ort) | Cmaks / Cmin | %C (ort) | Cmaks / Cmin | %C (ort) | Cmaks / Cmin | %C (ort) | Cmaks / Cmin | %C (ort) | Cmaks / Cmin | %C (ort) | %C (ort) |
| KAFATASI | | | | | | | | | | | | | | | |
| AP | K-K | 9,13 | 4,25 | 8,5 | - | 2,87 | 2,93 | 3,1 | - | 1,26 | 11,5 | 1,3 | - | 3,18 | 7,25 |
| ANSI KAFATASI | | 16,1 | 1,51 | 15,5 | - | 3,25 | 1,53 | 3,03 | - | 4,76 | 1,4 | 4,45 | - | 4,95 | 3,38 |
| 20cm PMMA | | 12,4 | 1,19 | 13,6 | - | 2,63 | 1,21 | 2,9 | - | 2,98 | 1,46 | 3,36 | - | 4,72 | 4,16 |

Rando fantomda yapılan kafatası incelemeleri değerlendirildiğinde;

- Ortalama % kontrast değerlerinin DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde en yüksek olduğu görülmektedir.
- Sistemler karşılaştırıldığında kontrast değerlerinin kVp ile değişiminin en fazla DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde olduğu görülmektedir.
- Kafatası AP incelemesi için yapılan ölçümlerde sistemler arası karşılaştırma yapıldığında en düşük kontrast değeri dijitize görüntülerde, en yüksek kontrast değeri ise DR işlenmiş modunda alınan görüntülerde olmak üzere kontrast 1,26-9,13 aralığındadır.
- Kafatası AP görüntüleri incelendiğinde; rando fantomdaki % kontrast değişiminin ANSI fantomu ve eşdeğer kalınlıktaki PMMA tabakalarından çok daha fazla değişim gösterdiği görülmektedir.
- ANSI fantomu ve eşdeğer kalınlıktaki PMMA tabakalarındaki % kontrast değişimi karşılaştırıldığında dijitize edilen görüntülerde yakın değişim gösterdikleri, DRX'de alınan görüntülerde ise ANSI fantomundaki değişimin daha fazla olduğu görülmektedir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada farklı organların benzeşimini veren değişik yapıdaki fantomlar kullanılarak giriş radyasyon dozları ve görüntü kaliteleri farklı demet enerjileri için araştırılmıştır.

İnsan kompleks organlarına en fazla benzeyen fantomlar hümanoid fantomlardır. Yumuşak doku eşdeğeri olan PMMA tabakaları, farklı kalınlıklarda bir araya getirilerek organ benzeşimlerinin yapıldığı en basit fantomlardır. Bu PMMA tabakaları, kemik dokusunu yansıtan Al tabakalar ile uygun kalınlıklar kullanılarak ayrı bir tasarım olan ANSI fantomlarını oluştururlar.

Giriş dozları tüm fantomlarda benzer şekilde ölçülmüştür. Görüntü kalitesi ise hümanoid fantomlarda farklı yapıların (kemik, yumuşak doku, hava vb.) kontrastları olarak, PMMA ve ANSI fantomlarında ise fantom tabakalarının arasına yerleştirilen kontrast fantomlarındaki kontrast ölçümleri ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca kontrastın her fantom için kVp' ye göre değişimleri incelenmiştir.

Çalışmanın en önemli amacı gerek giriş radyasyon dozu gerek ise görüntü kalitesi bakımından hümanoid fantomlara en yakın basit fantomların saptanmasıdır.

Ayrıca basit fantomların farklı görüntü kalitesi fantomların ile kullanımında radyasyon dozlarının nasıl değiştiği incelenmiş ve farklı görüntü kalitesi fantomlarının yanıtları her PMMA kalınlığı ve ANSI organ fantomları için araştırılmıştır.

Organ fantomlarında görüntü kalite kontrol fantomları ile yapılan doz ölçümlerinde farklı kalınlıktaki PMMA tabakalarında giriş dozu değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Ancak huttner görüntü kalitesi test fantomu ile alınan ölçümlerde ANSI ekstremitenin doz değerinin PMMA tabakalarına göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca ANSI bel fantomu ile 25 cm PMMA tabakası karşılaştırıldığında giriş dozlarının ANSI bel fantomunda daha yüksek olduğu görülmüştür. Bunun sebebi değişen banyo

şartlarıdır. Zira banyo şartlarının değişmesiyle 1,40 optik yoğunluk elde edebilmek için AEC sisteminde daha yüksek yoğunluk basamağı seçilmektedir. Buna bağlı olarak sistem, sabit kalınlık için yapılan ölçümde artan kVp'ye göre vermesi gerekenden daha yüksek mAs değeri vermektedir. Böylece kVp artışı ile giriş dozlarının azalması beklenirken, daha yüksek giriş dozları görülmektedir.

PMMA tabakaları ve ANSI fantomlarında 3 farklı kVp'de ölçülen giriş dozlarının ortalama kVp için görüntü kalitesi fantomu ile değişimi maksimum giriş dozunun minimum giriş dozuna oranı ile incelenmiştir. Ayrıca giriş dozunun her görüntü kalite kontrol fantomundaki kVp ile değişimi incelenmiştir. Çizelge 5.1'de bu değişim gösterilmektedir. Çizelge 5.1'de satır (→) aynı kalınlıktaki görüntü kalite kontrol fantomları için verilen maksimum giriş dozunun minimum giriş dozuna oranlarının ortalaması, sütun (↓) ise her bir görüntü kalite kontrol fantomu için farklı kalınlıktaki maksimum giriş dozunun minimum giriş dozuna oranlarının ortalamasını göstermektedir.

Çizelge 5.1 Giriş Dozunun Maksimum-Minimum Değişimi

| FANTOM | kVp ARALIĞI | CDRAD | LCD4 | TCD4 | HUTTNER | ORTALAMA → | |
|------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| PMMA | 5cm | 50-55-60 | 1,36 | 1,33 | 1,33 | 1,41 | 1,36 |
| | 10cm | 60-65-70 | 1,34 | 1,37 | 1,75 | 1,41 | 1,47 |
| | 15cm | 70-75-80 | 1,67 | 1,3 | 1,3 | 1,39 | 1,42 |
| | 20cm | 80-85-90 | 1,48 | 1,46 | 1,46 | 1,48 | 1,47 |
| | 25cm | 90-95-100 | 1,33 | 1,36 | 1,1 | 1,42 | 1,3 |
| | ORTALAMA ↓ | | 1,44 | 1,36 | 1,39 | 1,42 | - |
| ANSI | Ekstremité | 60-65-70 | 1,62 | 1,3 | 1,3 | 1,33 | 1,39 |
| | Göğüs | 90-110-125 | 1,34 | 1,68 | 1,7 | 1,3 | 1,51 |
| | Kafatası | 70-80-90 | 2,31 | 1,88 | 1,86 | 1,93 | 2 |
| | Bel | 75-80-90 | 1,92 | 1,7 | 1,58 | 2,04 | 1,81 |
| ORTALAMA ↓ | | 1,79 | 1,64 | 1,61 | 1,65 | - | |

Şekil 4.1’de PMMA tabakaları ve ANSI fantomların arasına yerleştirilen her görüntü kalitesi fantomu için verilen ortalama giriş dozu değişimine göre maksimum giriş dozu / minimum giriş dozu hesaplanmıştır. Buna göre; PMMA tabakaları için hesaplanan oranlar sırasıyla 1,18-1,20-1,24-1,43-1,20 ve ortalama 1,25’tir. ANSI fantomlar için ise 1,19-1,34-1,36-1,46 ve ortalama değer 1,33’tür.

Maksimum farkın 20 cm PMMA ve 25cm PMMA kalınlıkları için CDRAD ve LCD4 fantomları arasında olduğu anlaşılmıştır. Bu fark ise farklı yapıdaki fantomların soğurucu özelliklerinin değişmesinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca fantomlar geniş yüzeyleri nedeni ile AEC detektörlerinin üzerine gelmekte ve AEC yanıtını değiştirebilmektedirler.

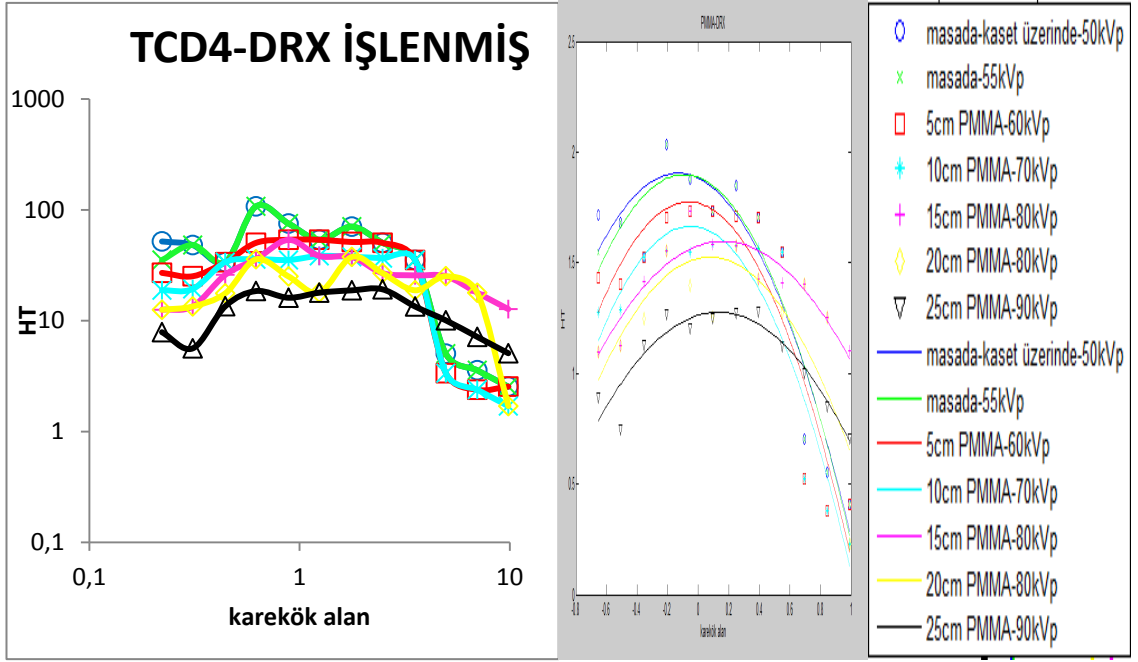
Her PMMA kalınlığı ve organ fantomlarında giriş dozu, detektör dozu sabit olduğundan dolayı kVp ile azalmaktadır. PMMA fantomu için 5-10 kVp aralığında maksimum giriş dozu / minimum giriş dozundaki artış her kalınlık için farklıdır. Fakat görüntü kalitesi fantomu için 1,36-1,44 arasında değişmektedir. Bu değişim geniş kVp aralığından dolayı ANSI fantomda daha fazladır ve görüntü kalitesi fantomu için 1,61-1,79 arasındadır.

ANSI fantom için belirlenen eşdeğer PMMA kalınlıklarına ait giriş dozu ile bu kalınlıklardaki PMMA’ya ait giriş dozu karşılaştırması için aynı ya da birbirine yakın kVp’ler seçilmiştir. Çizelge 5.2’de eşdeğer PMMA kalınlıkları için giriş dozu değerlendirmesi verilmiştir.

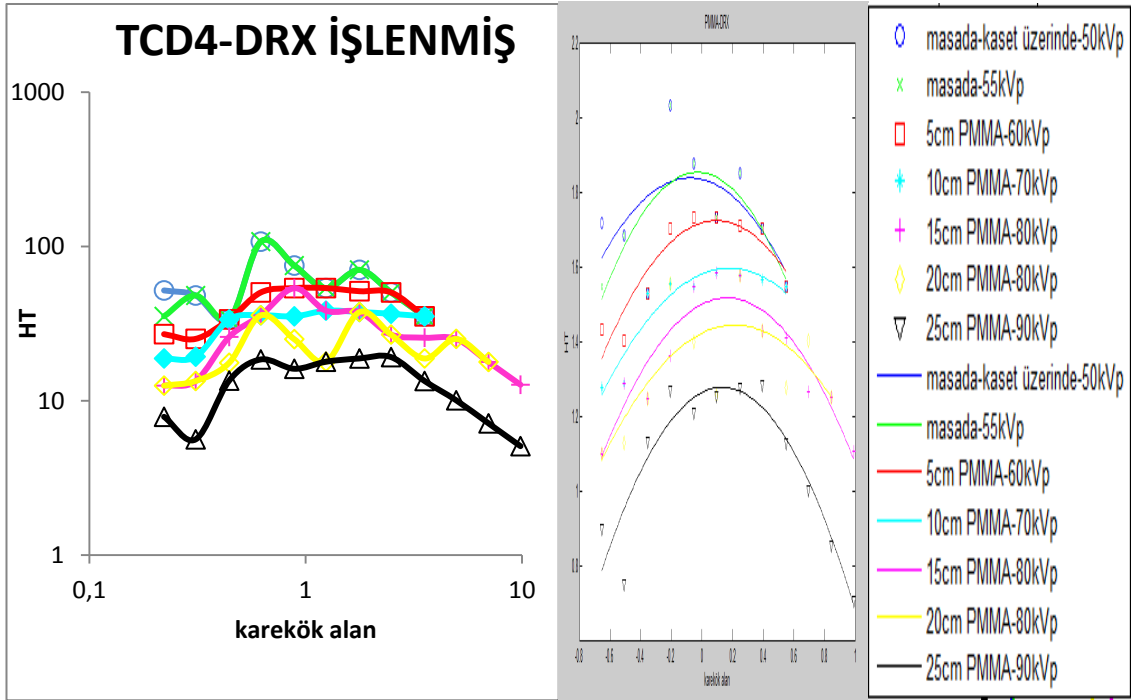
Çizelge 5.2 Eşdeğer PMMA kalınlıkları için giriş dozu değerlendirmesi

| ANSI / PMMA | CDRAD | LCD4 | TCD4 | HUTTNER |
|---|-------|------|------|---------|
| ANSI Ekstremitte-60kVp/ 10 cm PMMA-60kVp | 0,62 | 0,44 | 0,37 | 0,41 |
| ANSI Ekstremitte-65kVp/ 10 cm PMMA-65kVp | 0,63 | 0,44 | 0,48 | 0,41 |
| ANSI Ekstremitte-70kVp/ 10 cm PMMA-70kVp | 0,51 | 0,46 | 0,49 | 0,43 |
| ANSI Göğüs-90kVp / 15 cm PMMA-80kVp | 0,46 | 0,39 | 0,3 | 0,34 |
| ANSI Kafatası-80kVp/ 20 cm PMMA-80kVp | 0,41 | 0,54 | 0,46 | 0,39 |
| ANSI Kafatası-90kVp/ 20 cm PMMA-90kVp | 0,44 | 0,55 | 0,6 | 0,5 |
| ANSI Bel-90kVp/ 25 cm PMMA-90kVp | 1,34 | 0,87 | 1,16 | 1,06 |

ANSI Bel 90 kVp-25 cm PMMA 90 kVp hariç giriş dozu, PMMA fantomlarında daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca kVp farkından dolayı maksimum fark, göğüs 90 kVp-15 cm PMMA 80 kVp'dedir. PMMA kalınlığı ile karşılaştırıldığında daha ince Al tabaka ve hava boşluğu nedeni ile saçılan fotonların ANSI fantomlarda daha az olması, düşük doz değerlerine neden olmuştur.



Şekil 5.1 TCD4 fantomunun büyük çaplı diskler çıkarılmadan değerlendirilmesi



Şekil 5.2 TCD4 fantomunun büyük çaplı diskler çıkarılarak değerlendirilmesi

Şekil 5.1 ve Şekil 5.2’de TCD4 fantom görüntülerinin görsel değerlendirilmesi sonucunda gözlenen disklerin çap ve kontrast değeri dikkate alınarak çizilen ve

MATLAB programı kullanılarak fit edilen H_T grafikleri görülmektedir. H_T grafikleri ve fit edilen eğrilerin uyumlu olduğu gözlenmiştir. Ayrıca büyük çaplı diskler çıkarılarak ve çıkarılmadan çizilen H_T grafikleri karşılaştırılmıştır. Büyük çaplı diskler çıkarılmadan çizilen grafikte eğrilerin kuyruk kısmı büyük çaplı disklerin diğer gruplara göre beklenenden daha az gözlenebildiğini göstermektedir. Bu durum insan gözünün logaritmik davranışından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 5.3'te ANSI organ fantomları ve her bir PMMA kalınlığı için % kontrast / IQFInv oranı verilmiştir. Bu fantomların görüntü kalitesi karşılaştırması bu orandan da yapılabilir.

Çizelge 5.3 ANSI ve PMMA fantomları için % kontrast / IQFInv değerleri

| FANTOM | PMMA | | | | | ANSI | | | |
|--------------------------------|------|------|------|------|------|-------------|-------|----------|------|
| | 5cm | 10cm | 15cm | 20cm | 25cm | Ekstremitte | Göğüs | Kafatası | Bel |
| Dijitize | 1,94 | 1,43 | 1,18 | 1,01 | 1,1 | 1,94 | 1,1 | 1,08 | 0,75 |
| DR_{İşlenmemiş} | 1,97 | 1,33 | 0,85 | 0,65 | 0,46 | 1,19 | 0,51 | 0,64 | 0,43 |
| DR_{İşlenmiş} | 7,09 | 5,46 | 3,28 | 2,9 | 2,38 | 3,22 | 2,01 | 2,48 | 2,39 |

% Kontrast ve IQFInv değerlerinin farklı indeksler olması dikkate alındığında bu değerlerin büyüklüğü anlamlı değildir. Ancak oranlar arasındaki fark, her durum için fantomların performans farkını gösterir. Bütün oranların eşit olması, bir fantomun farklı organ fantomlarında ya da PMMA kalınlıklarında kullanıldığında diğer fantomlara göre üstünlüğünün olmadığı anlamını taşır.

Benzer şekilde Çizelge 5.4'de artan kalınlığa göre fantomların görüntü kalitesi gösterme hassasiyeti verilmektedir. Bu çizelgede IQFInv ve % kontrast değerleri PMMA tabakaları için 5 cm PMMA'ya, ANSI fantomlar için Ekstremitteye normalize edilmiştir.

Çizelge 5.4 PMMA ve ANSI fantomlarında kalınlık artışı ile görüntü kalitesindeki değişim

| FANTOM | | PMMA | | | | | ANSI | | | |
|--------------------------|--------------------|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|-----------------|-----------------|--------------------|---------------|
| | | 5cm/ 5cm | 10cm/ 5cm | 15cm/ 5cm | 20cm/ 5cm | 25cm/ 5cm | Ekstr/ Ekstr | Göğüs/ Ekstr | Kafatası/ Ekstr | Bel/ Ekstr |
| Dijitize | %C | 1 | 0,73 | 0,45 | 0,30 | 0,28 | 1 | 0,41 | 0,50 | 0,30 |
| | IQF _{inv} | 1 | 0,99 | 0,74 | 0,58 | 0,49 | 1 | 0,71 | 0,90 | 0,78 |
| DR _{işlenmemiş} | %C | 1 | 0,61 | 0,36 | 0,24 | 0,15 | 1 | 0,37 | 0,44 | 0,27 |
| | IQF _{inv} | 1 | 0,90 | 0,83 | 0,72 | 0,63 | 1 | 0,86 | 0,81 | 0,73 |
| DR _{işlenmiş} | %C | 1 | 0,70 | 0,39 | 0,30 | 0,22 | 1 | 0,56 | 0,62 | 0,54 |
| | IQF _{inv} | 1 | 0,91 | 0,85 | 0,74 | 0,66 | 1 | 0,90 | 0,80 | 0,73 |

Çizelge 5.4’de, IQF_{inv} ve % kontrast değerleri, PMMA fantomları için 5 cm PMMA’ya, ANSI fantomları için ekstremitelere (ekstr) normalize edilmiştir. Burada, 1’e yakın olan değerler görüntü kalitesi performansının iyi olduğunu göstermektedir. Örneğin; 20 cm PMMA için normalize edilen değerler 0,3-0,58, sırasıyla % kontrast ve IQF_{inv} değerini göstermektedir. Sonuçlar incelendiğinde en iyi görüntü kalitesi performansının CDRAD fantomuna ait olduğu görülmektedir. Genellikle % kontrast’tan ziyade IQF_{inv} değerinin kullanılması ise buna güçlü bir kanıttır.

Kliniksel gelişmelerde görüntü işlemede DR_{işlenmiş} görüntülerinin film, dijitize ve DR_{işlenmemiş} görüntülerden üstün olduğu

Çizelge 5.3’de görülmektedir. Görüntü kalite indekslerinin oranı da bu amaçla kullanılmıştır. Yüksek değer, kliniksel işlemlerde daha iyi sonuç verdiğini göstermektedir. Kliniksel işlem algoritmalarının başlıca amacı kontrastı iyileştirmektir. Çizelgede % kontrastın yüksek değeri açıkça görülmektedir. Kliniksel algoritmalar sayısallaştırılmış film görüntüleri ve DRX işlenmiş görüntülerde kontrastı daha iyi iyileştirir.

IQF_{inv} indeksinin en iyi performansının DRX işlenmiş görüntülerde olduğu görülmektedir.

Her PMMA kalınlığı ve her organ fantomunda görüntü kalitesi indeksinin kVp ile değişiminde % kontrast ve IQFinv için benzer farklar görülmektedir.

Çizelge 5.5 IQFinv ve % kontrast değerlerinin karşılaştırılması

| FANTOM | | PMMA | | | | | ANSI | | | |
|--|---------------|------|------|------|------|------|-------|-------|----------|------|
| | | 5cm | 10cm | 15cm | 20cm | 25cm | Ekstr | Göğüs | Kafatası | Bel |
| DR _{işlenmiş} / DR _{işlenmemiş} | % C | 3,67 | 4,24 | 4,00 | 4,72 | 5,54 | 2,78 | 4,25 | 3,91 | 5,65 |
| | IQFinv | 1,02 | 1,03 | 1,04 | 1,05 | 1,06 | 1,02 | 1,07 | 1,02 | 1,02 |
| DR _{işlenmiş} / Dijitize | % C | 4,14 | 3,94 | 3,59 | 4,16 | 3,28 | 2,18 | 3,01 | 2,67 | 3,89 |
| | IQFinv | 1,13 | 1,04 | 1,30 | 1,45 | 1,52 | 1,31 | 1,65 | 1,17 | 1,22 |

IQFinv, her fantomda kVp ile biraz azalmaktadır. Aynı zamanda ANSI göğüs ve ANSI kafatası fantomlarındaki DR görüntülerinde benzer oranda, aynı azalış eğiliminde olduğu gözlenmiştir. Bu durum artan kVp ile saçılan ışınların artmasından kaynaklanmaktadır.

Her fantomda artan kVp ile % kontrast'ın azalışı DR görüntüler için benzerdir. Fakat film dijitize görüntüler için farklıdır. 55 kVp-65 kVp görüntüleri arasında yüksek kontrast elde edilmektedir. Bunun sebebi film-ekran sistemlerinde kuantum deteksiyon etkinliğinin yüksek olmasıdır.

Görüntü kalitesi değerlendirmesinde saçıcı ortamın etkisini incelemek için görüntü kalitesi fantomları masada ve masada kaset üzerinde iken ölçümler alınmıştır. Çizelge 5.6'da gösterildiği gibi aynı kVp'lerin kullanıldığı PMMA kalınlıkları ve ANSI ekstremite ile karşılaştırma yapılmıştır. Saçıcı ortam artışı ile görüntü kalitesinin bozulduğu ve en iyi görüntü kalitesinin masada kaset üzerinde alınan görüntülerde olduğu görülmektedir. Görüntü kalitesi fantomları karşılaştırıldığında, kalınlık artışı ile görüntü kalitesindeki bozulmanın en fazla LCD4 fantomunda olduğu görülmüştür.

Çizelge 5.8 incelendiğinde; DR sistemlerde yüksek kontrast değerlerinin elde edildiği görülmektedir. Bunun sebebi; sistemin görüntülere EVP (Enhance Visualization Processing) algoritması uygulamasıdır.

Görüntüleme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmada film ekran sistemlerinde huttner ile yapılan yüksek kontrast ayırma gücünün diğer sistemlerden daha iyi olduğu görülmüştür. Dijital sistemlerde ayırma gücü piksel boyutu ile sınırlı olması ve fosfor boyutları görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir.

Çizelge 5.9'da ANSI fantom ve eşdeğer PMMA kalınlıkları karşılaştırılmıştır. Doz ve kontrast açısından değerlendirme yapıldığında ANSI fantomlarda düşük doz ve yüksek kontrast elde edildiği görülmektedir. Elde edilen sonuçlardan PMMA tabakalarının ANSI fantoma göre daha fazla saçıcı etkisinin olduğu anlaşılmaktadır. Benzer karşılaştırma FOM değerleri ile yapılmış ve aynı sonuca ulaşılmıştır. Ancak ANSI bel fantomu ve 25 cm PMMA FOM değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Bu çalışmada ANSI bel fantomunda bulunan alüminyum levha, görüntü kalitesi değerlendirmesini olumsuz etkilememesi için kullanılmamış ve eşdeğer PMMA kalınlığı Xcomp5r programından hesaplanmıştır. Eşdeğer PMMA kalınlığı olarak 25 cm PMMA kullanıldığından bu durum beklenen bir sonuçtur.

Çizelge 5.6 Görüntü kalitesi fantomları ile masada ve masada kaset üzerinde alınan görüntülerin karşılaştırılması

| Saçıcı Ortam | kVp | CDRAD | | | | LCD4 | | | HUTTNER | | | |
|--------------------------|-----|-------------|-------------|-------------------|---------------------|--------------|-------------------|---------------------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------------|
| | | Film | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) | Film | Dijitize | DRX (İşlenmiş) | DRX (İşlenmemiş) |
| | | IQFinv | IQFinv | IQFinv | IQFinv | ONIS | ONIS | ONIS | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) | Lp/mm (Grup No) |
| Masada | 50 | 5,66 | 5,96 | 6,77 | 6,67 | 17,10 | 54,1 | 14,8 | 2,8 (16) | 1,6 (11) | 1,6 (11) | 2 (13) |
| | 55 | 5,21 | 5,48 | 6,72 | 6,48 | 13,49 | 49,1 | 12,9 | 2,8 (16) | 1,6 (11) | 1,6 (11) | 2 (13) |
| | 60 | 5 | 4,86 | 6,6 | 6,34 | 13,38 | 45,3 | 9,9 | 2,8 (16) | 1,6 (11) | 1,6 (11) | 2 (13) |
| | 65 | 4,95 | 4,84 | 6,49 | 6,27 | 12,80 | 41,5 | 9,6 | 2,5 (15) | 1,6 (11) | 1,6 (11) | 2 (13) |
| | Ort | 5,21 | 5,29 | 6,65 | 6,44 | 14,2 | 47,5 | 11,8 | 2,73 | 1,6 | 1,6 | 2 |
| Masada Kaset Üzerinde | 50 | 6,19 | 6,37 | 7,57 | 7,1 | 22,18 | 61 | 14,8 | 3,55 (18) | 2 (13) | 1,8 (12) | 2 (13) |
| | 55 | 6,05 | 6,15 | 7,23 | 6,79 | 21,14 | 56 | 12,5 | 3,55 (18) | 2 (13) | 1,8 (12) | 2 (13) |
| | Ort | 6,12 | 6,26 | 7,4 | 6,95 | 21,7 | 58,5 | 13,7 | 3,55 | 2 | 1,8 | 2 |
| 5 cm PMMA | 50 | 4,55 | 5,3 | 5,89 | 5,79 | 9,58 | 46 | 13,3 | 2,5 (15) | 2 (13) | 2 (13) | 2 (13) |
| | 55 | 4,83 | 5,01 | 5,75 | 5,61 | 10,9 | 42,3 | 10,7 | 2,24 (14) | 1,8 (12) | 2 (13) | 2 (13) |
| | 60 | 4,87 | 4,93 | 5,64 | 5,56 | 9,11 | 34,2 | 9,4 | 2,24 (14) | 1,8 (12) | 1,8 (12) | 2 (13) |
| | Ort | 4,75 | 5,08 | 5,76 | 5,65 | 9,86 | 40,83 | 11,13 | 2,33 | 1,87 | 1,93 | 2 |
| 10 cm PMMA | 60 | 4,92 | 5,35 | 5,5 | 5,17 | 7,36 | 32,1 | 7,9 | 2,8 (16) | 2,24 | 2 (13) | 2 (13) |
| | 65 | 4,63 | 5,20 | 5,13 | 5,08 | 7,87 | 27,9 | 6,4 | 2,5 (15) | 2 (13) | 2 (13) | 2 (13) |
| | Ort | 4,78 | 5,28 | 5,32 | 5,13 | 7,62 | 30 | 7,15 | 2,65 | 2,12 | 2 | 2 |
| ANSI Ekstremité | 60 | 5,34 | 5,49 | 7,09 | 6,49 | 10,11 | 23,68 | 8,49 | 2,8 (16) | 1,8 (12) | 1,8 (12) | 2 (13) |
| | 65 | 4,81 | 4,84 | 6,29 | 6,23 | 10,14 | 20,13 | 7,17 | 2,8 (15) | 1,6 (11) | 1,8 (12) | 2 (13) |
| | Ort | 5,08 | 5,17 | 6,69 | 6,36 | 10,13 | 21,9 | 7,83 | 2,8 | 1,7 | 1,8 | 2 |

Çizelge 5.7 PMMA ve ANSI fantomlarında eşdeğer kalınlıklar için görüntü kalitesi karşılaştırılması

































| Fantom | CDRAD | | | | LCD4 | | | | TCD4 | HUTTNER | | | |
|-------------------------------------|----------|---------------|-------------|------|----------|---------------|-------------|------|------|----------|---------------|-------------|------|
| | Dijitize | DR işlenmemiş | DR işlenmiş | ESD | Dijitize | DR işlenmemiş | DR işlenmiş | ESD | ESD | Dijitize | DR işlenmemiş | DR işlenmiş | ESD |
| Ekstr-60 kVp/10 cm-60 kVp | 1,03 | 1,26 | 1,29 | 0,62 | 1,37 | 1,08 | 0,74 | 0,44 | 0,37 | 0,80 | 1 | 0,9 | 0,41 |
| Ekstr-65 kVp/10 cm-65 kVp | 0,93 | 1,23 | 1,23 | 0,63 | 1,29 | 1,12 | 0,72 | 0,44 | 0,48 | 0,80 | 1 | 0,9 | 0,41 |
| Ekstr-70 kVp/10 cm-70 kVp | 0,95 | 1,22 | 1,15 | 0,51 | 1,26 | 1,11 | 0,71 | 0,46 | 0,49 | 0,8 | 1 | 1 | 0,43 |
| Göğüs-90 kVp/15 cm-80 kVp | 1,2 | 1,21 | 1,25 | 0,46 | 1,21 | 0,96 | 0,94 | 0,39 | 0,3 | 0,9 | 1,11 | 1,25 | 0,34 |
| Kafatası-80 kVp/20 cm-80 kVp | 1,34 | 1,13 | 1,11 | 0,41 | 1,32 | 1,04 | 1,14 | 0,54 | 0,46 | 1 | 1,11 | 1,25 | 0,39 |
| Kafatası-90 kVp/20 cm-90 kVp | 1,61 | 1,19 | 1,12 | 0,44 | 1,78 | 1,1 | 1,14 | 0,55 | 0,6 | 1 | 1,25 | 1,29 | 0,5 |
| Bel-90 kVp/25 cm 90 kVp | 1,33 | 1,17 | 1,1 | 1,34 | 0,9 | 0,91 | 0,89 | 0,87 | 1,16 | 1,14 | 1,25 | 1,29 | 1,06 |

Çizelge 5.8 Film-ekran, sayısallaştırılmış film ve DR görüntülerinin karşılaştırması

| Fantom | Film | | | | Dijitiz | | | | DR | | | |
|----------------|------|------|-------|---------|---------|------|-------|---------|------|------|-------|---------|
| | LCD4 | TCD4 | CDRAD | HUTTNER | LCD4 | TCD4 | CDRAD | HUTTNER | LCD4 | TCD4 | CDRAD | HUTTNER |
| 5 cm PMMA | = | + | - | ++ | = | - | + | - | ++ | ++ | ++ | + |
| 10 cm PMMA | - | + | - | ++ | + | - | + | + | ++ | ++ | ++ | - |
| 15 cm PMMA | - | + | - | ++ | + | - | + | + | ++ | ++ | ++ | - |
| 20 cm PMMA | - | + | - | ++ | + | - | + | + | ++ | ++ | ++ | - |
| 25 cm PMMA | - | - | - | ++ | + | + | + | - | ++ | ++ | ++ | + |
| ANSI Göğüs | + | + | + | ++ | - | - | - | - | ++ | ++ | ++ | + |
| ANSI Kafatası | - | - | - | ++ | + | + | + | - | ++ | ++ | ++ | + |
| ANSI Bel | - | - | + | ++ | + | + | - | - | ++ | ++ | ++ | + |
| ANSI Ekstremit | = | ++ | - | ++ | = | - | + | - | ++ | + | ++ | + |

Görüntüleme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmada ‘+’, ‘-’ olarak değerlendirilen sonuçtan daha iyi olduğunu, ‘++’, görüntüleme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmadaki en iyi sonucu, ‘=’ ise iki görüntüleme yöntemi arasındaki eşitliği göstermektedir.

Çizelge 5.9 Fantomların Karşılaştırılması

| Görüntü Kalitesi Fantomu | PMMA(10cm) / ANSI EKSTREMİTE(8,55cm) | | PMMA(15cm) /ANSI GÖĞÜS(15cm) | | PMMA(20cm) /ANSI KAFATASI(20cm) | | PMMA(25cm) /ANSI BEL(25cm) | |
|--------------------------|---|---|--|---|---|---|---|---|
| | Doz | Kontrast | Doz | Kontrast | Doz | Kontrast | Doz | Kontrast |
| LCD4 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| TCD4 |  |  |  |  |  |  |  |  |
| CDRAD |  |  |  |  |  |  |  |  |
| HUTTNER |  |  |  |  |  |  |  |  |

EUR 16260 referans değerlerine en yakın doz değeri ANSI göğüs fantomuna karşılık gelen eşdeğer PMMA kalınlıkları, toraks fantom ile yapılan göğüs LAT ve PA incelemesindedir. Diğer incelemelerde ise ölçülen giriş dozları EUR 16260'a göre çok daha düşük bulunmuştur.

Hümanoid fantomlar ile ANSI fantomlardaki doz değerleri karşılaştırıldığında; toraks fantomda yapılan göğüs incelemeleri (AP, PA) ile ANSI göğüs incelemelerinin birbirine çok yakın olduğu görölmüştür. Pratik kullanım açısından değerlendirildiğinde ANSI göğüs fantomunun toraks fantom yerine kullanılabileceği anlaşılmıştır. Ayrıca karşılaştırmalar sonucunda kafatası fantomu (rando) yerine ANSI kafatası fantomun tercih edilebileceği görölmüştür.

Hümanoid fantomlardaki ölçümlerde göğüs incelemeleri dışında ilgili organ içerisindeki farklı bölgelerden çizilen ilgi alanları ile birçok K-K ve K-YD kontrastları her kVp için bulunmuş ve bu değerlerin ortalaması elde edilmiştir. Sonuçta her organ için ortalama değer birer K-K ve K-YD kontrastı, tüm kVp'lerdeki değerler dikkate alınarak saptanmıştır. Ayrıca bu farklı yapılardaki görüntü kontrastlarının kVp ile değişimini anlamak için her organda tek bir kVp'de kontrastların ortalaması alınmıştır.

Ortalama kontrast değerlerinin farklı yapılar için karşılaştırması yanında kontrastların değişim hızları bulunmuştur. Yapılar arasındaki kontrast değişim hızının ortalama kVp'ler için bulunmasında her bir noktadaki kontrastın elde edildiği 3 farklı kVp'deki maksimum ve minimum değerleri alınmıştır. Bu işlem tüm K-K ve K-YD kontrastları için ayrı ayrı yapılmış, daha sonra ise bu değerler K-K ve K-YD için değerlendirilmiştir. Sonuçta tüm K-K ve K-YD kontrastlarının ortalama kVp'ler için değişim hızları elde edilmiştir. Yani K-K için elde edilen değişim hızı ilgili organdaki tüm K-K kontrastlarının maksimum ve minimum değişimi vermektedir. Her kontrast için değişim hızı ise kVp'ye göre maksimum ve minimum kontrast değişiminde elde edilmiştir. Sonuç olarak yapılar arasındaki kontrastın organ boyunca değişimi K-K ve K-YD için ayrı ayrı bulunmuştur.

Benzer şekilde kontrastın tek kVp için değişim hızı da K-K ve K-YD için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Bu değer kontrastların kVp'ye bağlı değişim hızını vermektedir.

Bu karşılaştırmalar PMMA ve ANSI fantomlar için tek kVp'de, sadece obje kontrastı en yüksek lezyon için yapılmıştır. Bu fantomlar için değişim hızı sadece kVp'ye bağlı değişimi vermektedir.

Kontrast aralığı en az olan diz için hümanoid fantom ve basit fantomlar karşılaştırılacak olursa 3 kVp'deki ortalama, ANSI ve 10 cm PMMA için 20,6 ve 28,5'dur. Bu değerler, hümanoid fantomunda K-K ve K-YD için 34,5 ve 52,3 bulunmuştur ve ortalama değerlerden daha düşüktür. Yani kontrast aralığı beklenildiği gibi hümanoid fantomda çok geniştir.

3 kVp için ortalama kontrastların değişim hızı ANSI ve PMMA'da 1,59 ve 1,26 iken diz fantomunda tek kVp'de (65 kVp) 3,11 ve 4,88'tir. Yani hümanoid fantomda tek kVp için elde edilen kontrast değişimi, PMMA ve ANSI fantomunda 3 kVp için bulunan değişimden daha fazladır. Bu durum işlenmemiş ve dijitize görüntüler için de geçerlidir.

Bu işlem kuşkusuz hümanoid fantomda seçilen kontrast ölçüm noktaları arasındaki yapısal farklılığın büyüklüğüne bağlıdır. Örneğin; kafatası için radyologlar tarafından önerilen K-K bölgeleri dikkate alındığında % 9,13 kontrast değeri ANSI ve PMMA fantomunda ölçülen kontrastlardan düşüktür. Ancak tek kVp'ye bağlı kontrast değişimi, basit fantomlarda hümanoid fantomlara göre daha azdır.

Bel görüntüleri incelenecek olursa rando fantomda AP ve LAT için K-K kontrastları 5,48 ile 7,2, K-YD kontrastları ise 25 ve 3,57'dir. ANSI ve 25 cm PMMA'da bulunan ortalama kontrastlar ise genellikle 11,1 ve 9,03 aralığındadır. Ancak 90 kVp'de AP ve LAT için değişim K-YD için 3,31 ve 9,43 iken bu değişimler ANSI ve PMMA için 3 farklı kVp arasında 1,53 ve 1,11 bulunmuştur. Bu husus, yine hayli yüksek bir obje

kontratı seçilmesine rağmen basit bir kalite kontrol fantomunun kVp'ye bağlı değişim hızını, hümanoid fantom kadar vermediğini ortaya koymaktadır.

Göğüs incelemelerinde geniş bir yapısal farklılık olduğu dikkate alınarak sadece K-YD ve K-K kontrastları değil, toraks fantom içerisine yerleştirilen lezyon ve kaburgaların da kontrasta etkisi incelenmiştir. Bu nedenle geniş bir kontrast aralığında ölçümler elde edilmiştir. Basit ANSI ve PMMA fantomlarında elde edilen değerler çok daha düşüktür. Diğer taraftan 110 kVp'de kontrastın farklı yapılardaki kVp'ye bağlı değişimi 1,15 ile 42,4 arasındadır. Bu değişim PMMA ve ANSI fantomunda 3 kVp'de 1,24 ve 1,26'dır. Ayrıca Göğüs AP için AEC sağ detektör ve AEC merkez detektör seçilerek yapılan incelemeler sonucunda bulunan değerler arasında fazla bir fark olmadığı görülmüştür.

Toraks fantomda yapılan tüm göğüs incelemelerinde seçilen ilgili anatomik bölgedeki yapılar ortalama piksel değerleri de dikkate alınarak karşılaştırıldığında, yapıların X-ışın soğurum farklılıklarına göre sıralamasının $K > Y.D > Lez > R > L$ şeklinde olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.23, Çizelge 4.24, Çizelge 4.25, Çizelge 4.26 ve Çizelge 4.27'de hümanoid fantomlarda farklı yapıların verdiği görüntü kontrastları, PMMA tabakaları ile ANSI fantomlarında LCD4 kontrast fantomunda ölçülen görüntü kontrastları EVP algoritması ile işlenmiş sayısal (DRX işlenmiş), hiçbir işlemenin yapılmadığı sayısal (DRX işlenmemiş) ve sayısallaştırılmış film görüntüleri (dijitize) için verilmektedir.

Her ne kadar görüntülerin elde edilmesi her durum için aynı olsa da bu üç görüntüde kontrasta etki eden farklı faktörlerin nedeni; sayısallaştırılmış film görüntüsünde tarayıcının piksel içeriği-ışınlama yanıtı doğrusal seçilmesi, dolayısıyla görüntü kalitesi direkt olarak film H-D yanıtını ve kVp farklılıklarını yansıtmaktadır.

Obje kontrastı film γ değeri kadar görüntüde değişim göstermektedir. Ancak bu husus tüm obje kontrast aralığı için doğru değildir. Bu aralığın (ya da ışınlama farklılığının)

alınması durumunda tüm kontrast farklılıkları H-D eğrisinin doğrusal kısmında kalacağından eşit şekilde etkilenirler. Kontrast aralığının geniş alınması durumunda bazı düşük ve yüksek kontrast farklılıkları H-D eğrisinin ayak ve omuz kısmına karşı geleceğinden daha düşük kontrast ile görüntülenmesi söz konusudur.

kVp'nin görüntü kontrastını etkilemesi de ayrı bir husustur. Bilindiği gibi kontrast artan kVp ile azalmaktadır. Ancak diğer bir husus ışınlama aralığının düşük kVp'de H-D eğrisinin ayak ve omuz kısmına kadar uzanmasıdır. Her ne kadar AEC ile optik yoğunluklar sabit tutulmaya çalışılsa da toraks gibi geniş obje kontrast aralığındaki görüntüleme düşük kVp kullanımlarında bu etki söz konusu olacaktır.

DRX işlenmemiş görüntüsü "ham görüntüler" piksel içeriği-ışınlama yanıtı yani sistem yanıtı üsteldir. DRX işlenmiş görüntülerde ise kontrast tamamen EVP algoritmasının her organ için nasıl işlendiğine bağlıdır.

Hümanoid fantomlarda alınan görüntüler için tüm sistemler genel olarak karşılaştırıldığında ortalama % kontrast değerlerinin DRX işlenmiş modunda daha yüksek olduğu görülmektedir. DRX sistemlerindeki EVP algoritması incelemesi yapılacak anatomik bölgeye uygun olarak seçilen klinik protokole göre farklı obje kontrastı sahip iki farklı yapının piksel değerlerindeki farkları arttırarak ya da azaltarak görüntü kontrastını değiştirmektedir.

KAYNAKLAR

- AAPM 1990, American Association of Physicists in Medicine.. Standardized Methods For Measuring Diagnostic X-Ray Exposure. TG (Task Group) 8, Report No:31. New York.
- Akdur, K. 2012. Mamografi Sistemlerinde Optimum Film/Ekran Kombinasyonlarının Saptanması. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 142, Ankara.
- Bacher, K. 2006. Evaluation Of Image Quality and Patient Radiation Dose In Digital Radiography. Universiteit Gent Faculty of Medicine and Health Sciences, 140.
- Bor, D. 1988. Medikal Radyolojide Film Seçimi. Doğa TU Tıp ve Ecz. D. (3):214-225.
- Bor, D. 2002. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları. Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara.
- Bor, D. 2009. Radyasyon Dedeksiyon ve Ölçüm Yöntemleri Ders Notları. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 176, Ankara.
- Busch, H.P., Faulkner, K. Image Quality and Dose Management in Digital Radiography.
- Demirkaya, Ö. 2010. Farklı Yöntemlerle Grid Performanslarının Ölçümü. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Ankara.

EUR 16260 EN. (European Commission). 1996. European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images,88, Luxembourg.

Evans, D.S., Mackenzie, A., Lawinski, C.P., Smith, D. 2004 .Threshold Contrast Detail Detectability Curves For Fluoroscopy and Digital Acquisition Using Modern Image Intensifier Systems. The British Journal of Radiology, vol, 77: 751-758.

Güllüoğlu, E. 2013. Diagnostik ve Mamografik X-Işın Demetlerine Karşı Koruyucu Malzemelerin, Plakaların ve Farklı İnsan Dokularını Temsil Eden Fantomların Farklı Demet Kalitelerinde X-Işınlarını Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Ankara.

IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) Report 32 part VII. 2010. Measurement of The Characteristics Performance of X-Ray Systems: Digital Imaging Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine.

ICRP Publication 103, 2007. The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP, 37 (2-4).

Irvine, M. A. 2009. Image Quality and Radiation Dose Comparison of a Computed Radiography System and an Amorphous Silicon Flat Panel System in Paediatric Radiography, Australia

Metter, R.V., Foos, D. 1999. Enhanced Latitude for Digital Projection Radiography. SPIE, 3658, 468-471.

Olgar, T., Bor, D. 2005. Diagnostik Radyolojide Kalite Kontrol Deney Föyü.

- Tapiovaara, M. 2006. Relationships Between Physical Measurements and User Evaluation Of Image Quality in Medical Radiology.
- TRS 457, (Technical Report Series). 2007. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. IAEA, 359, Vienna.
- Vano, E., Fernandez Soto, J.M. 2007. Patient Dose Management in Digital Radiography. Biomedical Imaging and Intervention Journal,3(2):e26, Spain
- Yüksel, Ş. 2010. Dijital Mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol Ve Kabul Testleri, Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı :Elif ÜNAL
Doğum Yeri :Kastamonu
Doğum Tarihi :18.05.1985
Medeni Hali :Bekar
Yabancı Dili :İngilizce
Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)
Yüksek Lisans :Ankara Üniversitesi-Medikal Fizik (2014)
Lisans :Süleyman Demirel Üniversitesi-Fizik Bölümü (2009)
Lise :Mustafa Kaya Anadolu Lisesi (2003)