

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

**X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İLE AKCİĞER ÇEKİMLERİNDE
FARKLI YÖNTEMLERLE DOZ TAYİNİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hatice Baş Mor

Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı

Radvasyon Bilim ve Teknoloji Programı

Mayıs 2014

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

**X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İLE AKCİĞER ÇEKİMLERİNDE
FARKLI YÖNTEMLERLE DOZ TAYİNİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Hatice Baş Mor
(302111021)**

**Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı
Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı**

Tez Danışmanı: Doç.Dr. Nesrin ALTINSOY

Mayıs 2014

İTÜ, Enerji Enstitüsü'nün 302111021 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Hatice BAŞ MOR**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İLE AKCİĞER ÇEKİMLERİNDE FARKLI YÖNTEMLERLE DOZ TAYİNİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Nesrin ALTINSOY
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri :Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Mustafa DEMİR
İstanbul Üniversitesi

Teslim Tarihi : 10 Mayıs 2014
Savunma Tarihi : 28 Mayıs 2014

ÖNSÖZ

Radyografik görüntüleme yöntemleri tıpta teşhis amaçlı kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. Özellikle akciğer grafisi ülkemizin verem hastalığı geçmişinden dolayı sadece hastalık teşhisi için değil aynı zamanda resmi başvurularda da zorunlu tutulan evraklardan biri haline gelmiştir. Herhangi bir hastanede yapılan çekimlerin yaklaşık yarısını akciğer grafisi oluşturmaktadır. Ülkemizde çekimler esnasında teknisyenlerin radyasyondan korunması ve aldığı dozlar TAEK tarafından denetlenmektedir; ancak hastaların aldığı dozları denetleyen ya da belirleyen herhangi bir kurum veya kuruluş henüz yoktur. Umulur ki bu çalışma hasta dozu alanındaki eksikliğe dikkat çeker ve gerekli düzenlemelerin yapılmasına katkı sağlar.

Tez çalışmam boyunca desteğini hiç esirgemeyen, bilgi ve tecrübeleri sayesinde karşılanan problemleri kolayca çözüme ulaştıran, kıymetli zamanlarını bana ayıran danışman hocam Sayın Doç. Dr. Nesrin ALTINSOY'a teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmasını rahatça yürütebilmem için gerekli hastane ve cihazları temin eden, her konuda yardım ve desteğini esirgemeyen, hasta dozu alanındaki farkındalığı ve ileri görüşlülüğü için İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü Eski Tıbbi Cihaz ve Biyomedikal Şube Müdürü Elk.Yük.Müh. Sayın İbrahim Söyler'e ve ekip arkadaşları Radyoloji Birim Sorumlusu Ozan Sağlam, Mühendis Ömer Candaş Dilan, Taşınır Malzeme Sorumlusu Yakup Ak'a teşekkürü borç bilirim.

Tezde kullandığım cihazların kalibrasyonlarını yapan ÇNAEM SSDL Birim Koordinatörü Sayın Doğan Yaşar'a ve çalışma arkadaşı Hasan Erez'e teşekkür ederim. Ayrıca ÇNAEM çalışanlarından Sayın Halil Kot'a dedektör kolimatörleri noktasında verdiği destek için teşekkür ederim.

Tez çalışmamı yürüttüğüm hastanelerde deneyleri yaparken ilgi ve desteklerini esirgemeyip işimi son derece kolaylaştıran tekniker ve teknisyen arkadaşlarımdan hepsine minnettarım.

Organ ve efektif doz hesabını yapan Sayın Yard. Doç.Dr. Gökçe Kaan Ataç'a çok teşekkür ederim.

Tezin deneysel kısmında kullandığım OSLD'yi temin ettiğim Epsilon Landauer Dozimetri Teknolojileri San. Tic. A.Ş.'ye ve Sayın Hüseyin Gündüz'e maddi manevi desteklerinden ötürü sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Maddi manevi desteğini esirgemeyen, her şartta yanımda olan, en büyük şansım sevgili eşim Erdem Mor'a tüm kalbimle teşekkür ederim.

Mayıs 2014

Hatice BAŞ MOR
(Fizikçi)

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	iii
KISALTMALAR	vii
ÇİZELGE LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ	1
2. TIPTA KULLANILAN RADYASYON TİPLERİ VE ÖZELLİKLERİ	5
2.1 Radyasyon Tipleri.....	5
2.1.1 Parçacık Tipli Radyasyon.....	5
2.1.2 Dalga Tipli Radyasyon	6
2.1.2.1 Gama Radyasyonu.....	6
2.1.2.2 X-ışınları.....	6
2.2 X-ışınları ve Gama Işınlarnın Maddeyle Etkileşimi.....	8
2.2.1 Fotoelektrik Etki.....	8
2.2.2 Compton Saçılması.....	9
2.2.3 Çift Oluşumu	10
2.3 X-ışınlarının Tanıda Kullanılmasını Sağlayan Özellikler	11
2.3.1 Giricilik Özelliği.....	11
2.3.2 Fotoğrafik Özelliği	12
2.3.3 Floresans Etkisi	12
2.4 Hasta Doz Tayininde Kullanılan Dozimetreler	13
2.4.1 İyon Odaları.....	13
2.4.2 TLD ve OSLD	13
2.4.3 Yarı İletken Dedektörler.....	16
2.4.4 Radyokromik Film Dozimetreler.....	16
3. TIPTA TEŞHİS AMAÇLI KULLANILAN X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ	17
3.1 X-ışını Tüpü.....	17
3.2 X-ışını Jenaratörü.....	19
3.3 X-ışını Spektrumu.....	20
3.3.1 Akım	21
3.3.2 Tüp Gerilimi	21
3.4 Filtreleme	22
3.5 Kolimatör	23
3.6 Grid.....	24
3.6.1 Grid oranı.....	25
3.6.2 Grid Absorbsiyon Yüzdesi	25
3.7 Konvansiyonel Radyografi (Film-Ekran Sistemleri).....	26
3.7.1 Ranfansatör	26

3.7.1.1 Ranfansatörün Yapısı	27
3.7.1.2 Ranfansatörlerin Genel Özellikleri.....	28
3.7.1.3 Ranfansatörlerin Avantaj ve Dezavantajları.....	28
3.7.2 Kaset	29
3.7.3 Film.....	29
3.7.3.1 Fotoğrafik İşlem	30
3.7.3.2 Film Kalitesi	32
3.7.4 Konvansiyonel Radyografi Sistemlerinin Dezavantajları	34
3.8 Dijital Radyografi	34
3.8.1 Dijital Görüntünün Temel Kavramları	35
3.8.2 Dijital Sistemlerde Görüntü Oluşumu	36
3.8.3 Dijital Radyografi Yöntemleri.....	37
3.8.3.1 Bilgisayarlı Radyografi (CR)	38
3.8.3.2 Direkt Radyografi (DR).....	41
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	52
4.1 Çalışmada Kullanılan X-ışını Sistemleri	52
4.1.1 Konvansiyonel Sistem (KS)	52
4.1.2 Dijital Radyografi (DR) Sistemleri	53
4.1.3 Bilgisayarlı Radyografi (CR) Sistemi	55
4.2 Çalışmada Kullanılan Dedektörler	56
4.3 Akciğer Grafilerinin Sınıflandırılması.....	58
4.4 Cihaz Kalibrasyon Testleri	59
4.5 Yüzey Giriş Dozunun (Entrance Surface Dose, ESD) Belirlenmesi.....	61
4.5.1 Çalışılan Hasta Grupları	61
4.5.2 Yüzey Giriş Dozu (ESD) Belirleme Yöntemleri.....	62
4.5.2.1 Dolaylı Doz Tayin Yöntemi	63
4.5.2.2 Doğrudan Doz Tayin Yöntemi	65
4.5.2.3 Davies Model ile Yüzey Giriş Dozu Tayini	66
4.6 Fantomlarla Doz Tayini	67
4.6.1 Fantom Tasarımı.....	68
5. DENEY SONUÇLARI	70
5.1 Farklı Hasta Grupları İçin Elde Edilen Sonuçlar	70
5.1.1 Normal Kadın Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri.....	73
5.1.2 Normal Erkek Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri.....	79
5.1.3 Şişman Kadın Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri	85
5.1.4 Şişman Erkek Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri	91
5.2 Fantom Deney Sonuçları	96
5.3 Hasta ve Fantom Yüzey Giriş Dozu Sonuçlarının Karşılaştırılması	100
5.4 Yüzey Giriş Dozundan Organ Dozu ve Efektif Dozun Hesaplanması.....	103
5.5 Yüzey Giriş Dozu Sonuçlarının Referans Seviyeler ile Kıyaslanması.....	106
6. SONUÇ VE TARTIŞMA	108
KAYNAKLAR	112
ÖZGEÇMİŞ	117

KISALTMALAR

CCD	: Charge Couple Device
DAP	: Doz Alan Çarpımı
ESD	: Yüzey Giriş Dozu
EAK	: Yüzey Giriş Hava Kerma
FFD	: Dedektör Tüp Mesafesi
FSD	: Tüp Hasta Mesafesi
KAP	: Kerma Alan Çarpımı
kVp	: Kilovolt
mAs	: Akım ve Zaman Çarpımı
OSLD	: Optik Stimüle Lüminesans Dozimetre
TFT	: Thin Film Transistör
TLD	: Thermo Lüminesans Dozimetre
PACS	: Görüntü arşivleme ve iletişim sistemi
PA	: Posteroanterior
AP	: Anteroposterior
LAT	: Lateral
PMT	: Işın Çoğaltıcı Tüp
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komitesi
IAEA	: Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı
OY	: Optik Yoğunluk
ADC	: Analog Dijital Dönüştürücü
DICO	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
M	
CR	: Bilgisayarlı Radyografi
DR	: Dijital Radyografi
KS	: Konvansiyonel Sistem
HVL	: Yarı değer Kalınlığı
NK	: Normal Kadın

NE : Normal Erkek
ŞK : Şişman Kadın
ŞE : Şişman Erkek

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 3.1: Özfiltre bileşenlerinin Al eşdeğerleri (Hendee ve Ritenour, 2002).....	23
Çizelge 4.1: Konvansiyonel Radyografi Sisteminin Özellikleri	52
Çizelge 4.2: Dijital Radyografi Sistemlerinin Özellikleri	53
Çizelge 4.3: Bilgisayarlı Radyografi Sisteminin Özellikleri	55
Çizelge 4.4: Bilgisayarlı Radyografi Sisteminin Özellikleri	56
Çizelge 4.5: DIADOS DETECTOR T 60004 Dedektörünün Özellikleri.....	56
Çizelge 4.6: MULT-O-METER Dedektörünün Özellikleri.....	57
Çizelge 4.7: kVp METER Dedektörünün Özellikleri.....	57
Çizelge 4.8: OSLD Özellikleri	58
Çizelge 4.9: Cihaz HVL Değerleri	61
Çizelge 4.10: Cihaz HVL Değerleri	61
Çizelge 4.11: Çalışmamızda Yer Alan Hasta Grupları.....	62
Çizelge 4.12: Kalınlık Hesap Katsayıları (Mc Parland, 1998)	64
Çizelge 4.13: Fantom Ve Hasta Kalınlıkları.....	69
Çizelge 4.14: Fantom Ölçüleri.....	69
Çizelge 5.1: Hasta Bilgileri.....	72
Çizelge 5.2: Normal Kadın PA Projeksiyon İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri	73
Çizelge 5.3: Normal Kadın LAT Projeksiyon Yüzey Giriş Dozu Değerleri	74
Çizelge 5.4: Normal Erkek PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri.....	79
Çizelge 5.5: Normal Erkek LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri	81
Çizelge 5.6: Şişman Kadın PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri.....	86
Çizelge 5.7: Şişman Kadın LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri	87
Çizelge 5.8: Şişman Erkek PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri	91
Çizelge 5.9: Şişman Erkek LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri	91
Çizelge 5.10: Farklı Hasta Gruplarını Temsil Eden Fantomlardan PA Projeksiyon İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Sonuçları.....	97
Çizelge 5.11: Farklı Hasta Gruplarını Temsil Eden Fantomlardan LAT Projeksiyon İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Sonuçları.....	98
Çizelge 5.12: PA Projeksiyonda Üç Farklı Yöntemle Elde Edilen Yüzey Giriş Dozları	101
Çizelge 5.13: LAT Projeksiyonda Üç Farklı Yöntemle Bulunan Yüzey Giriş Dozları	101
Çizelge 5.14: PA Projeksiyonunda Akciğer Dozu ve Efektif Doz Değerleri.....	104
Çizelge 5.15: LAT Projeksiyonunda Akciğer Dozu ve Efektif Doz Değerleri	105
Çizelge 5.16: Referans Seviyeler (ICRP, 2001)	106
Çizelge 5.17: Çalışmamızda Bulunan Yüzey Giriş Dozları Ve NRPB Referans Seviyeleri.....	106
Çizelge 5.18: Farklı Ülkelerdeki Çalışmalarda Elde Edilen Akciğer Doz Değerleri ...	107

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Röntgen'in Eşi Anna Bertha Ludwig'in Elinin Görüntüsü (Url-1)	7
Şekil 2.2: Fotoelektrik Olayı (Hendee ve Ritenour, 2002).....	9
Şekil 2.3: Compton Saçılması (Pordgorşak, 2006).....	10
Şekil 2.4: Çift Oluşumu(Url-1).....	11
Şekil 2.5: Akciğer Grafisi (Url-1).....	12
Şekil 2.6: TLD ve OSLD Çalışma Prensibi (Berkmen, 2006)	14
Şekil 2.7: TLD okuyucusu (Berkmen, 2006).....	15
Şekil 2.8: OSLD okuma sistemi (Kerns, 2010)	15
Şekil 3.1: X-ışını Tüpünün Şematik Gösterimi	18
Şekil 3.2: Tüp Akımının Tüp Voltajına Göre Değişimi (Hendee ve Ritenour, 2002) ...	18
Şekil 3.3: X-ışını Emisyon Spektrumu (Hendee ve Ritenour, 2002)	20
Şekil 3.4: Akımın Emisyon Spektrumuna Etkisi (Url-3)	21
Şekil 3.5: Tüp Potansiyelinin Emisyon Spektrumuna Etkisi (Url-3)	22
Şekil 3.6: Filtrelemenin Emisyon Spektrumuna Etkisi (Url-3)	22
Şekil 3.7: Grid (Christensen ve diğ., 1978)	24
Şekil 3.8: Grid Oranları(Hendee ve Ritenour, 2002).....	25
Şekil 3.9: Konvansiyonel Radyografi (Url-9)	26
Şekil 3.10: Ranfansatörün Tabakaları (Url-2)	27
Şekil 3.11: Filmin Yapısı (Url-6).....	30
Şekil 3.12: AgBr İyonu ve Kristal Kusurları (Url-7).....	30
Şekil 3.13: AgBr Kristal Kusurları (Url-7).....	31
Şekil 3.14: Film Karakteristik Eğrisi (Aksu, 1990).....	33
Şekil 3.15: Dijital Radyografinin İş Akışı (Url-16).....	35
Şekil 3.16: Dijital Radyografik Yöntemler (Url-16)	37
Şekil 3.17: CR'da Görüntü Oluşumu (Url-16)	39
Şekil 3.18: DR Çeşitleri (Url-10).....	42
Şekil 3.19: TFT (Lança ve Silva, 2013)	42
Şekil 3.20: TFT Bilgi Aktarımı (Rowlands, 2002).....	43
Şekil 3.21: Fotodiyot Sembölü (Url-1).....	44
Şekil 3.22: p-n Bağlanması (Url-18)	44
Şekil 3.23: CCD Yük Aktarımı (Url-1)	46
Şekil 3.24: Amorf-selenyum Dedektör Yapısı (Seibert, 2006)	46
Şekil 3.25: Dolaylı Dönüşüm Flat Panel Sistem (Spahn, 2005).....	48
Şekil 3.26: Dolaylı Dönüşüm (Seibert,2006)	49
Şekil 3.27: a-Si Aktif Matrisi (M.Spahn, 2005)	49
Şekil 3.28: İğne Uçlu Fosfor (Url-16)	50
Şekil 3.29: CCD Temelli Dolaylı Dönüşüm Sistemleri (M.Körner ve diğ.,2007)	51
Şekil 4.1: Konvansiyonel Radyografi Sistemi, KS (Philips Optimus)	53
Şekil 4.2: DR1 Cihazı (GE)	54

Şekil 4.3: DR2 Cihazı (DRGEM).....	54
Şekil 4.4: Bilgisayarlı Radyografi (CR) Cihazı (Trophy)	55
Şekil 4.5: Çalışmada Kullanılan Dedektörler	57
Şekil 4.6: OSLD	58
Şekil 4.7: Hasta Dozu Ölçüm Yöntemleri (Faulkner ve diğ., 1999)	62
Şekil 4.8: Hava Kerma Ölçümü (IAEA, 2007)	63
Şekil 4.9: Fantom ve OSLD Görüntüsü.....	69
Şekil 5.1: Normal Kadın PA Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	77
Şekil 5.2: Normal Kadın LAT Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	78
Şekil 5.3: Normal Erkek PA Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	83
Şekil 5.4: Normal Erkek LAT Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	84
Şekil 5.5: Şişman Kadın PA Projeksiyonu için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	88
Şekil 5.6: Şişman Kadın LAT Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	89
Şekil 5.7: Şişman Erkek PA Projeksiyonu için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	93
Şekil 5.8: Şişman Erkek LAT Projeksiyonu için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	94
Şekil 5.9: OSLD Sonuçlarından Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin PA Projeksiyonunda Fantom Tipleri ve Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı.....	98
Şekil 5.10: OSLD Sonuçlarından Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin LAT Projeksiyonunda Hasta Tipleri ve Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	98
Şekil 5.11: PA Projeksiyonunda Hasta Tipleri ve Fantomların Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	102
Şekil 5.12: LAT Projeksiyonunda Hasta Tipleri ve Fantomların Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı	102

X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İLE AKCİĞER ÇEKİMLERİNDE FARKLI YÖNTEMLERLE DOZ TAYİNİ

ÖZET

Geçmiş yüz yıl öncesine dayanan radyografi yöntemi günümüzde kullanımı en yaygın olan görüntüleme yöntemlerinin başında gelmektedir. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak, hasta dozunu azaltan ve görüntü kalitesini arttıran ileri cihazların geliştirilmesi, tekniğin yaygınlaşmasında etkili olmuştur. Röntgen'in kullandığı yöntem ile bugün kullanılan radyografi yöntemleri kıyaslandığında maruz kalınan dozun günümüzde 100 kat daha az olduğu görülür. 80'li ve 90'lı yıllarda özellikle Amerika ve İngiltere gibi ülkelerin yaptığı araştırmalarda aynı radyografik incelemede hasta dozu açısından büyük farklılıklar olduğu ortaya çıkmıştır. Bunun nedeni sadece farklı donanımlara sahip X-ışını cihazları değil, aynı zamanda cihazların kullanımıyla da ilgilidir.

Yapay iyonize radyasyon kaynakları arasında toplum dozuna en büyük katkı tıbbi ışınlamalarda kullanılan X-ışını sistemlerinden ve özellikle de diagnostik radyolojiden gelmektedir. Bu dozları kontrol altına almak için sistem tasarımlarını ve kullanımını optimize etmek gerekmektedir. Diagnostik radyolojide çok fazla görüntüleme yöntemi olmasına rağmen en yaygın kullanılan akciğer grafisidir. Son yıllarda hasta dozu tayini hak ettiği ilgiyi bulmaktadır ve bu alanda en çok yer tutan tetkiklerden biri akciğer grafisidir.

Bu çalışmanın amacı, farklı tip cihazlarda akciğer (Posteroanterior) PA ve (Lateral) LAT projeksiyonlarında yüzey giriş dozunu tayin etmek ve karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Çalışmada, Bilgisayarlı Radyografi, Dijital Radyografi ve Konvensiyonel Radyografi cihazları kullanılmıştır. Yüzey giriş dozu, ikisi dolaylı ve biri direkt olmak üzere üç yöntemle belirlenmiştir. Dolaylı yöntemlerden birinde yüzey giriş dozu, yarı iletken dedektörlerle bulunan hava kerma değeri kullanılarak hesaplanmıştır. Diğer dolaylı yöntemde ise Davies Model kullanılmıştır. Direkt yöntemde ise fantom yüzeyine OSLD yapıştırılmış ve yüzey giriş dozu ölçümle belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar birbirleriyle ve referans seviyeleri (Diagnostic Reference Levels, DRL) karşılaştırılmıştır.

DOSE DETERMINATION WITH DIFFERENT METHODS IN CHEST EXPLORATION WITH X-RAY IMAGING SYSTEMS

SUMMARY

Although radiography has been an established imaging modality for over a century, continuous developments have led to improvements in technique resulting in improved image quality at reduced patient dose. If one compares the technique used by Roentgen with the methods used today, one finds that a radiograph can now be obtained at a dose which is smaller by a factor of 100 or more. Nonetheless, some national surveys, particularly in the United Kingdom and in the United States of America in the 1980s and 1990s, have indicated large variations in patient doses for the same diagnostic examination. This arises not only owing to the various types of equipment and accessories used by the different health care providers, but also because of operational factors.

Medical ionizing radiation sources provide by far the largest contribution to population dose from artificial sources and most of this contribution comes from diagnostic X-rays. There is need to control these doses and therefore to optimize the design and use of X-ray imaging systems. Although there are in many types of examinations used diagnostic radiology, the chest examination is the most frequently requested radiologic examination. Patient dose determination have become more topical in recent years in medical applications and chest exploration is one of which hold important place.

The aim of this study is to compare entrance surface dose (ESD) from different X-ray machines for chest explorations including in posteroanterior (PA) and lateral projections (LAT). The X-ray machines used this study are computed radiography (CR) system, digital radiography (DR) system and film-screen system. Entrance Surface Dose (ESD) was estimated using two different indirect methods and a direct methods; indirect methods are air kerma measurement with semiconductor detector, and then calculation from the exploration, and Davies Model. OSL Dosimeter was used as direct method to measurement ESD from phantom surface. The obtained results were compared with each other and Diagnostic Reference Levels, DRL.

1.GİRİŞ

Günümüzde birçok hastalığın teşhisinde kullanılan X-şını görüntüleme yöntemleri hayatımızın vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir. Teknoloji geliştikçe kullanılan görüntüleme sistemleri de değişmekte ve gelişmektedir. İlk kullanılan ve halen kullanımı yaygın şekilde devam eden sistem, konvansiyonel radyografi olarak da bilinen film-ekran sistemidir. Film-ekran sistemler yüksek çözünürlükleri nedeniyle düşük yoğunluklu kitlelerin ayırdedilmesinde özellikle de mamografide yaygın olarak kullanılmaktadır. Daha sonra hastahaneler CR yani bilgisayarlı radyografik sistemlerle tanışmışlardır. Son 30-40 yıldaki teknolojik değişim hasta ve hastaneler için vazgeçilmez faydalar sağlamıştır. Dijital sistemlerin devreye girmesiyle birlikte hastalar artık daha hızlı grafi çektirebilmekte ve çekilen film anında dijital görüntü, görüntü arşivleme ve iletim sistemi (PACS) alt yapısı sayesinde doktorun bilgisayarına aktarılabilir. Film banyosu gibi zahmetli ve kimyasalların kullanıldığı işlemlere ihtiyaç kalmaması da önemli bir avantaj sağlamıştır. Böylece, daha kısa zamanda daha çok hastaya hizmet verme şansı doğmuştur.

Öte yandan, gelişmiş cihazların kullanılmasıyla gereksiz hasta dozu maruziyeti değişmemiş sadece maruziyet şekli değişmiştir. Şöyle ki, konvansiyonel radyografide hasta dozunun artmasının en önemli nedeni, istenen görüntü kalitesinin elde edilemediği durumlarda, çekimlerin tekrarlanmasıdır. Çekim tekrarı, cihazdan, hastadan ve banyo işlemlerinden kaynaklanabilmektedir. İleri teknolojiye sahip cihazlarda görüntü üzerinde ilgili renk ve görüntü ayarları yapılabildiği için genellikle çekim tekrarına gerek kalmamaktadır. Ancak bu cihazlarda, çoğu zaman hastaya göre ışınlama değeri ayarlanmayıp birçok hasta aynı koşullarda ışınlanmakta bu da hasta dozunu artırabilmektedir. Ayrıca, periyodik olarak kalite kontrolü yapılmamış cihazların kullanılması da hasta dozunu arttıran faktörler arasındadır.

Radyografide kullanılan en yaygın teşhis yöntemlerinin başında akciğer grafisi gelmektedir. Günlük ortalama 400 hastanın ışınlandığı bir hastanede akciğer grafisi bu sayının yaklaşık yarısını oluşturmaktadır. Akciğer grafisinde kullanılan ışınlama parametreleri (kVp, mAs) düşük olmasına rağmen grafi sayısı çok olduğu için hasta dozuna önemli katkı getirmektedir.

Girişimsel radyoloji incelemelerinde hasta dozu ölçümünde, cilt ya da yüzey giriş dozu (ESD, Entrance Surface Dose), Doz-Alan çarpımı (DAP, Dose Area Product) ve film dozimetre (radyokromik film) yöntemleri kullanılmaktadır. Monte Carlo yönteminde organ dozlarının saptanması için verilen dönüşüm katsayıları X-ışını alanının tam merkezinde hastaya giriş noktasındaki doz değerlerine göre hazırlanmıştır. Bu nedenle çoğunlukla hasta doz ölçümünde benimsenen yol, cilt giriş dozunu belirledikten sonra Monte Carlo yöntemi ile organ dozlarının ve etkin dozun bulunması şeklindedir. Literatürde cilt giriş dozunu belirlemek için farklı yöntemlerden yararlanıldığı görülmektedir (Olowookere ve diğ., 2009; Tsapaki ve diğ., 2006; Faulkner ve diğ.,1999). Hasta ya da hasta benzeşimi bir fantomun yüzeyinde soğurulan doz, dedektörle ya da havada yapılan noktasal ölçümlerden hesap yoluyla bulunabilmektedir. Bu şekilde dolaylı yoldan doz tayini yapılabileceği gibi doğrudan hasta ya da fantom üzerine yerleştirilen dozimetrelerle de ölçüm yapılabilmektedir.

Bu tez çalışmasında, farklı radyografi sistemlerinde, değişik hasta gruplarının (normal kadın, normal erkek, şişman kadın, şişman erkek) akciğer çekimlerinde maruz kaldıkları yüzey giriş dozunun ve organ dozunun belirlenmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla, bir konvansiyonel, bir bilgisayarlı ve iki dijital radyografi olmak üzere toplam dört farklı radyografi sisteminde çalışılmıştır. Öncelikle tüm sistemlerde kalite kontrol testleri gerçekleştirilmiş, tüp çıkışları tespit edilmiştir. Çalışmamızın ilk bölümünde 300 hasta için PA akciğer ve LAT akciğer çekimleri izlenmiş, bu çekimler esnasında hastaların maruz kaldıkları yüzey giriş dozları, iyon odası ölçümlerinden (hava kerma bulunarak) ve literatürde sıklıkla kullanılan "Davies Model" kullanılarak hesaplanmıştır. "Davies Model" ile bulunan yüzey giriş dozlarının ortalama değerleri kullanılarak PCXMC 2.0 programı yardımıyla organ dozu ve efektif dozlar bulunmuştur. Çalışmamızın ikinci bölümünde ise, ilk bölümde akciğer çekimleri izlenen hastaların kalınlıkları dikkate alınarak tasarlanan fantomlar kullanılarak yüzey giriş dozları belirlenmiştir. Fantomlarda yüzey giriş dozu

belirlenirken doğrudan ölçüm yöntemi olan OSL dozimetrelerden yararlanılmıştır. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar uluslar arası referans seviyelerle ve literatürle karşılaştırılmıştır.

2. TIPTA KULLANILAN RADYASYON TİPLERİ VE ÖZELLİKLERİ

2.1 Radyasyon Tipleri

Radyasyon enerjinin dalga ve parçacıklar halinde bir ortamdan başka bir ortama taşınmasıdır, yani enerji transferidir. Radyasyon herhangi bir duyu organıyla algılanamaz; ortamdaki varlığı dedektörler sayesinde tespit edilebilir.

Doğada mevcut elementlerin atomlarının bir kısmı kararlı diğer bir kısmı ise kararsız çekirdeklere sahiptirler. Atom çekirdeğinin, tanecikler veya elektromanyetik ışınlar yayarak kendiliğinden parçalanmasına radyoaktivite veya radyoaktif bozunum (parçalanma) denir (Url-1).

Radyasyon enerjilerine göre iyonize ve iyonize olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılır. Mikrodalgalar, TV ve radyo dalgaları iyonize olmayan radyasyon grubundadır. İyonize radyasyon canlıda deterministik ve stokastik etkilere neden olan çok daha enerjik radyasyon çeşididir. Bu tip radyasyonun kullanımı radyasyon güvenliği açısından belli şartlara bağlanmıştır. İyonize radyasyon dalga ya da parçacık tipli olabilir (Podgoršak, 2005).

2.1.1 Parçacık Tipli Radyasyon

Parçacık tipli iyonize radyasyon alfa, beta parçacıkları ve nötronlardan oluşur.

İki elektronunu vermiş He atomuna alfa parçacığı denir. Kütlesi ve yükü dolayısıyla kısa menzilde en fazla iyonlaşmaya neden olur. İç ışınlama tehdidi vardır. Bir kağıt parçasıyla durdurulabilirler (Url-20).

Beta parçacıkları, hızlandırılmış elektron olarak tanımlanabilir; ‘-’ yüklü olanına beta, ‘+’ yüklü olanına ise pozitron adı verilir. Alfaya göre madde içerisinde daha uzun yol alabilir fakat daha az iyonlaşmaya neden olurlar. Alüminyum veya plastik ile zırhlanabilirler (Url-20).

Nötronlar, kütleleri protona yakın yüksüz parçacıklardır. Çekirdek reaksiyonu sonucunda meydana gelirler. Giricilikleri oldukça yüksektir. Su, parafin gibi malzemelerle zırhlanırlar (Url-20).

2.1.2 Dalga Tipli Radyasyon

Dalga tipli iyonize radyasyon gama ışınları ve X-ışınından oluşur (Hendee ve Ritenour, 2002).

2.1.2.1 Gama Radyasyonu

Kaynağı atom çekirdeği olan oldukça enerjik elektro manyetik dalgalarıdır. Gama ışınları çok girici oldukları için bütün maddeler içinde diğer radyasyon tiplerine kıyasla daha büyük menzile sahiptirler. Atomun dış veya iç yörünge elektronlarıyla etkileşerek dolaylı yoldan iyonizasyona yol açarlar. Havada yüzlerce metre gidebilirler. Endüstri ve tıpta yaygın olarak kullanılırlar. Yüksüzdürler dolayısı ile elektrik ve manyetik alanda saptırılamazlar. Kurşun veya beton ile zırhlanabilirler (Url-20).

2.1.2.2 X-ışınları

X-ışınları 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Röntgen bir Crooks tüpünü indüksiyon bobinine bağlayarak, tüpten yüksek gerilimli elektrik akımı geçirildiğinde, tüpten oldukça uzakta durmakta olan cam kavanoz içindeki baryumlu platinsiyanür kristallerinde bir takım pırıltıların olduğunu gözlemiş, bu tür pırıltılara neden olan ışıltilara o ana kadar bilinmemesinden dolayı "X-ışınları" adı verilmiştir. Tüpten yüksek gerilimli akım geçirildiğinde karşısındaki ekranda parıldamalar oluşturan ışınların değişik cisimleri, farklı derecelerde geçebildiği, kurşun plakalar tarafından ise tutulduğunu gözleyen Röntgen, eliyle tuttuğu kurşun levhaların ekrandaki gölgesini incelerken kendi parmak kemiklerinin gölgelerini de farketti. Bu olay üzerine, içinde fotoğraf plağı bulunan bir kasetin üzerine eşinin elini yerleştirerek Şekil 2.1'de verilen görüntüyü elde etmiştir (Url-1).



Şekil 2.1: Röntgen'in Eşi Anna Bertha Ludwig'in Elinin Görüntüsü (Url-1)

X-ışınları, ışığa benzeyen fakat gözle görülmeyen, maddelerin içinden kolay geçebilen ışınlardır. Maddeyi iyonize ederek biyolojik ve kimyasal hasarlar oluştururlar. Kurşun veya betonla durdurulurlar. X-ışınları iki farklı şekilde oluşur (Halmshaw, 1995):

- Atom çekirdeği yakınından geçen yüksek hızlı serbest elektronlar çekirdek ve elektron arasındaki etkileşim neticesinde ani olarak yavaşlar ve yönlerini değiştirirler. Enerjilerinin fazlası ise X-ışını olarak salınır, bu olaya 'Bremsstrahlung Radyasyonu' denir. Sürekli bir radyasyon olan Bremsstrahlung Radyasyonu tıpta geniş kullanım alanı bulur.
- Serbest elektron fotoelektrik etki sonucu atomun iç yörüngesindeki elektronu serbest hale getirir. Bu elektrondan kalan boşluk diğer yörüngelerdeki elektronlar tarafından doldurulur, yörüngeler arası enerji farkı X-ışını olarak açığa çıkar. Bu tip ışınlar 'Karakteristik X-ışınları' adı verilir. Kütle spektrometresi gibi cihazlarda Karakteristik X-ışınları kullanılmaktadır.

Radyasyon tıpta ve endüstride çok geniş kullanım alanına sahiptir. Endüstride ve tıpta gama (radyoaktif kaynaklar) ve X-ışınları kullanılmaktadır.

Nükleer tıp ünitelerinde radyoaktif elementler hem tanı hem de tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Beta kaynakları yoğun iyonizasyona sahip olmaları nedeniyle tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Gama ışınları ise daha çok tanı amaçlı kullanılırlar. Beta ve gaması olup her iki işlemi yapan özel radyoizotoplar da vardır (^{131}I gibi).

2.2 X-ışınları ve Gama Işınlarnının Maddeyle Etkileşimi

Radyasyonun malzeme üzerindeki etkisi radyasyon tipine göre değişir. X-ışınları ve gama ışınları elektromanyetik dalgalar oldukları için malzeme içinde benzer etkiler gösterirler. X-ışınları ve gama ışınları maddeyle klasik saçılma, fotoelektrik olay, Compton saçılması, çift oluşumu ve fotodisintegrasyon olmak üzere beş farklı şekilde etkileşir. Ancak medikal fizik uygulamaları göz önünde bulundurulduğunda en sık karşılaşılan etkileşim tipleri Compton Saçılması, Fotoelektrik Olay ve Çift Oluşumdur (Podgoršak,2005).

2.2.1 Fotoelektrik Etki

Yüksek enerjili bir X-ışını veya gama ışını (foton) iç yörünge elektronlarından biriyle çarpıştığı zaman elektronu yörüngeden fırlatır. Bu olaya fotoelektrik olay, fırlayan elektrona ise fotoelektron denir (Şekil 2.2). Fırlayan elektronun enerjisi, Denklem 2.1 yardımıyla bulunabilir.

$$E_K = h\nu - E_B \quad (2.1)$$

Burada;

E_K : Yörüngeden fırlayan elektronun kinetik enerjisi

$h\nu$: Fotonun enerjisi

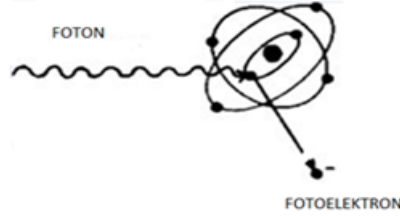
E_B : Elektronun bağ enerjisidir.

Yumuşak doku için K yörüngesi elektronlarının bağlanma enerjileri yalnızca 0.5 keV'dir. Yani K yörüngesinden fırlayan bir elektronun enerjisi gelen fotondan 0.5 keV daha azdır.

İç yörüngelerden fırlayan elektronun bıraktığı boşluk çoğunlukla daha yüksek enerjili üst yörünge elektronları veya başka bir atomun elektronu tarafından doldurulur. Fotoelektronun bıraktığı boşluk daha yüksek enerjili elektronlar tarafından doldurulurken seviyeler arası enerji farkı karakteristik X-ışını radyasyonu olarak yayınlanır (Hendee ve Ritenour, 2002).

Genel olarak fotoelektron kütle zayıflatma katsayısı $(h\nu)^{-3}$ ile yani gelen fotonun enerjisi ile ters orantılı olduğu için yüksek enerjili fotonlarda fotoelektrik olay olma olasılığı düşük enerjili fotonlara göre daha azdır.

Düşük atom numaralı elementlerde bağlanma enerjileri ile karakteristik X-ışını enerjileri çok düşüktür. Ağır elementlerde bağlanma enerjileri 20-200 keV aralığında olduğundan gelen fotonun enerjisinin önemli bir kısmı dokuda absorbe edilir (Demir, 2011).



Şekil 2.2: Fotoelektrik Olayı (Hendee ve Ritenour, 2002)

2.2.2 Compton Saçılması

Compton saçılması genellikle dış tabaka elektronları ve fotonların etkileşmesi sonucu meydana gelir. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağ enerjisinden çok büyüktür. Foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır; elektron serbest kalırken foton belli bir açıyla(θ) saçılarak yön değiştirir (Şekil 2.3). Aşağıda verilen denklemden, gelen ve saçılan foton arasındaki dalga boyu farkı ($\Delta\lambda$) bulunabilir (Pordgorşak, 2006).

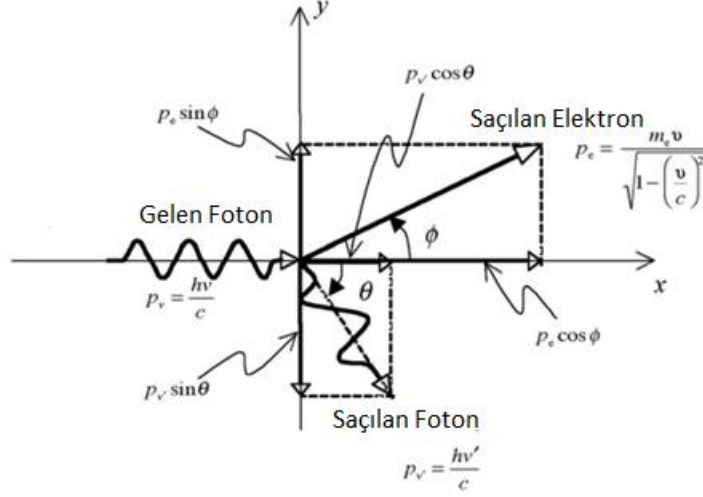
$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_c (1 - \cos\theta) \quad (2.2)$$

Burada;

λ : Gelen fotonun dalga boyu

λ' : Saçılan fotonun dalga boyu

λ_c : Elektronun Compton dalga boyudur.

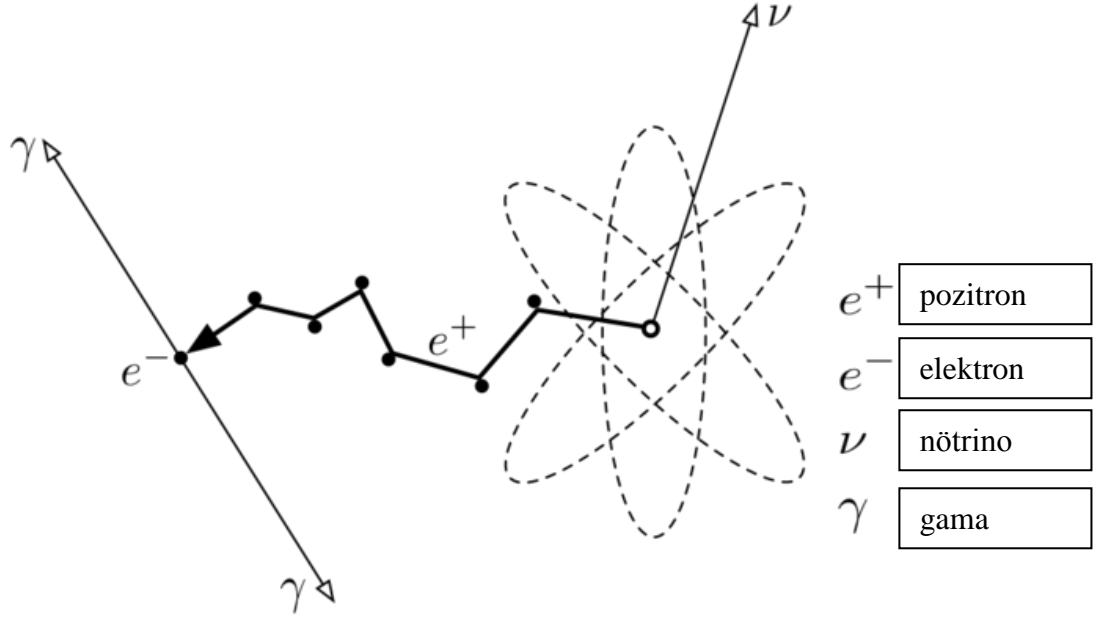


Şekil 2.3: Compton Saçılması (Pordgorşak, 2006)

Compton saçılması sırasında enerji ve momentum korunur (Serway,1992). Gelen fotonun enerjisi arttıkça Compton etkileşimi ihtimali azalır. Compton etkisi su ve yumuşak dokuda 30 keV-30 MeV gibi çok geniş bir aralıkta meydana gelir (Hendee ve Ritenour, 2002).

2.2.3 Çift Oluşumu

Yüksek enerjili foton atom çekirdeği yakınından geçerken biri negatif, diğeri pozitif yüklü iki elektron oluşturarak kaybolur. Bu olaya Çift Oluşumu (pair production) adı verilir (Şekil 2.4). Fotonun kaybolmasıyla oluşan elektronların kütle enerjileri 511 keV olduğu için başlangıç fotonunun enerjisi 1.02 MeV'den küçük olamaz. Çift oluşum esnasında enerjileri 511 keV olan zıt yönlü iki tane elektron birbirini yok ederek anihilasyon radyasyonu meydana getirirler. Nükleer tıpta teşhis amaçlı kullanılan Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) Çift Oluşum olayının fiziksel temeli üzerine kurulmuştur (Demir, 2011). Başlangıç fotonunun enerjisi göz önüne alındığında çift oluşumunun genel radyografide kullanım alanı bulması beklenemez.



Şekil 2.4: Çift Oluşumu(Url-1)

2.3 X-ışınlarının Tanıda Kullanılmasını Sağlayan Özellikler

X-ışınları tanıda, giricilik özelliği, fotografik ve fluoresans etkileri nedeniyle kullanılır (Algüneş, 2002).

2.3.1 Giricilik Özelliği

Gama ışınları gibi X-ışınlarının giricilikleri de (penetrasyon) oldukça yüksektir. Havada yüzlerce metre yol alabilirler. Karşılaştıkları ortamın yoğunluğuna bağlı olarak kısmen ya da tamamen absorbe edilirler. İnsan vücudundan X-ışını geçirilip film üzerine düşürüldüğünde yani röntgeni çekildiğinde farklı renkte kararmalar görülür. Açık renkli kararmalar X-ışınının yoğun bir dokuyla karşılaştığını, çoğunun absorbe edildiğini ve çok az bir kısmının filme ulaştığını gösterir. Koyu renkli kararmalar ise X-ışınının az yoğun bir dokuyla karşılaştığını, çok azının absorbe edilerek önemli kısmının filme ulaştığını gösterir (Algüneş,2002). Bu duruma güzel bir örnek, Şekil 2.5' görülen akciğer grafisidir.



Şekil 2.5: Akciğer Grafisi (Url-1)

2.3.2 Fotoğrafik Özelliği

X-ışını, fotoğraf filmi üzerindeki Gümüş Bromürü (AgBr) etkileyerek görüntü oluşumuna neden olur. Bu özelliğinden yararlanılarak radyografi uygulamaları gerçekleştirilir (Algüneş, 2002).

2.3.3 Floresans Etkisi

X-ışını bazı maddelere çarptığında floresans ve fosforesans olayları meydana gelir. Bu olaylar sonucunda ultraviyole ışığı ortaya çıkar. Floresans özelliğinden faydalanılarak radyoskopi ve radyografi yapılır. Çinko kadmiyum sülfid kristalleri sürülmüş bir ekran üzerine hastadan geçen X-ışını düşürülürse floresans bir görüntü oluşur (radyoskopi). Kalsiyum tungstad kristalleri sürülmüş ekranlara X-ışını düşürülürse ultraviyole yayar. Bu özellik, radyografide ışının fotoğrafik etkisini arttırmak amacıyla yararlanır (Algüneş,2002; Köklü,2006).

2.4 Hasta Doz Tayininde Kullanılan Dozimetreler

Hasta doz ölçümünde; iyon odaları, TLD'ler, sintilasyon dedektörleri ve film dozimetreler kullanılmaktadır.

2.4.1 İyon Odaları

Hava kerma ölçümü için en uygun cihazlar iyon odalarıdır. Hacimleri $0.6 - 180 \text{ cm}^3$ arasında değişir. Hava eşdeğer duvara sahip oldukları için bütün X-ışını spektrumunda enerji tepkileri tek tiptir. Sızıntı akımları, ölçülen minimum doz değerindeki tüp akımından oldukça küçük olmalı, tepkileri ise yüksek doz değerlerindeki iyon kombinasyonlarından etkilenmemelidir. Dozimetreler belli aralıklarla standart laboratuvarlarda kalibre edilmelidir. İyon odaları doğruluk, hassasiyet ve enerjiden bağımsız olmaları ve hemen okuma değerlerinin görülebilmesi açısından TLD ve OSLD'lere üstünlük sağlar (ICRU,2005).

2.4.2 TLD ve OSLD

TLD ve OSLD boyutları küçük olduğu için hasta üzerine yapıştırılabilir ve görüntüde de herhangi bir kusura neden olmaz. Uzun zaman bilgiyi saklama özellikleri dozimetre olarak kullanılmasında oldukça etkindir (ICRU, 2005). TLD ve OSLD ışınlanma ve dozların okunması açısından birbirine benzerlik gösterirler.

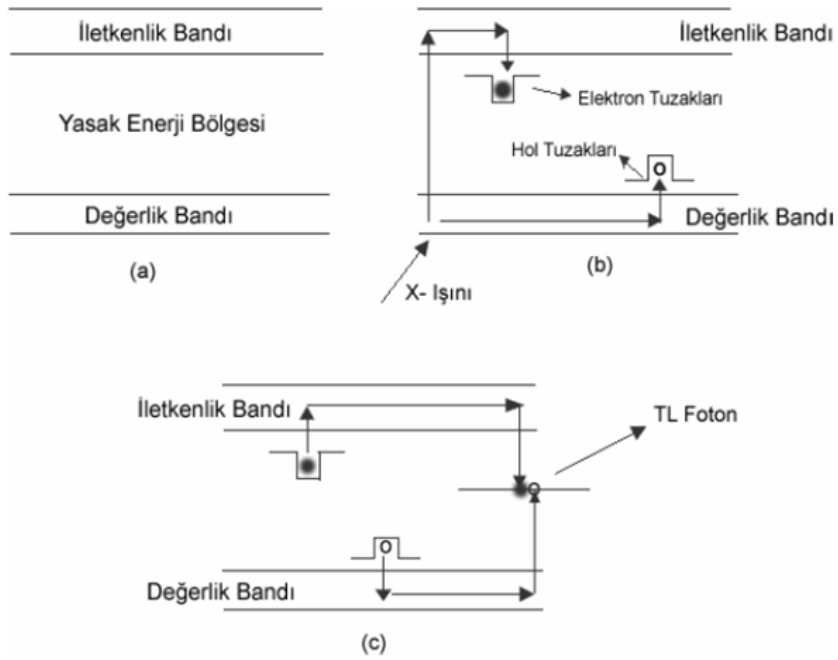
Bazı materyaller radyasyonu absorbladığı zaman absorblanan enerjinin bir kısmı uyarılmış bir seviyede kalır. Bu enerjinin daha sonra görünür ışık, kızılötesi veya ultraviyole olarak salınmasına lüminesans denir. Floresans ve fosforesans olmak üzere iki tip lüminesans vardır. Floresans 10^{-10} ve 10^{-8} saniye gecikmeli meydana gelirken, fosforesans 10^{-8} saniyeden daha geç meydana gelir. Işık ve ısı gibi bir uyarıcıyla fosforesans süresi kısalabilir (IAEA, 2005).

Eğer dozimetreyi uyarmak için ısı kullanılıyorsa bu olaya termolüminesans, dozimetreye ise termolüminesans dozimetre (TLD) denir. Işık kullanılıyorsa bu olaya optik uyarmalı lüminesans, dozimetreye ise OSLD denir (IAEA, 2005).

Dozimetre radyasyona maruz kaldığı zaman elektron-delik çiftleri oluşur. Oluşan bu çiftler yeniden birleşebilir veya elektron ve delik tuzaklarına yakalanabilirler. Bu tuzaklar malzemenin kendine has olabileceği gibi dışardan eklenen safsızlık atomlarının oluşturduğu safsızlık ya da örgü kusurları dolayısıyla da olabilir. Dozimetre radyasyona maruz kaldığında, elektronlar iletkenlik bandına itilirken + yükler elektron tuzacağına yakalanır. Serbest haldeki delikler ise - yüklü delik

tuzaklarına yakalanır. Elektron tuzakları iletkenlik bandının hemen altında delik tuzakları ise valans bandının hemen üstünde yer alır (IAEA, 2005).

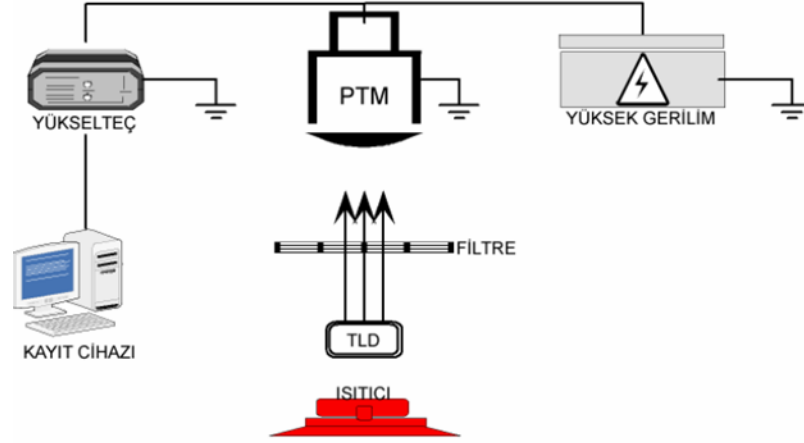
Termoluminesans dozimetreye ısı verilerek tuzaklanmış elektronlar tuzaklardan çıkarılır, sonrasında delik tuzaklarına inerek delik ile birleşir ve ışık fotonu yayınlanır. Ya da valans bandındaki elektron ısıyı emer ve geride bir adet delik bırakarak delik tuzağını doldurmak için ayrılır. Elektron tuzağında tuzaklanmış başka bir elektron ise valans bandına iner ve ışık açığa çıkar. OSL Dozimetrede aynı süreç yeşil renkli bir ışıkla gerçekleştirilir (IAEA, 2005). Şekil 2.6'da TLD ve OSLD çalışma prensibi görülmektedir.



Şekil 2.6 :TLD ve OSLD Çalışma Prensibi (Berkmen, 2006)

Tıbbi uygulamalarda en çok kullanılan TLD'ler LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P ve Li₂B₄O₇:Mn'dir. Bu TLD lerde enerji tepkileri iyidir ve hassasiyetleri kabul edilebilir düzeydedir. Dikkatli kullanılır ve kalibrasyonları iyi yapılırsa 500 μ Gy altı dozları %10'dan daha küçük bir belirsizlikle ölçebilirler. Eğer doz 100 μ Gy civarına inerse belirsizlik %25'lere çıkacaktır (ICRU, 2005).

Şekil 2.7'de görülen TLD okuma sistemi; dozimetrelerin yerleştirildiği ve ısıtıldığı metal bir levha, TL ışığını algılamak, sinyale dönüştürmek ve yükseltmek için bir fotoçoğaltıcı tüt (PMT) ve sinyalleri yük veya akım olarak kaydeden bir elektrometreden oluşur.

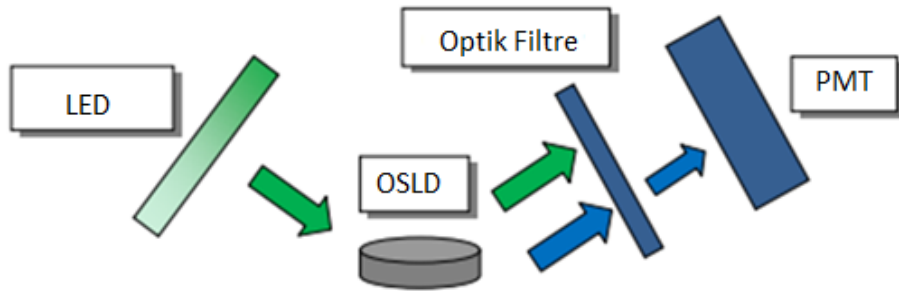


Şekil 2.7: TLD okuyucusu (Berkmen, 2006)

OSLD, TLD'ye göre daha yeni bir sistemdir. OSLD malzemesi olarak $Al_2O_3:C$ kullanılır. $Al_2O_3:C$ kristali, sakladığı enerjini 540 nm lik ışığa maruz bırakıldığında zaman zaman 420 nm lik lüminesans olarak yayınlar. Lüminesans yoğunluğu absorblanan radyasyonla doğrudan ilgilidir. OSLD nanodot dozimetre olarak kullanılmaktadır. Doz aralığı $1 \mu Gy-15 Gy$ arasındadır. 3-4 Gy'a kadar tepkisi lineerdir (Url-14).

OSLD okuma sistemi, kristalin bağlı olduğu uzun bir fiber optik, lazer, kolimatör, PMT ve yazılımdan oluşur (Şekil 2.8). Lüminesansın oluşması için kristal, fiber optik vasıtasıyla lazerle uyarılır, ortaya çıkan mavi renkli lüminesans yine fiber optik yardımıyla geri taşınır, ışın bölücü tarafından 90° yansıtılarak PMT'ye iletilir (IAEA, 2005).

OSLD, daha hızlı ve basit bir iş akışına sahiptir. Tıpta kullanılan doz aralığında iyi bir lineer doz tepkisine ve tekrarlanabilirliğe sahiptir. En küçük enerji bağımlılığı megavolt seviyesindeki fotonlarda başlar. Dozimetrik ölçümlerde kullanıma uygundur. Klinik uygulamalarda, kişisel dozimetre, yüzey giriş dozu (ESD) tayini, doz haritalama gibi farklı amaçlarla kullanılabilir (IAEA, 2005).



Şekil 2.8: OSLD okuma sistemi (Kerns, 2010)

2.4.3 Yarı İletken Dedektörler

Yarı iletken dedektörler hem küçüktür, hem de anlık ölçüm yapabilirler. Az bir miktar radyasyonda büyük sinyaller üretebilirler. Katı oldukları için sıcaklık veya basınç düzeltilmesi yapmaya gerek yoktur (IAEA,2007).

En basit yarıiletken dedektör p-n birleşmeli diyotlardır. Radyasyon yarı iletkene çarptığı zaman elektron-delik çiftleri üretilir. Bu durum birleşme bölgesinde bir akım oluşmasına neden olur. Akım sinyale çevrilerek radyasyon değeri belirlenir (IAEA,2007).

Eğer birleşme bölgesinde herhangi bir yapısal değişiklik meydana gelmediyse radyasyon maruziyeti bittikten sonra dedektör eski haline geri döner. Dedektördeki yapısal bir değişiklik veya radyasyon hasarı ölçüm hassasiyetini etkiler. Bu durum tanı amaçlı radyografi uygulamalarındaki doz aralığında çok sık karşılaşılan bir durum olmamakla birlikte dedektörlerin rutin kalibrasyonları üretici firmanın belirttiği aralıkta yaptırılmalıdır (IAEA,2007).

2.4.4 Radyokromik Film Dozimetreler

Radyokromik film, bileşimi neredeyse doku eşdeğeri olan (H 9.0%, C 60.6%, N 11.2%, ve O 19.2%) renksiz bir filmidir. Radyasyon maruziyeti sonrası mavi renk alır. Poliasetilen tabanlı bu filmlerde polyester üzerinde monomer yapı denilen küçük moleküller birleşerek polimerleri oluşturur. Polimerleşme için ise radyasyon gerekir. Radyokromik filmin geliştirme veya sabitleme işlemine ihtiyacı yoktur. 60-100 kVp arasındaki duyarlılığı %5 civarındadır. 10 Gy'e kadar doz bağımlılığı lineerdir (Çağlan, 2006; ICRU, 2005).

3.TIPTA TEŞHİS AMAÇLI KULLANILAN X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

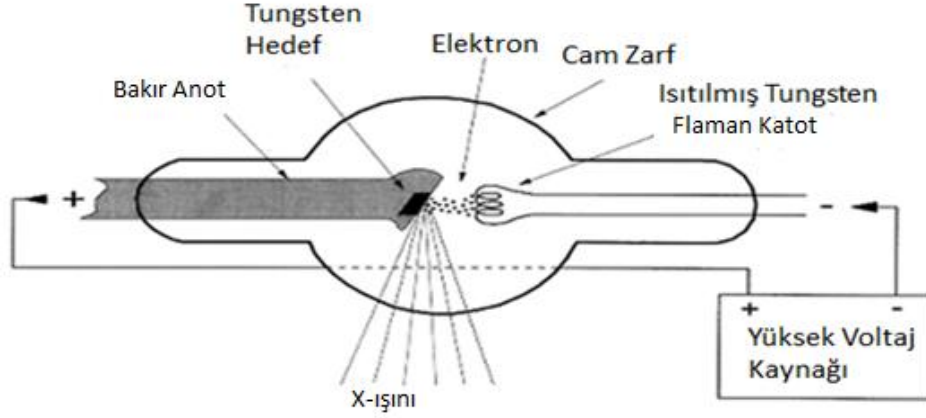
X-ışını görüntüleme sistemleri tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Kullanılan sistemler görüntülenecek organa veya görüntü oluşumunda takip edilen yöntemlere göre farklı isimler almaktadır. Genel olarak tıpta teşhis amaçlı kullanılan X-ışını görüntüleme yöntemleri arasında radyografi, radyoskopi, mamografi, anjiyografi ve bilgisayarlı tomografi sayılabilir. Bu tez çalışmasında, radyografi çekimlerinde akciğer dozu tayini hedeflendiği için, radyografi yöntemleri kısaca tanıtılacaktır.

X-ışını kullanılarak vücudun herhangi bir bölümünün görüntülenmesine tıbbi radyografi denir. Hasta üzerine gönderilen X-ışınları, burada absorpsiyon ve saçılma olayları sonucunda zayıflatılır. Bir X-ışını fotonunun toplam absorpsiyonu fotoelektrik etki, Compton ve coherent saçılma ile gerçekleşir (Ritenour, 1996). Hastadan geçirilen X-ışınları etkileştiği dokunun yoğunluğu ile orantılı olarak zayıflatılır. Örneğin zayıflama kemikte daha çok iken yumuşak dokuda daha azdır. Bu nedenle kemikler röntgen filmlerinde açık, yumuşak dokular ise daha koyu renkte gözükür. Zayıflayan X-ışınları film ya da dedektör üzerine düşürülerek görüntü elde edilir. Radyografik görüntü iki boyutludur, derinlik içermez. Radyografi aynı zamanda X-ışını fotoğrafı olarak da düşünülebilir (Url-9).

3.1 X-ışını Tüpü

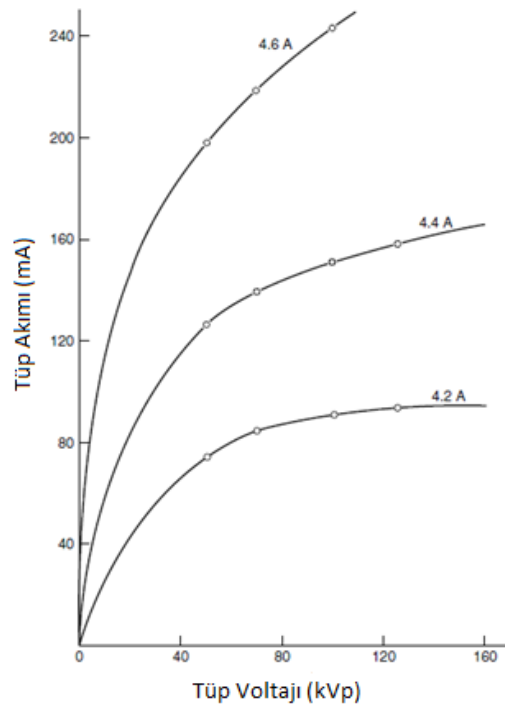
Vakumlu cam kılıftan oluşan yüksek voltajlı bir katod ışın tüpüdür. Tüpün bir ucunda anot (pozitif elektrot), diğer ucunda katot (negatif elektrot) bulunur. Şekil 3.1 de X-ışını tüpünün şematik gösterimi yer almaktadır. Katod malzemesi ve anotta bulunan hedef malzeme özel seçilir. Katod malzemesi küçük bir akım geçtiğinde kolay ısınacak, elektronlarını çabuk serbest hale getirecek bir malzeme olmalıdır. Anoddaki hedef malzeme ise X-ışınları oluşma prensibi gereği yüksek atom numaralı ve ısıya dayanıklı bir malzeme olmalıdır.

Tungsten, 74 atom numarasına, 183.85 atom ağırlığına sahip küçük bir akımda kolay elektron yayınlayan erime ısısı 3482 °C olan oldukça sert bir elementtir. Hem hedef malzemesi olarak hem de flaman olarak kullanılır (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990).



Şekil 3.1: X-ışını Tüpünün Şematik Gösterimi

Isınan flamandan salınan elektronlar yüksek voltaj altında hızlandırılır ve hedef malzemeye çarptırılarak X-ışını elde edilir. Hızlandırılmış elektronların oluşturduğu akıma 'tüp akımı' adı verilir. Tüp akımının tüp voltajına göre değişimi Şekil 3.2 de verilmektedir.



Şekil 3.2: Tüp Akımının Tüp Voltajına Göre Değişimi (Hendee ve Ritenour, 2002)

Flamandan çıkan elektronları anod üzerine odaklamak için flamanlar ‘odaklama hücresi’ içinde bulunur. Odaklanmış elektronların anod üzerinde çarptığı bölgeye ‘fokal spot’ adı verilir (Aksu,1990; Christensen ve diğ., 1978). Elektronların oluşturduğu X-ışınları, yani hastaya yönlendirilen X-ışını demeti ise Efektif Fokal Spotu oluşturur (Url-2).Yüksek netlikte görüntüler için elektronlar küçük bir fokal spotta absorblanmalıdır. Küçük fokal spotlar elde etmek için elektronlar küçük veya iyi bir flamandan yayınlanmalıdır. Radyografik çekimlerde kısa süreli ve yoğun ışınlanma yapılması makbul olduğu için genelde çift flaman kullanılır (Hendee ve Ritenour, 2002).

Elektronun hedef malzemede durdurulması sırasında kaybedilen kinetik enerjinin yüzde biri veya daha az kısmı X-ışını ışınmasına, geri kalan kısmı ise ısı enerjisine dönüşür. Anodun fazla ısınması anod yüzeyinin bozulmasına veya tüpün kırılmasına neden olabilir. Anod yüzeyindeki ısı problemini gidermek için bazı yöntemlere başvurulur. Anoda açılı verilerek ısı yayılımını arttıran ‘doğrusal odaklama’ yöntemi bunlardan biridir (Aksu, 1990).

X-ışını tüpleri ya sabit ya da döner anodlu sistemlerdir. Sabit anodlu tüpün gücü anodun ısı kapasitesi ile sınırlıdır. Son dönemde yaygınlaşan döner anodlu sistemlerde elektronlar, döner molibden şafta bağlı tungsten hedefe çarptırılırlar. Molibden şaft, cam kılıfın dışında bulunan bobinler sayesinde sistemin gücüne ve amaca göre belli devirlerde döndürülür (Aksu, 1990). Döner anodlar ısı kapasitesini arttırmak için hedef alanı büyütülecek şekilde disk haline getirilir ve yüzeyi genişletilir. Böylece elektronlar her seferinde anodun başka bir kısmına çarpacak ve anod ömrü uzayacaktır. Anodun dönme hızı arttıkça elektronların hedefe çarptıkları alan artacağı için X-ışını tüpünün gücü de artacaktır (Hendee ve Ritenour, 2002; Hoxter, 1982).

3.2 X-ışını Jenaratörü

Flamanı ısıtmak ve elektronları katoddan anoda doğru hızlandırmak için gerekli enerjiiyi sağlayan devre elemanına X-ışını jenaratörü denir. Jenaratörde bu işlevleri yerine getiren flaman ve yüksek gerilim devreleri vardır (Aksu, 1990).

Flaman devresi genelde flamandan 3-5 A lik akım geçecek şekilde 10 V luk bir gerilim uygular. Bu akım flamanı 2200°C kadar ısıtır. Flaman akımı ile tüp akımını birbirine karıştırmamak gerekir. 10 V'luk flaman akımında %2.5 lik artış (4.1'den 4.2

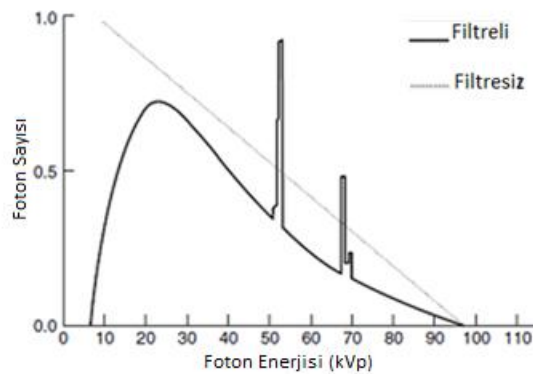
A'e) tüp akımında %23'lük artışa (325'den 410 mA'e) neden olur (Aksu, 1990; Christensen ve diğ., 1978; Url-2).

X-ışını tüpleri doğru akımla çalışır. Yüksek gerilim devresi alternatif akımlı şehir ceryanını transformatör ve doğrultucular yardımıyla doğru akıma çevirir (rektifikasyon), voltajı ve frekansı yükseltir (Url-2).

Tek fazlı jeneratörlerde ya yarım ya da tam dalga doğrultucular kullanılmaktadır. Yarım dalga doğrultucularda alternatif gerilimin negatif kısmında X-ışını elde edilmediği için ışınlama zamanı tam dalga doğrultuculara göre iki kat fazladır. Üç fazlı jeneratörlerde X-ışını tüpüne sabit gerilime yakın bir gerilim uygulanır. Üç fazlı jeneratörler 6 puls ve 12 puls olmak üzere ikiye ayrılırlar. 6 pulslu jeneratörlerde bir periyotta 6, 12 pulslu jeneratörlerde ise 12 puls vardır (Aksu, 1990).

3.3 X-ışını Spektrumu

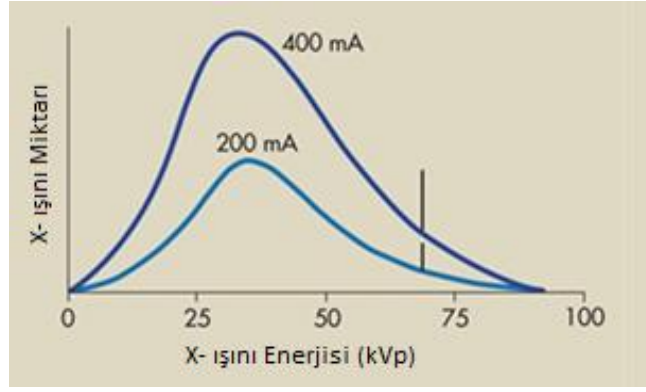
Tipik bir X-ışını tüpünde elde edilen foton enerji dağılımına Emisyon Spektrumu denir. Gaussiyen dağılım gösteren sürekli spektrum Bremsstrahlung Işınları tarafından çizgi spektrumlar ise Karakteristik X-ışınları tarafından oluşturulmaktadır. Spektrum genel olarak Şekil 3.3'de gösterildiği gibi olmasına rağmen enerji eksenini boyunca sağa kaydığı durumlarda, üretilen X-ışınlarının gericiliği yani kalitesi artmış demektir. Eğer eğrinin altındaki alan artarsa üretilen X-ışınları miktarı yani kantite artmış demektir. Emisyon spektrumu tüp potansiyeline, akıma, filtrasyona, hedef malzemeye, dalga şekline ve ışınlama süresine göre değişiklikler gösterir.



Şekil 3.3: X-ışını Emisyon Spektrumu (Hendee ve Ritenour, 2002)

3.3.1 Akım

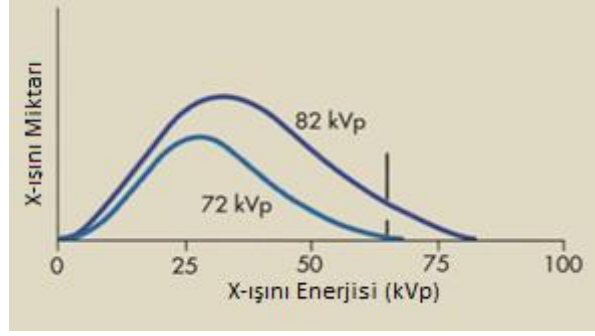
Akım parametresinden kasıt flaman akımıdır. Akımı arttırmak anoddan salınacak elektron sayısını arttırır. Dolayısıyla üretilen X-ışını miktarı artar. Akımın daha yüksek olduğu durumlarda spektrumun şekli değişmezken tepe noktası değişir. X-ışını cihazlarında kullanılan parametrelerden biri mAs (mA.s); yani saniyedeki akım miktarıdır. mAs değerindeki değişimin spektruma etkisi akım ile aynıdır (Hendee ve Ritenour, 2002; Url-2; Url-3).Şekil 3.4'de akımın emisyon spektrumuna etkisi görülmektedir.



Şekil 3.4: Akımın Emisyon Spektrumuna Etkisi (Url-3)

3.3.2 Tüp Gerilimi

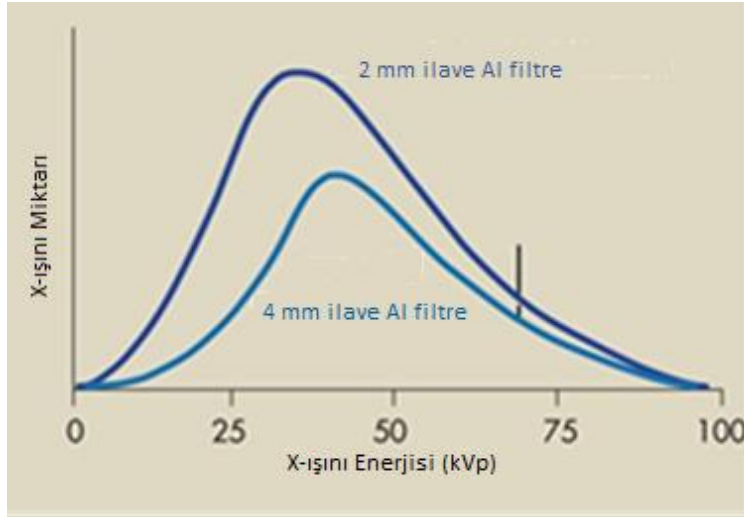
Tüp gerilimi parametresi anoddan salınan elektronların hızlandırılmasına kumanda eder. Daha yüksek voltaj altında hızlandırılmış elektronlar daha yüksek enerjili dolayısıyla daha girici X-ışınları oluştururlar. kVp arttığında emisyon spektrumu sağa kayar ve tepe noktası yükselir. Üretilen X-ışını miktarındaki değişiklik yaklaşık olarak kVp oranının karesidir(Hendee ve Ritenour, 2002; Url-2; Url-3). Tüp geriliminin emisyon spektrumuna etkisi Şekil 3.5'de görülmektedir.



Şekil 3.5: Tüp Potansiyelinin Emisyon Spektrumuna Etkisi (Url-3)

3.4 Filtreleme

X-ışını enerji spektrumunda düşük enerjiden yüksek enerjiye doğru geniş bir dağılım vardır. Düşük enerjili X-ışınlarının görüntüye katkısı olmadığı gibi hasta dozunu arttırarak istenmeyen bir etki yaparlar. X-ışını tüpü filtrasyonu arttırıldığında düşük enerjili X-ışınlarını tutacağı için üretilen ışınların enerjileri yükselecek fakat miktarı azalacaktır. Bu durum, Şekil 3.6'da görüldüğü gibi, spektrumun tepe değerinin düşmesine ve spektrumun sağa kaymasına neden olur (Hendee ve Ritenour, 2002; Url-2; Url-3).



Şekil 3.6: Filtrelemenin Emisyon Spektrumuna Etkisi (Url-3)

X-ışını tüplerinde genellikle iki tip filtre kullanılır:

- X-ışınları hastaya ulaşmadan önce tüp cam zarfı, tüpü soğutma amaçlı kullanılan yağı ve çıkış penceresini geçmek zorundadır. Tüp içerisinde zayıflatma malzemelerinden oluşan bu filtreye öz filtre denir (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990; Url-4). Herbir bileşenin etkisi Çizelge 3.1'de gösterilmiştir. Öz filtre çoğu tüp için yaklaşık 1mm Al eşdeğerlidir (Adran ve Crooks, 1972).

- X-ışını tüplerinde kullanılan ikinci tip filtreye ek filtre denir. 1 veya 2 mm Al filtre genellikle kolimatörde bulunan aynaya eklenir (Adran ve Crooks, 1972).

Çizelge 3.1: Öz filtre bileşenlerinin Al eşdeğerleri (Hendee ve Ritenour, 2002)

Bileşen	Kalınlık (mm)	Al Eşdeğer Kalınlık (mm)
Cam zarf	1.4	0.78
Soğutucu yağ	2.6	0.07
Pencere	1.02	0.05

70 kVp'den daha yüksek enerjiyle çalışan X-ışını tüplerinde toplam filtrenin 2.5 mm Al eşdeğerli olması önerilmektedir (NCRP, 1977). Son yıllarda hasta dozunu düşürdüğü bilinen Nb, Eu, Gd gibi nadir toprak elementleri filtre malzemesi olarak kullanılmaktadır. Tüp kalitesi, X-ışını şiddetini yarıya düşürmek için kullanılan malzemenin yarideğer kalınlığı (HVL) ile ölçülür. Toplam filtrenin bilinmediği durumlarda HVL ölçümü ile belli bir kVp'de cihazın yeterli filtreye sahip olup olmadığı belirlenebilir (NCRP, 1977).

3.5 Kolimatör

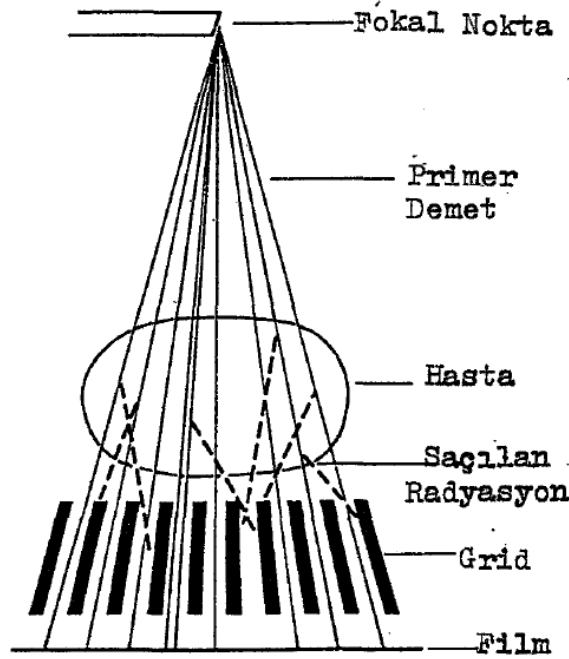
X-ışını tetkiklerinde hastayı gereksiz radyasyondan korumak için ışının hasta vücuduna odaklandığı alanın mümkün olduğu kadar küçük olması istenir. Bu da kolimasyon zorunluluğunu gündeme getirir (Hendee ve Ritenour 2002).

X-ışını tüplerindeki kolimatörler demete dik ve karşılıklı olarak birbirine paralel yerleştirilmiş dört çift kurşun plakadan oluşur. İki çift plaka anod-katod doğrultusunda diğer iki çift ise bunlara dik doğrultuda demeti sınırlar. Aynı doğrultudaki plakalar birbirinden bağımsız hareket ederler. Hasta vücudunun radyografisi çekilecek kısmı bu alan içinde kalmalıdır (Aksu, 1990; Keane ve Tikhonov, 1975).

3.6 Grid

X-ışını tüpünden çıkan primer demetin tamamı hastadan geçerek filme ulaşmaz, bir kısmı hastaya ve çevredeki objelere çarparak saçılır. Hastadan direkt gelerek filme düşen radyasyon görüntüye fayda sağlarken saçılan radyasyon görüntüde bulanıklığa ve kontrastın azalmasına neden olur. Özellikle 80 kVp nin üzerindeki X-ışınları, Compton etkisinden dolayı saçılacaktır (Aksu, 1990). Saçılan radyasyonu etkileyen faktörler X-ışını demet çapı, kVp ve hasta kalınlığıdır. Hasta ne kadar kalın, kVp ne kadar yüksek ve ışınlama alanı ne kadar büyükse saçılma o kadar fazla olacaktır.

Saçılan radyasyonu filme ulaşmadan absorblayan araçlara grid denir. Şekil 3.7'de görüldüğü üzere Grid, hasta ve film arasında yerleştirilen, ızgara şeklinde 50-80 µm kalınlığında kurşun plakalardan oluşur. Kurşun, absorpsiyonu yüksek olduğu ve kolay şekil aldığı için tercih edilir. Kurşun şeritlerin arası şeritleri bir arada tutan ve X-ışınını geçirebilen malzemeler ile doldurulur. Genellikle Al, bakalit ve plastik fiber seçilir. Al saçılan radyasyona ilave filtrasyon sağlamasına rağmen primer ışınları bir miktar absorbe eder. Amaç hastayı geçen primer demet doğrultusundaki ışınların filme ulaşmasını sağlamak, açılı veya eğimli gelen saçılan radyasyonun kurşun tarafından tutularak filme ulaşmasını engellemektir (Aksu, 1990).



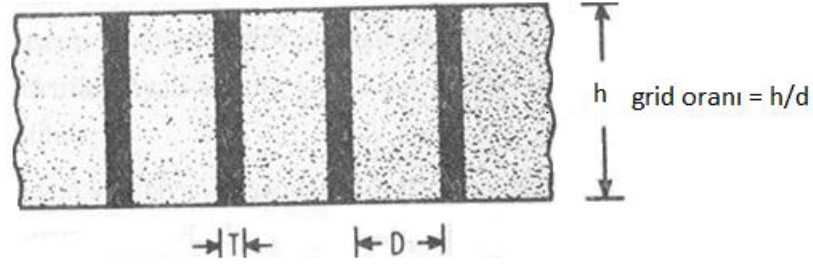
Şekil 3.7: Grid (Christensen ve diğ., 1978)

3.6.1 Grid oranı

Gridlerde üç önemli büyüklük vardır:

- Grid maddesinin kalınlığı (T)
- Ara maddenin kalınlığı (D)
- Grid şeritlerinin yüksekliği (h)

Grid oranı, şerit yüksekliğinin ara madde kalınlığına oranıdır (h/D) (Şekil 3.8). Bu oran 5:1 – 16:1 arasında değişir. Grid oranı ne kadar yüksekse saçılan radyasyonun tutulma oranı da o denli yüksektir. Yüksek oranlı gridler daha ileri teknoloji gerektirirler. Bu da hasta dozunun artmasıyla sonuçlanır (Aksu,1990; URL-9).



Şekil 3.8: Grid Oranları(Hendee ve Ritenour, 2002)

3.6.2 Grid Absorbsiyon Yüzdesi

Grid absorpsiyon yüzdesi, gridin hastayı geçen ışınları tutma yüzdesi olup, T grid maddesinin kalınlığı ve D ara maddenin kalınlığı olmak üzere Denklem 3.1 yardımıyla hesaplanır.

$$\text{Absorpsiyon(\%)} = T/(T+D) \quad (3.1)$$

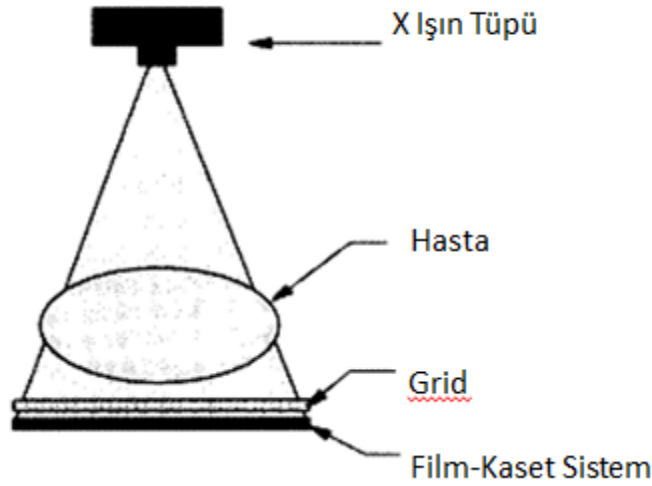
5:1 grid, saçılan radyasyonu %85, 16:1 grid ise %97 oranında azaltır. Yüksek oranlı gridlerin üretimi zordur ve bu gridler yüksek doz gerektirdiklerinden hasta dozunun artmasına neden olurlar. Ancak grid oranının arttırılması, belli değerlerden sonra saçılan radyasyonu istenilen ölçüde azaltmaması buna karşılık hastanın aldığı ışını arttırması nedeniyle 90 kVp altında 8:1, 90 kVp üzerinde ise 12:1 grid oranları tercih edilir (URL-9).

Gridler görüntü kalitesini önemli miktarda arttırmaktadır. Ancak gelen radyasyonun yaklaşık yarısını absorblar dolayısıyla hasta dozu %100 artar. Çocuk hastalarda kullanılan kVp değerlerinde gridlerin görüntüye önemli bir etkisi yoktur, ancak hasta dozunu önemli ölçüde arttırırlar.

Tıpta teşhis amaçlı kullanılan sistemlerde görüntünün oluşabilmesi için hastadan geçirilen X-ışınlarının film veya ekran üzerine düşürülmesi gerekir. Radyografi, kullanılan görüntü kaydediciye göre ikiye ayrılır. Bunlar, konvansiyonel radyografi ve dijital radyografidir.

3.7 Konvansiyonel Radyografi (Film-Ekran Sistemleri)

Konvansiyonel radyografide görüntü filme kaydedilir (Şekil 3.9). Hastayı geçen X-ışınları floresan malzemeye kaplı ranfansatör denen ekranlarla etkileşerek görünür ışık meydana getirir.



Şekil 3.9: Konvansiyonel Radyografi (Url-9)

3.7.1 Ranfansatör

Hastadan gelen X-ışınlarının çok küçük bir kısmı, yaklaşık %1-2 arası, film ile etkileşerek görüntü oluşmasına neden olur (Aksu,1990). Görüntü güçlendirici ekran olarak da bilinen ranfansatörler floresans tabakaları sayesinde filme ulaşan ışın sayısını arttırlar. X-ışınlarının keşfi floresan özelliği sayesinde olmuştur (Url-15). Dışarıdan enerji alan elektronlar uyarılmış hale gelir ve yüksek enerjili yörüngelere sıçrarlar, üst yörüngelerden eski konumuna gelirken ışık fotonu yayarlar. Bu olaya lüminesans bu tip maddelere de lüminesans maddeler denir. Lüminesans iki şekilde gerçekleşir:

Eğer lüminesans elektronun uyarılması esnasında oluşuyor ve uyarılma bittiğinde ortadan kalkıyorsa bu olaya floresans denir. Lüminesans olayı uyarılma bittikten sonra da devam ediyorsa fosforesans olarak adlandırılır (Url-2; Url-15).

X-ışını görüntüleme sistemlerinde kullanılan filmler X-ışınından çok görünen ışıktan etkilenirler. Ranforsatörler, fosfor adı verilen floresans malzemeyle kaplıdır. X-ışınları ranforsatörlerde lüminesans etki yapar ve kullanılan floresans malzemeye göre mavi veya yeşil ışık yayınlamaya filmde gizli görüntü oluşmasına neden olurlar(Url-2; Url-15).

3.7.1.1 Ranfansatörün Yapısı

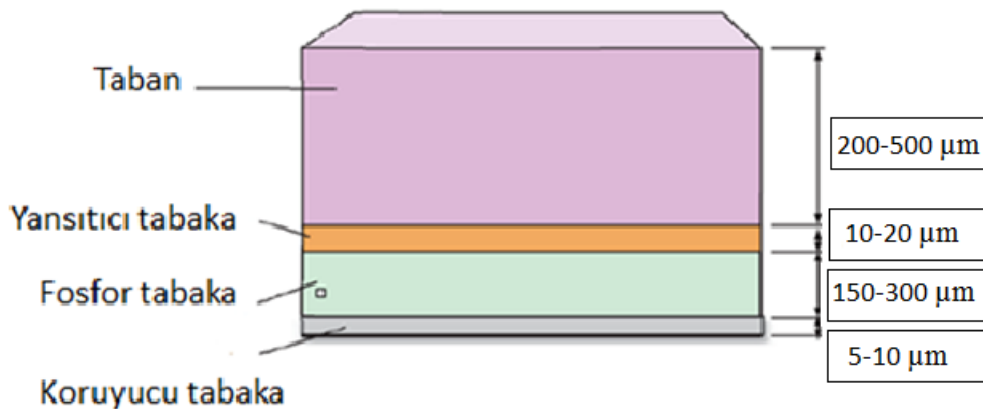
Filmin her iki yüzeyi de emülsiyonla kaplandığı için film- ekran sistemlerde iki adet ranfansatör bulunur ve sandviç yöntemi ile filmi arada bırakacak şekilde kullanılır. Ranfansatör filmde biraz daha sert yapıdadır ve dört katmandan oluşur (Şekil 3.10):

Taban (base), temel tabakadır, polyester veya selüloz asetatından üretilir. 200-400 µm kalınlığa sahiptir. Radyasyon geçirgenlik, kimyasal reaksiyonlara girmeme ve zamanla rengin değişmemesi gibi özelliklere sahip olmalıdır (Url-15).

Yansıtıcı tabaka, fosfor tabakadan yayınlanan ışın miktarını çoğaltmak için 10-20 µm kalınlıklı parlak beyaz bir tabaka taban ile fosfor tabaka arasında yerleştirilir. Bazen bu işlem tabanın üstü titanyum dioksit ile kaplanarak sağlanır (Url-15).

Fosfor tabaka, lüminesans olayının gerçekleştiği 150-300 µm kalınlıktaki aktif tabakadır. Önceleri oldukça yaygın kullanılan ve mavi ışık yayan CaWO_4 içeren ranforsatörler; son dönemde yerini yeşil ışık yayan, soğurma ve ışık etkinliği çok daha yüksek olan Gd, Y ve La gibi nadir toprak elementlerinden yapılan ranforsatörlere bırakmıştır (Url-2).

Koruyucu tabaka, görüntüde problem oluşmaması için 5-10 µm kalınlıkta, geçirgen ve jelatinden oluşmuş, aşınmaya dirençli bir tabakadır (Url-2; Url-15).



Şekil 3.10: Ranfansatörün Tabakaları (Url-2)

3.7.1.2 Ranfansatörlerin Genel Özellikleri

Ranfansatörün hızı; herhangi bir ışınlamada ortaya çıkan lüminesans miktarı veya belirli bir optikyoğunluk elde etmek için gerekli ışınlama şiddeti olarak tanımlanır. Hız 100 (yavaş) – 1200 (hızlı) arasında değişir. Daha hızlı ranfansatörler hasta dozunu azaltır ancak görüntü kalitesinin düşmesine neden olurlar. Detay isteyen çalışmalar için yavaş ranfansatörler kullanılmalıdır. Ranfansatörün hızı kullanılan fosforik maddeye, fosfor tabakasının kalınlığına, fosfor kristallerinin boyutuna, yansıtıcı tabakaya ve fosforik malzemenin yayıldığı asetatin hacim boyutlarına göre değişir (Aksu, 1990).

Soğurma etkinliği; ranfansatörün fosfor tabakasında soğurulan X-ışını miktarıdır. CaWO_4 için bu oran %40 iken nadir toprak elementlerinde bu oran %60 civarındadır (Aksu,1990).

Işık dönüşüm etkinliği; fosfor tabakada absorblanan X-ışınına karşın üretilen görünür ışık miktarıdır (Aksu, 1990; Oldnal, 1999). Ranfansatörlerde görünür ışık fosfor kristallerinden yayınlanır. Fosfor kristalleri film emülsiyonunda bulunan gümüş kristallerinden oldukça büyüktür. Daha büyük fosfor kristaline sahip ranfansatörlerin ışık dönüşüm etkinliği büyüktür, ancak yukarıda belirtilen nedenle görüntü kalitesi düşer (Oldnal, 1999).

3.7.1.3 Ranfansatörlerin Avantaj ve Dezavantajları

Ranfansatörler:

- Radyografik kontrastı
- X-ışını tüpünün ömrünü
- kVp seçim rahatlığını
- Uzaysal rezolüsyonu arttırlar.

Bunu yanısıra ranfansatörler:

- Hasta dozunu
- Personel dozunu
- Tüp ısı oluşumunu
- Işınlama süresini
- Tüp akımını

- Fokal spot boyutunu azaltırlar (Url-2, Url-5).

Ranfansatörlü çekimlerde ranfansatörsüze göre daha az detay verilmesi ise en önemli dezavantajdır. Ayrıca tungsten fosfor tabakalı ranfansatörler nadir toprak elementli fosfor tabakası olan ranfansatörlere göre bazı dezavantajlara sahiptir (Oldnal, 1999).

3.7.2 Kaset

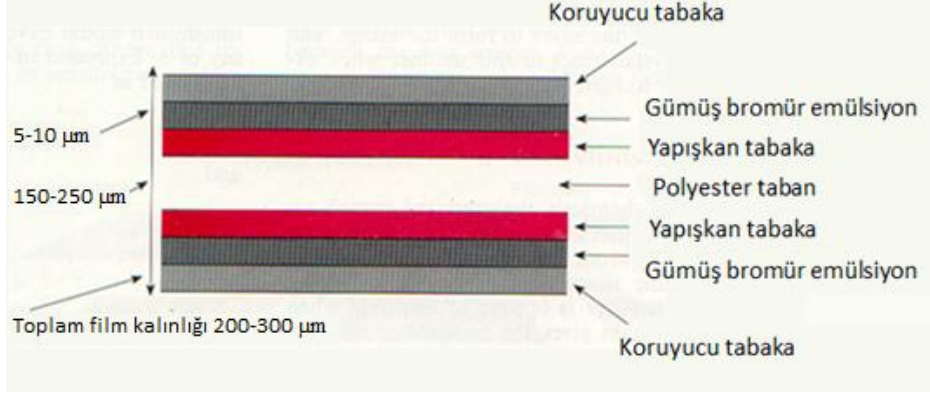
Işınlama boyunca filmin içine yerleştirildiği, ön ve arka ranfansatörden oluşan dikdörtgen kutuya kaset denir (Şekil 3.14). Kasetin X-ışını tüpüne bakan ön yüzü Al veya plastik gibi dayanıklı fakat X-ışını geçiren bir malzemeden yapılır. Metal veya plastikten yapılan arka yüzün iç kısmında saçılan radyasyonun filmi etkilemesini önlemek için radyasyonu tutan bir malzemeden çoğunlukla da kurşundan yapılmış bir tabaka bulunur. Bu tabaka aynı zamanda arka ranfansatör ve film temasını sağlayan dolgu tabakası olarak da kullanılır. Bu özellik kaset kullanımının en önemli amaçlarından biridir. Kasetler aynı zamanda ranfansatörleri herhangi bir zarardan korumak için kullanılırlar (Url-5, Url-15).

3.7.3 Film

Film, konvansiyonel radyografide görüntünün kaydedildiği ortamdır. İki katmandan oluşur (Şekil 3. 11):

Film tabanı, 150-250 µm kalınlığında, selüloz asetat veya polysterden yapılmış tabakadır. Kullanım amacına göre yüzeylerden biri veya her ikisi de emülsiyonla kaplanmıştır (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990). Emülsiyon için yüzey oluşturan film tabanı dayanıklı fakat esnek olmalıdır. Göz yorgunluğunu azaltmak için film tabanı soluk mavi veya yeşile boyanır (Aksu,1990; Oldnal,1999; Url-6).

Emülsiyon, radyografik görüntüyü oluşturacak kristallerin homojen yayıldığı jelatin bir tabakadır. Filmin aktif tabakasını oluşturan emülsiyonun üstü koruyucu bir örtüyle kaplanmıştır(Hendee ve Ritenour, 2002; Oldnal, 1999).

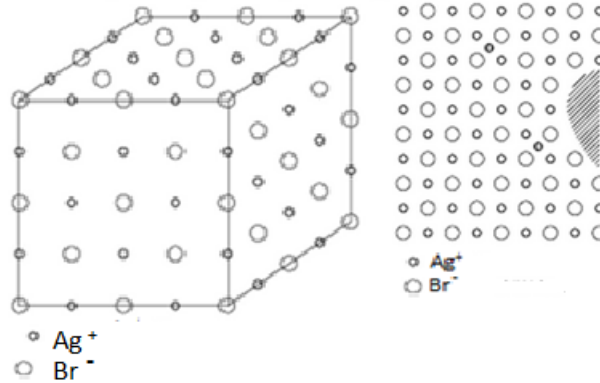


Şekil 3.11: Filmin Yapısı (Url-6)

Film emülsiyonundaki jelâtin gümüş halojenlerden oluşmuştur. Jelâtin çoğunlukla %98 gümüş bromür (AgBr) ve %2 gümüş iyodürden (AgI) oluşmuştur (Oldnal, 1999).

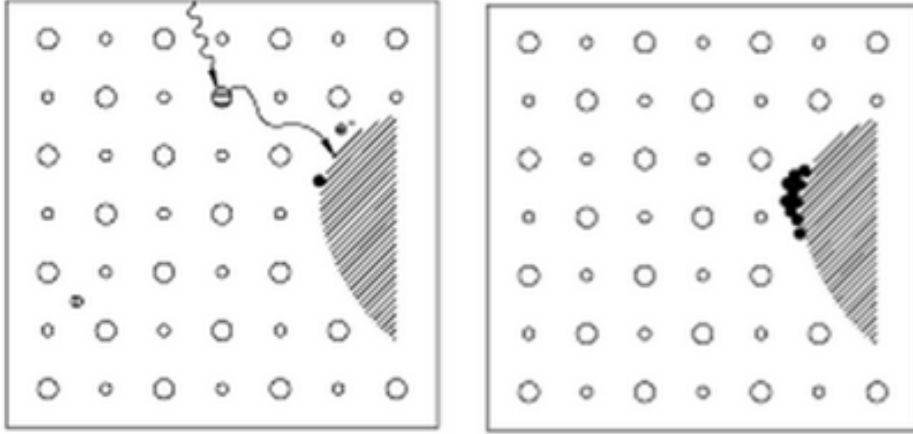
3.7.3.1 Fotoğrafik İşlem

Filmin fotoğrafik prosesi ‘Gurney-Mott Teorisi’ ile açıklanır. Bu teoriyi anlamak için öncelikle gümüş bromür (AgBr) yapısını anlamak gereklidir. Ag atomu bir orbital elektronunu Br atomuna verir. Ag^+ yüklü iyon haline gelirken Br^- yüklü iyonu oluşturur. Film emülsiyonundaki AgBr ’un düzenli kübik bir formu olmasına rağmen bazı kristal kusurları vardır. Öncelikle Ag^+ iyonlarının bazıları kristal kafesindeki yerlerinde değil de boşluklarda bulunurlar. Kristaldeki bu ‘arayer gümüş iyonlarının’ sayısı oldukça azdır. Jelâtinle meydana gelen reaksiyonlar sonucu oluşan yabancı maddeler veya kübik kristal yapısında yanlış yerleşmiş iyonlar da kristal kusurlarına neden olur (Şekil 3.12). Bu kusurların tamamı ‘gizli görüntü alanları’ olarak tanımlanır (Url-7).



Şekil 3.12: AgBr İyonu ve Kristal Kusurları (Url-7)

Gurney-Mott teorisine göre belli bir enerjiye sahip ışık fotonu kristalle etkileştiği zaman Br^- iyonundan bir elektron salınır ve Br^- kararlı hale geçer. Serbest elektron kristal içindeki gizli görüntü alanları tarafından yakalanır ve burayı negatif yüklü hale getirir. Negatif yüklü gizli görüntü alanları arayer gümüş iyonlarını etkiler ve kararlı Ag atomu haline getirir. Defalarca tekrarlayan bu etkileşim sonucu Ag atomları bu alanlarda birikmeye başlar (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: AgBr Kristal Kusurları (Url-7)

Aynı zamanda kristal yapısında bazı kusurlar da vardır. X ışınına veya görünür ışığa maruz kaldığı zaman emülsiyondaki gümüş bromür granülleri etkilenir. Film üzerinde oluşan görüntüyü gözle görülebilir hale getirmek için bazı kimyasal işlemlere tabi tutmak gerekir (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990; Url-7). Buna film banyosu denir ve otomatik veya manuel banyolarda gerçekleştirilir. Film banyosunda ilk adımı "geliştirme" işlemi oluşturur. Geliştirme, temelde Ag kristallerinin Ag atomlarına dönüştürülmesini sağlayan kimyasal indirgeme olarak tanımlanabilir. Fakat reaksiyon gizli görüntü içeren tanelerle sınırlıdır. Yani geliştirme sırasında bulunan bileşikler ışınlanmış tanelerle daha hızlı reaksiyona girerler. Dolayısıyla geliştirme süresi görüntü netliği açısından oldukça önemlidir(Aksu, 1990; Url-7).

Geliştirme ajanları ışınlanmış AgBr tanelerine bir elektron verir. Bu elektron kristaldeki Ag^+ ile birleşir ve Ag atomunu yani siyah renkli metalik gümüşü oluşturur. Ancak bu işlemi gizli görüntü oluşumuyla karıştırmamak gereklidir. Gizli görüntü oluşumundaki serbest elektron Br^- iyonundan ışık fotonu sayesinde fırlayan elektrondur ve Ag^+ iyonları arayer gümüş iyonlarıdır. Geliştirme sürecindeki

elektron kimyasal reaksiyon sonucu ortaya çıkar, Ag^+ iyonları ise kristal yapısındaki iyonlardır (Url-7).

Film banyosunun ikinci adımı ise "sabitleme" işleminden oluşur. Geliştirme işlemi yalnızca ışınlanmış taneleri etkilemez aynı zamanda ışınlanmamış tanelerde metalik gümüş oluşturur. Sabitleme işleminde kullanılan kimyasallar emülsiyon içindeki ışınlanmamış gümüş halojenleri ile etkileşime girerek suda eriyebilen çözeltiler oluşturur ve bu halojenler filmden uzaklaştırılarak görüntü sabitlenir (Aksu, 1990; Url-6; Url-7).

Film kimyasal artıkları uzaklaştırmak için yıkanır ve banyo işlemi filmlerin kurutulmasıyla sonlandırılır.

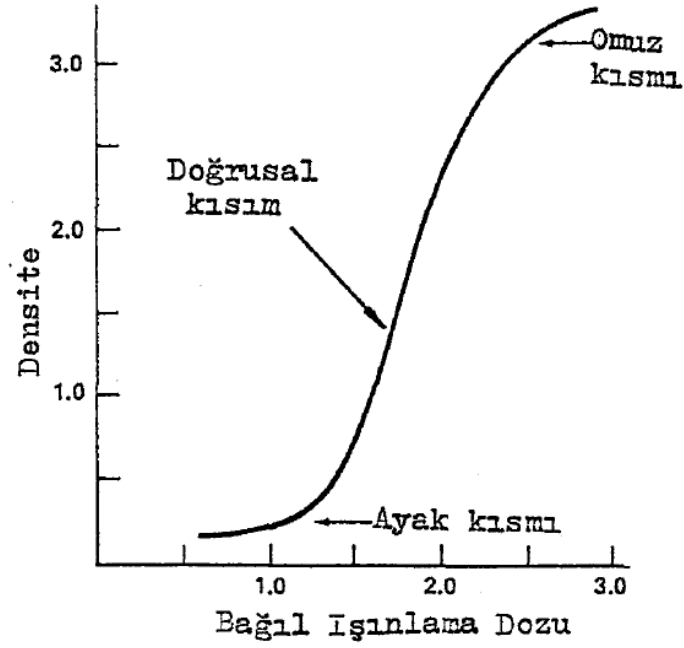
3.7.3.2 Film Kalitesi

Banyo sonrası filmlerde oluşan kararmalar farklı oranlardadır. Daha yüksek radyasyona maruz kalan filmler daha siyah renkte iken radyasyon dozu azaldıkça renk griye doğru kaymaktadır (Aksu, 1990; Url-8).

Optik yoğunluk (OY), filmlerdeki kararma derecesi olarak tanımlanır ve Denklem 3.2 ile bulunur (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990).

$$OY = \log\left(\frac{1}{T}\right) \quad (3.2)$$

Burada, T filmde geçen ışık miktarının filme düşen ışık miktarına oranıdır. Radyolojide karşılaşılan optik yoğunluk 0.3-2 arasında değişmektedir (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990). Optik yoğunluk ve ışınlama arasında çizilen eğriye (Şekil 3.14) 'karakteristik eğri', 'sensitometrik eğri' veya 'H-D eğrisi' denir (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990; Url-8). Eğrinin topuk ve omuz adı verilen üst ve alt bölgelerinde kontrast düşüktür. Eğrinin düz kısmı optik yoğunluk ve ışınlamanın doğrusal gittiği, tanısal radyolojide kullanılan alanıdır (Aksu, 1990; Url-8).



Şekil 3.14: Film Karakteristik Eğrisi (Aksu, 1990)

Optik yoğunluk farkına "kontrast" denir. Kontrast aynı zamanda karakteristik eğrinin düz kısmının eğimidir (Şekil 3.15). Eğim ne kadar dikse filmin kontrastı o kadaryüksektir (Url-8).

Filmin hızı veya duyarlılığı, belirli bir ışınlama değerinde karakteristik eğrinin konumunun ölçüsü olarak tanımlanır. Yani belirli bir yoğunluğu elde etmek için gerekli ışınlama miktarıdır (Aksu, 1990; Url-8). Hızlı filmlerin ayak kısmı yavaş filmlere kıyasla daha kısadır. Hız arttıkça filmin karakteristik eğrisi sola kayar (Url-8). Filmin hızını AgBr taneciklerinin boyutu belirler. Tanecikler ne kadar büyükse film o kadar hızlıdır. Hızlı filmler ışınlama süresini azalttığı için hasta dozunun azalmasını sağlar. Ancak hızlı film kombinasyonlarında gürültü yüksek, uzaysal rezolüsyon ve kontrast düşüktür. Daha detaylı çekimler için yavaş filmler kullanılmalıdır (Hendee ve Ritenour, 2002; Aksu, 1990; Url-8). Radyolojide kullanılan filmlerin hızları 1.0 optik yoğunluğu verecek şekilde tasarlanır. Radyasyona maruz kalmamış filmin optik yoğunluğu öz optik yoğunluk veya temel yoğunluk olarak tanımlanır. Çoğu film için bu oran 0.07 civarındadır (Hendee ve Ritenour, 2002).

3.7.4 Konvansiyonel Radyografi Sistemlerinin Dezavantajları

Konvansiyonel radyografi sistemlerinin kullanımı, son dönemde kullanılmaya başlanan flat panel dedektörler nedeniyle azalmaya başlamıştır. Konvansiyonel sistemin doğası gereği bazı zorlukları vardır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

- Konvansiyonel cihazlarda hastaya verilecek doz çoğunlukla teknisyen tarafından hastanın boyu ve kilosu göz önüne alınarak belirlenir. Bazı durumlarda doz yeterli gelmez ve filmin tekrarlanması gerekir. Bu durum hasta dozunu arttıran önemli etkenlerden biridir.
- Filmin değerlendirilebilmesi için oldukça zahmetli bir takım kimyasal prosedürlerden (banyo işlemlerinden) geçirilmesi gerekir. Banyo doğru şartlarda gerçekleştirilmezse alınan görüntü sağlıklı olmayacağı için çekim tekrarı gerekebilir. Ayrıca banyo solüsyonunda kullanılan kimyasalların belirli şartlar altında tahliye edilmesi gerekmektedir.
- Konvansiyonel sistemlerde görüntüleme prosedürü zahmetlidir ve insan faktörünün çok etkin olmasından dolayı dijital sisteme kıyasla daha yavaş işler. Bu durum hem hasta hem de teknisyen için zaman kaybı olarak karşımıza çıkar.
- Hastanelerde filmlerin saklanması için arşiv odaları bulunmak zorundadır. Dijital sistemlerde hastane içinde kurulacak bilgisayar ağı ile bu sorun ortadan kalkar. Ayrıca, görüntü aynı anda birkaç bilgisayar tarafından görüntülenebilir.

3.8 Dijital Radyografi

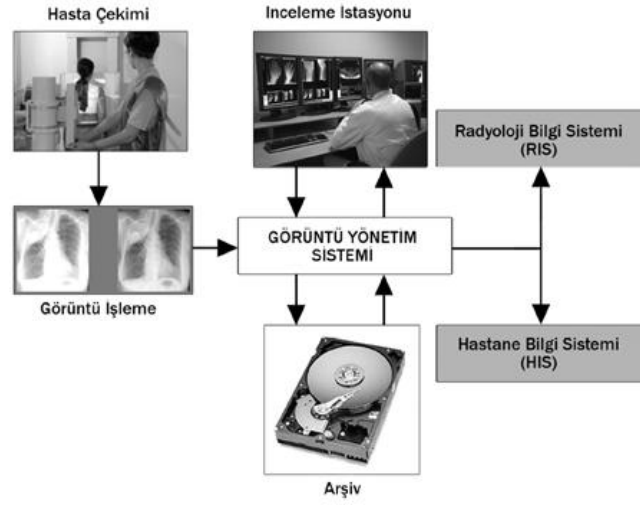
1990'ların sonundan itibaren tıpta flat panel dedektör sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (Spahn, 2005). Özellikle CCD (charge couple device) lerin kullanılmaya başlamasından sonra daha büyük alanlı ve elektronik entegreli dedektör dizilerinden oluşmuş sistemler geliştirilmiştir (Chotas ve diğ., 1999). Bu tip dedektörlerin reseptör olarak kullanıldığı ve görüntünün bilgisayar ortamında oluşturulduğu sisteme dijital radyografi denir.

Dijital radyoloji üç temel unsurdan oluşur:

- Hastanın görüntüsünün dedektörler vasıtasıyla kaydedilmesi
- Görüntünün dijitalize edilerek işlenmesi

- Son olarak görüntü yönetim sistemine dahil edilmesi.

Dijital radyografinin iş akışı Şekil 3.16 'da görülmektedir.



Şekil 3.15: Dijital Radyografinin İş Akışı (Url-16)

Tıpta kullanılan Bilgisayarlı Tomografi, Manyetik Rezonans ve ultrasonografi gibi yöntemler doğası gereği dijitaldir. Radyolojinin dijitale geçmesinin bu denli geç olmasının nedeni, film-ekran kombinasyonunun birçok uygulamaya neredeyse mükemmel şekilde izin veriyor olmasıdır. Ancak son dönemde kullanımı yaygınlaşan düzlem panel dedektörlerin analog sinyallerinin çok basit işlemlerle sayısallaştırılabilmesi dijital radyografiye geçişi hızlandırmıştır (Hendee ve Ritenour, 2002; Url-16).

3.8.1 Dijital Görüntünün Temel Kavramları

Dijital radyografide görüntünün nasıl oluştuğuna geçmeden önce temel kavramlara kısaca bakmak faydalı olacaktır.

Pixel, iki boyutlu görüntü elemanıdır. Her bir piksel bir renk değerini belirler. Dijital görüntüye büyütülerek bakıldığında küçük karelerden oluştuğu görülür. Daha çok detay yakalanabilmesi için piksel boyutu mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Dedektörler, aktif alanları kare formunda piksellerden oluşur. En küçük alanda en çok piksel barındıran dedektörün uzaysal çözünürlüğü en yüksektir (Hendee ve Ritenour, 2002; Url-11; Url-16).

Görüntü M tane sütun N tane satır pikselinden oluşur. Buna matriks denir. Matriks boyutları 2'nin katlarıdır. Örneğin tipik bir bilgisayarlı tomografide matriks 512*512'dir. Yani bu görüntüde 512 satır, her satırda da 512 piksel vardır.

Binary sistem (ikili düzen), 0-9 arasındaki sayıların oluşturduğu 10'luk tabanın dijital ortamdaki karşılığıdır. 2 tabanındaki numaralandırma sistemi 0 ve 1 sayılarından oluşur. Örneğin 10'luk tabanda '6' sayısının binary sistemde karşılığı '110' dur.

Bit, binary sistemin temel birimidir. 1 ve 0 rakamlarının her biri 1 bit olarak ifade edilir. Bilgisayar voltajın 0 olduğu durumu 0 rakamı ile, 0'dan farklı olduğu durumu ise 1 rakamı ile tanımlar. Bit sayısı arttıkça ifade edilen durum sayısı 2 katına çıkar. Örneğin, radyolojide bit derinliği 1 olan görüntü matrisinde gri renk tonu 2^1 yani 2 iken, bit derinliği 3 olan görüntü matrisinde gri renk tonu 2^3 yani 8 dir.

Byte, 8 tane bitin yan yana gelmesiyle oluşur. Örneğin, 100111000110011101 ifadesi 2 byte dir.

Dedektörlere ulaşan sinyallerin bilgisayarda değerlendirilebilmesi için Analog-Dijital Dönüştürücüler kullanılmak zorundadır. Ölçülebilir nicelikler, dijital ve analog olmak üzere ikiye ayrılır. Analog nicelikler günlük hayatta sıklıkla karşılaştığımız alt ve üst sınırı oldukça geniş olan niceliklerdir. Örneğin, uzunluk 1mm de olabilir 1km de. Fakat dijital nicelikler daha çok soyuttur ve 0 veya 1 ile tanımlanırlar. Radyolojik sistemlerde X-ışınına maruz kalan dedektörler elektrik sinyal yani analog bir nicelik üretirler. Analog dijital dönüştürücü (ADC) tarafından bu sinyaller dijitize edilir ve değerlendirme için bilgisayara ulaştırılır (Hendee ve Ritenour, 2002; Url-16).

3.8.2 Dijital Sistemlerde Görüntü Oluşumu

Görüntü, konvansiyonel (film-ekran) sistemlerde kimyasal işlemlerle üretilirken dijital sistemlerde elektronik işlemler sonucunda üretilir. Dedektör dizisi ve X-ışını tüpü arasında kalan hasta X-ışınlarına maruz bırakılır. Bütün dedektörler kendisine ulaşan ışın miktarına bağlı olarak farklı sinyaller üretirler. Tüm bu analog sinyaller dijital sinyallere dönüştürülerek bilgisayara gönderilir. Görüntünün bilgisayarda oluşması ile dijital görüntü süreci sonlanmış olur (Url-11).

Dijital sistemin film-ekran sisteme göre avantajları şöyle sıralanabilir:

- Banyo işlemi gerektirmediği için banyodan kaynaklı film hataları ortadan kalkar.
- Filmlerde kemik veya yumuşak dokulara göre farklı dozlarda ayrı ayrı çekim yapmak gerekir. Dijital sistemde dual enerji görüntüleme sayesinde doku ve kemik görüntü aynı anda elde edilebilir. Dual enerji görüntüleme çift

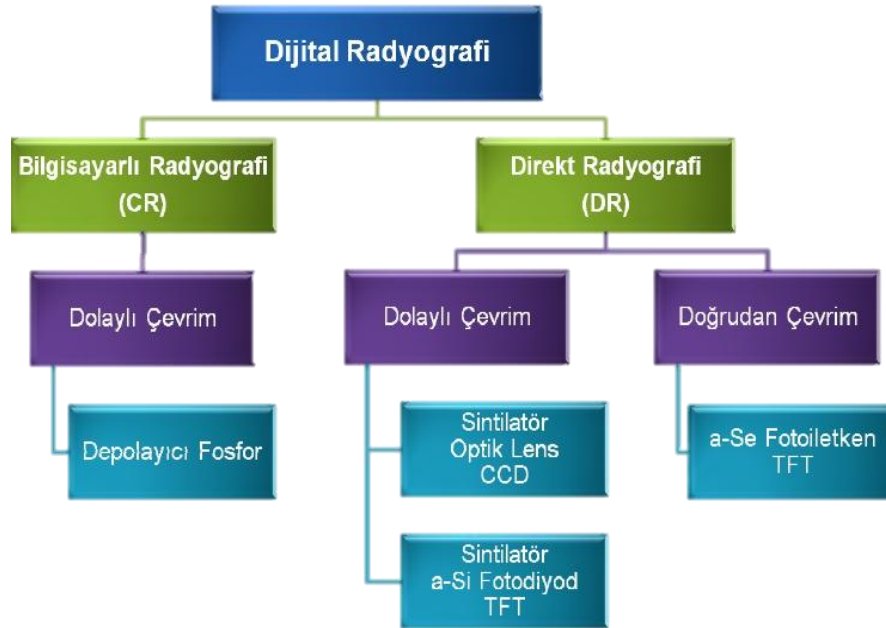
kVp yani iki ayrı enerji değerine sahip X-ışınının iki farklı filtreden geçirilmesi ile oluşur (Url-16).

- Dijital görüntü, görüntü arşivleme ve iletim sistemi (PACS) sayesinde direkt olarak ilgili hekim ya da hekimlerin bilgisayarına gönderilerek zaman tasarrufu sağlanır. Medikal görüntülerde en çok kullanılan format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) dur (Url-1).
- Dijital radyografinin geniş dinamik aralıkları sayesinde film tekrarı azdır.
- Film-ekran sistemlerde hastanın ışınlanacağı kVp-mAs değerleri genelde teknisyen tarafından belirlenir. Hasta dozunun artmasında teknisyen tecrübeside önem arzeder. Dijital sistemlerde teknisyen faktörü film-ekran sistemler kadar etkin değildir. Ayrıca bilgisayar üzerinde görüntünün parlaklığı değiştirilebildiği için daha düşük kVp-mAs değerleri kullanılarak aynı görüntü elde edilebilir.

Bu avantajlara karşın, henüz hiçbir piksel boyutu film tane büyüklüğüne erişemediği için film-ekran sistemin kontrast çözünürlüğü hala daha yüksektir.

3.8.3 Dijital Radyografi Yöntemleri

Dijital radyografi, X-ışınının elektrik sinyaline dönüştürülme yöntemine ve kullanılan okuma elektroniğine göre sınıflandırılır (Şekil 3.17).



Şekil 3.16: Dijital Radyografik Yöntemler (Url-16)

3.8.3.1 Bilgisayarlı Radyografi (CR)

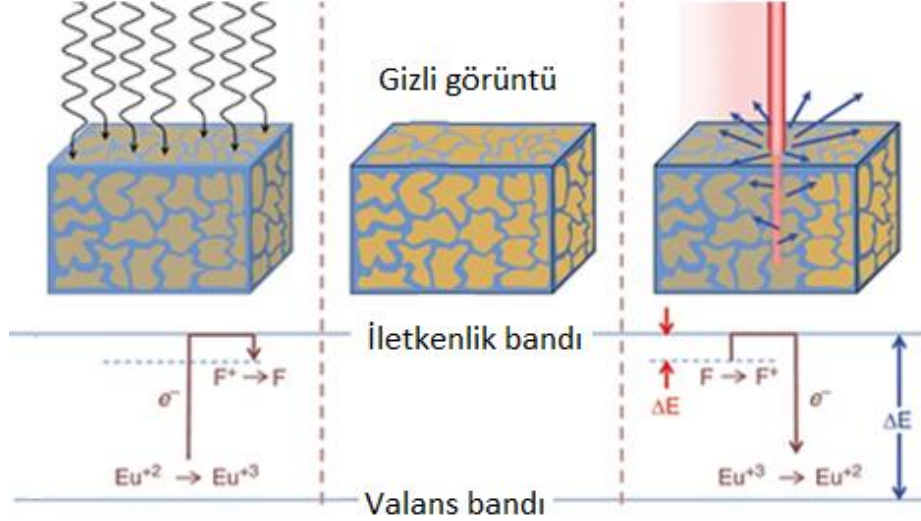
X-ışını enerjisi dijitalize edilerek kullanılan ilk sistemdir. Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radyografi-CR) konvansiyonel radyografik kasetlere özel fosfor plakaların yerleştirilmesi ve bu plakalarda oluşan gizli görüntünün lazer okuyucularda görünür hale getirilmesi üzerine kurulu görüntüleme yöntemidir (Url-17; Lança ve Silva, 2013).

CR de kullanılan görüntü plakaları depolayıcı fosfor (storage phosphors) olarak da bilinen fotosimulated fosfor kullanımına dayanır. Europyum (Eu) karıştırılmış Baryum florahalid ailesinden oluşan fosfor plakalarda, $BaFX:Eu^{2+}$ deki 'X' yerine Cl, Br, I ayrı ayrı veya aynı anda kullanılabilir. Fosfor görüntü plakalarının X-ışını absorblama mekanizması konvansiyonel kasetlerle aynıdır (Url-17; Rowlands, 2002).

CR sistemlerde görüntünün oluşma süreci üç başlık altında toplanabilir. Bunlar; ışınlanma, okuma ve silmedir. Görüntü plakalarının ışınlanması lüminesans olayına dayanır. Elektronların uyarılması için gerekli aktivatör ise Baryum Florahalid kristallerinde safsızlığa da neden olan Europyumdur. X-ışınları, yarı-iletken özelliğindeki fosfor plakaya ulaştığında, absorbe edilen enerjiyle Europyum'dan son yörünge elektronları salınır ve Eu +2 değerlikten +3 değerlikli bir atoma dönüşür. Ortaya çıkan elektronlar yüksek enerjili konuma geçerler ve iletkenlik bandına yönelirler. Bu yönelme esnasında bazı elektronlar tuzaklara yakalanır. Elektron tuzakları, enerjisi lazer ışınıyla etkileştiğinde kolaylıkla iletkenlik bandına çıkabilecek kadar küçük fakat rastgele termal salınımlardan dolayı elektronu bırakmayacak kadar büyük olan, metastabil seviyede, 'F merkezi' formundaki Br ve F atomlarının pozitif iyon boşlukları tarafından elektronların yakalandıkları alanlardır. Bir bölgede tutulan elektron miktarı o bölgede absorbe edilen X-ışını miktarı ile doğru orantılıdır ve tutulan bu elektronlar gizli görüntüyü oluşturur (Url-17; Lança ve Silva, 2013; Rowlands, 2002).

Gizli görüntünün görünür hale gelmesi için 'F merkezinde' tuzaklanmış elektronların uyarılarak valans bandına döndürülmesi gerekir. 'F merkezin' uyarılması ve elektronların serbest hale gelmesi için yaklaşık 2 eV enerjiye ihtiyaç vardır. Bu da yüksek frekanslı lazer ışığıyla kolaylıkla elde edilebilir. En sık kullanılan lazer tipleri gaz formundaki HeNe ($\lambda=633$ nm) lazer ile katı hal diyod ($\lambda=680$ nm) lazerlerdir. Gelen lazer enerjisi 'F merkezinde' tuzaklanmış elektronları uyarır. Uyarılmış elektronlar herhangi bir kaçak olmadan 'F merkezine' dönmek için veya en yakın

Eu^{+3} atomuna tünelleme yapmak için iki enerji yolu izler. İkinci alternatif daha muhtemel olmakla beraber elektronlar ışık olmayan bir ‘fonon’ yayınlamaya ara enerji seviyesine ulaşırlar. Hemen ardından elektronların Eu^{+3} orbitallerine ulaşarak daha kararlı Eu^{+2} ’ye dönüşmesi için 3 eV enerjili ışık fotonu yayınlanır. CR’da görüntü oluşumu Şekil 3.18’de görülmektedir.



Şekil 3.17: CR’da Görüntü Oluşumu (Url-16)

CR okuyucuları 100 μm çaplı lazer ışığını kullanan nokta-tarama veya çizgi-tarama sistemleri şeklinde ikiye ayrılır. Tipik bir nokta tarama sistemi genel olarak optik kısım, lazer ışınıyla tarama, görüntü plakasının çevirici mekanizması, ışık toplama rehberleri, foto çoğaltıcı tüp (PMT), sinyal yükseltici ve analog-dijital dönüştürücüden oluşur. Görüntü plakaları lazer ışığı tarafından lüminesans sinyal bozunma sabiti tarafından ayarlanan hızla ($\sim 0,8 \mu\text{s}$ için BaFBr:Eu^{2+}) satır satır taranır. Lazer ışını nokta boyutu lazer optiği ve F/θ lensi tarafından kontrol edilir. Lüminesans tüm doğrultularda olmasına rağmen geriye doğru saçılan ışınlar toplanır. Ancak son dönemde iki taraflı okuma teknolojisi kullanılmaktadır. Bu sayede ileri doğru saçılan ışınlar da görüntü plakasının diğer tarafındaki ikinci bir ışık toplama rehberi tarafından toplanmaktadır (Siebert, 2004).

Kullanılan lazer ışığının (kırmızı) dalga boyu lüminesans sonucu ortaya çıkan görünür ışığın (mavi) dalga boyundan daha büyük olduğu için aynı anda çıkan ışıkları ayırmada optik filtreleme kullanılır (Siebert, 2004).

Uzaysal çözünürlük, lazer ışını nokta boyutuna, okuma boyunca lüminesans geç meydana gelmesine, lazer ışını süpürme hızına, elektronik örnekleme frekansına ve görüntü plakalarının veri transfer hızına bağlıdır (Siebert, 2004).

Çizgi taramalı CR okuyucular fosforun belli bir çizgide ve belli bir anda uyarılması ve lüminesansın eş zamanlı olarak "Charge Couple Devices (CCD)" adı verilen foto dedektör dizilerinde elde edilmesi ilkesine dayanır. Klinik uygulamalara uygun hızlı ve paralel çizgi tarama sistemleri lazer ünitelerinden, tarama birimi boyunca sıralanmış optik ışık toplayıcılarından ve CCD sisteminden oluşmuştur. Nokta tarama sisteminden farklı olarak odaklama sistemine ihtiyacı yoktur çünkü çizgi tarama sisteminde her bir noktadaki uyarılan ışığı odaklayacak bir dizi lens vardır ve bu noktalar CCD dizisine karşılık gelir (Siebert, 2004). CCD modülü ile 43*43 cm bir görüntü plakası 7 saniyeden daha kısa bir sürede taranır. Son dönemde 2-D veya flat panel dedektör sistemi kullanılan CR teknolojileri de ortaya çıkmıştır (Siebert, 2004).

CR sisteme ait görüntü plakaları defalarca kullanılabilir. Her okuma işleminden sonra artık görüntünün yok edilmesi için görüntü plakaları yüksek yoğunlukta ışığa (beyaz ışık) maruz bırakılarak yüksek enerjili tuzaklara yakalanmış elektronların serbest hale geçmesi sağlanır. CR görüntü plakalarındaki artık görüntünün silinmesi her okuma sonrasında gerçekleştirilir (Lança ve Silva, 2013; Rowlands, 2002; Siebert, 1997; Siebert, 2004). Şekil 3.19'da plakaların silinmesi gösterilmiştir.

Lüminesans sonrası ortaya çıkan mavi ışık fosfor ekrandan her doğrultuda yayınlanır. Tarama süresince fosfor plakaya oldukça yakın konumlandırılmış, bir ayna kavitesi veya akrilik ışık toplama rehberleri yayınlanan mavi ışığı yakalar ve PMT'ye yönlendirir. Işık toplama rehberleri tarafından görüntü plakalarında düşük frekanslı deşarja neden olacak lazer ışığı yansımaları veya saçılmasına dikkat etmek gerekir. Benzer şekilde görüntü plakalarının üst tabakasında istenmeyen yansımalar meydana gelebilir. Bu nedenle üst tabaka kalınlığı 3µm civarında tutulur ve görüntü plakalarına statik elektrik birikmesini engellemek için iletken bir tabaka ilave edilir (Rowlands, 2002; Siebert, 2004; Siebert, 1997).

Foto çoğaltıcı tüp (PMT), yüksek vakumlu cam bir zarf içinde yer alan fotokatod, anod ve çeşitli sayıda dinodlardan oluşmuştur (Şekil 3.20). Fotokatod genelde sezyum-antimon alaşımından oluşur, bi-alkali fotokatoda olduğu gibi alaşıma sıklıkla sodyum ve potasyum karıştırılır. Yaklaşık 3 eV enerjiye sahip mavi ışık fotonları fotokatoda çarpar ve fotoelektrik etki sonucunda elektron üretilir. Başlangıç foton

enerjisiyle hemen hemen aynı enerjide olan elektronlar önce odaklama elektroduna sonra da dynodlara yönlendirilir. Her bir dinod kendinden öncekinden +100 Volt daha fazla potansiyel farkında tutulmaktadır. İlk üretilen elektronlar elektrik alan sayesinde hızlandırılırlar ve yaklaşık 100 keV enerjiyle ilk dynoda çarparlar. Çarpışma sonucu daha çok elektron üretilir ve daha yüksek potansiyeldeki ikinci dinoda çarpıtılır. Dynod geometrisi her bir çarpışma sonucu oluşan elektronların muazzam şekilde artması üzerine tasarlanmıştır (Hendee ve Ritenour, 2002; Url-1).

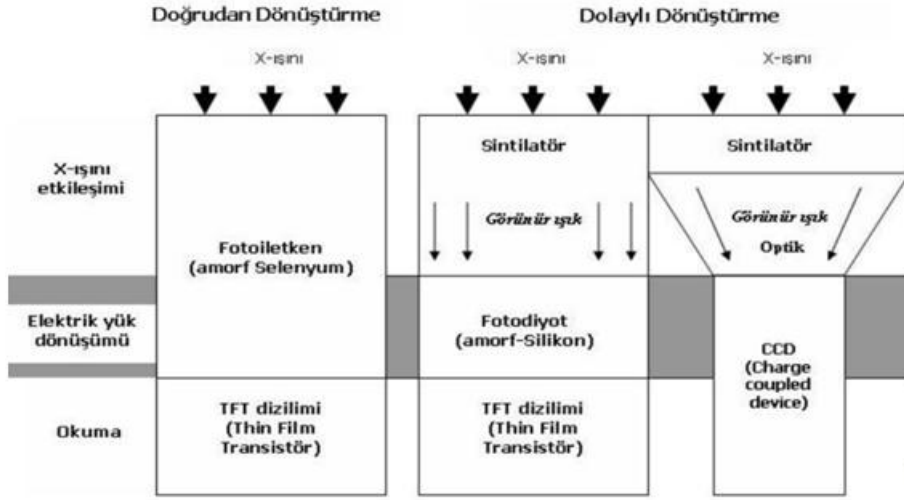
PMT'den elde edilen analog sinyalin dijitale dönüştürülmesi iki basamaktan oluşur. Bunlar, örnekleme ve nicelemedir. Örnekleme sinyalin yerini ve boyutunu belirlerken niceleme sinyalin genliğini belirler. PMT çıkışı lazer tarama hızıyla ölçülür, sinyal genliğine bağlı ayrı bir değer ve muhtemel toplam dijital değerlerle nicelenir. ADC, PMT sinyalini lazer tarama hızından daha hızlı bir şekilde dönüştürmelidir, çünkü ADC örnekleme hızı ve lazer tarama hızı oranı tarama yönündeki piksel boyutunu verir. Bir piksel boyutu fosfor alıcısına bağlı olmakla beraber 100-200 µm arasındadır (Seibert, 1997).

3.8.3.2 Direkt Radyografi (DR)

Görüntüleme yöntemi CR ve film-screen (FS) sistemden çok farklı olan Direkt Radyografik sistemler yaklaşık 30 yıldır sahnededir. İnce film transistör (Thin Film Transistör, TFT) okuma mekanizması entegre edilmiş olan flat panel dedektör sistemleri direkt radyografide başlıca standart olmuştur. Flat panel dedektör sistemi sadece radyografi ve mamografide değil aynı zamanda genel anjiyografi, kardiyak anjiyografi ve floroskopide de FS ve CR'ın yerini almaktadır. Çünkü yüksek kontrast kapasitesi, geniş dinamik aralık, artan imaj kalitesi, yüksek radyasyon duyarlılığı sayesinde anlık çekim fırsatı, iş akışının hızlı olması ve doğru kullanıldığında hasta dozunu azaltması gibi çok önemli avantajları vardır. DR'de genel olarak görüntü, radyasyona maruz kalan dedektörlerin X-ışını enerjisini çok kısa sürelerde dijitalize ederek bilgisayara göndermesiyle oluşur. Dolayısıyla FS ve CR'da olduğu gibi kaset ve kaset okumakla ilgili herhangi bir işleme gerek yoktur (Spahn, 2005; Chotas ve diğ., 1999; Lança ve Silva, 2013; Kasap ve Rowlands, 2002).

DR sistemlerde görüntü oluşumu X-ışınının elektrik sinyaline dönüştürülme sürecine göre doğrudan dönüşüm ve dolaylı dönüşüm olarak ikiye ayrılır (Şekil 3.21). Doğrudan dönüşüm dedektörleri, kendisine çarpan X-ışınlarını doğrudan elektrik sinyaline çeviren fotokondüktör bir malzemeye sahiptir. Dolaylı dönüşümde ise X-

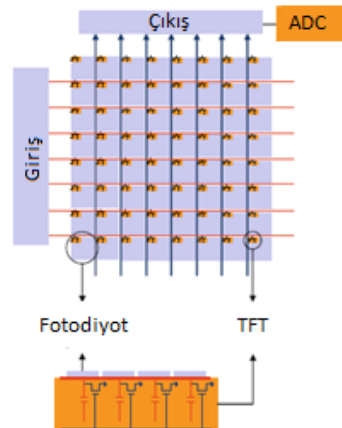
ışınları öncelikle sintilatör bir malzemeye çarpar, yayınlanan görünür ışık fotonları fotodiyot veya CCD tarafından algılanarak elektrik sinyallerine dönüştürülür (Chotas ve diğ., 1999).



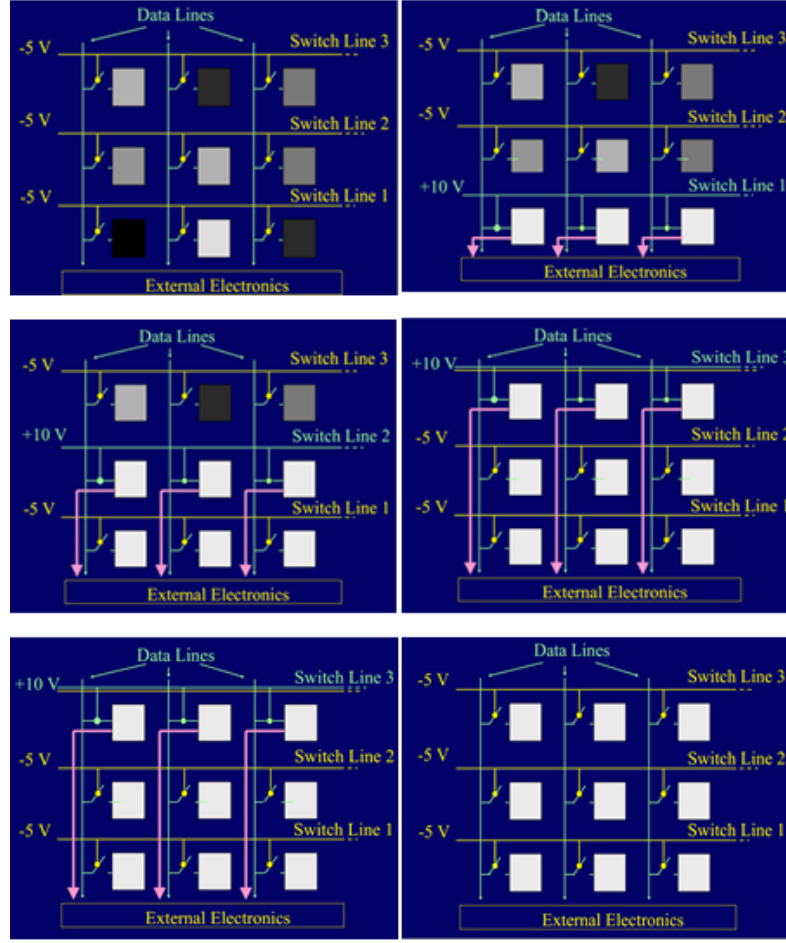
Şekil 3.18: DR Çeşitleri (Url-10)

Doğrudan ve dolaylı dönüşüm sistemlerini izah etmeden önce bazı tanımları yapmak faydalı olacaktır:

TFT, dedektör pikselindeki elektrik sinyalini iletmek için anahtar görevi yapan, tabanı camdan yapılmış yarıiletken malzemeye gömülü bir çeşit transistördür (Şekil 3.22). Dedektör piksel iç elektroniği olarak da adlandırabileceğimiz TFT satır ve sütunlardaki kapı ve veri hatlarına bağlanarak piksel dış elektroniği ile bağlantı kurar (Şekil 3.23). Kapı hatlarına yüksek pozitif gerilim uygulandığında TFT kapanır ve piksel aktif alanında biriken yükler kapasitöre, buradan da data hatları aracılığıyla yükselticilere gönderilir (Url-1; Chotas ve diğ., 1999).



Şekil 3.19: TFT (Lança ve Silva, 2013)



Şekil 3.20: TFT Bilgi Aktarımı (Rowlands, 2002)

Kapasitör (kondansatör), elektrik alandaki elektrostatik enerjiyi biriktiren aygıttır. Çok çeşitli olmasına rağmen hepsi yalıtkan malzemeyle (cam gibi) ayrılmış iki tane iletken levha (ince film metali) içerir (Url-1).

Kapasitörün arasına yalıtkan malzeme konulduğu zaman kapasitörün kapasitesi artar, uygulanan potansiyel fark ve elektrik alan ise azalır (Url-1).

Fotodiyot, yüzey alanına çarpan ışığın absorblanarak akıma çevrilmesini sağlayan yarı iletken bir aygıttır. Ancak fotodiyotların akım üretmeleri için ışık şart değildir, ışık olmadan da küçük bir miktar akım üretirler, buna kara akım denir. Fotodiyotlar küçük veya büyük yüzey alanına sahip olabilirler, ancak yüzey alanları arttıkça tepki süreleri yavaşlar. p-n bağlanması (junction) veya PIN bağlanması (junction) şeklinde dizayn edilen fotodiyotlar ters akımla çalışır (Url-1).

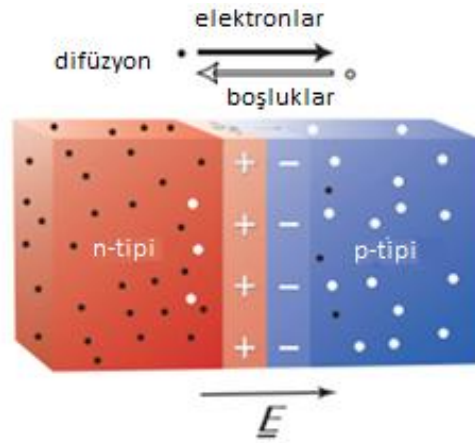
Fotodiyot yüzeyine çarpan ışık fotoelektrik olay sonucu elektron-delik çiftleri oluşturur (Şekil 3.24). Eğer ışık birleşme alanına çarpmışsa oluşan delik anoda elektron ise katoda doğru hareket eder ve akım meydana gelir. Fotodiyotun duyarlılığının artması için kara akımın minimum olması gereklidir (Url-1).



Şekil 3.21: Fotodiyot Sembolü (Url-1)

Fotokondüktör, görünür ışık, gama radyasyonu gibi elektromanyetik radyasyon absorbladığı zaman elektron ve delik çiftleri oluşturarak iletkenliği artan yarı iletkenlerdir (Url-1).

p-n bağlanması; yarıiletken malzemelerin iletkenliğini arttırmak için malzemeye safsızlık atomları karıştırılarak elektron veya delik sayısı, dolayısıyla safsızlığı artırılmış olur. Örneğin Silisyum atomunun 4 adet valans elektronu vardır ve kristal yapısında 4 tane silisyum atomu ile kovalent bağ yapar. Silisyum atomlarından birini alıp yerine valans elektronu 5 tane olan başka bir atom yerleştirirsek 5. elektron herhangi bir bağa ait olmaz ve çok az bir enerjiyle serbest kalabilir. Ya da silisyum kristaline valans elektronu 3 tane olan bir atom yerleştirirsek silisyum atomunun bir elektronu boşta kalır. Bu elektron kendiliğinden yeni atoma bağlanabilir ve silisyum örgü kristalinde delik oluşur ve böylece kristaldeki delik ve elektron fazlalığı iletkenliği artırır. Elektronun fazla olduğu yarı iletkenler 'n' tipi, delik sayısının fazla olduğu yarı iletkenlere ise 'p' tipi yarı iletken adı verilir. p tipi ve n tipi yarıiletkenlerin birleştirilmesine p-n bağlanması (junction) denir (Şekil 3.25).



Şekil 3.22: p-n Bağlanması (Url-18)

p tipi yarıiletkenden n tipi yarı iletkene delik nüfuz ederken n tipi yarı iletkenden p tipi yarı iletkene elektron nüfuz eder (Şekil 3.26). İki yarı iletkenin birleştiği bu çok ince tabaka yalıtkandır ve diyotun radyasyon algılaması burada gerçekleşir. Her iki

tip yarı iletken dengeye geldikten sonra birleşme bölgesinde potansiyel bariyer oluşur. Eğer dışarıdan uygulanan gerilim bariyeri aşabilirse birleşme bölgesi iletken hale gelir.

p-n tipi yarı iletken dışardan potansiyel fark uygulandığında iki durum söz konusudur. Birincisinde n tipi yarı iletken pilin -, p tipi yarı iletken ise + kutuplarına bağlanırsa yani düz gerilim uygulanırsa aynı yükler birbirini iteceğinden yarı iletken birleşme alanına yük akışı olacak ve yükler birbirini nötrleyecektir.

İkinci durumda ise n tipi yarı iletken pilin +, p tipi yarı iletken ise pilin - uçlarına bağlanırsa yani ters gerilim olursa zıt yükler birbirini çekeceğinden pile doğru bir yük akışı olacak ve birleşme bölgesinin alanı genişleyecektir.

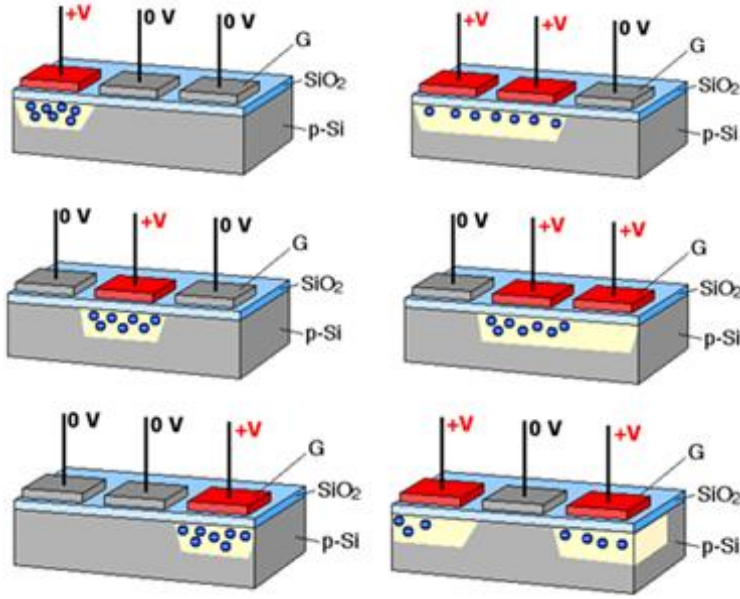
Dedektör aktif matrisi; a-Si veya a-Se tabakaya karıştırılmış, elektrik yüklerinin oluştuğu aktif alan ve okuma elektroniğinden oluşmuş birbirine bağlı milyonlarca dedektör elementinden (piksel) meydana gelir. Herbir elementin kendine ait TFT, yük toplama elektrodu ve yük toplama kapasitörü vardır. TFT'ler veri ve kapı hatlarına, veri hatları ise yükselticilere bağlıdır (Şekil 3.27). X ışını absorpsiyonu sonucu dedektör aktif alanında yükler toplanır, kapı hatlarındaki voltaj farkının değişmesiyle anahtar görevi yapan TFT kapanır ve yükler kapasitöre aktarılır, data hatlarıyla kapasitördeki yükler yükselticilere aktarılarak ADC'ye iletilir (Spahn, 2005; Chotas ve diğ., 1999; Seibert, 2006; Kasap ve Rowlands, 2002).

43 cm*43 cm bir dedektör dizisinde yaklaşık 9 milyon piksel vardır. 100-150 µm boyutunda bir pikseli yaklaşık 15µm TFT oluşturur (Url-1; Url-10).

CCD; piksel alanında oluşmuş yüklerin iletilmesini sağlayan elektronik okuma sistemidir. Bir CCD'nin görüntü sensöründe pikseller p-karıştırılmış MOS (metal-oxide-semiconductor) kapasitörlerince temsil edilirler. MOS silikon tabanının tepesine SiO² kaplanarak elde edilir. SiO² yalıtkan bir malzeme olduğu için yapısı düzlemsel bir kapasitöre eşdeğerdir. Eğer yarı iletken üst yüzeye '+' yüklü voltaj uygulanırsa delik itilerek birleşme bölgesine benzer bir yapı oluşacaktır. Elektrik etkileşim bu alanda meydana gelir (Url-1).

X-ışını maruziyetinden önce MOS kapasitörleri bias voltajına tabi tutulur (Şekil 3.28). Işık fotonlarının piksel üzerine düşürülmesiyle elektron-delik çiftleri oluşur. MOS kapasitörlerindeki voltajdan kaynaklı elektrik alan sayesinde delik tabana itilir, elektron ise yüzeyde toplanır. Piksellere bağlı kapı elektrotlarına pozitif voltaj uygulandığında yükler taşınır. Taşıma işlemi şu şekilde gerçekleşir. Öncelikle yükler

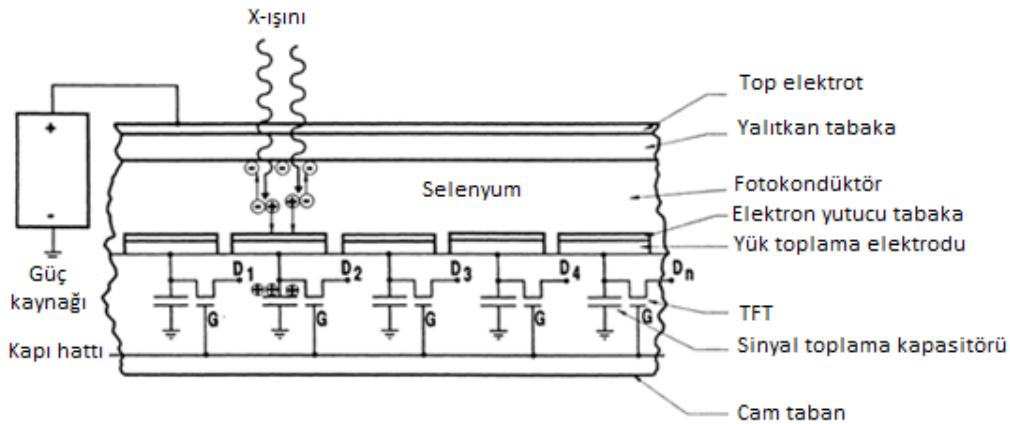
dikey kayıt biriminde sırayla taşınarak yatay kayıta birimine aktarılır. Her satır yükselteci tarafından arda arda okunur (Url-1; Url-13).



Şekil 3.23: CCD Yük Aktarımı (Url-1)

Direkt Dönüşüm

Direkt dönüşümde kullanılan yarı iletken fotokondüktör amorf selenyumdur. Kullanım sebebi ise mükemmel X-ışını dedeksiyon oranı ve oldukça yüksek uzaysal çözünürlüğüdür. Sandviç şeklinde yapılanmış TFT dedektör dizininde amorf selenyum en üst tabakada bulunur (Şekil 3.29). Dedektör pikselleri selenyum yüzeyinde belirgin bir şekilde ayrılmıştır ve bütün yüzey X-ışını dönüşümü için uygundur (Chotas ve diğ., 1999).



Şekil 3.24: Amorf-selenyum Dedektör Yapısı (Seibert, 2006)

Doğal selenyum p tipi yarı iletkenidir, yani delik bakımından zengindir. Amorf-selenyum birleşimi ise n-p tipi bir yarı iletken oluşturur. Yarı iletkene ters voltaj uygulandığında yani n tarafı güç kaynağının + kısmına bağlandığında birleşim bölgesi genişler ve elektronlar tepe (top) elektrotta toplanır. Birleşme bölgesinin tepe elektroduna yakın kısmında delik, karşı tarafta ise elektronlar birikir, dolayısıyla elektronlardan deliğe doğru bir elektrik alan oluşur. X-ışınını absorbladığında dedektör aktif alanında elektron-delik çiftleri oluşur. Birleşme bölgesindeki elektrik alan etkisinden dolayı elektronlar dedektörün üst kısmına, delik ise taban kısmına doğru hareket eder dolayısıyla dedektör yük toplama elektrodunda delik birikir. Hatta dedektör yük toplama elektrodu ve a-Se tabaka arasındaki etkileşim sonucu oluşacak elektronları ve dolayısıyla kara akımı engellemek için elektrodun üst kısmı elektron tutucu tabakayla kaplanmıştır. Belli zaman aralıklarıyla açılan TFT sayesinde dedektör elektrodunda biriken yükler kapasitöre ve data hatları sayesinde yükselticilere aktarılır ve görüntü oluşumu tamamlanır (Spahn, 2005; Chotas ve diğ., 1999; Lança ve Silva, 2013; Url-12; Kasap ve Rowlands, 2002; Seibert, 2006).

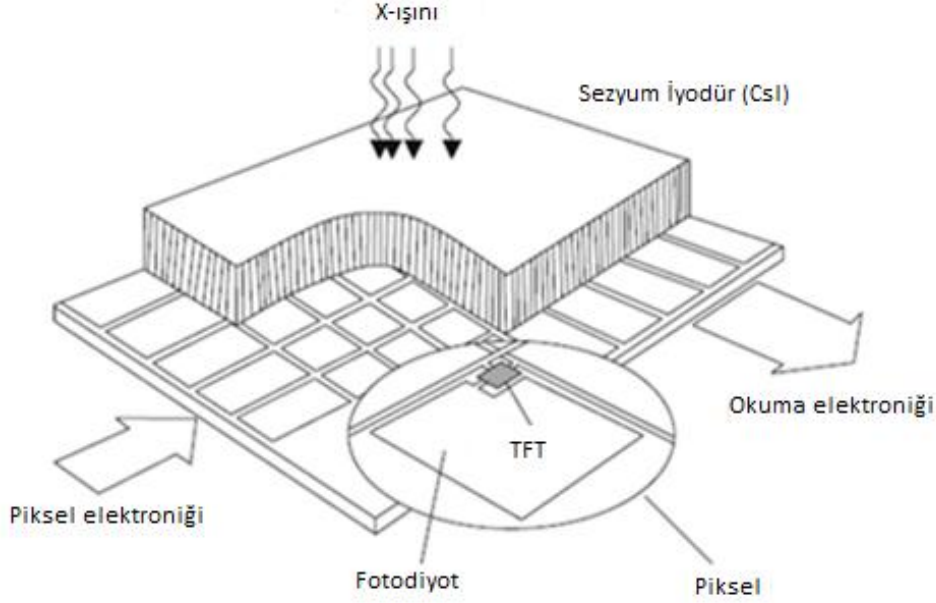
Flat panel dedektör sistemlerin diğer sistemlere göre en belirgin avantajı sinyal-gürültü oranının yani dedektör kuantum etkinliğinin (DQA) yüksek olmasıdır. Bu oran film-ekran sistemlerde %25, CR'da %25-35 iken flat panel sistemlerde %65 ve üzeridir (Chotas ve diğ., 1999).

a-Se flat panel dedektör sisteminin en önemli avantajlarından biri ise X-ışınını elektrik yüke dönüştürmek için aracı ikinci bir yüzey kullanmasından kaynaklı yüksek uzaysal rezolüsyondur. Çünkü sintilatör tabaka kalınlığı sebebiyle ışığı yayar ve saçar, bu da dedeksiyonu azaltır. a-Se dedektör yapı özellikleri ve düşük atom numarası sayesinde mamografi başta olmak üzere farklı bir çok alana kolayca adapte edilmesi sayesinde önemli bir avantaj sağlar (Url-12).

Dolaylı Dönüşüm

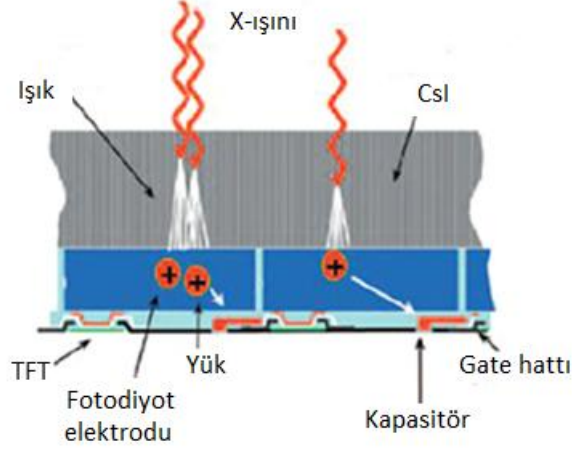
Dolaylı dönüşümde kullanılan dedektörler sintilatör, fotodiyot ve TFT/CCD elektroniğinden oluşur (Spahn, 2005; Chotas ve diğ., 1999; Url-12; Kasap ve Rowlands, 2002; Seibert, 2006).

Şekil 3.30'da gösterildiği gibi TFT dizilimli flat panel dedektörlerde cam taban üzerine TFT, TFT'yi kaplayan fotodiyot ve en üstte de sintilatör malzeme bulunur (Chotas ve diğ., 1999).



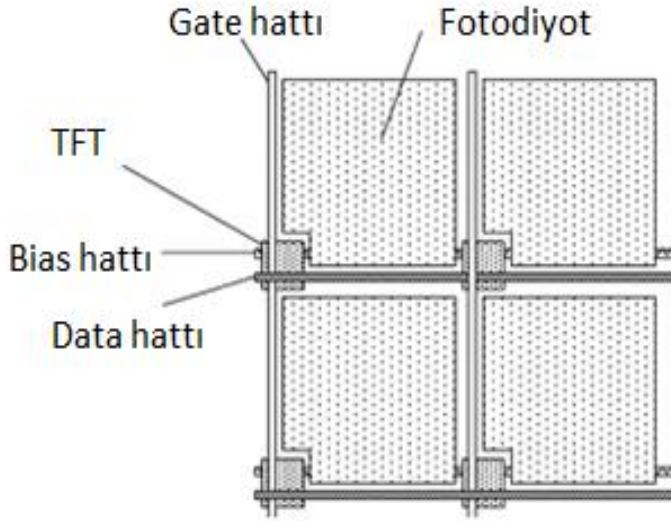
Şekil 3.25: Dolaylı Dönüşüm Flat Panel Sistem (Spahn, 2005)

X-ışını sintilatör malzeme tarafından absorblanır ve sonradan sintilatör içinde bütün enerjisini kaybederek elektron-delik çiftleri oluşmasını sağlayacak kadar yüksek enerjili elektronlar üretir. Üretilen elektron-delik çiftleri birleşerek mavi-yeşil spektrumda görünür ışık yayınlırlar. Sintilatörden yayımlanan ışık fotodiyot tarafından algılanır. Fotodiyot olarak kullanılan malzeme a-Si:H yani n-p tipi yarı iletkenidir. Fotodiyoun tabanı elektronca, üst kısmı ise delik bakımından zengindir (Şekil 3.31). Piksel dedektörü ışığa yüksek fakat radyasyona düşük hassasiyet sağladığı için fotodiyot, voltaj farkı altında tutularak kapasitör gibi kullanılır. X-ışını absorpsiyonu boyunca sintilatörde dönüştürülen ışık fotonları fotodiyot tarafından algılanır ve elektrik alan dolayısıyla birbirine zıt yönde hareket ederek fotodiyotu deşarj eden elektron-delik çiftleri elde edilir. Kapı voltajının değişmesiyle TFT açılır ve okuma başlar. Fotodiyota doğru gerçekleşen yük akışı dış elektronik tarafından sinyal olarak kaydedilir ve yükseltece gönderilir. Fotodiyot tekrar voltaj farkına tutularak yeni radyasyon maruziyetine hazır hale getirilir (Spahn, 2005; Chotas ve diğ., 1999; Url-12; Kasap ve Rowlands, 2002; Seibert, 2006).



Şekil 3.26: Dolaylı Dönüşüm (Seibert,2006)

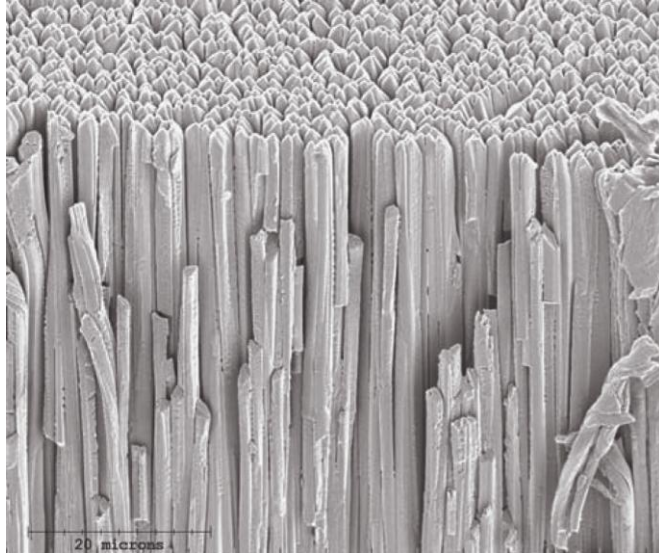
Amorf-silikon yarı iletken özelliklerin tamamına sahiptir. Bu da TFT dizileri gibi elektronik yapılarla ve fotodiyot olarak kolayca kullanılmasını sağlar. Plazma birikmesi süreci milyonlarca pikselden oluşan ve alanı 40cm*40cm üzerinde olan geniş alanlı dedektörlerin yapılmasına olanak sağlar (Şekil 3.32). Ayrıca a-Si yüksek radyasyon dayanıklılığı tıp alanında tercih edilmesini sağlamıştır (Spahn, 2005).



Şekil 3.27: a-Si Aktif Matrisi (M.Spahn, 2005)

En yaygın kullanılan sintilatör ise Tl karıştırılmış sezyum iyodür (CsI:Tl) ve gadalinyum oksisülfattır (Gd₂O₂S). Kullanılan sintilatör malzeme kalınlığında şöyle bir ikilem vardır; X-ışınının iyi absorblanabilmesi için kalın bir fosfor kullanmak gerekir fakat uzaysal çözünürlüğün iyi olması içinse ince bir fosfor kullanılmalıdır (Şekil 3.34). Bu durum şekillendirilmiş fosfor (CsI) üretilerek çözülmüştür. İğne

şekilli fosforun kristal çapı yaklaşık 5-10 µm arasındadır ve daha kalın fosfor tabaka üretilmesini mümkün kılar (Spahn, 2005; Seibert, 2006).

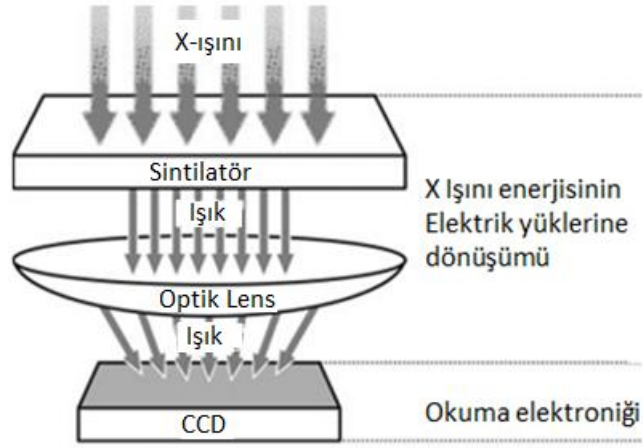


Şekil 3.28: İğne Uçlu Fosfor (Url-16)

150 µm boyutlarındaki dedektör pikselinin yaklaşık %70'ini fotodiyot oluşturur. Fosfor tabakada X-ışınları saçılrsa da üretilen ışığın çoğu fotodiyot tarafından absorblanır. Bu da efektif doluluk faktörünün %100 kabul edilmesini sağlar. 60keV enerjili bir foton yaklaşık 1000 elektronlu bir sinyal üretir (Spahn, 2005).

TFT dizisiyle üretilen flat panel dedektörler radyasyon hasarına karşı direkt yöntem dedektörlerden daha dayanıklıdır. a-Si fotodiyot yapısı bir çok alana uygulanabilir ve özellikle düşük sıcaklıklarda daha iyi performans gösterir. Dedektör kuantum etkinliği daha iyidir. Direkt yöntemde göre sintilatörün gürültü oranı daha düşüktür. Cs ve I yüksek atom numarası sayesinde floroskopi, anjiyografi ve genel radyografide direkt yöntemde göre daha yüksek X-ışını absorpsiyon etkisine sahiptir. a-Si düşük atom numarası sayesinde ise 45-120 kVp gibi geniş bir voltaj aralığına sahiptir (Url-12).

Dolaylı dönüşüm TFT dizisi dışında CCD okuma elektroniği üzerine kurulu sistemler de vardır. CCD temelli dolaylı dönüşüm sistemleri, X-ışını absorblayıp görünür ışığa çeviren şekillendirilmiş sintilatör bir malzeme (CsI:Tl), üzerine düşen görünür ışığı piksel alanında elektrik yüklerinin oluşmasını ve satır-sütun elektroniği sayesinde elektrik yükün yükseltilerek sinyal haline getirilmesini sağlayan CCD'den oluşur (Şekil 3.35).



Şekil 3.29: CCD Temelli Dolaylı Dönüşüm Sistemleri (M.Körner ve diğ.,2007)

CCD, 2-4 cm² arasında değişen çok küçük bir alana sahiptir. Sintilasyon ise çok daha geniş bir alanda gerçekleşir, bu yüzden ışık fotonlarını CCD üzerine aktarmak için lens ya da fiber optik bir donanım gerekir. Demagnifikasyon adı verilen bu basamak, ışın kaybı, gürültü artışı gibi görüntü kalitesini olumsuz etkileyen bir dizi etken nedeniyle CCD sisteminin en önemli dezavantajını oluşturmaktadır (Url-17).

CCD temelli sistemler görüntü kalitesi ve özellikle düşük kontrastlı dokuları görüntüleme açısından flat panel sistemlerle kıyas edilebilir kapasitedir. Bu yüzden mamografide ve dental radyografide kullanım alanına sahiptir (Körner ve diğ.,2007).

4.DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasının deney aşaması iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde 300 hastanın akciğer PA (Posteroanterior) ve akciğer LAT (Lateral) projeksiyonlarındaki röntgen çekimleri izlenmiş, gerekli bilgiler kaydedilerek yüzey giriş dozu (Entrance Surface Dose, ESD) hesabı Hava Kerma ve Davies Model kullanılarak yapılmıştır. İkinci bölümde ise ilk bölümde röntgen çekimi gerçekleştirilmiş olan hastaların ortalama kalınlık değerine uygun fantomlar tasarlanmış ve bu fantomlar, hastalar için uygulanan ortalama kVp ve mAs değerlerinde ışınlanmıştır. Fantomların yüzeyine yerleştirilen OSL dozimetreler yardımıyla yüzey giriş dozları tayin edilmiştir. Hasta ve fantom deneyleri İstanbul'da üç farklı hastanede gerçekleştirilmiştir.

4.1Çalışmada Kullanılan X-ışını Sistemleri

Çalışmamızda, biri konvansiyonel, biri bilgisayarlı ve ikisi Dijital Radyografi cihazı olmak üzere dört farklı cihazla X-ışını çekimleri gerçekleştirilmiştir. Bu bölümde önce kullanılan X-ışını sistemleri kısaca tanıtılacaktır.

4.1.1Konvansiyonel Sistem (KS)

Deneylerde kullanılan konvansiyonel sistemin özellikleri Çizelge 4.1'de, genel görüntüsü ise Şekil 4.1'de verilmektedir.

Çizelge 4.1: Konvansiyonel Radyografi Sisteminin Özellikleri

Cihaz				Tüp		
Adı	Marka	Max. kVp	Max. mA	Marka	Model	Filtre
KS	Philips	150	850 mA	Philips	989854	2.5 mm Al



Şekil 4.1: Konvansiyonel Radyografi Sistemi, KS (Philips Optimus)

4.1.2 Dijital Radyografi (DR) Sistemleri

Çalışmamızda kullanılan dijital radyografi sistemlerinin özellikleri Çizelge 4.2’de verilmektedir.

Çizelge 4.2: Dijital Radyografi Sistemlerinin Özellikleri

Cihaz				Tüp		
Adı	Marka	Max. kVp	Max. mA	Marka	Model	Filtre
DR1	GE	150	800 mA	Varian	A-195	1.7 mm Al
DR2	DRGEM	150	800	Drgem	-	3 mm Al

DR1, sonradan dijitalize edilen bir cihaz iken (Şekil 4.2) DR2 dijital olarak üretilmiş U Kollu diye tabir edilen bir cihazdır (Şekil 4.3).



Şekil 4.2: DR1 Cihazı (GE)



Şekil 4.3: DR2 Cihazı (DRGEM)

4.1.3 Bilgisayarlı Radyografi (CR) Sistemi

Çalışmamızda kullanılan bilgisayarlı radyografi sisteminin özellikleri Çizelge 4.3’de, genel görüntüsü ise Şekil 4.4’de verilmektedir.

Çizelge 4.3: Bilgisayarlı Radyografi Sisteminin Özellikleri

Cihaz				Tüp		
Adı	Marka	Max. kVp	Max. mA	Marka	Model	Filtre
CR	Trophy	125	500 mAS	RAD II	H 1074 X	2 mm Al



Şekil 4.4: Bilgisayarlı Radyografi (CR) Cihazı (Trophy)

4.2 Çalışmada Kullanılan Dedektörler

Yüzey giriş dozu ölçümleri ve cihaz kalite kontrolleri için yarı iletken dedektör kullanılırken fantom çalışmasında Epsilon Landauer Nanodot OSLD ler kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan dedektörlerin özellikleri Çizelge 4.4 - 4.7'de verilmektedir.

Çizelge 4.4: Bilgisayarlı Radyografi Sisteminin Özellikleri

Üretici	Ölçüm modu	Sızıntı akımı	Standart sapma	Enerji bağımlılığı	Lineerite
PTW	Sürekli	$\leq \pm 30$ f A	$\leq \pm 0.5$	$\leq \pm 5$	$\leq \pm 2$

PTW DIADOS E dedektöründen, tanı radyolojisinde doz ve doz hızı ölçümünde yararlanılmaktadır. Cihaz, farklı filtre kombinasyonlarıyla mamografi ve radyografide kullanılabilir. İşletim modları sayesinde doz ve doz hızını Gy, Gy/s, R, R/s olarak ölçebilmektedir. Cihaz ayrıca ışınlama süresi, akım, yük ve doz/puls ölçümü de yapmaktadır.

Çizelge 4.5: DIADOS DETECTOR T 60004 Dedektörünün Özellikleri

Üretici	Ölçüm modu	Kullanım aralığı	Enerji bağımlılığı	Referans noktası
PTW	Sürekli	40-150kV	$\leq \pm 5$	Yüzeyin 5.7 mm altında

Cihaz, DIN 6809/IEC 61674'e göre diagnostik ve dental radyolojide kullanılmaktadır. Doz ve doz hızını Gy, Gy/s,R,R/s olarak ölçebilmektedir. DIADOS DETECTOR T 60004 X-ışınına maruz bırakılan kısımdır. Bir kablo vasıtasıyla elektrometreye bağlanır ve doz değeri elektrometre ekranından okunur. Dedektör ve elektrometrenin izlenebilirliği Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Secunder Standart Dozimetre Laboratuvarınca yapılmıştır.

Çizelge 4.6: MULT-O-METER Dedektörünün Özellikleri

Üretici	Ölçüm modu	Kullanım aralığı	Enerji bağımlılığı	Kesinlik
UNFORS	Sürekli	50-150kV	$\leq \pm \%5$	$\leq \pm \%2$

Cihaz, EN 6100-4-2, EN 6100-4-3 ve EN 55011'e göre test edilmiştir. Diagnostik radyolojide doz ve doz hızı ölçümünde kullanılmaktadır. UNFORS MULT-O-METER, dedektörü ve elektrometreyi aynı anda barındıran tek cihaz olup kullanımı oldukça kolaydır.

Çizelge 4.7: kVp METER Dedektörünün Özellikleri

Üretici	Ölçüm modu	Kullanım aralığı	Nem	Güç kaynağı
UNFORS	Sürekli	50-150kV	$\leq \%80$	9V pil

Cihaz, EN 6100-4-2, EN 6100-4-3 ve EN 55011'e göre test edilmiştir. Diagnostik radyolojide kVp ölçümünde kullanılmaktadır. Dedektör ve kVp ölçerin izlenebilirliği Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Secunder Standart Dozimetre Laboratuvarınca yapılmıştır. Çalışmamızda kullanılan dedektörler Şekil 4.5'de bir arada görülmektedir.

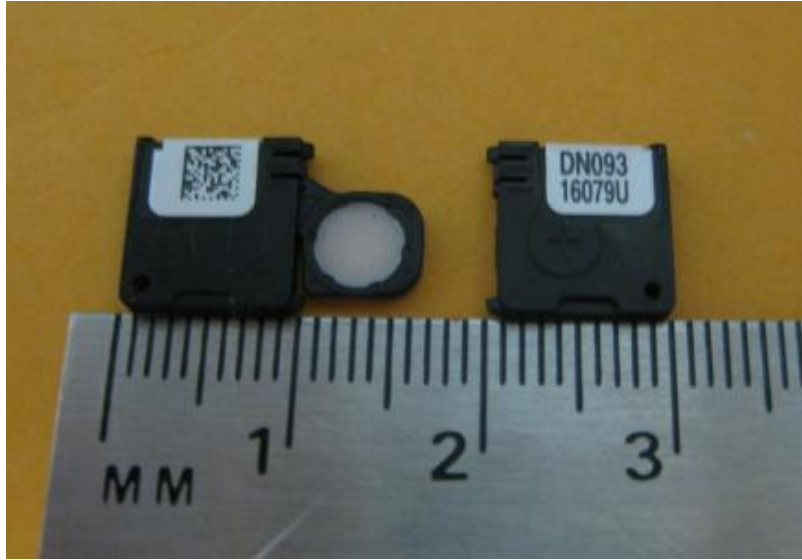


Şekil 4.5: Çalışmada Kullanılan Dedektörler

Fantom çalışmalarında ise Epsilon Landauer Nanodot OSLD ler kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan OSLD özellikleri Çizelge 4.8’de verilmektedir. Şekil 4.6’da OSL dozimetre görülmektedir.

Çizelge 4.8: OSLD Özellikleri

Üretici	Ölçüm modu	Kullanım aralığı	Sönüm (Fading)	Enerji aralığı
Epsilon Landauer	Pasif	10 μ Gy-10Gy	1 ay sonra \pm %2	γ , X: 10keV-6MeV β : 300keV-3MeV



Şekil 4.6: OSLD

4.3 Akciğer Grafilerinin Sınıflandırılması

Akciğer grafileri hastanelerde çekilen grafilerin yaklaşık yarısını oluşturmaktadır olup tamamen tanı amaçlı çekimlerdir. Bu uygulamalarda kullanılan üç adet projeksiyon türü vardır (Url-19).

Posteror anterior Akciğer (PA) grafisi, toraks boşluğunun görüntülenmesinde kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Hasta göğsünün ön kısmını dedektör veya

statife yaslar, tüp ise arkasında kalır. PA, akciğer çekimlerinde en sık kullanılan grafi türüdür.

Lateral (LAT) - Sol Yan Akciğer grafisinde X-ışınları hastanın sağ tarafından girip sol tarafından çıkar.

Anteroposterior (AP)grafisi, hastanın yüzünün tüpe baktığı sırtının ise statif veya detektöre yaslandığı projeksiyondur. Çok yaygın kullanılan bir yöntem değildir.

Bu çalışmada, akciğer grafilerinde yaygın kullanımı olan, **Posteror anterior (PA)** ve **Lateral (LAT)** projeksiyonlar kullanılarak doz tayini hedeflenmiştir.

4.4 Cihaz Kalibrasyon Testleri

Doz ölçümlerine başlanmadan önce radyografi cihazlarının kalibrasyon testleri yapılmıştır. Bu testlerden kısaca bahsedilecektir.

Tüp Geriliminin (kVp) Ölçülmesi: Bilindiği üzere, görüntü kontrastı ve hasta dozu önemli ölçüde tüp gerilimine (kVp) bağlıdır. Kalite kontrol testlerinin en önemlisi kVp testidir. Göstergede ayarlanan kVp ile kVP-metrenin ölçtüğü kVp arasında $\pm 5V$ 'luk uyum olmak zorundadır (Aksu, 1990).

Işınlama Süresinin Ölçülmesi: Kontrol panelindeki süre ile zaman ölçer ile ölçülen sürenin kıyaslanmasıdır. Ölçülen sürenin doğruluğu 10 ms üstündeki ışınlamalarda $\leq \pm 5\%$, 10 ms altındaki ışınlamalarda ise $\leq \pm 20\%$ olmalıdır. Ayrıca ışınlama zamanının $\pm 5\%$ aralığında tekrarlanabilir olması gerekmektedir (Aksu, 1990). Işınlama süresinin doğruluğu % olarak aşağıdaki denklemden bulunabilir:

$$\%t = \left(\frac{tm - ti}{ti} \right) \cdot 100 \quad (4.1)$$

Burada:

t: Doğruluk,

t_m: Ölçülen zaman

t_i: Kontrol panelindeki süredir.

Tekrarlanabilirlik ve Linerite: Tekrarlanabilirlik aynı tüp çıkış dozunun aynı kVp, mA ve saniye için değişmesidir. Test yapılırken değerler ayarlanır ve en az 3 kere ışınlama yapılarak hesap yapılır. Denklem 4.2 ile hesaplanabilen tekrarlanabilirlik $\leq 5\%$ olmalıdır (Aksu, 1990).

$$\%T = \left(\frac{(mR)_{\max} - (mR)_{\min} \sqrt{2}}{(mR)_{\text{ort}}} \right) \cdot 100 \quad (4.2)$$

Burada:

T: Tekrarlanabilirlik

$(mR)_{\max}$: Maksimum ışınlama dozu

$(mR)_{\min}$: Minumum ışınlama dozu

$(mR)_{\text{ort}}$: Işınlama dozlarının ortalamasıdır.

Linerite kVp ve mAs olmak üzere farklı mA ve saniye kombinasyonlarında çıkış dozlarının aynı olmasını ifade eder. Linerite $\leq\%10$ olmalıdır ve aşağıdaki denklem yardımıyla bulunabilir(Aksu, 1990).

$$\%L = \left(\frac{(mR/mAs)_{\max} - (mR/mAs)_{\min} \sqrt{2}}{(mR)_{\text{ort}}} \right) \cdot 100 \quad (4.3)$$

Burada:

L: Linerite

$(mR/mAs)_{\max}$: Maksimum ışınlama dozunun elde edildiği mAs'a bölümü

$(mR/mAs)_{\min}$: Minumun ışınlama dozunun elde edildiği mAs'a bölümü

$(mR)_{\text{ort}}$: Işınlama dozlarının ortalamasıdır.

Yarı Tabaka Kalınlığı (HVL) Ölçümü: X-ışını şiddetini yarıya düşüren Al kalınlığı olup filtreleme ve tüp gerilimine bağlı bir değerdir. HVL ölçümü için, 80 kVp 20mAs değerlerinde hasta yatağı ve focus arasında 100 cm mesafe bırakılarak X-ışını primer demet doğrultusunda yataktan 20-30 cm yükseklikte havada dedektörle ölçüm alınır. Sırayla 1 mm, 2 mm, 3 mm Al ilave edilerek bütün değerler kaydedilir. Başlangıç değerinin yarıya düştüğü Al kalınlığı ilgili kVp'deki HVL değeridir. 80 kVp'deki HVL değeri 3-3.5 mm Al'dan az olmamalıdır (Aksu, 1990).

Bu çalışmada, hasta ışınlamasının yapıldığı farklı parametrelerin hepsi için HVL değerleri belirlenmiş ve Çizelge 4.9'da bir arada verilmiştir. Focus hasta yatağı mesafesi 100 cm, dedektör fokus mesafesi 67.5 cm ve 20 mAs değerinde çalışılmıştır.

Çizelge 4.9: Cihaz HVL Değerleri

HVL (mm Al)		50 kVp	60 kVp	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp
	KS	-	3.25	3.8	4.35	4.75	5.6
	CR	1	2.35	2.5	2.8	3.15	-
	DR1	-	2.4	2.7	3.1	3.5	3.9
	DR2	-	-	3.9	4.1	-	5.1

Çalışmamız için kalibrasyon test sonuçları Çizelge 4.10'da verilmektedir. CR kVp ölçümü 80 kVp ve üstü için geçerlidir.

Çizelge 4.10: Cihaz HVL Değerleri

	KS	CR	DR1	DR2
kVp	±2,5	±1	±3	±2
Zaman	±%1	±%2	±%2	±%1,5
Linerite	±%5	±%40	±%1,5	±%1
Tekrarlanabilirlik	±%5	±%1	±%1	±%0,8

4.5YüzeyGiriş Dozunun (Entrance Surface Dose, ESD) Belirlenmesi

4.5.1 Çalışılan Hasta Grupları

Literatür taramaları göstermektedir ki, yapılan çalışmaların önemli bir kısmında belirli kilo aralığındaki hastalar (örneğin erkek hastalar için 73±3 kg) çalışılmaktadır (Ciraj ve diğ., 2005). Bunun muhtemel sebebi insan benzeri fantomların ağırlıklarının ve dolayısıyla kalınlıklarının bahsedilen aralıkta olmasıdır. Örneğin, Alderson rando fantomun erkeği 1.75 boyunda 73.5 kg bir ekeği, kadını ise 1.63 boyunda 54 kg bir kadını temsil etmektedir. Ancak bu değerler Türk hasta tipini temsil etmekten uzaktır.

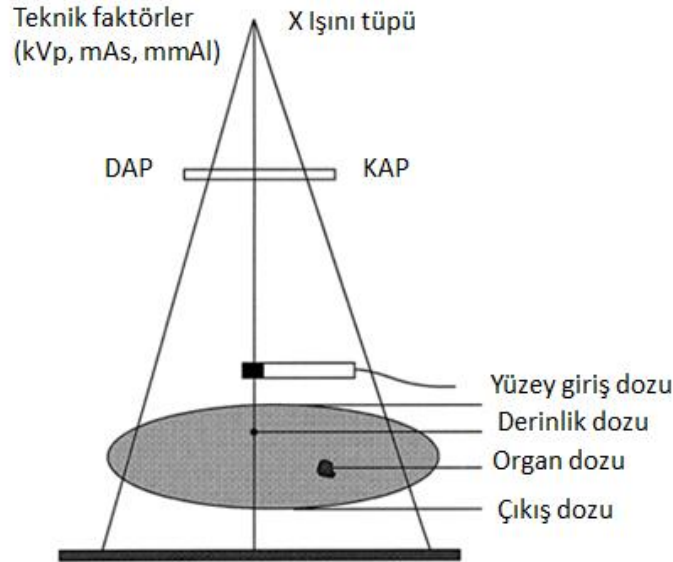
Çalışmamızda hastalar, kiloları (dolayısıyla kalınlıkları) ve cinsiyetlerine göre normal erkek, normal kadın, şişman erkek, şişman kadın olmak üzere 4 gruba ayrılmıştır (Çizelge 4.11). Hastaların yaşları ve boyları göz önünde bulundurulmamış sadece kalınlıkları dikkate alınmıştır.

Çizelge 4.11 : Çalışmamızda Yer Alan Hasta Grupları

Hasta aralığı	Normal Erkek (NE)	Normal Kadın (NK)	Şişman Erkek (ŞE)	Şişman Kadın (ŞK)
Ağırlık aralığı (kg)	64-84	54-70	85-105	72-96
Kalınlık aralığı (cm)	20.6--24.6	17-21	24.8-28.8	21.7-27.7

4.5.2 YüzeY Giriş Dozu (ESD) Belirleme Yöntemleri

Hasta dozu tayininde kullanılan yöntemler Şekil 4.7'de görülebileceği gibi, yüzeY giriş dozu (Entrance Surface Dose, ESD) ölçüm yöntemleri ve alan kerma ölçüm yöntemleridir (Kerma Area Product, KAP) (IAEA, 2007).



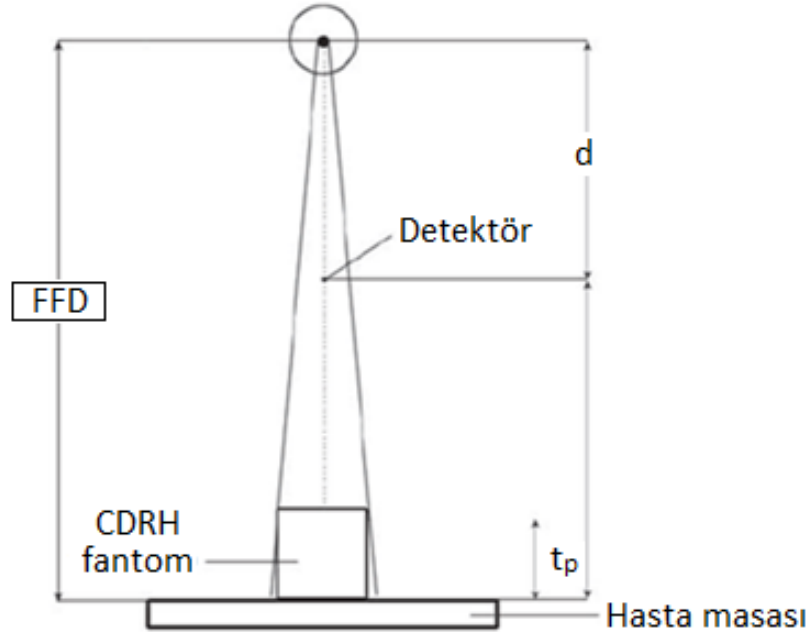
Şekil 4.7: Hasta Dozu Ölçüm Yöntemleri (Faulkner ve diğ., 1999)

Ölçümler hasta ışınlanması esnasında yapılabileceği gibi hasta ışınlama şartları kullanılarak daha sonra da yapılabilir. Ya da klinikde kullanılan kV ve mAs değerleri ile fantom üzerinde ölçümler alınır (IAEA, 2007).

Bu tez çalışmasında hasta dozu tayini, yüzey giriş dozu ölçümleriyle gerçekleştirildiği için bu yöntem hakkında kısaca bilgi verilecektir. Yüzey giriş dozu, hava kerma ve Termo Luminesans Dozimetre (TLD) aracılığıyla bulunabilir. Doz değerlendirilmesi hava kerma ile yapılırsa dolaylı, TLD ile yapılırsa doğrudan doz tayin yöntemi olarak isimlendirilir (IAEA, 2007).

4.5.2.1 Dolaylı Doz Tayin Yöntemi

Bu yöntemde önce tüp çıkışında doz değeri belirlenir. Bunun için, hastaların ışınlandığı kVp ve mAs değerleri belirlendikten sonra, hasta yokken tüpten 'd' uzaklığa dedektör yerleştirilerek manuel olarak ışınlama gerçekleştirilir. Elde edilen değer kaydedilir. Sonucun hata payının azalması için aynı şartlarda 3 ışınlama yapılır ve ortalaması alınır. Hava kermanın hesaplanabilmesi için tüp fokusunun filme uzaklığı (Focus Film Distance, FFD) ve tüp fokusunun hasta cilt yüzeyine (Focus Skin Distance, FSD) uzaklığı bilinmelidir. FFD her hasta ışınlanmasından önce veya sonra metre yardımıyla ölçülebilir. FSD ise iki şekilde belirlenebilir. FFD gibi metre ile ölçülebilir ya da hasta kalınlığı hesaplanır ve FFD'den çıkartılarak FSD bulunur. Şekil 4.8'de 't_p' fantomun kalınlığını göstermektedir (IAEA, 2007).



Şekil 4.8: Hava Kerma Ölçümü (IAEA, 2007)

Kalınlık hesabı, çalışılması planlanan hastaların ağırlıkları kullanılarak aşağıdaki formülden yapılır (Meade ve diğ., 2003).

$$y = ax + b \quad (4.4)$$

Burada:

y: Hastanın kalınlığı

x: Hastanın ağırlığı

a ve b: Katsayıdır.

Kalınlık hesap katsayıları Çizelge 4.12'de verilmektedir.

Çizelge 4.12: Kalınlık Hesap Katsayıları (Mc Parland, 1998)

Cinsiyet	Vücut alanı	a katsayısı	b katsayısı
KADIN	Bel	0.25	3.7
	Pelvis	0.25	3.7
ERKEK	Bel	0.20	7.8
	Pelvis	0.067	22.1

X-ışını tüpünden d uzaklıkta dedektörle ölçülen doz değeri, tüp ışınlama koşullarındaki mAs değerine bölünerek Denklem 4.5'den tüp çıkışındaki doz değerine ulaşılır (IAEA, 2007).

$$Y_d = \frac{K_d}{P_t} \quad (4.5)$$

Burada:

Y_d : Tüp çıkış değeri

K_d : Dedektörde okunan doz değeri

P_t : Tüp mAs değeridir.

Tüp çıkış değerinden hava kerma değerine geçmek için ters kare yasası kullanılır. Ters kare yasasından hasta cilt yüzeyindeki giriş dozu aşağıdaki formülle hesaplanır (IAEA, 2007).

$$K_i = Y_d \cdot P_{it} \cdot \left(\frac{d}{FSD} \right)^2 \quad (4.6)$$

Burada:

K_i : Hasta cilt yüzeyindeki giriş dozu

Y_d : Tüp çıkış değeri

P_{it} : Tüp mAs değeri

d : Dedektörün tüpe olan uzaklığı

FSD: Hasta cilt yüzeyinin tüp fokusuna uzaklığıdır.

Elde edilen sonuç geri saçılma faktörü (Backscattering Factor, B) ile çarpılarak aşağıdaki denklemden yüzey giriş dozuna (ESD) ulaşılır (IAEA, 2007).

$$K_e = K_i \cdot B \quad (4.7)$$

Burada:

K_e : Yüzey giriş dozunu

K_i : Hasta cilt yüzeyindeki giriş dozunu (geri saçılma etkisi olmaksızın)

B: Geri saçılma faktörünü temsil etmektedir.

Geri saçılma faktörü, farklı fantom tiplerinde farklı kVp, HVL ve filtrasyon değerleri için önceden hazırlanmış tablolar vasıtasıyla elde edilir (IAEA, 2007). Yüzey giriş dozu hesaplanırken ilgili tablolardan su fantomuna ilişkin geri saçılma faktörü değerleri kullanılır. Eğer tüpün kVp ya da HVL değerine karşılık gelen herhangi bir geri saçılma faktörü değeri yoksa verilen değerlerin grafiği çizilir ve eğimden geri saçılma faktörüne ulaşılabilir (IAEA, 2007).

4.5.2.2 Doğrudan Doz Tayin Yöntemi

Doğrudan doz tayini yönteminde çalışılacak hasta sayısı ve hastaların ağırlığı belirlenir. Işınlamadan önce hastanın ışınlanacak yüzeyine TLD veya OSLD'ler yapıştırılır. Bir grup dozimetre ise doğal fon radyasyonu (background) ölçümü için ayrılır. Hasta bu koşullarda ışınlanır (IAEA, 2007).

TLD okumaları kullanılan kristale uygun marka ve model cihazlarda gerçekleştirilir. Öncelikle doğal fon radyasyonu için kullanılan TLD'lerin okuma değerlerinin ortalaması alınır (Denklem 4.8).

$$\overline{M}_0 = \frac{M_{01} + M_{02} + M_{03} + \dots + M_{0n}}{n} \quad (4.8)$$

Burada:

\overline{M}_0 : doğal fon radyasyonu için TLD okuma değerlerinin ortalamasıdır.

Bu değer hastaya yapıştırılan TLD okuma değerlerinden çıkarılır ve Denklem 4.9'dan ortalama bir TLD okuma değeri bulunur.

$$\overline{M} = \frac{\sum_{i=1}^n f_{s,i} (M_i - \overline{M}_0)}{n} \quad (4.9)$$

Burada:

M_i : Hastaya yapıştırılan i. TLD okuma değeri

\overline{M} : Hasta üzerine yerleştirilen TLD'lerin doğal fon radyasyonu için düzeltmesi yapılmış sonuçlarıdır.

Okunan TLD değerleri düzeltme faktörleri ile çarpılarak Denklem 4.10'dan yüzey giriş dozu belirlenebilir.

$$K_e = \overline{M} N_{K,Q_0} k_Q k_f \quad (4.10)$$

Burada:

N_{K,Q_0} : Kalibrasyon katsayısı

k_Q : Düzeltme faktörü

k_f : TLD düzeltme faktörüdür.

Çalışmamızda hastalar için Yüzey Giriş Dozu (ESD) tayininde iki farklı dolaylı yöntem kullanılmıştır. Birincisinde, Bölüm 4.5.2.1'de anlatılan hava kerma ölçümlerinden yararlanarak, ikincisinde ise literatürde sıklıkla tercih edilen Davies Model kullanılarak yüzey giriş dozları belirlenmiştir.

4.5.2.3 Davies Model ile Yüzey Giriş Dozu Tayini

Davies Model literatürde kabul görmüş oldukça yaygın kullanılan yüzey giriş dozu hesap şeklidir. Bu modelde, 80 kVp'deki tüp çıkış değeri belirlenir. Herbir ölçümdeki mAs, kVp değerleri, ters kare düzeltmeleri ve geri saçılma faktörü dahil edilerek Denklem 4.11'den sonuca varılır. Literatürde tüp çıkış ölçümünün yapıldığı

mAs değeri değişkenlik arz etmektedir, sebebi ise mAs düzeltmesinin denklemden yapıyor olmasıdır. Bu çalışmada mAs 20 olarak kabul edilmiştir (Davies, 1997).

$$ESD = \frac{O}{P} \left(\frac{kV}{80} \right)^2 mAs \left(\frac{100}{FSD} \right)^2 B \quad (4.11)$$

Burada;

ESD: Yüzey giriş dozu

O/P: 80 kVp'de birim mAs için tüp çıkış dozu

kV: Hastanın ışınlandığı kVp değeri

mAs: Hastanın ışınlandığı mAs değeri

FSD: hasta giriş yüzeyi ile tüp fokusu arasındaki mesafe

B: geri saçılma faktörüdür.

Davies modelde dedektör tüp fokusundan 100 cm mesafeye yerleştirildiği için 100/FSD olarak yazıldığı düşünülmektedir, çünkü ters kare bağıntısı bunu gerektirmektedir. Yapılan bu çalışmada tüp output ölçümleri 67.5 cm'den alındığı için mesafe düzeltmesinde 100 yerine 67.5 kullanılmış ve Denklem 4.12'ye ulaşılmıştır.

$$ESD = \frac{O}{P} \left(\frac{kV}{80} \right)^2 mAs \left(\frac{67.5}{FSD} \right)^2 B \quad (4.12)$$

4.6 Fantomlarla Doz Tayini

Konuya ilişkin deneysel çalışmalarda, insan için radyasyon riski oluşturması söz konusu olduğundan, insan üzerinde deney yapılması sakıncalı bulunmaktadır. Bu nedenle, radyasyonla çalışma şartlarında deneysel uygulamalarda çoğu kez "fantom" adı verilen insan eşdeğeri kabul edilen elemanlar kullanılmaktadır (Ustaoglu, 2003). Çalışmamızın ikinci bölümünde fantomlar kullanılarak doz ölçümleri tekrarlanmıştır. İlk bölümde çalışılan hastaların ortalama kalınlıkları dikkate alınarak Normal Kadın (NK), Normal Erkek (NE), Şişman Kadın (ŞK), Şişman Erkek (ŞE) olmak üzere 4 farklı gövde fantomu tasarlanmıştır. Yüzey giriş dozunu belirlemek için birer adet

OSLD, fantom yüzeylerine yerleştirilmiştir. Böylece fantomlarla yüzey dozu tayini doğrudan ölçümlerle gerçekleştirilmiştir.

4.6.1 Fantom Tasarımı

Fantomun insan yapısını iyi simule etmesi, fotonları geri saçılmaya uğratmaması ve doku yoğunluğuna yakın bir malzeme olması önemlidir (Ustaoğlu, 2003). Bu hususlar dikkate alınarak fantomun dışı için polimer esaslı bir malzeme tercih edilmiş ve içi su ile doldurulmuştur. Fantom derinliği belirlenirken çalışılmış olan farklı hasta tiplerinin ortalama kalınlıkları temel alınmıştır. Ortalama hasta kalınlıkları ve fantom kalınlıkları Çizelge 4.13'de verilmektedir.

Çizelge 4.13: Fantom Ve Hasta Kalınlıkları

Hasta ve Fantom Kalınlığı	Normal Erkek	Normal Kadın	Şişman Erkek	Şişman Kadın
Hasta kalınlığı (cm)	22.02	18.9	26.45	24.72
Fantom kalınlığı (cm)	22	19.5	25.5	24

Fantom ölçüleri ise Çizelge 4.14'de verilmiştir. Şekil 4.9'da üzerine yerleştirilmiş OS LD ile birlikte fantom görüntüsü yer almaktadır.

Çizelge 4.14: Fantom Ölçüleri

Fantom Ölçüsü	Normal Erkek	Normal Kadın	Şişman Erkek	Şişman Kadın
En (cm)	28.5	23	31	28
Boy (cm)	40	32	43	39
Derinlik (cm)	22	19.5	25.5	24
Yoğunluk (g/cm ³)	0.9	1.02	0.95	0.93



Şekil 4.9: Fantom ve OSLD Görüntüsü

5. DENEY SONUÇLARI

Bu tez çalışmasında, farklı radyografi sistemlerinde, değişik hasta gruplarının (normal kadın, normal erkek, şişman kadın, şişman erkek) akciğer çekimlerinde maruz kaldıkları yüzey giriş dozunun ve organ dozunun belirlenmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla, Bölüm 4'de ayrıntıları verilen biri konvansiyonel, biri bilgisayarlı ve ikisi dijital radyografi olmak üzere toplam dört farklı radyografi sisteminde çalışılmıştır. Çalışmamızın ilk bölümünde hastalar için PA akciğer ve LAT akciğer çekimleri izlenmiş, bu çekimler esnasında hastaların maruz kaldıkları yüzey giriş dozları iki farklı yöntemle belirlendikten sonra PCXMC 2.0 programı kullanılarak organ dozuna geçilmiştir. Çalışmamızın ikinci bölümünde ise, ilk bölümde akciğer çekimleri izlenen hastaların kalınlıkları dikkate alınarak tasarlanan fantomlar kullanılarak 3 farklı radyografi cihazında yüzey giriş dozları belirlenmiştir.

Bu bölümde hasta ve fantom çalışmalarından elde edilen sonuçlar önce ayrı ayrı ele alınacak sonra da ilgili kısımlar kendi arasında mukayeseli olarak değerlendirilecektir.

5.1 Farklı Hasta Grupları İçin Elde Edilen Sonuçlar

Çalışmanın ilk bölümünde toplam 300 hastanın 4 farklı cihazdaki akciğer çekimleri PA ve LAT projeksiyonlarında izlenerek, yüzey giriş dozları belirlenmiştir. Ölçümler rutin hastane şartlarında cihazı kullanan teknisyenlerin belirlediği çalışma parametrelerine göre gerçekleştirilmiştir. Sonuçlara geçmeden önce, çalışmanın gerçekleştirildiği cihazlardaki hasta ışınlama koşullarından kısaca bahsedilecektir.

Birinci dijital radyografi (DR1) cihazında genel olarak X-ışını tüpü dedektör mesafesi (FFD) 180 cm civarında olup ışınlama şartları hasta ağırlığına ve kalınlığına göre ayarlanmaktadır. Bu cihazda gerçekleştirilen çekimlerde, görevli teknisyen her hasta için ışınlama parametrelerini ayrı ayrı belirlemektedir.

Cihazın dijital olması görüntü üzerinde parlaklık ayarının yapılmasına izin verdiği için hasta ışınlama parametreleri (kV ve mAs) düşük değerlerde tutulmaktadır.

İkinci dijital radyografi (DR2) cihazı, son dönemde hastanelerde sıkça karşımıza çıkan 'U Kollu' olarak tabir edilen full dijital bir cihazdır. DR2 cihazı, çalışılan cihazlar içinde en geniş hasta aralığına ve en yüksek ışınlama parametrelerine sahip cihazdır. X-ışını tüpü dedektör mesafesi (FFD) ise 150 cm de sabit tutulmaktadır. Bu cihazda hasta projeksiyonlarına göre önceden belirlenmiş sabit ışınlama parametreleri kullanılmakta bu da bazı hastalar için doz değerlerini arttırmaktadır. Yani 60 kg bir kadın hastaya uygulanan ışınlama şartları ile 75 kg bir kadın hastaya uygulanan şartlar aynıdır.

Bilgisayarlı radyografi (CR) cihazı, hasta ağırlığı ve kVp değerleri normal olmakla birlikte en yüksek mAs değerinin kullanıldığı cihazdır. Bu cihazda, değişen hasta ağırlığı ve projeksiyon tipleri için iki yol izlemektedirler. Biri kVp ve mAs'ın her ikisini de hasta ağırlığı ile orantılı arttırmak, diğeri ise kVp'yi orantılı arttırıp mAs'ı ise daha fazla arttırmaktır. Çalışmamızdaki CR cihazında genellikle ikinci yolun takip edilmesi, mAs değerinin neden bu cihazda daha fazla olduğunu açıklamaktadır. X-ışını tüpü dedektör mesafesi (FFD) 157 cm civarındadır.

Konvansiyonel radyografi cihazında ışınlama koşulları DR1'e benzemekle beraber mAs değeri daha yüksektir. Cihaz konvansiyonel olduğundan istenen kalitede görüntü alabilmek için mAs'ı belli bir değerin altına indirememektedirler. X-ışını tüpü dedektör mesafesi (FFD) 180 cm civarındadır.

Hastalar cinsiyet ve ağırlıklarına göre dört farklı grupta toplanmıştır. Her bir grupta çalışılan hastaların ortalama ağırlığı, X-ışını tüpü dedektör mesafesi ortalama değeri (\overline{FFD}), X-ışını tüpü hasta mesafesi ortalama değeri (\overline{FSD}), cihaz çalışma parametrelerinin ortalama değerleri (\overline{kV} , \overline{mAs}) ve projeksiyon türü hazırlanan çalışma tablolarına kaydedilmiştir (Çizelge 5.1).

Çalışmalar başlamadan önce cihazların kalite kontrol ölçümleri yapılmış ve HVL değerleri belirlenmiştir (Bölüm 4.4). Eldeki verilerle, her bir hasta grubu için yüzey giriş dozları (Entrance Surface dose, ESD) Bölüm 4'de anlatılan Davies model ve hava kerma yöntemleri ile hesaplanmıştır.

Çizelge 5.1: Hasta Bilgileri

Sistem	Hasta tipi ve projeksiyon	\overline{kg}	\overline{kV}	\overline{mAs} (I.t)	\overline{FFD} (cm)	\overline{FSD} (cm)
DR1	Normal E. PA	68.58	67.06	5.73	174.86	156.27
	Normal E. LAT	71.57	76.57	13.78	174.07	156.07
	Şişman E. PA	92.88	74.77	6.43	193.33	172.44
	Şişman E. LAT	94.14	87.42	19.08	169.57	149.14
	Normal K. PA	58	66.87	5.77	181.25	162.75
	Normal K. LAT	64	80	13.4	173.5	154.25
	Şişman K. PA	80.76	70.76	6.66	181.7	160.94
	Şişman K. LAT	74.5	82.3	13.86	179.16	160
DR2	Normal E. PA	75.28	80	20	151	128.52
	Normal E. LAT	75.28	100	16	151	128.52
	Şişman E. PA	97.72	75	30	151	123.66
	Şişman E. LAT	97.72	105	12.6	151	123.66
	Normal K. PA	66.5	80	20	151	130.35
	Normal K. LAT	66.5	100	16	151	130.35
	Şişman K. PA	90.55	75	30	151	124.66
	Şişman K. LAT	90.55	105	12.6	151	124.66
CR	Normal E. PA	73.62	62.57	25.5	156.87	137.25
	Normal E. LAT	73.62	82.62	53.5	157	137.25
	Şişman E. PA	93.5	68	33.33	157.83	131.66
	Şişman E. LAT	93.2	87.2	70.4	157.8	132.6
	Normal K. PA	57.66	63.26	25.33	157.33	137.77
	Normal K. LAT	57.66	71.66	58.44	157.33	137.77
	Şişman K. PA	86.87	65.08	31.5	156.37	132.875
	Şişman K. LAT	86.87	81.5	51.25	157	132.875
KS	Normal E. PA	67	70.9	8.45	181.6	160.9
	Normal E. LAT	69.78	80.1	17.25	181.6	160.9
	Şişman E. PA	89.16	78.33	11.41	180	155.83
	Şişman E. LAT	89.16	95.66	19.66	180	155.83
	Normal K. PA	61	72	9	184.5	162.5
	Normal K. LAT	61	85.83	14	184.5	162.5
	Şişman K. PA	78.2	73.8	10.8	180	155.8
	Şişman K. LAT	78.2	87.6	16	180	155.8

Her bir hasta grubunun PA ve LAT projeksiyonlarında dört ayrı cihazda gerçekleştirilen akciğer çekimleri sonucunda elde edilen veriler kullanılarak Davies Model ve hava kerma ile hesaplanan yüzey giriş dozu değerleri önce ayrı ayrı ele alınacak daha sonra karşılaştırmalı olarak değerlendirilecektir.

5.1.1 Normal Kadın Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Normal kadın hastaların akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda dört farklı cihazla elde edilen yüzey giriş dozu değerleri sırasıyla Çizelge 5.2 ve 5.3'de verilmektedir.

Çizelge 5.2: Normal Kadın PA Projeksiyon İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (Kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	58	63	6.4	148.8	0.153	0.159
	52	69	5.1	153.3	0.138	0.143
	50	67	4	161.8	0.091	0.095
	66	63	5.1	176.8	0.086	0.087
	65	70	6.4	186.05	0.128	0.133
	65	70	6.4	181.05	0.135	0.141
	60	69	6.4	161.3	0.156	0.165
KS	65	73	10	160.05	0.132	0.145
	66	73	10	159.8	0.132	0.146
	63	73	10	160.55	0.131	0.144
	55	70	8	175.55	0.080	0.085
	50	70	8	177.8	0.078	0.083
	67	73	8	159.55	0.106	0.116
CR	52	59	32	135.3	0.385	0.344
	60	61.2	20	139.3	0.244	0.223
	60	64	24	139.3	0.320	0.306
	63	68	32	138.55	0.487	0.538
	65	64	24	138.05	0.326	0.312
	60	64	24	139.3	0.320	0.306
	56	64	24	140.3	0.316	0.302
	53	64	24	141.05	0.312	0.299
	50	61.2	24	141.8	0.282	0.260

Çizelge 5.3: Normal Kadın PA Projeksiyon İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri (Devam)

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu(mGy)	
					Davies M.	Hava Kerma
DR2	68	80	20	130.3	0.734	0.723
	58	80	20	132.8	0.707	0.696
	52	80	20	134.3	0.691	0.681
	50	80	20	134.8	0.686	0.676
	75	80	20	128.55	0.754	0.743
	80	80	20	127.3	0.767	0.758
	63	80	20	131.55	0.720	0.710
	66	80	20	130.8	0.729	0.718
	78	80	20	127.8	0.763	0.752
	65	80	20	131.05	0.726	0.715
	74	80	20	128.8	0.751	0.740
	67	80	20	130.55	0.731	0.721
	52	80	20	134.3	0.691	0.681
	78	80	20	127.8	0.763	0.752
	75	80	20	128.55	0.754	0.743
	65	80	20	131.05	0.726	0.715
	60	80	20	132.3	0.712	0.702
	79	80	20	127.55	0.766	0.755
55	80	20	133.55	0.699	0.689	
70	80	20	129.8	0.740	0.729	

Çizelge 5.3: Normal Kadın LAT Projeksiyon Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (Kg)	kVp	mAs	FSD(cm)	Yüzey giriş dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	66	80	12.8	146.8	0.548	0.587
	65	80	16	156.05	0.606	0.652
	65	80	12	151.05	0.485	0.555
	60	80	12.8	161.3	0.454	0.486
KS	65	87	16	160.05	0.306	0.360
	66	85	16	159.8	0.293	0.361
	63	85	12	160.55	0.290	0.320
	55	85	12	175.55	0.250	0.275
	50	86	12	177.8	0.200	0.227
67	87	16	159.55	0.308	0.363	

Çizelge 5.3: Normal Kadın LAT Projeksiyon Yüzey Giriş Dozu Değerleri (Devam)

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu(mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
CR	52	66	50	135.3	0.753	0.713
	60	70	50	139.3	0.836	0.899
	60	68	64	139.3	0.965	0.958
	63	70	80	138.55	1.352	1.438
	65	68	64	138.05	0.983	0.964
	60	68	64	139.3	0.965	0.947
	56	69	64	140.3	0.980	0.933
	53	84	50	141.05	1.191	0.983
	50	82	40	141.8	0.899	0.788
DR2	68	100	16	130.3	0.943	0.976
	58	100	16	132.8	0.908	0.940
	52	100	16	134.3	0.888	0.919
	50	100	16	134.8	0.882	0.912
	75	100	16	128.55	0.969	1.003
	80	100	16	127.3	0.988	1.023
	63	100	16	131.55	0.926	0.958
	66	100	16	130.8	0.936	0.969
	78	100	16	127.8	0.981	1.015
	65	100	16	131.05	0.933	0.965
	74	100	16	128.8	0.966	0.999
	67	100	16	130.55	0.940	0.973
	52	100	16	134.3	0.888	0.919
	78	100	16	127.8	0.981	1.015
	75	100	16	128.55	0.969	1.003
	65	100	16	131.05	0.933	0.965
	60	100	16	132.3	0.915	0.947
	79	100	16	127.55	0.985	1.019
	55	100	16	133.55	0.898	0.929
70	100	16	129.8	0.951	0.984	

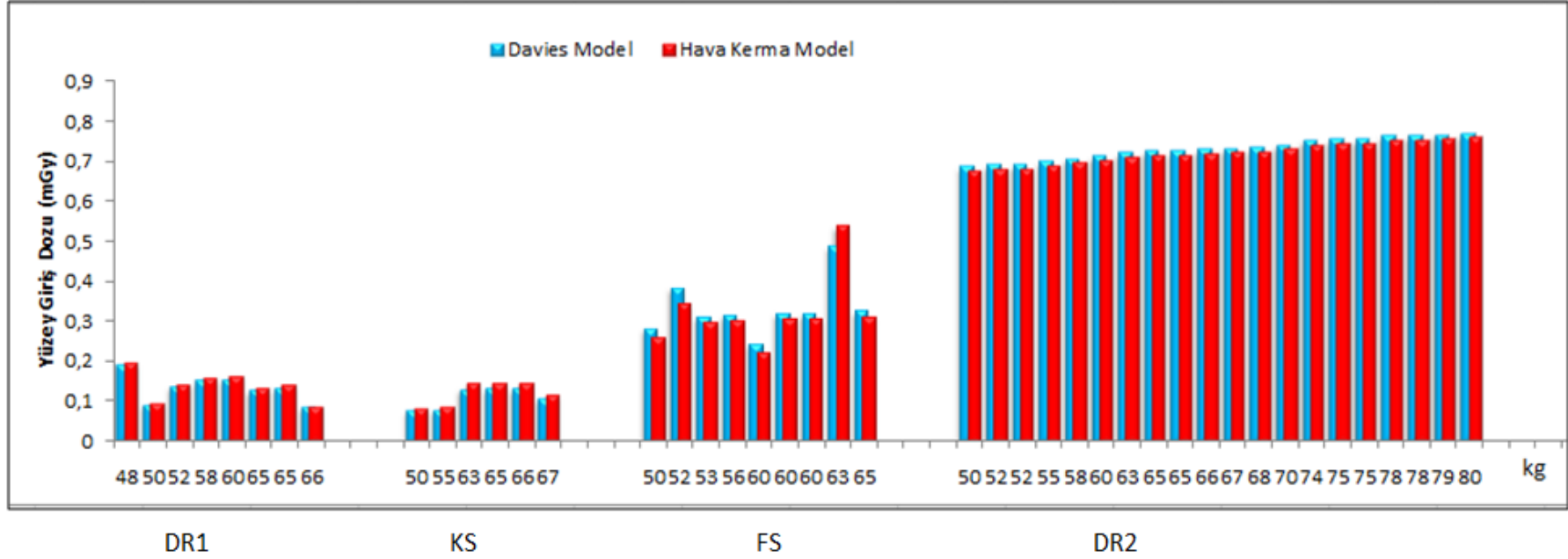
Normal kadın akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda Davies Model ve Hava Kerma ile elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinin farklı cihaz türlerine göre dağılımı sırasıyla Şekil 5.1 ve 5.2'de verilmektedir.

Şekil 5.1 ve 5.2'den anlaşılacağı üzere yüzey giriş dozu değerleri konvansiyonel sistemde en düşük olmakta onu sırasıyla DR1, CR ve DR2 takip etmektedir. Konvansiyonel radyografi cihazında düşük kilolu hastalar için düşük dozlar elde edilmiştir. Diğer cihazlarda elde edilen yüzey dozu değerlerinde dalgalanmalar görülmektedir.

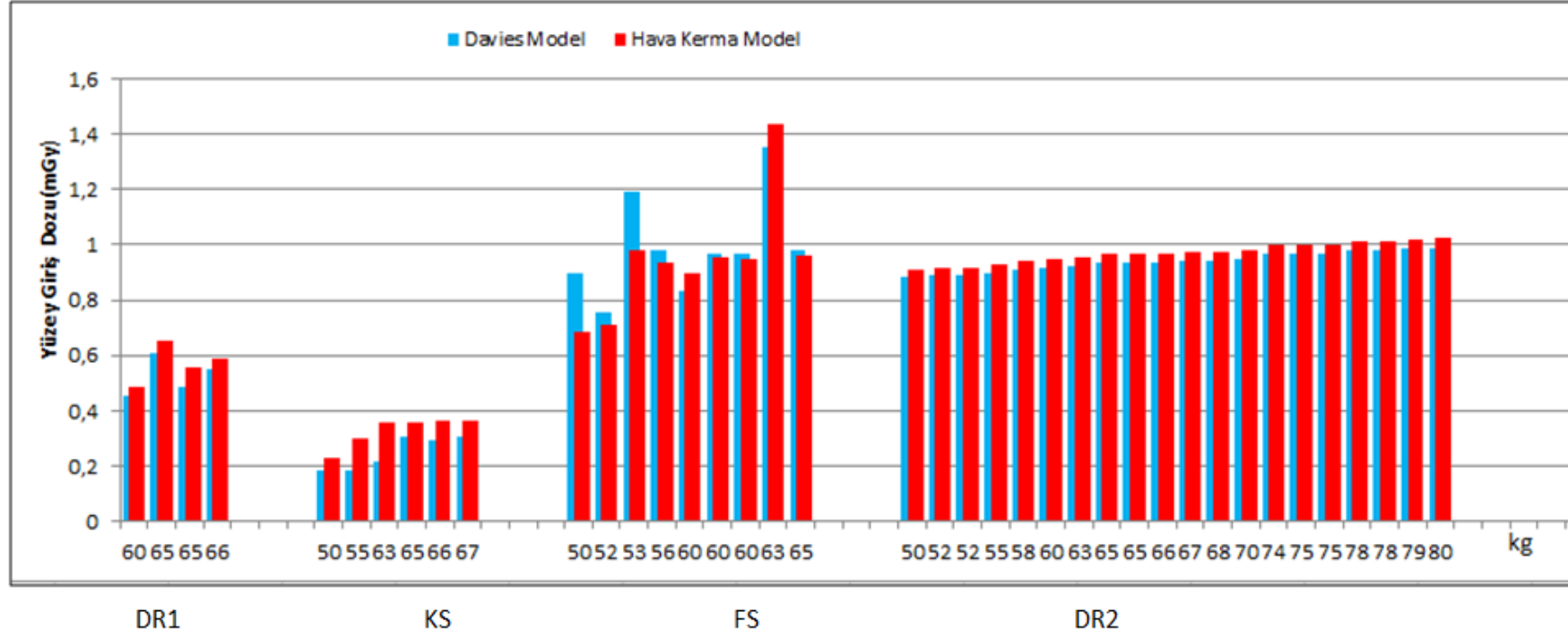
CR'da hem PA hem de LAT'da sivrilen değerler vardır. Bu durum, daha önce de belirtildiği gibi, kVp'yi hasta ağırlığı ile orantılı olarak artırırken mAs'ı yüksek oranda arttırmaktan kaynaklanmaktadır.

En yüksek dozların elde edildiği DR2 cihazında LAT ve PA değerleri birbirine oldukça yakındır. Hâlbuki diğer cihazlarda PA değeri LAT'a kıyasla oldukça düşüktür. Çünkü diğer cihazlar, hasta kalınlığına göre kVp ve mAs'ı orantılı bir şekilde arttırmaktadırlar. DR2'de LAT projeksiyonu için kVp artırılırken mAs değeri düşük tutulmaktadır, bu durumda da PA ve LAT doz değerleri birbirine oldukça yakın olmaktadır.

Davies model ve hava kerma hesabı ile elde edilen yüzey giriş dozları arasındaki ortalama mutlak fark, PA ve LAT projeksiyon için sırasıyla % 3.5 ve % 4 olarak bulunmuştur. İki yöntemle elde edilen sonuçların uyumlu olduğu görülmektedir.



Şekil 5.1: Normal Kadın PA Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı



Şekil 5.2: Normal Kadın LAT Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen YüzeY Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı

5.1.2 Normal Erkek Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Normal erkek hastaların akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda dört farklı cihazla elde edilen yüzey giriş dozu değerleri sırasıyla Çizelge 5.4 ve 5.5'de verilmektedir.

Çizelge 5.4: Normal Erkek PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD(cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DRI	78	68	6.4	146.6	0.184	0.192
	77	65	6.4	146.8	0.168	0.175
	53	65	6.4	155.6	0.149	0.156
	65	65	5.1	139.2	0.149	0.156
	60	63	6.4	141.2	0.171	0.177
	65	63	6.4	141.2	0.171	0.177
	66	64	6.4	127	0.218	0.256
	67	63	5.1	146.8	0.126	0.127
	75	65	6.4	137.2	0.192	0.201
	73	70	5.1	140.6	0.179	0.185
	65	69	5.1	154.2	0.144	0.154
	50	68	4	156.2	0.101	0.104
	62	68	4	156.8	0.101	0.103
	62	72	5.1	149.8	0.167	0.173
	69	78	5.1	160.4	0.190	0.216
	69	65	5.1	175.4	0.094	0.098
	77	65	6.4	182.8	0.108	0.105
	65	65	5.1	185.2	0.084	0.080
	62	65	5.1	185.8	0.084	0.079
	71	70	6.4	178	0.140	0.146
	70	65	6.4	151.2	0.158	0.165
	70	70	8	149.2	0.249	0.262
	77	70	6.4	158.8	0.176	0.184
	77	70	6.4	131.8	0.255	0.267
	70	70	6	151.2	0.182	0.203
	77	67	5.1	148.8	0.138	0.143
	74	67	6.4	147.4	0.177	0.174
	70	65	5.1	151.2	0.126	0.120
73	65	5.1	150.6	0.127	0.121	

Çizelge 5.4: Normal Erkek PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri (Devam)

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
KS	68	70	8	158.6	0.099	0.105
	73	73	8	157.6	0.109	0.119
	65	73	8	159.2	0.107	0.117
	65	73	8	159.2	0.107	0.117
	58	66	8	160.6	0.077	0.078
	55	73	8	177.2	0.086	0.094
	70	70	8	158.2	0.099	0.105
	73	73	12.5	157.6	0.170	0.158
	70	72	8	158.2	0.105	0.119
CR	73	66	8	157.6	0.080	0.081
	76	64	24	138	0.327	0.313
	80	66	24	135.2	0.362	0.358
	70	61.2	20	136.2	0.256	0.234
	76	64	24	135	0.341	0.327
	73	61.2	32	134.6	0.419	0.387
	80	59	32	128.2	0.429	0.384
	70	61.2	24	130.2	0.336	0.309
DR2	64	64	24	137.4	0.330	0.315
	78	80	20	127.6	0.766	0.755
	77	80	20	127.8	0.764	0.753
	68	80	20	129.6	0.743	0.732
	69	80	20	129.4	0.745	0.734
	76	80	20	128	0.761	0.750
	85	80	20	126.2	0.783	0.772
	75	80	20	128.2	0.759	0.748
	73	80	20	128.6	0.754	0.743
	65	80	20	130.2	0.736	0.725
	80	80	20	127.2	0.771	0.760
	72	80	20	128.8	0.752	0.741
	69	80	20	129.4	0.745	0.734
	85	80	20	126.2	0.783	0.772
	75	80	20	128.2	0.759	0.748
	73	80	20	128.6	0.754	0.743
	71	80	20	129	0.750	0.739
	82	80	20	126.8	0.776	0.764
	77	80	20	127.8	0.764	0.753
	86	80	20	126	0.786	0.774
70	80	20	129.2	0.747	0.736	
77	80	20	127.8	0.764	0.753	
74	80	20	128.4	0.757	0.746	
83	80	20	126.6	0.778	0.767	
73	80	20	128.6	0.754	0.743	

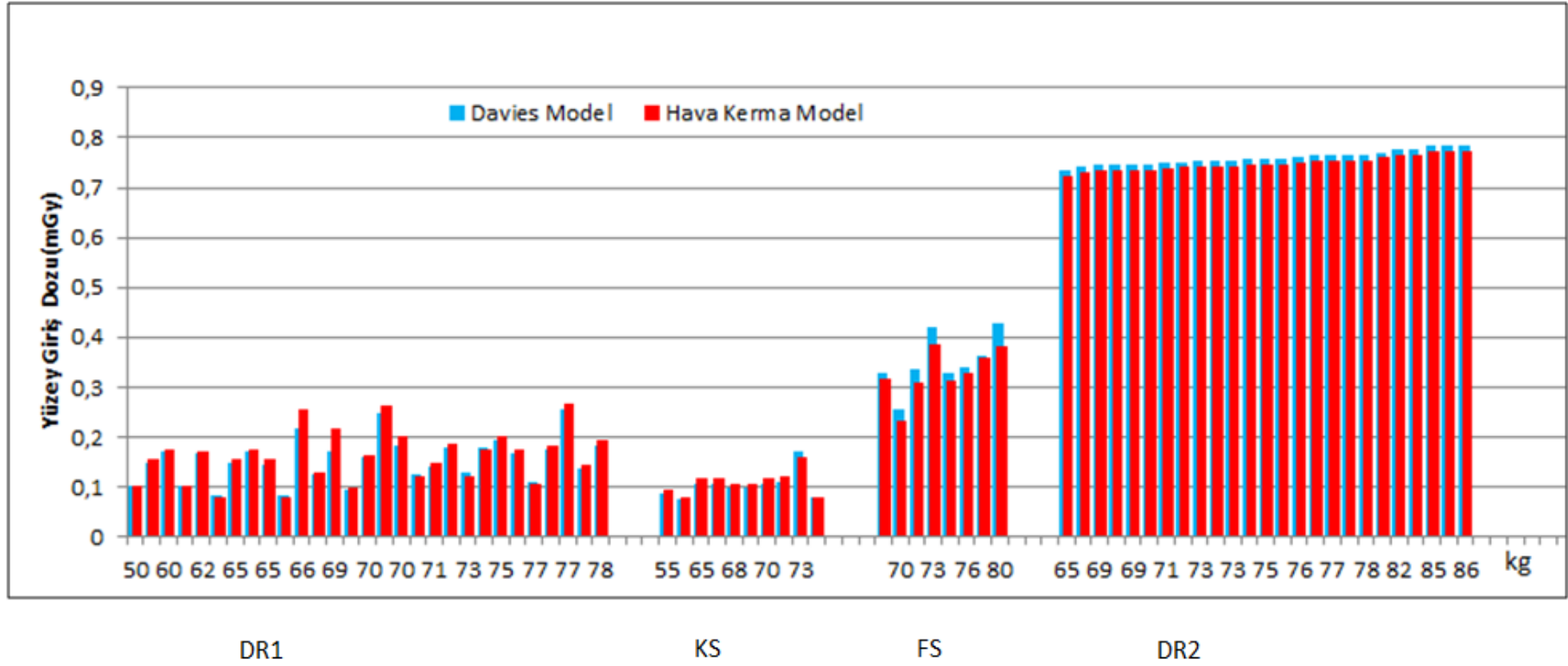
Çizelge 5.5: Normal Erkek LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	69	80	12.8	175.4	0.384	0.412
	77	83	12.8	152.8	0.544	0.584
	65	85	12.8	155.2	0.553	0.593
	62	77	12.8	155.8	0.442	0.473
	71	80	16	148	0.674	0.725
	70	75	25	151.2	0.869	0.957
	70	80	16	149.2	0.663	0.713
	77	78	20	158.8	0.682	0.733
	77	70	12.8	131.8	0.510	0.542
	70	70	12	151.2	0.364	0.412
	77	75	10	148.8	0.359	0.386
	74	73	10	147.4	0.347	0.372
	70	73	10	151.2	0.329	0.353
	73	73	10	150.6	0.332	0.356
KS	68	75	16	158.6	0.227	0.248
	73	82	16	157.6	0.281	0.330
	65	83	16	159.2	0.282	0.323
	65	81	16	159.2	0.268	0.323
	58	85	16	160.6	0.290	0.301
	55	81	12.5	177.2	0.169	0.202
	70	75	20	158.2	0.285	0.306
	73	83	20	157.6	0.390	0.450
	70	83	20	158.2	0.395	0.463
	73	73	20	157.6	0.272	0.308
CR	76	90	64	138	1.868	1.559
	80	88	50	135.2	1.250	1.177
	70	84	50	136.2	1.305	1.094
	76	84	50	135	1.329	1.114
	73	69	50	135.6	0.889	0.922
	80	82	50	128.2	1.404	1.107
	70	82	64	130.2	1.500	1.356
	64	82	50	137.4	1.222	0.963

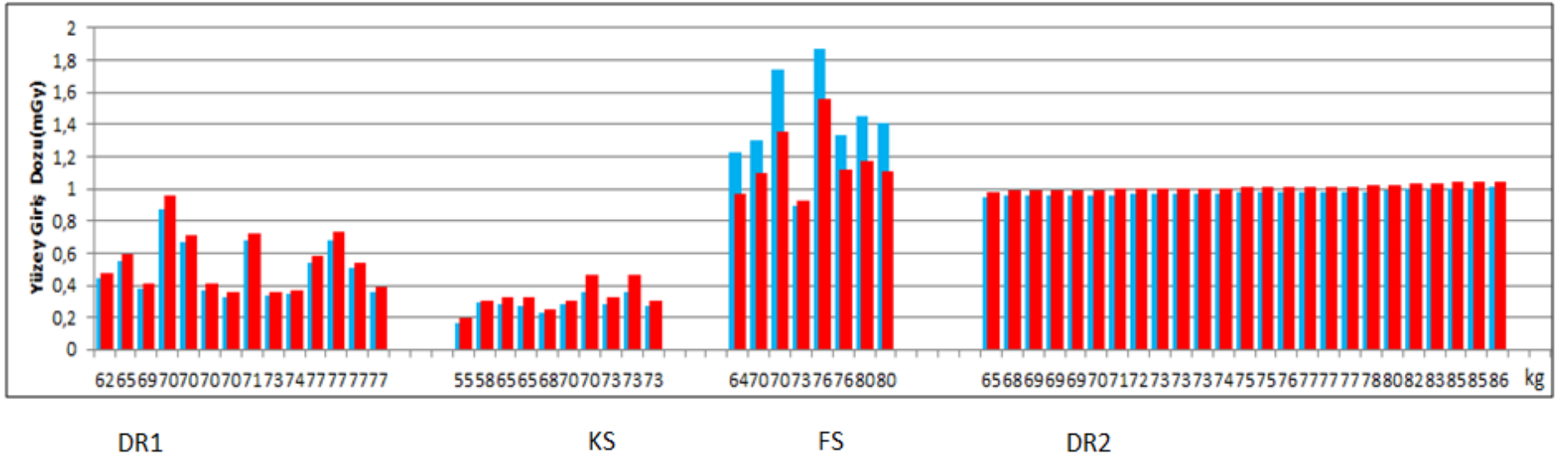
Çizelge 5.5: Normal Erkek LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri (Devam)

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR2	78	100	16	127.6	0.984	1.018
	77	100	16	127.8	0.981	1.015
	68	100	16	129.6	0.954	0.987
	69	100	16	129.4	0.957	0.990
	76	100	16	128	0.978	1.012
	85	100	16	126.2	1.006	1.041
	75	100	16	128.2	0.975	1.009
	73	100	16	128.6	0.969	1.002
	65	100	16	130.2	0.945	0.978
	80	100	16	127.2	0.990	1.024
	72	100	16	128.8	0.966	0.999
	69	100	16	129.4	0.957	0.990
	69	100	16	129.4	0.957	0.990
	85	100	16	126.2	1.006	1.041
	75	100	16	128.2	0.975	1.009
	73	100	16	128.6	0.969	1.002
	71	100	16	129	0.963	0.996
	82	100	16	126.8	0.996	1.031
	77	100	16	127.8	0.981	1.015
	86	100	16	126	1.009	1.044
	70	100	16	129.2	0.960	0.993
	77	100	16	127.8	0.981	1.015
	74	100	16	128.4	0.972	1.005
83	100	16	126.6	0.999	1.034	
73	100	16	128.6	0.969	1.002	

Normal erkek hasta akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda Davies Model ve Hava Kerma ile elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinin farklı cihaz türlerine göre dağılımı sırasıyla Şekil 5.3 ve 5.4'de verilmektedir.



Şekil 5.3: Normal Erkek PA Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı



Şekil 5.4: Normal Erkek LAT Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı

Şekil 5.3 ve 5.4'den de anlaşılacağı üzere çalışılan cihazlar için en düşükten en yükseğe doğru yüzey giriş dozu sıralaması KS, DR1, CR ve DR2 dir.DR1'de PA projeksiyonda elde edilen doz değerleri genel olarak dalgalanma göstermekte olup ortalama doz değeri 0.15 mGy'dir. Elde edilen dozların, hasta ağırlığı ile artış göstermemesinin nedeni, düşük kVp ve mAs değerlerinde çalışılması, görüntünün renk ayarı üzerinden düzenlenmesidir. PA projeksiyonda yüksek doz değerlerinin genel sebebi ise tüp hasta mesafesinin yakın tutulmasıdır. LAT projeksiyonda doz değerleri 0.35-0.4 mGy arasında seyrederken 6 hastada değerler ortalamanın üzerinde çıkmıştır. Bu hastalardan ikisi kilosuna göre daha yüksek kVp değerlerinde ışınlanmıştır. Diğer dördünün ise mAs değerleri oldukça yüksektir.

CR cihazı, yüksek dozların elde edildiği ikinci cihazdır. Yüksek doz değerlerinin nedeni mAs değerinin daha yüksek olmasıdır. CR'da dikkat çeken bir diğer nokta ise Davies model ile bulunan yüzey giriş dozunun hava kerma ile bulunan değerden daha yüksek sonuçlar vermesidir. Davies modelde 80 kVp ve 20 mAs'daki tüp çıkış değeri bulunmuş ve 20 mAs'a bölünerek mAs başına doz elde edilmiştir. CR'da rutin çekimde kullanılan mAs değerlerinin yüksek olması Davies model ile bulunan doz sonucunun diğerine göre yüksek çıkmasına neden olmaktadır.

DR2 cihazı normal erkek ölçümlerinde de en yüksek dozların elde edildiği ve dalgalanmanın en az olduğu cihaz türüdür. LAT ve PA projeksiyonları ile bulunan sonuçlar birbirine oldukça yakındır. Bunun nedeni, hasta kalınlığı ayırımı yapılmaksızın sabit kVp ve mAs değerlerinin kullanılmasıdır.

Normal erkek hastalar için Davies model ve hava kerma hesabı ile elde edilen yüzey giriş dozları arasındaki ortalama mutlak fark, PA ve LAT projeksiyon için sırasıyla % 4 ve % 4.5 olup iki yöntemle elde edilen sonuçların uyumlu olduğu görülmektedir.

5.1.3 Şişman Kadın Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Şişman kadın hastaların akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda dört farklı cihazla elde edilen yüzey giriş dozu değerleri sırasıyla Çizelge 5.6 ve 5.7'de verilmektedir.

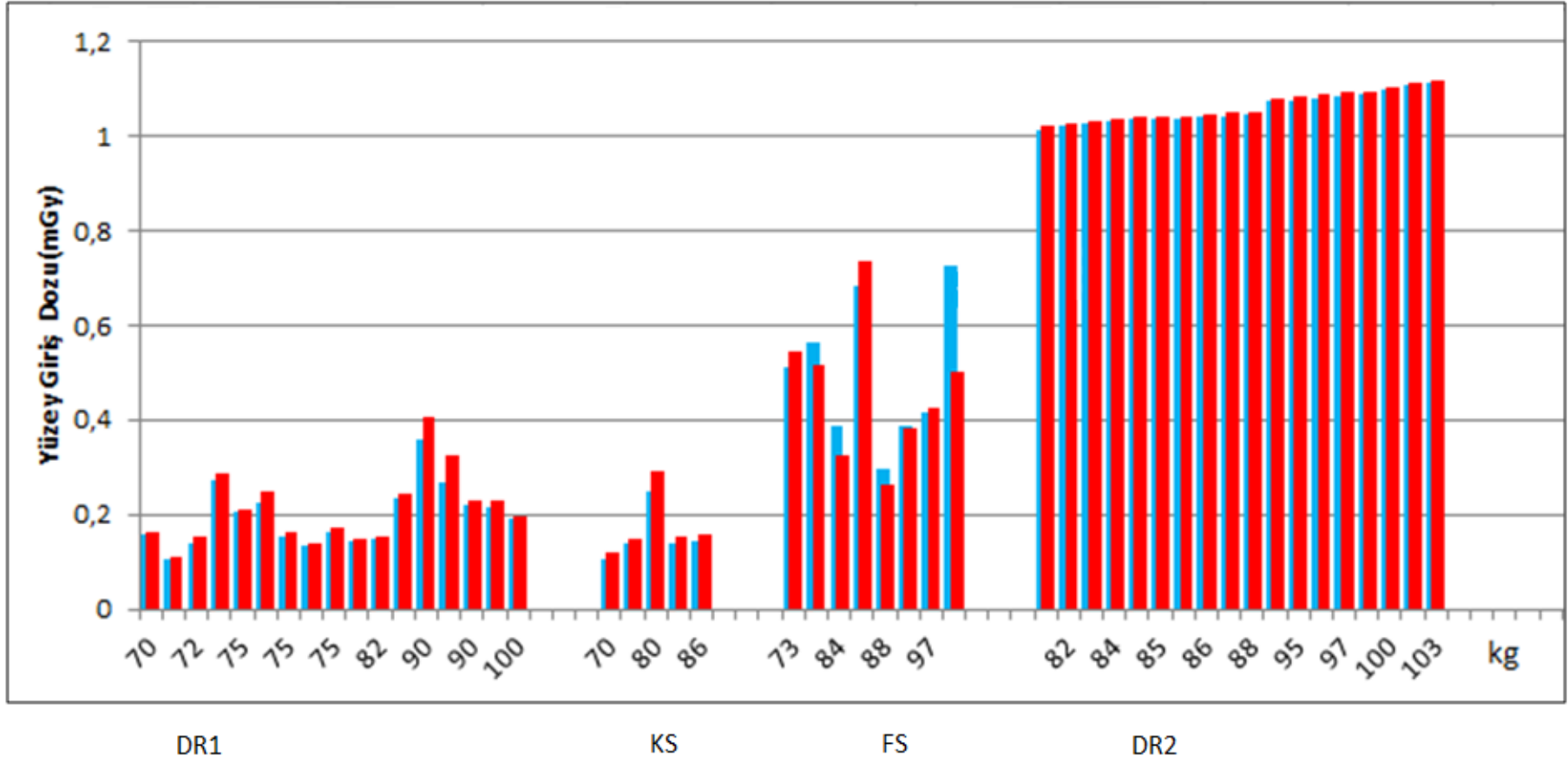
Çizelge 5.6: Şişman Kadın PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD(cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	74	70	8	142.8	0.272	0.286
	90	70	10	138.8	0.359	0.408
	90	68	8	135.8	0.268	0.324
	90	68	6.4	134.8	0.218	0.227
	100	66	6.4	139.3	0.192	0.195
	75	70	6.4	147.55	0.204	0.213
	95	75	5.1	137.55	0.214	0.227
	70	72	5.1	153.8	0.158	0.164
	85	70	8	154.05	0.233	0.246
	82	72	5.1	158.8	0.148	0.154
	70	65	6.4	185.8	0.105	0.109
	75	76	6.4	183.55	0.155	0.164
	75	70	6.4	183.55	0.132	0.137
	72	72	6.4	184.3	0.138	0.154
	75	75	6.4	177.55	0.161	0.171
80	70	6.4	176.3	0.143	0.149	
KS	75	73	10	157.55	0.136	0.150
	86	73	10	154.8	0.141	0.156
	80	77	16	156.3	0.247	0.289
	80	73	10	156.3	0.138	0.153
	70	73	8	158.8	0.107	0.118
CR	94	66	24	130.8	0.387	0.382
	88	64	20	132.3	0.296	0.265
	97	68	24	130.05	0.415	0.425
	85	69	40	133.05	0.681	0.734
	74	64	40	135.8	0.562	0.515
	73	68	32	135.05	0.513	0.545
	100	66	40	123.3	0.725	0.600
	84	55.7	32	127.3	0.388	0.327
DR2	94	75	30	123.8	1.066	1.079
	88	75	30	125.3	1.040	1.053
	85	75	30	126.05	1.028	1.040
	103	75	30	121.55	1.105	1.119
	85	75	30	126.05	1.028	1.040
	86	75	30	125.8	1.032	1.045
	87	75	30	125.55	1.036	1.049
	80	75	30	127.3	1.008	1.020
	98	75	30	122.8	1.083	1.096
	96	75	30	123.3	1.074	1.087
	102	75	30	121.8	1.101	1.114
	100	75	30	122.3	1.092	1.105
	95	75	30	123.55	1.070	1.083
83	75	30	126.55	1.020	1.032	

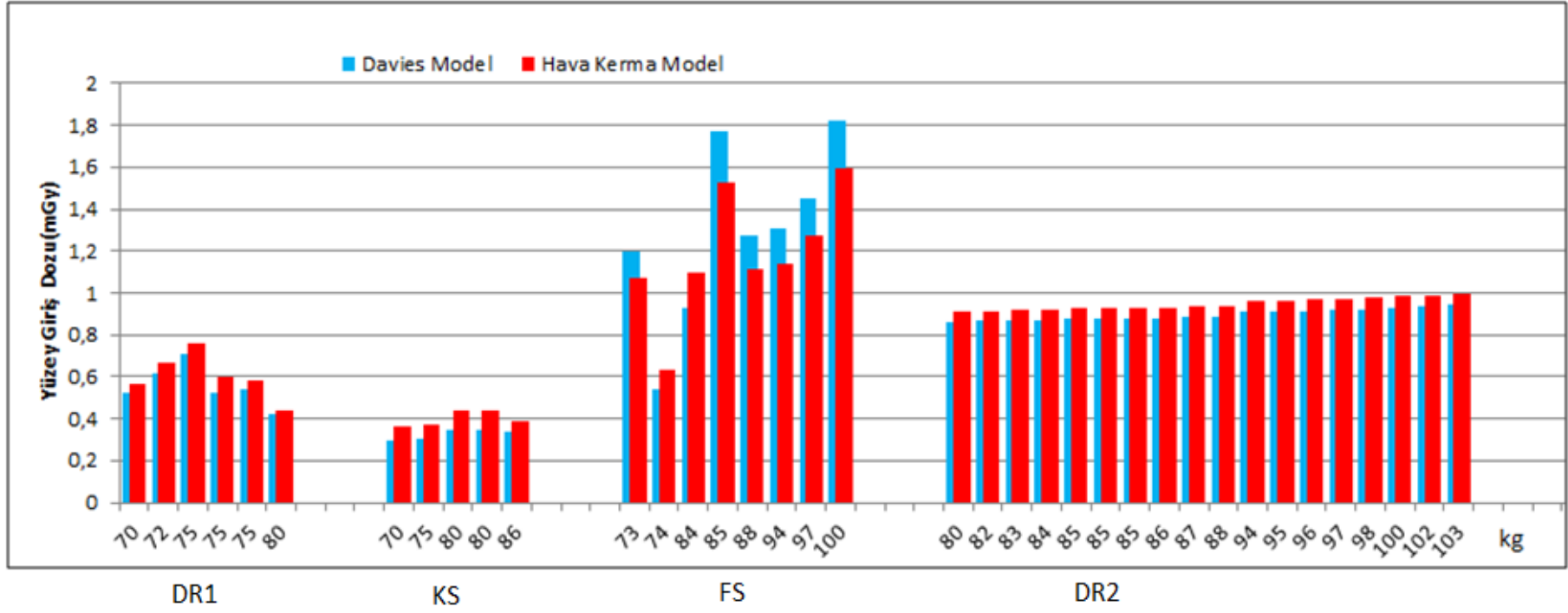
Çizelge 5.7: Şişman Kadın LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	70	83	12.8	155.8	0.524	0.562
	75	85	16	153.55	0.707	0.760
	75	82	12.8	153.55	0.526	0.600
	72	80	16	154.3	0.620	0.667
	75	80	12.8	147.55	0.542	0.582
	80	84	12.8	176.3	0.419	0.439
KS	75	85	16	157.55	0.302	0.372
	86	88	16	154.8	0.335	0.385
	80	90	16	156.3	0.378	0.439
	80	90	16	156.3	0.378	0.439
	70	85	16	158.8	0.299	0.366
CR	94	84	50	130.8	1.305	1.143
	88	84	50	132.3	1.276	1.117
	97	88	50	130.05	1.449	1.272
	85	88	64	133.05	1.772	1.526
	74	70	32	135.8	0.538	0.631
	73	83	50	135.05	1.195	1.072
	100	86	64	128.3	1.820	1.593
	84	69	50	127.3	0.930	1.094
DR2	94	105	12.6	123.8	0.907	0.959
	88	105	12.6	125.3	0.886	0.937
	97	105	12.6	123.05	0.918	0.971
	85	105	12.6	126.05	0.875	0.925
	103	105	12.6	121.55	0.941	0.995
	84	105	12.6	126.3	0.872	0.922
	85	105	12.6	126.05	0.875	0.925
	86	105	12.6	125.8	0.879	0.929
	87	105	12.6	125.55	0.882	0.933
	80	105	12.6	127.3	0.858	0.907
	98	105	12.6	122.8	0.922	0.975
	96	105	12.6	123.3	0.915	0.967
	102	105	12.6	121.8	0.937	0.991
	100	105	12.6	122.3	0.930	0.983
	95	105	12.6	123.55	0.911	0.963
	85	105	12.6	126.05	0.875	0.925
82	105	12.6	126.8	0.865	0.915	
83	105	12.6	126.55	0.868	0.918	

Şişman kadın hasta akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda Davies Model ve Hava Kerma ile elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinin farklı cihaz türlerine göre dağılımı sırasıyla Şekil 5.5 ve 5.6'da verilmektedir



Şekil 5.5: Şişman Kadın PA Projeksiyonu için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı



Şekil 5.6: Şişman Kadın LAT Projeksiyon için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen YüzeY Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı

Şekil 5.5 ve 5.6'dan da anlaşılacağı üzere çalışılan cihazlar için en düşükten en yükseğe doğru yüzey giriş dozu sıralaması PA projeksiyon için KS, DR1, CR, DR2 ve LAT projeksiyon için KS, DR1, DR2, CR'dir.

En düşük doz yine KS'de çıkmıştır. PA projeksiyonda bir hasta değeri için beklenmedik bir yükselme dikkat çekmektedir. Bunun nedeni kVp ve mAs değerlerinde değişiklik yapılmış olmasıdır. Şöyleki aynı kilodaki başka bir hastaya 73 kVp ve 10 mAs ışınlama değerleri uygulanırken bu hastaya 77 kVp ve 16 mAs değerleri uygulanmıştır.

DR1 PA projeksiyon sonuçları dalgalanma göstermektedir. PA'da başlangıçtaki yüksek dozun değeri tüp ile hasta mesafesinin yakın olmasıdır. En yüksek doz değeri 90 kg hasta ağırlığı için elde edilmiştir. 100 kg bir hastaya normalden daha düşük doz verip görüntü üzerinde değişiklik yapılması ile normal dozları verip herhangi bir değişikliğe gidilmeyen dozlar kıyaslandığı için normal değerler yüksek gibi kalmaktadır. DR1 LAT projeksiyonda normal aralıktadır, yüksek görülen dozların mAs değerleri diğerine göre 34 mAs daha fazladır.

CR LAT'da en yüksek dozun elde edildiği cihaz olmuştur. Hem LAT hem de PA projeksiyonda dalgalanmalar görülmektedir. PA'da en yüksek iki doz 85 kg ve 100 kg iki hastada elde edilmiştir. Bu iki hastaya verilen mAs değerleri aynı iken 100 kg hastaya daha az kVp değeri verilmiştir. Bununla birlikte Davies modelden bulunan yüzey giriş dozu daha yüksek çıkmıştır. Diğer hastada her iki yüzey giriş dozu uyum içerisinde. LAT projeksiyonda kVp ve mAs değerleri genel olarak yüksek tutulduğu için sonuçlar yüksek çıkmıştır.

DR2 cihazı için PA projeksiyonda en yüksek doz değerleri elde edilirken LAT projeksiyonda ikinci sıradadır. Dozlar orantılı artmaktadır, herhangi bir dalgalanma yoktur, ancak genel olarak yüksektir. Burada dikkat çeken nokta beklenenin aksine, PA dozlarının LAT dozlarından yüksek çıkmasıdır. Nedenine gelince Davies modelde kVp karesi alınarak 80^2 bölünmekte ancak mAs ile direkt çarpılmaktadır. PA ışınlama değerleri 75 kVp ve 30 mAs, LAT ışınlama değeri 105 kVp 12.6 mAs için mAs farkından dolayı sonuç yüksek çıkmaktadır. Hava kerma modelde ise PA şartlarındaki hava kerma daha yüksek olduğu için sonuçların yüksek çıkmaktadır. Davies model ve hava kerma hesabı ile elde edilen yüzey giriş dozları arasındaki ortalama mutlak fark, PA ve LAT projeksiyon için sırasıyla % 6 ve % 7 dir.

5.1.4 Şişman Erkek Hastalar İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Şişman erkek hastaların akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda dört farklı cihazla elde edilen yüzey giriş dozu değerleri sırasıyla Çizelge 5.8 ve 5.9'da verilmektedir.

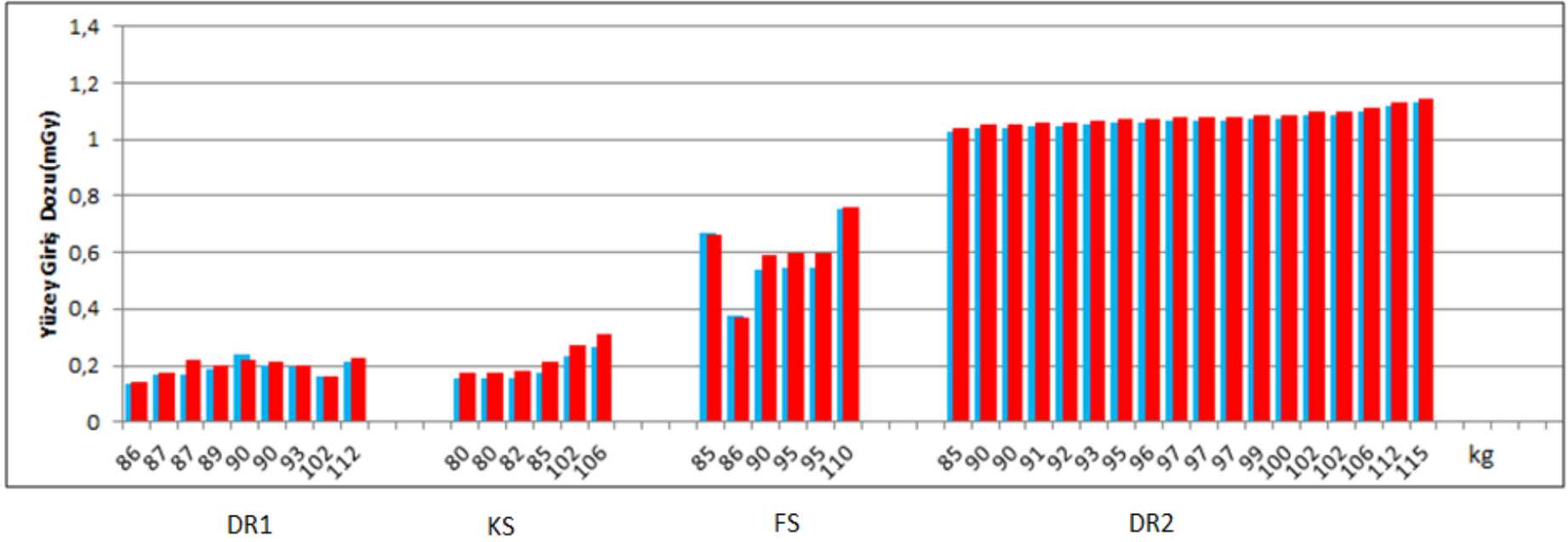
Çizelge 5.4: Şişman Erkek PA Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	90	67	6.4	127.2	0.238	0.220
	87	73	5.1	152.8	0.165	0.173
	102	71	6.4	168.8	0.160	0.162
	86	70	6.4	181	0.135	0.141
	90	76	8	179.2	0.203	0.216
	87	77	6.4	177.8	0.170	0.219
	112	84	6.4	175.8	0.211	0.223
	93	80	6.4	175.6	0.191	0.203
	89	75	6.4	164.4	0.188	0.199
KS	106	77	16	151	0.264	0.310
	102	81	12.5	151.8	0.231	0.275
	82	77	10	155.8	0.155	0.178
	80	77	10	156.2	0.154	0.177
	85	81	10	155.2	0.177	0.212
	80	77	10	156.2	0.154	0.177
CR	95	68	32	131.2	0.544	0.601
	95	68	32	131.2	0.544	0.601
	85	68	40	132.2	0.670	0.665
	86	66	24	133	0.374	0.370
	90	68	32	132.2	0.536	0.592
	110	70	40	128.2	0.755	0.761
DR2	90	75	30	125.2	1.042	1.055
	97	75	30	123.8	1.066	1.079
	102	75	30	122.8	1.083	1.096
	96	75	30	124	1.062	1.075
	90	75	30	125.2	1.042	1.055
	97	75	30	123.8	1.066	1.079
	112	75	30	120.8	1.119	1.133
	93	75	30	124.6	1.052	1.065
	91	75	30	125	1.045	1.058
	106	75	30	122	1.097	1.111
	102	75	30	122.8	1.083	1.096
	92	75	30	124.8	1.049	1.061
	95	75	30	124.2	1.059	1.072

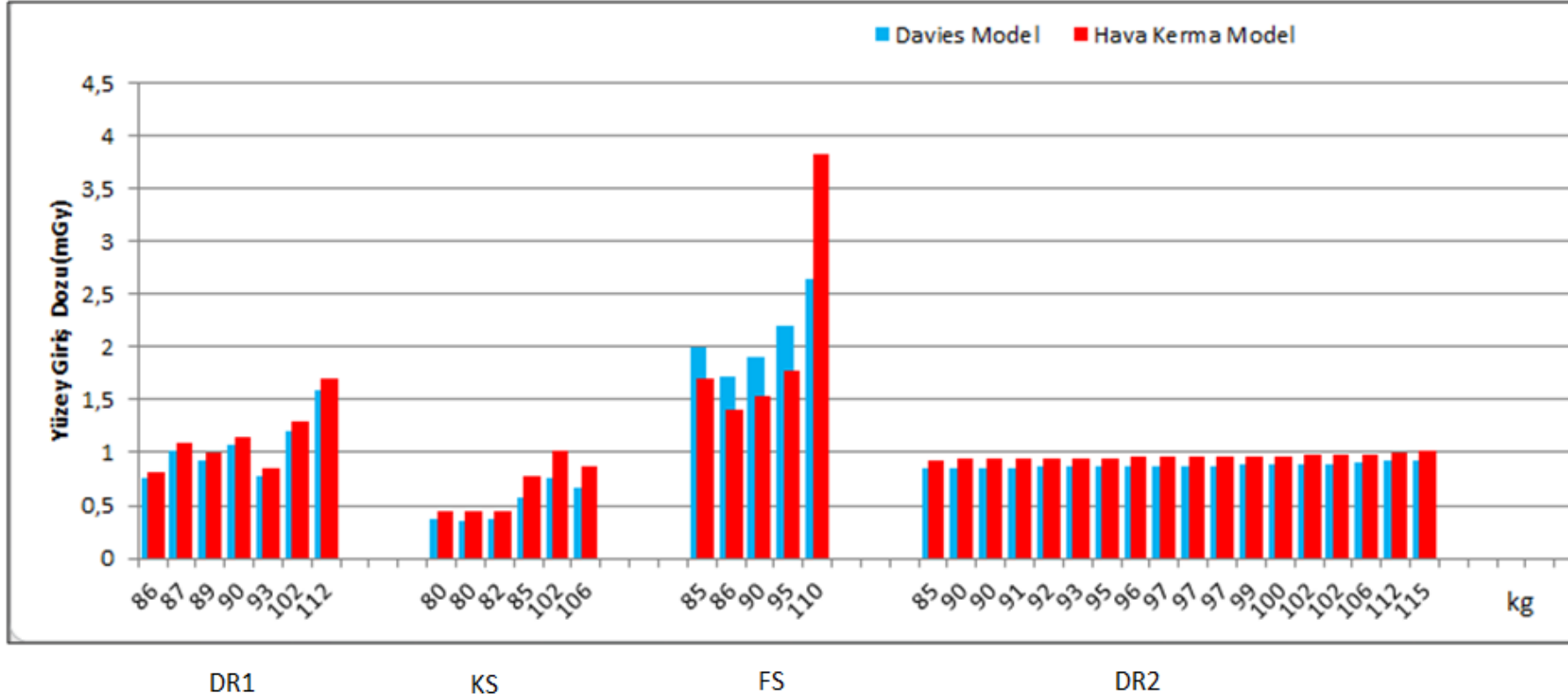
Çizelge 5.9: Şişman Erkek LAT Projeksiyonu İçin Yüzey Giriş Dozu Değerleri

Cihaz Türü	Hasta Ağırlığı (kg)	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)	
					Davies Model	Hava Kerma
DR1	102	83	20	128.8	1.197	1.291
	86	86	16	149	0.768	0.807
	90	90	20	149.2	1.068	1.150
	87	88	20	147.8	1.022	1.102
	112	95	25.6	145.8	1.594	1.710
	93	85	16	145.6	0.786	0.845
	89	85	16	134.4	0.922	0.992
KS	106	96	25	151	0.659	0.865
	102	102	25	151.8	0.756	1.013
	82	92	16	155.8	0.364	0.441
	80	92	16	156.2	0.362	0.439
	85	102	20	155.2	0.579	0.772
	80	90	16	156.2	0.347	0.439
CR	95	84	84	131.2	2.203	1.783
	85	90	90	132.2	1.993	1.702
	86	84	84	133	1.715	1.414
	90	88	88	132.2	1.905	1.545
	110	90	90	128.2	2.649	3.824
DR2	90	105	12.6	125.2	0.858	0.938
	97	105	12.6	123.8	0.877	0.959
	102	105	12.6	122.8	0.891	0.975
	96	105	12.6	124	0.874	0.956
	90	105	12.6	125.2	0.858	0.938
	97	105	12.6	123.8	0.877	0.959
	112	105	12.6	120.8	0.921	1.008
	93	105	12.6	124.6	0.866	0.947
	91	105	12.6	125	0.860	0.941
	106	105	12.6	122	0.903	0.988
	102	105	12.6	122.8	0.891	0.975
	92	105	12.6	124.8	0.863	0.944
	95	105	12.6	124.2	0.872	0.953
	115	105	12.6	120.2	0.930	1.018
	100	105	12.6	123.2	0.886	0.969
	97	105	12.6	123.8	0.877	0.959
99	105	12.6	123.4	0.883	0.966	
85	105	12.6	126.2	0.844	0.923	

Şişman erkek hasta akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda Davies Model ve Hava Kerma ile elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinin farklı cihaz türlerine göre dağılımı sırasıyla Şekil 5.7 ve 5.8'de verilmektedir.



Şekil 5.7: Şişman Erkek PA Projeksiyonu için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı



Şekil 5.8: Şişman Erkek LAT Projeksiyonu için Davies Model ve Hava Kerma ile Elde Edilen YüzeY Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı

Şekil 5.7 ve 5.8'den anlaşılacağı üzere şişman erkek PA projeksiyonda en düşükten en yükseğe doğru yüzey giriş dozu sıralaması DR1, KS, CR ve DR2 iken LAT sıralaması ise KS, DR2, DR1 ve CR'dir.

KS cihazda, PA ve LAT projeksiyonları için elde edilen doz değerleri düzenli olarak artmış ve çok az dalgalanma göstermiştir.

DR1, PA projeksiyon için elde edilen değerler çok fazla dalgalanma göstermeyip normal seyretmektedir. En yüksek değer 90 kg bir hastaya ait olup tüp hasta mesafesi yakın olduğu için sonuç yüksek çıkmıştır. LAT değerleri de benzer şekilde çok fazla dalgalanma göstermemiştir. 93 kg ağırlığındaki bir hastanın değerleri diğer hastalara kıyasla daha düşük kVp ve mAs uygulandığı için daha düşüktür. En yüksek değer ise 112 kg ağırlığındaki hastaya aittir.

CR'de başlangıçtaki yüksek değer hastanın kilosuna kıyasla yüksek mAs verilmesinden ikinci sıradaki düşük değer ise hastaların kiloları ve kVp değerleri nerdeyse aynı olmasına rağmen daha düşük mAs uygulanmasından kaynaklanmaktadır. LAT projeksiyonda dikkat çeken sonuç, son hastanın hava kerma değerinin Davies Model ile elde edilen değerden oldukça yüksek olmasıdır. Bahsi geçen hasta 110 kg olup 90 kVp ve 80 mAs değerlerinde ışınlanmıştır. Bu ışınlama şartlarındaki hava kerma değeri oldukça yüksek olduğu için hava kerma dan hesaplanan yüzey giriş dozu da yüksek çıkmıştır.

DR2 her hasta tipinde olduğu gibi yine kararlı bir sonuç çizmektedir. LAT projeksiyon için elde edilen doz değerlerinin PA projeksiyondan düşük olma nedeni şişman kadın sonuçlarıyla aynı şekilde açıklanabilir.

Şişman erkek hastalar için, Davies model ve hava kerma hesabı ile elde edilen yüzey giriş dozları arasındaki ortalama mutlak fark, PA ve LAT projeksiyon için sırasıyla % 7 ve % 10 olarak bulunmuş olup iki yöntemle elde edilen sonuçların uyumlu olduğu söylenebilir.

5.2 Fantom Deney Sonuçları

Tezin ikinci bölümünde, ilk bölümde incelenen hasta kalınlık değerlerine yakın derinliğe sahip gövde fantomları tasarlanmıştır (Bölüm 4.6.1). Fantomların içi suyla doldurulmuş ve X-ışını tüpüne bakan yüzeylerine Epsilon Landauer Nanodot OSLD yerleştirilmiştir. Çalışmanın bu bölümünde, biri konvansiyonel ve ikisi dijital radyografi olmak üzere toplam üç farklı radyografi sisteminde çalışılmıştır.

Fantom deneylerimiz, hasta çekimlerinin izlendiği aynı hastane ve cihazlarda gerçekleştirilmiştir. Fantom çalışmalarında X-ışını tüpü ile fantom yüzeyi mesafesi (FSD) 78 cm -130 cm arasında değişmektedir.

İlk bölümde çalışılan cihazlardan bilgisayarlı radyografi cihazı, hastane tarafından kullanımdan kaldırıldığı için fantom çalışmalarında bu cihaz yer almamıştır.

Çizelge 5.5 Farklı Hasta Gruplarını Temsil Eden Fantomlardan PA Projeksiyon İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Sonuçları

Cihaz Türü	Hasta Grubu	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)
KS	N.K	72	9	121.5	0.225 ± 0.021
	N.E	70	8	78	0.489 ± 0.09
	Ş.K	73	10	121	0.227 ± 0.015
	Ş.E	78	12	115.5	0.335 ± 0.001
DR1	N.K	67	6.4	120.5	0.313 ± 0.02
	N.E	67	6.4	118	0.319 ± 0.011
	Ş.K	71	6.4	117	0.351 ± 0.024
	Ş.E	75	6.4	115.5	0.339 ± 0.012
DR2	N.K	80	20	130.5	0.962 ± 0.035
	N.E	80	20	128	1.003 ± 0.008
	Ş.K	75	32	126	1.248 ± 0.011
	Ş.E	75	32	124.5	1.232 ± 0.021

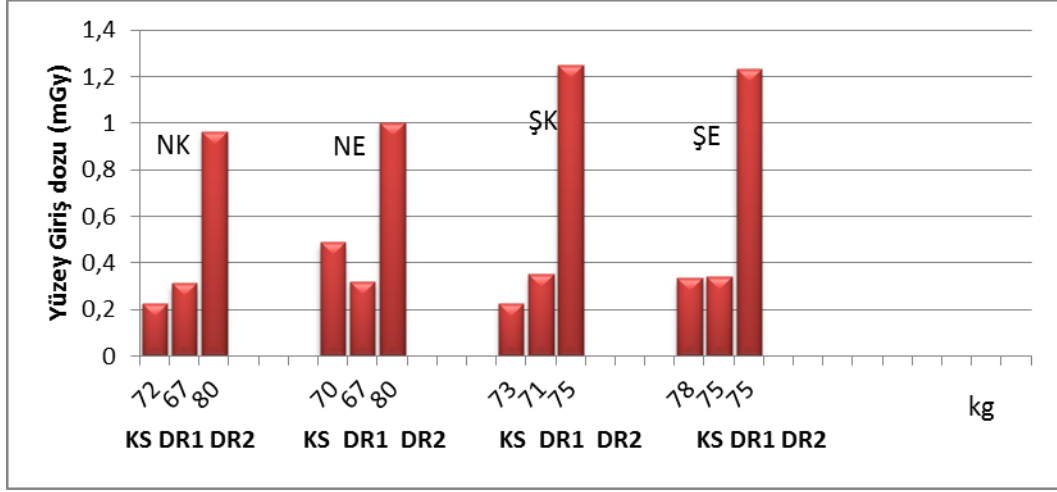
Deneyleerde, farklı hasta gruplarını temsil eden fantomların PA ve LAT projeksiyonlar için yüzey giriş dozları, toplam 24 adet OSLD kullanılarak belirlenmiştir. Nanodot OSLD'ler Epsilon Landauer Firması'ndan temin edilmiş ve kalibrasyon işlemleri firma tarafından yapılmıştır. Yüzeylerine OSLD yerleştirilen fantomlar, hastaların ışınlandığı kVp ve mAs değerlerinde ışınlanmıştır. OSLD'lerin değerlendirmeleri Epsilon Landauer firması tarafından yapılmıştır.

Fantomların yüzeylerine yerleştirilen OSLD değerlerinden PA ve LAT projeksiyon için elde edilen yüzey giriş dozu sonuçları Çizelge 5.10 ve 5.11'de verilmektedir.

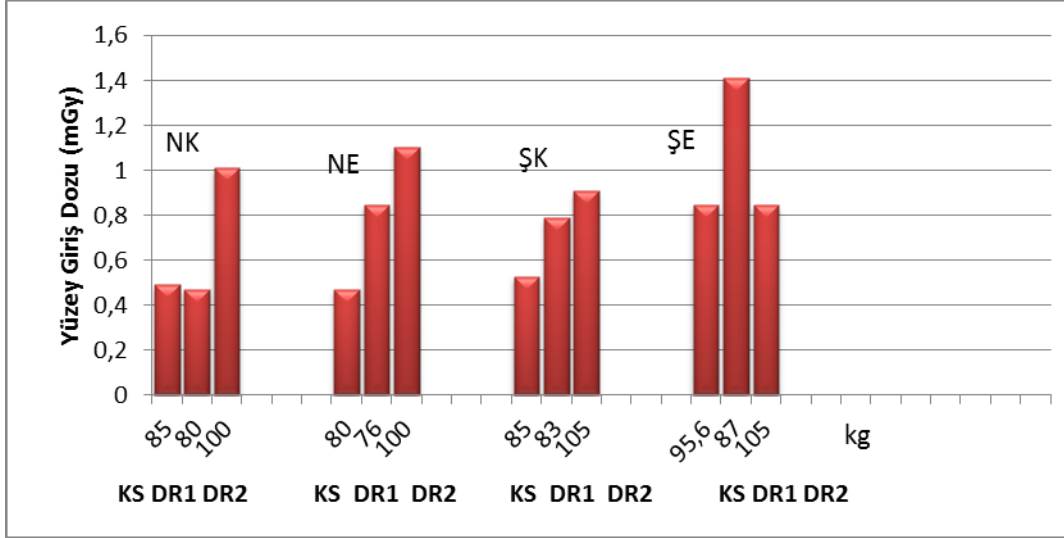
Çizelge 5.6 :Farklı Hasta Gruplarını Temsil Eden Fantomlardan LAT Projeksiyon İçin Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Sonuçları

Cihaz Türü	Hasta Grubu	kVp	mAs	FSD (cm)	Yüzey Giriş Dozu (mGy)
KS	N.K	85	12.5	123.5	0.492 ± 0.010
	N.E	80	16	121	0.471 ± 0.014
	Ş.K	85	16	119	0.527 ± 0.011
	Ş.E	95.6	20	117.5	0.845 ± 0.018
DR1	N.K	80	12.6	123.5	0.743 ± 0.031
	N.E	76	12.6	121	0.849 ± 0.023
	Ş.K	83	12.6	119	0.789 ± 0.034
	Ş.E	87	20	117.5	1.413 ± 0.027
DR2	N.K	100	16	130.5	1.012 ± 0.024
	N.E	100	16	128	1.103 ± 0.016
	Ş.K	105	12.6	126	0.911 ± 0.036
	Ş.E	105	12.6	124.5	0.847 ± 0.039

Çizelge 5.10 ve 5.11'den faydalanılarak PA ve LAT projeksiyonundaki bütün fantom tiplerinin farklı cihazlara göre dağılımı sırasıyla Şekil 5.9 ve Şekil 5.10'da grafik şeklinde gösterilmiştir.



Şekil 5.9: OSLD Sonuçlarından Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin PA Projeksiyonunda Fantom Tipleri ve Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı



Şekil 5.10: OSLD Sonuçlarından Elde Edilen Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin LAT Projeksiyonunda Hasta Tipleri ve Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı

Şekil 5.9 ve 5.10 incelendiğinde, normal kadın PA projeksiyonda en düşük yüzey giriş dozunun KS en yüksek değerine ise DR2 cihazında elde edildiği görülmektedir.

KS, ikinci yüksek kVp ve mAs değerlerine sahip olmasına rağmen PA ve LAT projeksiyonlarında en düşük doza sahiptir. Bunun muhtemel sebebi filtrasyonunun çok iyi olmasıdır. Çünkü KS'de, 72 kVp'deki HVL değeri 3.8; 85 kVp'deki HVL ise 4.35 mm Al'dur. Hava kerma tüp çıkış değeri DR1'den daha düşüktür. Normal kadın PA projeksiyonda, DR1, ikinci yüksek yüzey giriş dozu sonucuna sahiptir. Bu sonuç, DR1 cihazının HVL değerinin (67 kVp HVL 2.4; 80 kVp HVL 3.1 mm Al.) ve ışınlama parametrelerinin diğer cihazlardan düşük olması ile açıklanabilir.

Bu grupta, yüzey giriş dozu en yüksek cihaz DR2'dir. HVL değeri diğerlerinden yüksek olmasına rağmen ışınlama parametrelerinin de yüksek olması (PA'da 80 kVp, 20 mAs; LAT'da 100 kVp ve 16 mAs) yüzey giriş dozunu arttırmaktadır. Normal Erkek gövde fantomu için KS'de, LAT projeksiyonda en düşük doz, PA projeksiyonda ise ikinci yüksek doz elde edilmiştir. PA projeksiyonda elde edilen yüksek dozun nedeni, X-ışını tüpü fantom mesafesinin diğer çekimlere göre kısa (78 cm) olmasıdır. Bu nedenle bu grupta PA projeksiyon sonuçları LAT projeksiyon sonuçlarına yakın çıkmıştır. Bu grupta, DR1 cihazı, LAT ve PA projeksiyonda ikinci yüksek doza sahip olan cihazdır. Işınlama şartları PA için 67 kVp ve 6.4 mAs, LAT için 76 kVp ve 12.6 mAs'tır. PA ve LAT projeksiyonlarında elde edilen değerler orantılı artmıştır.

DR2 her iki projeksiyonda da en yüksek doza sahiptir. Üstelik PA ve LAT değerleri de birbirine oldukça yakındır. Cihaz PA projeksiyondada 80 kVp, 20 mAs değerinde çalışırken LAT projeksiyonda 100 kVp, 16 mAs değerinde ışınlama yapmaktadır. Normalde hasta dozunu hasta kalınlığına göre ayarlayan teknisyenlerin eğilimi PA'dan LAT'a geçerken kVp ve mAs değerini orantılı olarak arttırmaktır. Burada kVp'deki artış mAs değerindeki azalışla denge oluşturduğu için iki projeksiyon arasındaki doz farkı beklenildiği kadar yüksek çıkmamıştır.

Şişman kadını temsil eden fantomlarda KS, PA ve LAT projeksiyonlarda en düşük yüzey giriş dozu sonuçlarının bulunduğu cihazdır. Bu durum, daha önce de açıklandığı gibi filtrasyonun diğer sistemlere göre daha iyi olması ile ilgilidir.

Diğer gruplarda olduğu gibi yine en yüksek ikinci yüzey giriş dozunun elde edildiği cihaz DR1 cihazıdır. LAT ve PA projeksiyonlar için doz artışı normal aralıktadır. PA'daki doz değeri 0.351 mGy iken LAT'daki doz değeri 0.789 mGy olmuştur. Artış yaklaşık iki katı şeklindedir. Aynı durum KS içinde geçerlidir, PA ve LAT projeksiyonlar arasındaki doz artışı yaklaşık 2 katı şeklindedir. Şişman kadın fantom grubunda da yine DR2 en yüksek yüzey giriş dozunun elde edildiği cihazdır. İlk bölümde olduğu gibi, şişman hastadaki PA ve LAT projeksiyonların uyumsuzluğu burada da ortaya çıkmıştır. Yani LAT dozunun PA'dan yüksek çıkması beklenirken daha düşük çıkmıştır. Bunu nedeni ışınlama şartlarıdır. PA 75 kVp 30 mAs iken LAT değeri 105 kVp 12.6 mAs'dır. mAs değerinin % 60 civarında azalması hasta dozunu azaltmaktadır. Dolayısıyla hasta dozunu etkileyen asıl parametrenin kVp'den ziyade mAs olduğu sonucuna varılabilir.

Şişman erkeği temsil eden fantomlarda KS'de, PA projeksiyonda DR1'e LAT projeksiyonda ise DR2'ye yakın yüzey giriş dozu değerleri bulunmuştur. PA ışınlama şartları 78 kVp 12 mAs iken LAT ışınlama şartları 96 kVp ve 20 mAs'tır. Dolayısıyla PA ve LAT projeksiyonlar arasındaki doz artışı normaldir. DR1, PA'da normal aralıkta iken LAT' da yaklaşık 3 kat artış göstermiştir. Işınlama esnasında herhangi bir farklı durum olmamasına rağmen doz sonucu beklenenin üstünde çıkmıştır. DR2 PA projeksiyondaki doz değeri 1.232 mGy iken LAT projeksiyondaki doz değeri 0.847 mGy olmuştur. Işınlama şartlarının neden olduğu bu sonuç şişman hastaların tamamında mevcuttur.

5.3 Hasta ve Fantom Yüzey Giriş Dozu Sonuçlarının Karşılaştırılması

Hastalar için hava kerma ve Davies Model kullanılarak bulunan yüzey giriş dozu değerleri ile farklı hasta gruplarını temsil eden fantomların yüzeyine yerleştirilen OSLD ile bulunan sonuçlar, PA ve LAT projeksiyonlar için Çizelge 5.12 ve 5.13'de birarada verilmiştir.

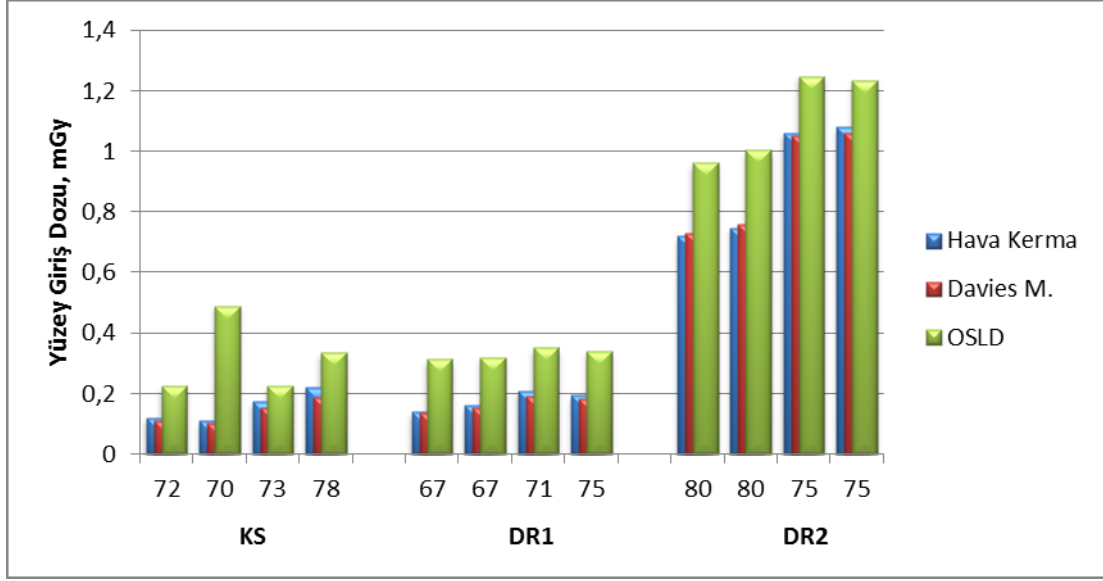
Çizelge 5.7: PA Projeksiyonda Üç Farklı Yöntemle Elde Edilen Yüzey Giriş Dozları

Cihaz Türü	Hasta Grubu	kVp	FSD (cm)		Yüzey giriş dozu (mGy)		
			Hasta	Fantom	Hava Kerma	Davies Model	OSLD
KS	N.K	72	165.5	121.5	0.12	0.11	0.225
	N.E	70	160.4	78	0.109	0.104	0.489
	Ş.K	73	156.7	121	0.173	0.152	0.227
	Ş.E	78	154	115.5	0.221	0.189	0.335
DR1	N.K	67	163	120.5	0.14	0.135	0.313
	N.E	67	153.35	118	0.161	0.154	0.319
	Ş.K	71	158	117	0.21	0.19	0.351
	Ş.E	75	167	115.5	0.195	0.181	0.339
DR2	N.K	80	130.5	130.5	0.72	0.731	0.962
	N.E	80	128	128	0.748	0.76	1.003
	Ş.K	75	124.5	126	1.06	1.05	1.248
	Ş.E	75	123.5	124.5	1.08	1.06	1.232

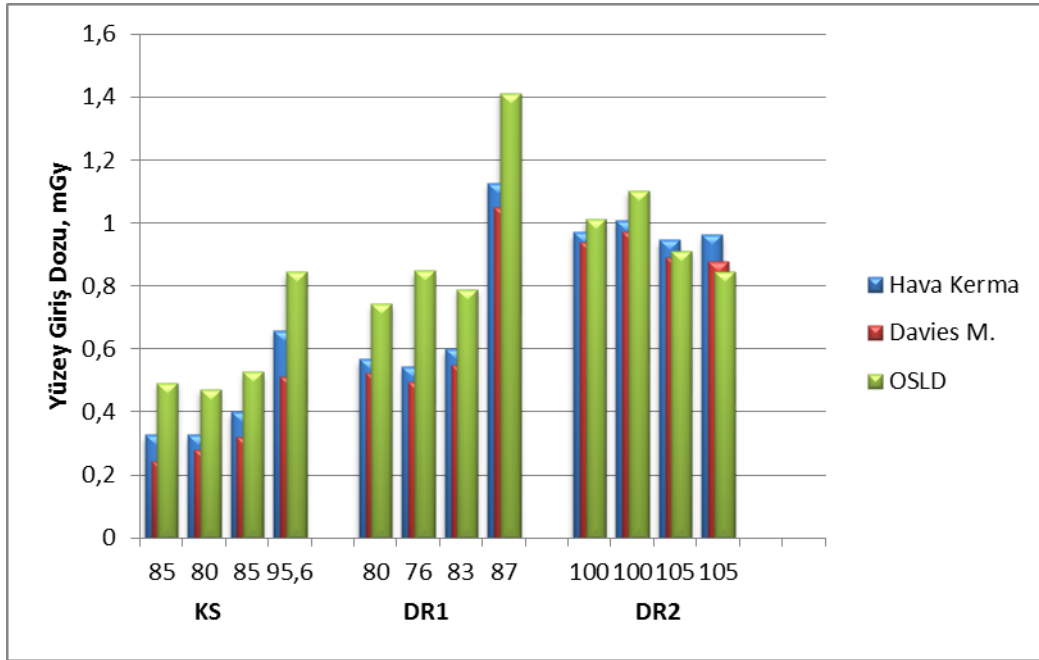
Çizelge 5.13: LAT Projeksiyonda Üç Farklı Yöntemle Bulunan Yüzey Giriş Dozları

Cihaz Türü	Hasta Grubu	kVp	FSD (cm)		Yüzey giriş dozu (mGy)		
			Hasta	Fantom	Hava Kerma	Davies Model	Fantom
KS	N.K	85	165	123.5	0.328	0.243	0.492
	N.E	80	160.4	121	0.327	0.278	0.471
	Ş.K	85	157	119	0.4	0.32	0.527
	Ş.E	95.6	154	117.5	0.66	0.511	0.845
DR1	N.K	80	153	123.5	0.568	0.523	0.743
	N.E	76	152	121	0.543	0.494	0.849
	Ş.K	83	157	119	0.6	0.55	0.789
	Ş.E	87	143	117.5	1.128	1.05	1.413
DR2	N.K	100	130.5	130.5	0.97	0.938	1.012
	N.E	100	128	128	1.009	0.97	1.103
	Ş.K	105	124.5	126	0.946	0.89	0.911
	Ş.E	105	123.5	124.5	0.962	0.879	0.847

Çizelge 5.12 ve 5.13'den faydalanılarak PA ve LAT projeksiyonlarda gerçekleştirilen çalışmalarda, bütün hasta tiplerinin ve fantomların farklı cihazlara göre dağılımı sırasıyla Şekil 5.11 ve Şekil 5.12'de yer alan grafiklerde gösterilmiştir



Şekil 5.11: PA Projeksiyonunda Hasta Tipleri ve Fantomların Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı



Şekil 5.12: LAT Projeksiyonunda Hasta Tipleri ve Fantomların Yüzey Giriş Dozu Değerlerinin Farklı Cihaz Türlerine Göre Dağılımı

Şekil 5.11 ve 5.12'den de görüldüğü gibi hemen hemen bütün cihazlarda ve hasta gruplarında OSLD ile elde edilen sonuçlar diğer iki yöntemle elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinden fazladır. Bölüm 4.5.2.1'de de belirtildiği üzere, çalışmamızın ilk bölümünde yüzey giriş dozları hesaplanırken ilgili tablolardan su fantomuna ilişkin geri saçılma faktörü değerleri kullanılmıştı. Farklı hasta gruplarını temsil etmek üzere tasarladığımız fantomlara yerleştirilen OSLD lerle elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinin, fantom yüzeyindeki geri saçılma etkisine bağlı olarak, ilk bölümdeki hava kerma ve Davies Model ile hesaplanan değerlere nazaran arttığı düşünülmektedir (IAEA, 2007).

5.4 Yüzey Giriş Dozundan Organ Dozu ve Efektif Dozun Hesaplanması

PCXMC, hastanın radyografi veya floroskopi çekimleri için organ dozunu Monte Carlo dönüşüm faktörleri ile hesaplayan bir bilgisayar programıdır. Bu program farklı yaş ve ölçüdeki hastaların organ dozlarını sanal fantomlar kullanarak hesaplamaktadır. PCXMC programı STUK (Radiation and Nuclear Safety Authority, Finland) tarafından geliştirilmiştir (ICRU, 2005).

Tez çalışmamızda organ dozları ve efektif doz değerleri PCXMC 2.0 kullanılarak hesaplanmıştır. PCXMC 2.0 programında organ dozu ve efektif dozu hesaplamak için hastaların boyu, kilosu, yaşı, ışınlama parametreleri (kVp), tüp filtre kalınlığı, tüp hasta mesafesi (FSD), X-ışını kolimatör bilgileri, yüzey giriş dozu (ESD) ve geri saçılma faktörü olmaksızın hesaplanan yüzey giriş hava kerma değerine (Entrance Air Kerma, EAK) ihtiyaç vardır. Çizelge 5.14 ve 5.15'de PA ve LAT projeksiyonda PCXMC 2.0 programı ile bulunan Akciğer Dozu ve Efektif Doz değerleri verilmektedir. PCXMC 2.0 programı ile bulunan akciğer dozu ve efektif doz değerleri incelendiğinde en yüksek doz değerlerinin DR2 cihazında elde edildiği görülmektedir.

Çizelge 5.8: PA Projeksiyonunda Akciğer Dozu ve Efektif Doz Değerleri

CİHAZ TÜRÜ	Hasta bilgileri				kVp	Filtre (mmAl)	FSD (cm)	X Işını		Yüey Giriş Dozu mGy	Akciğer Dozu mGy	Hata %	Efektif doz mSv	Hata %
	Grup	Boy (m)	Ağırlık (kg)	Yaş				Genişlik	Yüksek.					
KS	NK	1.7	61	35	72	3.8	165	35	35	0.1	0.0361	1.2	0.0106	1
	NE	1.7	67	35	70	3.8	160	35	35	0.1	0.0309	1.3	0.0080	1.2
	ŞK	1.7	78	45	73	3.8	157	35	35	0.2	0.0417	1.1	0.0116	1.2
	ŞE	1.8	89	45	78	3.8	154	35	35	0.2	0.0507	1.0	0.0130	1
DRI	NK	1.6	58	35	67	2.4	163	35	35	0.1	0.0961	0.7	0.0330	0.8
	NE	1.7	69	35	67	2.4	153	35	35	0.2	0.0494	1.0	0.0140	1.1
	ŞK	1.7	81	45	71	2.7	158	35	35	0.2	0.1260	0.7	0.0421	0.8
	ŞE	1.8	93	45	75	2.7	167	35	35	0.2	0.0510	0.9	0.0132	0.9
DR2	NK	1.7	67	35	80	4.1	131	35	35	0.7	0.4511	0.8	0.1497	1
	NE	1.8	75	35	80	4.1	128	35	35	0.8	0.4393	0.7	0.1411	0.8
	ŞK	1.7	91	45	75	3.9	125	35	35	1.1	0.5669	0.6	0.1848	0.9
	ŞE	1.8	98	45	75	3.9	124	35	35	1.1	0.5640	0.7	0.1790	0.8
	11	1.7	67	35	100	5.1	131	35	35	0.9	0.2564	1.3	0.1263	1.1
	12	1.7	91	45	105	5.1	125	35	35	0.9	0.2227	1.0	0.1089	1.1

Çizelge 5.15: LAT Projeksiyonunda Akciğer Dozu ve Efektif Doz Değerleri

Cihaz Türü	Hasta bilgileri				kVp	Filtre (mmAl)	FSD (cm)	X Işını		YüzeY Giriş Dozu mGy	Akciğer Dozu mGy	Hata %	Efektif Doz mSv	Hata %
	Grup	Boy (m)	Ağırlık (kg)	Yaş				Genişlik	Yüks.					
KS	NK	1.7	61	35	81	4.35	165	35	35	0.3	0.0358	1.6	0.0170	1.5
	NE	1.7	70	35	81	4.35	160	35	35	0.3	0.0384	1.8	0.0171	1.5
	ŞK	1.7	78	45	85	4.35	157	35	35	0.3	0.0381	2.1	0.0184	1.3
	ŞE	1.8	90	45	96	4.75	154	35	35	0.5	0.0567	1.2	0.0266	1.3
DR1	NK	1.6	64	35	80	3.1	153	35	35	0.5	0.1699	1.1	0.0856	1.1
	NE	1.7	72	35	77	2.7	152	35	35	0.5	0.0745	1.7	0.0323	1.5
	ŞK	1.7	75	45	83	3.1	157	35	35	0.5	0.1707	1.2	0.0818	1
	ŞE	1.8	94	45	87	3.1	143	35	35	1.1	0.1259	1.1	0.0479	1.6
DR2	NK	1.7	67	35	100	5.1	131	35	35	0.9	0.2564	1.3	0.1263	1.1
	NE	1.8	75	35	100	5.1	128	35	35	1	0.2857	1.1	0.1269	1
	ŞK	1.7	91	45	105	5.1	125	35	35	0.9	0.2227	1.0	0.1089	1.1
	ŞE	1.8	98	45	105	5.1	124	35	35	0.9	0.2526	0.9	0.1119	1.1

5.5 Yüzey Giriş Dozu Sonuçlarının Referans Seviyeler ile Kıyaslanması

İngiltere’de diagnostik radyolojide hasta doz ölçümü için ulusal bir protokol yayınlanmış ve bu protokoldeki değerlerin uygulanması ve kalite programının bir parçası olması tavsiye edilmiştir (Wall,1996). Protokolün bir parçası olarak, NRPB tarafından yerel doz ölçümlerinin merkezi olarak toplanması hasta dozundaki ulusal eğilimleri görmek açısından faydalı bir mekanizma olmuştur.

Tanısal radyolojide gereksiz doz alımını engellemek ve hasta dozunu kontrol altında tutmak amacıyla farklı kuruluşlar tarafından referans seviyeler yayınlanmıştır (EC, 1990; IAEA, 1996; Faulkner ve diğ. 1999). Çalışmamızdaki sonuçlar Çizelge 5.16’da verilen referans seviyelerinden NRPB 1999 ile karşılaştırılacaktır.

Çizelge 5.16: Referans Seviyeler (ICRP, 2001)

Radyografi tipi	(General UK) IPSM, 1992	(BSS) IAEA 1996	(General, EC) 1990, 1996a, 1999a	(General) NRPB 1999
Akciğer PA	0.3 mGy	0.4 mGy	0.3 mGy	0.3 mGy
Akciğer LAT	1.5 mGy	1.5 mGy	1.5 mGy	1.5 mGy

Yapılan bu tez çalışmasında hasta tiplerindeki ayırım kaldırılarak bütün hastaların ortalama yüzey giriş doz değerleri alınmış ve karşılaştırmalar bu değerlerle yapılmıştır. Davies Model, Hava Kerma Model ve OSLD ile bulunan yüzey giriş dozu sonuçları referans seviyelerle birlikte Çizelge 5.17’de verilmiştir.

Çizelge 5.17: Çalışmamızda Bulunan Yüzey Giriş Dozları Ve NRPB Referans Seviyeleri

Radyografi tipi	Davies Model	Hava Kerma	OSLD	NRPB, 1999
Akciğer PA	0.4 mGy	0.41 mGy	0.48 mGy	0.3 mGy
Akciğer LAT	0.63 mGy	0.7 mGy	0.64 mGy	1.5 mGy

Çizelge 5.17 incelendiğinde PA projeksiyon değerlerinin referans seviyenin 1.5 katına yakın LAT projeksiyon değerlerinin ise referans seviyenin yarısından az olduğu görülmektedir. Farklı ülkelerde birçok araştırmacı hastanelerde ölçümler yaparak hasta dozlarını belirlemiş ve referans seviyelerle karşılaştırmıştır (Begum, 2001; Shahbazı, 2006; Olowookere ve diğ., 2011; Osibote ve Azeveto, 2008; Shahbazı ve Baradaran, 2012). Bu konuda yapılan çalışmaların temel amacı, her ülkenin ulusal referans seviyesini belirlemesi ve ulusal kalite kontrol programının bir parçası olmasıdır. Farklı ülkelerde yapılan çalışmalarda bulunan doz değerleri Çizelge 5.18’de verilmiştir.

Çizelge 5.9 Farklı Ülkelerdeki Çalışmalarda Elde Edilen Akciğer Doz Değerleri

Ülke	Akciğer PA (mGy)	Akciğer LAT (mGy)
İran (Shahbazı ve Baradaran, 2012)	0.74	2.21
Bangladeş (Begum, 2001)	0.7	
İran (Shahbazı, 2006)	0.7	2.51
Nijerya (Olowookere ve diğ., 2011)	0.76	2
Brezilya (Osibote ve Azeveto, 2008)	0.24	0.62
Sırbistan (Ciraj ve diğ., 2004)	0.4	0.3

Çizelge 5.18'den görülmektedirki, ülkeden ülkeye akciğer PA ve LAT projeksiyonlarında elde edilen hasta dozları farklılıklar göstermektedir. Çalışmamızda bulunan sonuçların, diğer ülkelere bakıldığında, ortalama bir değerde olduğu söylenebilir.

6. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, değişik hasta gruplarının (normal kadın, normal erkek, şişman kadın, şişman erkek) farklı radyografi sistemlerinde gerçekleştirilen akciğer çekimlerinde maruz kaldıkları yüzey giriş dozu ve organ dozu değerleri belirlenmiştir. Çalışmamızın ilk bölümünde hastalar için PA akciğer ve LAT akciğer çekimleri izlenmiş, bu çekimler esnasında hastaların maruz kaldıkları yüzey giriş dozları iki farklı yöntemle (Hava Kerma ve Davies Model) belirlendikten sonra PCXMC 2.0 programı kullanılarak organ dozuna geçilmiştir. Çalışmalarda, biri konvansiyonel, biri bilgisayarlı ve ikisi dijital radyografi olmak üzere toplam dört farklı radyografi sisteminde çalışılmıştır. Çalışmamızın ikinci bölümünde ise, ilk bölümde akciğer çekimleri izlenen hastaların kalınlıkları dikkate alınarak tasarlanan fantomlar kullanılarak 3 farklı radyografi cihazında yüzey giriş dozları belirlenmiştir.

Hasta ve fantom çalışmalarından elde edilen sonuçlar önce ayrı ayrı kendi içinde daha sonra ilgili kısımlar kendi arasında karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın ilk bölümünde her bir hasta grubunun akciğer çekimleri için PA ve LAT projeksiyonlarda dört farklı cihazla elde edilen yüzey giriş dozu değerleri Çizelge 5.2 - 5.9 ve Şekil 5.1- 5.8'de verilmiştir.

Çizelge ve şekiller incelendiğinde, teknolojisi daha eski olmasına rağmen en düşük yüzey giriş dozu bütün hasta grupları için KS'de elde edilmiştir. Bunun en önemli nedeni, bu cihazda filtrelemenin yani HVL değerinin ortalamanın üzerinde olmasıdır. Ayrıca çalışmamız boyunca cihazda tek bir hastane personelinin çalışması ve çalışma parametrelerini düşük tutması da bu sonuçta etkili olmuştur.

Genel duruma bakıldığında, çalışmamızda en düşük ikinci yüzey giriş dozunun elde edildiği cihaz DR1'dir.

Bu cihazdaki HVL değerinin düşük olması sonuçları etkileyen en önemli faktördür. Öte yandan, DR1'deki hasta yükünün KS'den hayli fazla olmasının ve dolayısıyla bu cihazda farklı birçok görevlinin çalışmasının da sonuçta etkili olduğu düşünülmektedir. Zira çalışan her görevli, hasta ışınlama parametrelerini yeniden düzenlemektedir.

Ayrıca görevliler görüntü üzerinde gerekli renk ve parlaklık ayarlarını yaptıkları için düşük dozda çalışılması görüntü kalitesini etkilememektedir. KS ve DR1 cihazlarında LAT projeksiyonunda elde edilen sonuçlar beklendiği şekilde PA projeksiyonunda elde edilen sonuçların biraz üzerinde çıkmıştır.

CR cihazında elde edilen yüzey giriş dozu sonuçlarının, bütün hasta gruplarındaki PA ve LAT projeksiyonlarda dalgalanmalar gösterdiği görülmüştür. Bu durumun çalışma parametrelerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Şöyleki, kVp hasta ağırlığı ile orantılı olarak artırılırken mAs'ın yüksek oranda artırılması yüzey giriş dozunun artmasına neden olmaktadır. Çalışılan cihazlar arasında en düşük HVL değeri bu cihaza aittir.

En yüksek dozların elde edildiği DR2 cihazında LAT ve PA değerleri birbirine oldukça yakındır. Hâlbuki diğer cihazlarda PA değeri LAT'a kıyasla oldukça düşüktür. Çünkü diğer cihazlar, hasta kalınlığına göre kVp ve mAs'ı orantılı bir şekilde arttırmaktadırlar. DR2'de LAT projeksiyonu için kVp artırılırken mAs değeri düşük tutulmaktadır, bu durumda da PA ve LAT doz değerleri birbirine oldukça yakın olmaktadır.

Çalışmamızın ilk bölümünde, farklı hasta grupları için Hava Kerma ve Davies Model ile elde edilen yüzey giriş dozu değerleri arasındaki ortalama mutlak fark % 10'un altındadır. Her iki yöntemle elde edilen sonuçların uyumlu olduğu söylenebilir.

Çalışmamızın ikinci bölümünde ilk bölümde çalışılan hasta grupları dikkate alınarak tasarlanan gövde fantomu ile yüzey giriş dozu tayini OSL dozimetreler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Fantomların yüzeylerine yerleştirilen OSLD değerlerinden PA ve LAT projeksiyon için elde edilen yüzey giriş dozu sonuçları Çizelge 5.10-5.11'de ve Şekil 5.9-5.10'da verilmiştir.

Genel olarak bakıldığında PA projeksiyonda bütün hasta gruplarında en yüksek yüzey giriş dozunun DR2 cihazında elde edildiği görülmüştür. Diğer iki cihazda ise elde edilen doz değerleri arasında önemli farklar gözlenmemiştir. LAT projeksiyonda ise ilk üç hasta grubunda (NK, NE, ŞK) cihazlar için en düşükten en yükseğe doz sıralaması KS, DR1 ve DR2 şeklindedir. Sadece ŞE grubunda DR1 cihazına ilişkin sonuçlar diğer cihazlara göre yüksek çıkmıştır.

Hastalar için hava kerma ve Davies Model kullanılarak bulunan yüzey giriş dozu değerleri ile farklı hasta gruplarını temsil eden fantomların yüzeyine yerleştirilen OSLD ile bulunan sonuçlar, PA ve LAT projeksiyonlar için Çizelge 5.12-5.13 ve Şekil 5.11-5.12'de birarada verilmiştir. Çalışılan cihazların ve hasta gruplarının hemen hepsinde OSLD ile elde edilen sonuçların diğer iki yöntemle elde edilen yüzey giriş dozu değerlerinden fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durumun, tasarlanan gövde fantomunun geri saçılma etkisini arttırmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Tez çalışmasında ortalama hasta kalınlığı, ışınlama parametreleri ve yüzey giriş dozu değerlerinden yararlanılarak organ dozları ve efektif doz değerleri PCXMC 2.0 kullanılarak hesaplanmıştır (Çizelge 5.14 ve 5.15). Bu sonuçlar içinde de en yüksek akciğer dozları ve efektif doz değerleri DR2'de elde edilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen yüzey giriş dozu değerleri uluslar arası referans seviyeleri ve literatürle karşılaştırılmıştır (Çizelge 5.17 ve Çizelge 5.18). PA projeksiyon değerlerinin referans seviyenin 1.5 katına yakın LAT projeksiyon değerlerinin ise referans seviyenin yarısından az olduğu görülmüştür. Ülkeden ülkeye akciğer PA ve LAT projeksiyonlarında elde edilen hasta dozlarının önemli farklılıklar gösterdiği ve çalışmamızda elde edilen sonuçların diğer ülkeler arasında ortalama bir değerde olduğu söylenebilir.

Çalışmamızda farklı radyografi cihazları ve farklı hasta grupları için elde edilen yüzey giriş dozları değerlendirildiğinde ideal çalışma koşulunun DR1'e ait olduğu söylenebilir. Görüntü kalitesi değişmediği müddetçe özellikle dijital cihazlarda kVp ve mAs değerini mümkün olduğunca düşük tutup görüntü ayarları üzerinde değişiklik yapmak hasta dozunu azaltmaktadır.

DR1 cihazında çalışan görevlilerin tecrübelerinden dolayı aynı ağırlıktaki hastalara uyguladıkları çalışma parametreleri de birbirine yakın olmaktadır. Hastaların kalınlıklarına bakılmaksızın önceden kaydedilmiş sabit parametrelerle ışınlama yapmak hasta dozunu arttırmaktadır. Bu nedenle, ışınlama parametrelerinin her bir hasta için ayrı belirlenmesi maruz kalınan dozun azalmasını sağlamaktadır.

Son olarak çalışmamız göstermektedir ki tıbbi görüntülemelerde hastaların maruz kaldıkları doz, cihazın teknik özelliklerinin yanısıra teknisyenin tecrübesi ve çalışma yöntemi ile de yakından ilgilidir.

KAYNAKLAR

- Adran, G.M. and Crooks H.E.** (1972). The Measurement Inherent Filtration in Diagnostic X Ray Tubes and Effect on Target Angle on X Ray Quality, British Journal of Radiology
- Aksu, Y.Levent.** (1990). Diagnostik X Işını Sistemlerinin Kalite Kontrolü ile Organ Dozlarının Azaltılması ve Görüntü Kalitesinin Artırılması, *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara
- Albayrak, Hatice.** (2001). X Işınlarnın Tıpta Kullanımı, *Yüksek Lisans Tezi*, Isparta
- Algüneş, Ç.** (2002). Radyasyon Biyofiziği, Trakya Üniversitesi Rektörlüğü Yayınları, Edirne
- Begum, Z.** (2001). Entrance Surface, Organ and Effective Doses for Some of the, Patients Undergoing Different Types of X Ray Procedures in Bangladesh, Bangladesh.
- Bello, T.O.** (2009). Comparison of Five Models for Assessing Patient
- Berkmen, G.** (2006). Bazı Floroskopik İncelemelerde Hasta ve Çalışanların Aldıkları Radyasyon Dozlarının Saptanması, *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara
- Bor, D., Olğar, T., Toklu, T., Çağlan, A., Önal, E., Padovani, R.** (2008). Patient Doses and Dosimetric Evaluations in Interventional Radiology, Ankara
- Çağlan, A.** (2006). Girişimsel Kardiyoloji İncelemelerinde Hasta Dozlarının Farklı Yöntemlerle Ölçülmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara
- Chotas, H.G. and others.** (1999). Principle of Digital Radiography with Large Area, Electronically Readable Detectors. A Review of The Basic, Duke University, U.S.A
- Christensen, E.E., Curry, T.S., and Dowdey, J.E.** (1978). Introduction to The Physics of Diagnostic Radiology, Leager & Febier Press.
- Ciraj, O., Marković, S., Košutić, D.** (2004). Patient Dose from Conventional Diagnostic Radiology Procedures in Serbia and Montenegro, Belgrad.
- Ciraj, O., Kosutic, D., Kovacevic, M., Markovic, S.** (2005). A Survey of Patient Doses from Conventional Radiology Examinations. First Results from Serbia and Montenegro, Belgrad.
- D. Shahbazi-Gahrouei.** (2006). Entrance surface dose measurements for routine X-ray examinations in Chaharmahal and Bakhtiari hospitals, Iran.

- Demir, B.** (2010). The Effect of Scan Duration and Injection Dose on the Image Quality of a LSO-PET. A phantom Study, İstanbul
- Demir, M.** (2011). Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul
- Faulkner, K., Broadhead, D.A., Harrison, R.M.** (1998). Patient Dosimetry Measurement Methods, U.K.
- Halmshaw, R.** (1995). Industrial Radiology. Theory And Practice, Chapman & Hall,
- Hendee, William R., Ritenour E.Russell.** (2002). Medical Imaging Physics. New York and Canada
- Hoxter, E.A.** (1982). Practical Radiography, Heyden.
- IAEA,** (2005). Radiation Oncology Physics. A Handbook for Teachers and Students, Vienna.
- IAEA,** (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology. An International Code of Practice, *Technical Report Series No.457*, Vienna
- ICRU,** (2005). Patient Dosimetry for X Ray Used in Medical Imaging, ICRU Report 74, Belgium
- Kasap, S.O., Rowlands, J.A.** (2002). Direct Conversion Flat Panel X Ray Image Detectors, Toronto, Canada
- Keane, B.E. and Tikhonov, K.B.** (1975). Manual on Radiation Protection in Hospitals and General Practice, Vol.3, Geneva
- Köklü, Niğmet.** (2006). Radyasyonun İnsan Sağlığı Üzerine Etkileri, *Yüksek Lisans Tezi*, Konya
- Körner, M., and others.** (2007). Advances in Digital Radiography. Physical Principles and System Overview, Germany
- Lança, L., Silva, A.** (2013). Digital Radiography Detectors. A Technical Overview, New York
- Meade, A.D., Dowling, A., Walsh, C., Malone, J.F.** (2003). Draft proposal for three International standards for Dose Area Product (DAP) measurement, patient dose records and connectivity between equipment, U.K
- NCRP,** (1977). Medical X Ray and Gamma Ray Production for Energies up to 10 MeV, National Council on Radiation Protection and Measurement, No.33
Nijerya
- Oldnal, N.J.** (1999). Intensifying Screens, Imaging BSC1, Salford University
- Olowookere, C.J., Babalola, I.A., Olayiwola, M.O., Odina, G., Obed, R.I., Bello, T.O.** (2009). Comparison of Five Models for Assessing Patient Dose From Radiologic Examinations, Nigeria
- Olowookere, C.J., Obed, R.I., Babalola, I.A., Bello, T.O.** (2011). Patient dosimetry during chest, abdomen, skull and neck radiography in SW Nigeria, Nijerya

- Önal, E.** (2006). Bazı Girişimsel İncelemelerde Personel Dozunun Belirlenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara
- Osibote, O.A., Azevedo, A.C.P.** (2008). Estimation of adult patient doses for common diagnostic X-ray examinations in Rio de Janeiro, Brezilya.
- Oyar, O.** (1998). Radyolojide Temel Fizik Kavramlar, Nobel Yayınevi, İzmir
- Podgoršak, E.B.** (2005). Radiation Physics for Medical Physics. McGill University, Canada.
- Ritenour, E.E.** (1996). Physics Overview of Screen Film Radiography, University of Minnesota, Minneapolis
- Rowlands, J.A.** (2002). The Physics of Computed Radiography, University of Toronto, Canada
- Seibert, J.A. and others.** (1997). Acceptance Testing and Quality Control of Photo Stimulable Phosphor Imaging System Report of Task Group 10, American Association of Physicists in Medicine
- Seibert, J.A.** (2004). Computed Radiograph Technology 2004, Sacramento, California
- Seibert, J.A.** (2006). Flat Panel Detectors. How Much Better Are They, U.S.A
- Serway, Raymond A.** (1992). Physics For Scientist & Engineers with Modern Physics, United State Of America
- Shahbazi, D. and Baradaran, M.** (2012). Assessment of Entrance Surface Dose and Health Risk from Common Radiology Examinations in Iran, İran
- Spahn, Martin.** (2005). Flat Detectors and Their Application, Germany
- Tsapaki, V., Tsalafoutos I.A., Chinofotu, I., Karageorgi, A., Carinou, E., Kamenopoulou, V., Yakoumakis, E.N., Kouliantanos, E.D.** (2007). Radiation Doses to Patient Undergoing Standard Radiographic Examinations . A Comparison Between Two Methods, Greece.
- Tuncel, E.** (1993). Klinik Radyoloji Temel Tanı Yöntemleri, Güneş & Nobel Yayınevi, İstanbul
- Ustaoglu, D.** (2003). Üç farklı radyoizotop ve fantom kullanılarak jinekolojik brakiterapi değerlendirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, İTÜ, Enerji Enstitüsü, İstanbul
- Url-1** <<https://en.wikipedia.org>>, alındığı tarih: 11.12.2013
- Url-2** <http://www.turkrad.org.tr/files/Kurs%201/temel_rontgen_fizigi_son.pdf>, alındığı tarih: 25.12.2013
- Url-3** <<http://www.profstelmark.com/Physics/spectrum.ppt>>, alındığı tarih: 10.01.2014
- Url-4** < <http://www.w3.palmer.edu>>, alındığı tarih: 15.01.2014
- Url-5** < <http://www.elcamino.edu>>, alındığı tarih: 25.02.2014
- Url-6** < <http://www.docstoc.com>>, alındığı tarih: 25.02.2014

- Url-7**<<http://www.e-radiography.net>>, alındığı tarih: 26.02.2014
- Url-8**<<http://www.turkrad.org.tr/files/kurslar/Kurs%201/3-radyografik-kalite.pdf>>, Bulakbaşı, N., Yakın Doğu Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji ABD, alındığı tarih: 27.02.2014
- Url-9**<<https://rpop.iaea.org>>, alındığı tarih: 01.03.2014
- Url-10**<<http://www.turkrad.org.tr/files/kurslar/Kurs%201/dijital-radyografi.pdf>>, Bulakbaşı, N., Yakın Doğu Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji ABD, alındığı tarih: 03.03.2014
- Url-11**<http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI-II_Chapters/DI_chap3.pdf>, alındığı tarih: 11.03.2014
- Url-12**<<http://www.isu.edu/departments/radsci/papers12/114.pdf>>, Comparison of Amorphous Selenium and Amorphous Silicon Flat-Panel Detectors, 2012, alındığı tarih: 17.03.2014
- Url-13**<<http://astronomy.ege.edu.tr/~keskinv/CCD.PPT>>, alındığı tarih: 21.03.2014
- Url-14**<<http://books.google.com>>, alındığı tarih: 01.04.2014
- Url-15**<<http://www.columbia.edu/itc/hs/dental/sophs/material/screens.pdf>>, alındığı tarih: 20.02.2014
- Url-16**<<https://www.yumpu.com/tr/document/view/10923692/silikon-drift-dedektor-medikal-fizik>>, Toklu, T., Yeni Teknoloji Dedektör Sistemleri ve Görüntü Kalitesine Etkileri, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul, alındığı tarih: 25.02.2014
- Url-17**<<http://www.mustafasecil.com>>, alındığı tarih: 15.03.2014
- Url-18**<http://www2.pv.unsw.edu.au/nsite-files/pdfs/UNSW_Understanding_the_p-n_Junction.pdf>, alındığı tarih: 15.04.2014
- Url-19**<<http://www.toraks.org.tr/uploadFiles/book/file/1112013113836-122126.pdf>>, alındığı tarih: 20.04.2014
- Url-20**<<http://www.taek.gov.tr>>, alındığı tarih: 02.06.2014

ÖZGEÇMİŞ

**VESİKALIK
FOTO**

Ad Soyad: Hatice Baş Mor

Doğum Yeri ve Tarihi: Kozan/14.02.1981

Adres: Esenler/İSTANBUL

Lisans Üniversite: Fizik, Erciyes Üniversitesi

Yayın Listesi: