



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MAMOGRAFİ ÇEKİMİ YAPILAN HASTALARDA  
MEDIOLATERAL OBLİK ÇEKİM PROTOKOLÜNDE  
ÇEKİMİ YAPILAN MEMENİN YANINDA  
RADYASYONA MARUZ KALAN LENF  
NODÜLLERİNİN YÜZEY DOZUNUN DOZİMETRİK  
YÖNTEM KULLANILARAK BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS

**GİZEM TOPÇU**

SAĞLIK FİZİĞİ

Ankara, 2017



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MAMOGRAFİ ÇEKİMİ YAPILAN HASTALARDA  
MEDİOLATERAL OBLİK ÇEKİM PROTOKOLÜNDE  
ÇEKİMİ YAPILAN MEMENİN YANINDA  
RADYASYONA MARUZ KALAN LENF  
NODÜLLERİNİN YÜZEY DOZUNUN DOZİMETRİK  
YÖNTEM KULLANILARAK BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**GİZEM TOPÇU**

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2017

**T.C.**  
**YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Mediolateral Oblik Çekim Protokolünde  
Çekimi Yapılan Memenin Yanında Radyasyona Maruz Kalan Lenf Nodüllerinin  
Yüzey Dozunun Dozimetrik Yöntem Kullanılarak Belirlenmesi

Gizem Topçu

Yüksek Lisans Tezi

14.07.2017

Danışman

Prof. Dr. Aytünç Ateş

Jüri

Prof. Dr. Hüseyin Ünver

Yrd. Doç. Dr. Süheyla Aytaç Arslan

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Yüksek Lisans  
derecesi için gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan  
ederiz.

Tezi Onaylayanın Adı

Prof. Dr. Özen Özensoy Güler

Bu tezin Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm şartları sağladığını  
tasdik ederim.

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

14.07.2017

Gizem TOPÇU



## TEŐEKKÜR

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen değerli danışmanın Sayın Prof. Dr. Aytün Ateş' e,

Tezin laboratuvar çalışmaları aşamasında yardımcı olan ve imkân sağlayan Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü Sayın Prof. Dr. Niyazi Meriç' e, TLD kalibrasyonu ve okuma iŐlemleri ve yorumlanması aŐamasındaki katkılarından dolayı Fizik Yüksek Mühendisi Yasemin Kavas'a, tez verilerinin istatistiki olarak yorumlanmasında yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Mesut Akyol' a,

Tezin hastane çalışmaları aşamasında yardımcı olan ve imkân sağlayan Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Halil Aslan' a ve Yrd. Doç. Dr. Leman Günbey Karabekmez' e, tez verilerimin elde edilmesindeki tüm aşamalarda yardımcı olan radyoloji teknisyenleri Sayın Meral ağlak ve Sevda Seher' e,

Hayatımın her döneminde benden hiçbir desteği esirgemeyen annem Tülay Erçetin, babam İlyas Erçetin ve kardeŐim Mehmet Ata Erçetin' e ve eŐim Mahmut Topçu' ya desteklerinden dolayı teŐekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>ii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>iiiv</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>v</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Mamografi .....	3
2.2. Meme Anatomisi ve Lenfatik Yayılım.....	4
2.3. Radyografi Yöntemi .....	8
2.4. Dijital Görüntünün Tanımı.....	8
2.4.1. Dijital Görüntü İle İlgili Bazı Kavramlar .....	9
2.4.2. Radyografik Görüntü Oluşumu .....	10
2.5. Mamografi Cihazı .....	10
2.5.1. Konvansiyonel Mamografi Cihazı .....	11
2.5.2. Dijital Mamografi .....	12
2.5.3. Diğer Mamografi Cihazları .....	14
2.6. Kompresyon Sistemi .....	16
2.6.1. Kompresyon Sisteminin Görevi .....	17
2.7. Mediolateral Oblik Pozisyonda Mamografi .....	18
2.8. X-Işını Tüpü ve Yapısı .....	19
2.9. X-Işını jeneratörü .....	21
2.10. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	21
1.10.1. Yüklü Parçacıklar .....	22
2.10.2. Ağır Yüklü Parçacıklar .....	23
2.10.3. Hafif Yüklü Parçacıklar.....	25
2.10.4. Çarpışma Yolu ile Enerji Kaybı (İyonizasyon ve Uyarma) ...	26
2.10.5. Radyasyon Yolu ile Enerji Kaybı (Bremsstrahlung).....	26

2.10.6. Yüksüz Parçacıklar (Fotonun Madde ile Etkileşimi) .....	27
2.10.7. Fotoelektrik Etki .....	29
2.10.8. Compton Etkisi .....	32
2.10.9. Çift Oluşumu .....	34
2.10.10 Yok Olma Radyasyonu.....	35
2.10.11 Rayleigh (Kohorent) Saçılma .....	35
2.11. Dozimetre Nedir? .....	36
2.12. Lüminesans.....	37
2.12.1. Floresans Olayı.....	38
2.12.2. Fosforesans Olayı .....	39
2.12.3. Termolüminesans .....	39
2.13. TLD Uygulama Alanları .....	43
2.13.1. Kişisel Dozimetri.....	44
2.13.2. Çevresel Dozimetri.....	44
2.13.3. Klinik Dozimetri .....	45
<b>3. MATERYAL VE YÖNTEM.....</b>	<b>47</b>
3.1. Materyal .....	47
3.1.1. TLD Kristalleri .....	47
3.1.2. TLD Tavlama Tepsisi.....	49
3.1.3. TLD Fırını .....	49
3.1.4. Işınlayıcı .....	50
3.1.5. TLD Okuyucu.....	51
3.1.6. TLD Dozimetre Kalibrasyonu .....	52
3.1.7. TL Okuması.....	53
3.1.8. Mamografi Cihazı.....	53
3.2. Yöntem .....	53
3.2.1. TLD' lerin Kalibrasyonu ve Paketlenmesi .....	54
3.3. İstatistiksel Analizler.....	56
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>58</b>
4.1. Demografik Bilgiler .....	58
4.2. Mamografi Uygulama ve Ölçüm Sonuçları .....	58



4.3. Değişkenler arasındaki ilişkiler .....	60
4.3.1. Değişkenler Arasındaki İlişkiler (Genel).....	61
4.3.2. Değişkenler Arasındaki İlişkiler (Sağ Meme).....	62
4.3.3. Değişkenler Arasındaki İlişkiler (Sol Meme).....	63
4.4. Yüzey Dozunun Tahmini .....	64
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>69</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>71</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>73</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b>
EK-1.Araştırmanın Yapılması İçin Gerekli Etik Kurul Kararı .....	78
EK-2.Özgeçmiş .....	78

## ÖZET

### **Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Mediolateral Oblik Çekim Protokolünde Çekimi Yapılan Memenin Yanında Radyasyona Maruz Kalan Lenf Nodüllerinin Yüzey Dozunun Dozimetrik Yöntem Kullanılarak Belirlenmesi**

Tez çalışmasında dijital mamografi cihazında mamografi çekimi yapılan 151 kadın gönüllünün MLO çekim protokolü sırasında çekilen meme ile aynı taraftaki kol altına 3 adet TLD-100 dozimetre yerleştirildi ve çekim sonrası yüzey lenf dozu dozimetrik yöntem ile belirlendi.

Çalışmada hastanın meme ölçüleri, ölçüm sırasında kullanılan kVp, mAs, uygulama süresi ve uygulanan doz değerleri de çalışmaya eklendi ve lenf yüzey dozları ile SPSS programı kullanılarak ilişkilendirildi.

Sağ ve sol olmak üzere toplam 300 hastada elde edilen sonuçlar, sağ, sol ve genel olmak üzere değerlendirildi. Değerlendirmeler sonucunda aksiller lenf nodlarının maruz kaldığı doz miktarları ve değişkenlere bağımlılığı tartışıldı.

**Anahtar Kelimeler:** Doz, lenf bezleri, mamografi, radyoloji, termolüminesans dozimetre

## ABSTRACT

### **Determining the surface dose of the lymph nodes which were exposed to radiation during MLO protocols by using dosimetric method with the patients who has mammography examinations**

During the study were used three TLD-100 dosimeters were placed under the arm on the same side of the breast taken during the MLO mammography protocol of 151 female volunteers who had undergone mammography on a digital mammography device, and Lymph surface dose has been determined.

Patient's breast measurements, exposure time, dose, kVp, mAs values were also included in the study, and relationship between lymph surface dose values and variables was investigated using SPSS.

As a result of the evaluations, the dose amounts to which the axillary lymph nodes were exposed and the dependence on the variables were discussed.

**Keywords:** Dose, lymph nodes, mammography, radiology, thermoluminescence dosimeter

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TL	: Termolüminesans
V	: Volt
kV	: Kilo Volt
kVp	: Kilo Volt Pik
kW	: KiloWatt
mA	: Mili Amper
mAs	: Mili Amper Saniye
eV	: Elektron Volt
keV	: Kilo Elektron Volt
MeV	: Mega Elektron Volt
µm	: Mikrometre
nm	: Nanometre
nC	: Nano Coulomb
Mo	: Molibden
Rh	: Rodyum
LiF	: Lityum Florür
LiF:Mg,Ti	: Magnezyum ve Titanyum Katkılı Lityum Florür
Gy	: Grey
mGy	: Mili Grey
Sv	: Sievert
mSv	: Mili Sievert
PMT	: Foto Çoğaltıcı Tüp
CR	: Bilgisayarlı Radyografi
DR	: Direkt Radyografi
CAD	: Bilgisayar Destekli Tanı
CC	: Cranio Caudal
MLO	: Mediolateral Oblik

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Kadınlarda Sık Görülen Kanser Türleri.....	3
Şekil 2.1. Aksiller Lenf Nodları.....	6
Şekil 2.2. Memedeki Lenfatik Drenaj Yolları. ....	6
Şekil 2.3. Radyografi Yöntemi ve Görüntü Oluşumu.....	8
Şekil 2.4. Dijital Görüntü Oluşumu. ....	10
Şekil 2.5. Mamografi Cihazı.....	11
Şekil 2.6. Mamografi Cihazı Aparatları.....	12
Şekil 2.7. Dijital Mamografi Cihazı.....	13
Şekil 2.8. Dijital Mamografi Cihazı Tüpünün Cranial-Caudal Görüntü (CC) Mediolateral Oblik (MLO) ve Lateral Pozisyonu.....	14
Şekil 2.9. Memenin Cihazda Yer Alan Plakalar Arasında Sıkıştırılması İle Filmlerin Çekilmesi. ....	16
Şekil 2.10. Mediolateral Oblik Pozisyonda Mamografi. ....	18
Şekil 2.11. (a) X-Işını Tüpü Şematik Gösterimi, (b) X-Işını Tüpü. ....	19
Şekil 2.12. Topuk Etkisi. ....	21
Şekil 2.13. Ağır Yüklü Parçacık İçin Derin Doz Dağılımı. ....	24
Şekil 2.14. Alfa ve Beta Parçacıklarının Madde İçerisinden Geçerken Aldıkları Yol. ....	25
Şekil 2.15. Bremsstrahlung Olayı. ....	27
Şekil 2.16. Atom Numarası-Foton Enerjisi Grafiği. ....	28
Şekil 2.17. Fotoelektrik Etkinin Kinematığı. ....	29
Şekil 2.18. Fotoelektrik Olay. ....	29
Şekil 2.19. Su ve Deri için Kütle Zayıflatma Katsayısı- Foton Enerjisi Grafiği. ....	31
Şekil 2.20. Compton Etkisi. ....	32
Şekil 2.21. Çift Oluşum Olayının Kinematığı. ....	35
Şekil 2.22. Yok Olma Radyasyonlarının Oluşumu.....	35
Şekil 2.23. Rayleigh Saçılma. ....	36
Şekil 2.24. Uyarılmış Bir Enerji Seviyesinden (Ee) Taban Enerji (Eo) Durumuna Geçiş.....	38
Şekil 2.25. Floresans Olayı. ....	39

<b>Şekil 2.26.</b> (a) Tek Kristal Yapıya Sahip Katının Enerji Band Diagramı (b) Radyasyon ile Uyarılan Kristalde Oluşan Elektronlar ve Deşiklerin Tuzaklanması (c) Isıtma Sonucu Yeterli Termal Enerji Alan Tuzaklanmış Elektronların Daha Düşük Enerji Durumlarına Dönmeleri Halinde Işık Fotonu Yayınlanması. ....	40
<b>Şekil 2.27.</b> Kristal Yapı İçerisinde Işınlama ile Gerçekleşen Süreç. ....	41
<b>Şekil 2.28.</b> Işınlanmış Kristal Yapı İçerisinde Isıtma ile Gerçekleşen Süreç. ....	42
<b>Şekil 2.29.</b> Dozimetre Uygulama Alanları. ....	43
<b>Şekil 3.1.</b> TLD Kristalleri. ....	48
<b>Şekil 3.2.</b> TLD-100 Kristali Işıma Eğrileri. ....	49
<b>Şekil 3.3.</b> TLD Tavlama Tepsisi. ....	49
<b>Şekil 3.4.</b> TLD Fırını. ....	50
<b>Şekil 3.5.</b> Işınlayıcı. ....	51
<b>Şekil 3.6.</b> TLD Okuyucu. ....	52
<b>Şekil 3.7.</b> TLD Işıma Eğrisi. ....	53
<b>Şekil 3.8.</b> Dozimetrelerin Paketlenme Aşaması. ....	54
<b>Şekil 3.9.</b> MLO Çekim Protokolünde TLD Kristallerinin Temsili Yerleşimi. ....	55
<b>Şekil 3.10.</b> Farklı Bölgelere Ait Mamografi Görüntüleri. A) Lenf nodları B) TLD..	56
<b>Şekil 4.1.</b> Uygulanan Sıkıştırma Kuvveti (kg)* .....	59
<b>Şekil 4.2.</b> Radyasyon Uygulama Süresi (ms) * .....	59
<b>Şekil 4.3.</b> Uygulanan Radyasyon Dozu (mGy) * .....	60
<b>Şekil 4.4.</b> Uygulanan Kuvvet, Uygulanan Doz ve Meme Kalınlığı ile Yüzey Dozu Arasındaki İlişki .....	61
<b>Şekil 4.5.</b> Sağ Meme için Uygulanan Kuvvet, Uygulanan Doz ve Meme Kalınlığı ile Yüzey Dozu Arasındaki İlişki .....	62
<b>Şekil 4.6.</b> Sol Meme için Uygulanan Kuvvet, Uygulanan Doz ve Meme Kalınlığı ile Yüzey Dozu Arasındaki İlişki .....	63

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 2.1.</b> Bazı Lüminesans Tipleri ve Uyarma Şekilleri.....	36
<b>Tablo 4.1.</b> Yüzey Dozu Tahmin Modeli Özeti.....	62
<b>Tablo 4.2.</b> Yüzey Dozu Tahmin Modeli Varyans Çözümlemesi.....	62
<b>Tablo 4.3.</b> Uygulanan Doz ile Yüzey Dozu Tahmin Modellerinin Özeti.....	63
<b>Tablo 4.4.</b> Uygulanan Doz ile Yüzey Dozu Tahmin Modeli Varyans Çözümlemeleri .....	63
<b>Tablo 4.5.</b> Yüzey Dozu Tahmin Modellerinin Regresyon Katsayıları.....	64



## 1. GİRİŞ

Meme kanseri ülkemizde ve dünyada kadınlarda en sık görülen kanser türüdür. Türkiye’ de her 10 kadında 1’ i meme kanserinden etkilenmektedir (1). T.C. Sağlık Bakanlığı kanser istatistiklerine (2002) göre 5271 olgu sayısı ile kadınlarda en sık görülen kanser çeşidi meme kanseridir. Ayrıca, Türkiye İstatistik Kurumu’nun yaptığı çalışmaların sonuçlarına göre kadınlarda en sık görülen 10 kanser türünün arasında meme kanserinin en yüksek insidansa (insidansı yüzbinde 34.73) sahip olduğu saptanmıştır (2). Türkiye’de 1999 yılında 8.879 olan meme kanserli kadın sayısı, 2003 yılında 12.772’ ye yükselmiştir (3). Ayrıca Türk Halk Sağlığı Kanser Dairesi Başkanlığı 2014 verilerine göre ülkemizde tüm kanserlerin %25’ ini meme kanserlerinin oluşturduğu belirtilmektedir. Meme kanserinin görülme yüzdesine bakıldığında kadın olmanın önemli bir faktör olduğu da görülmektedir. Meme kanserlerine yakalananların %99’ unu kadınlar, %1’ ini ise erkekler oluşturmaktadır (4). Bu nedenle bu tezde kadın gönüllüler ile çalışılmıştır.

Meme kanseri üzerine ilk çalışmalar M.Ö.3000 yıllarına antik Mısır Teb Şehrine dayanmaktadır ancak cerrahi olarak M.S.100. yıllarda İskenderiyeli Leonides çalışmalarında birbirini izleyen kesi ve koterizasyon yaparak sağlam meme dokusu ile tümörü çıkarmıştır. Daha sonra Ebu Kasım (10.yy), Mondeville(13.yy) ve Lanfranc, Leonides’in tekniğini geliştirmişlerdir (5).

16.ve 17. yy’ da önce Fabry sıkıştırarak meme amputasyonu yapan bir alet geliştirmiş daha sonra Arceo ilk kez memenin cerrahi yolla çıkarıldığı mastektomi ameliyatını tarif etmiş; Cabrol buna büyük pektoral kasın çıkarılmasını eklemiştir. Kısa bir süre sonra ise Severinus koltuk altı disseksiyonunu eklemiştir (6).

1894 yılında hem Halsted hem de Mayer, günümüzde bile uygulanan radikal mastektomiye tarif etmişlerdir. Daha sonra, bir yandan çıkarılan kısımlar genişletilirken (geniş radikal mastektomi) diğer yandan modifiye radikal mastektomi, basit mastektomi gibi sınırlı amputasyonlar yapılmaya başlanmıştır.



Günümüzde meme kanserinin teşhisinde kullanılan altın yöntem ise mamografidir. Diğer kanser türleri gibi sebebi kesin olarak bilinmeyen meme kanserinin görülme oranının yaşla birlikte arttığı yapılan çalışmalarda görülmektedir. Genç yaşlarda tavsiye edilen muayene şekli Kendi Kendine Meme Muayenesi (KKMM) iken, özellikle 40 yaş üstü kadınlara meme muayenesi yaptırmaları önerilmektedir. Bu muayene sırasında mamografi ve meme ultrasonu çekilmektedir (7).

Mamografi çekimi sırasında iyonize radyasyon kullanılmaktadır. İyonize radyasyon kullanımı kansere veya metastaza neden olabilmektedir. Meme kanseri hastalarında memenin malign tümörleri aksillaya metastaz yapmaktadır ve aksillada yer alan lenf nodülleri de etkilenmektedir. Başlangıçta süt aktaran kanal sistemi (duktus) içinde sınırlı olan kanser hücreleri sonradan kendi bazal membranlarından ilerleyip bağ dokusu içine geçerler. Bu aşamada tümör hücreleri kan damarları ve lenfatiklerle karşılaşarak metastaz yapma yeteneğine sahip olurlar (8). Bu sebeple mamografi çekimindeki doz değerlendirmesi de oldukça önem taşımaktadır.

Meme kanseri ile lenf nodları arasında ki ilişki birçok çalışmada incelenmiştir. Hultbarn ve arkadaşları meme içine radyoaktif altın ( Au 198 ) injeksiyonundan sonra lenf nodüllerinde radyoaktivite oranını tayin etmişler memedeki lenfin yaklaşık % 97' sinin aksiller nodüllere ve % 3' ünün internal meme zincirine aktığı kanaatine varmışlardır (9).

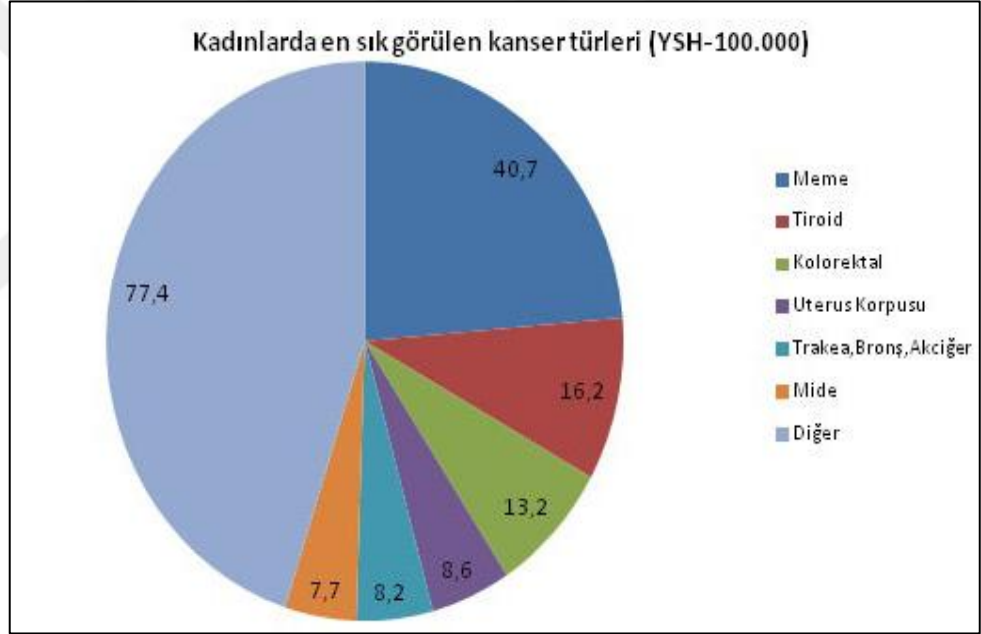
Meme kanserinin bölgesel olarak en sık yayıldığı alanlar aksiller lenf bezleri, mamaria interna lenf bezleri ve supraklavikular lenf bezi gruplarıdır. Bu bölgelerdeki tutulumların iyi bilinmesi ve belirlenmesi büyük önem taşımaktadır (10).

Mamografi çekimi sırasında hastalar Mediolateral Oblik pozisyon ve Cranio Caudal çekim protokollerinde çekime alınmaktadır. MLO çekim protokolünde aksiller lenf nodları da çekim alanında yer almaktadır. Yüzey dozuna Yüzey Giriş Hava Kerma (ESAK) değeri denir. ESAK değerinin hesaplanabilmesi için mamografik iyon odası ya da termoluminesans dozimetreler (TLD) kullanılır. TLD' ler hastalar üzerinde çalışmak için daha uygundur. Radyasyona bağlı kanser riskini araştırmak için hasta dozlarının çalışılması ve istatistikî olarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Meme kanserli hastalarda aksiller lenf nodu tutulum oranları da göz önüne alınırsa lenf nodlarının mamografi çekimi sırasında maruz kaldığı doz miktarları önemlidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Mamografi

Mamografi; çeşitli kalınlıklardaki göğüs dokusunun, X-Işını kullanılarak yüksek kontrastlı ve yüksek uzaysal çözünürlüklü görüntüsünü oluşturma tekniğidir. Meme kanserinin en erken evredeki bulgusu olan ve “%30-50” olguda izlenen mikrokalsifikasyonlar, meme görüntülerinin (mamogram) değerlendirilmesinde kritik bir öneme sahiptir (11).



Şekil 1.1. Kadınlarda Sık Görülen Kanser Türleri.

Mikrokalsifikasyonların görüntülenmesi için ise yüksek uzaysal çözünürlük ve yüksek kontrast aralığında görüntü almak gerekmektedir. Böyle bir hassasiyet ile çalışabilmek için X-Işını aracılığıyla meme dokusundan gelen bilginin mümkün olan en az kayıp ile sinyale çevrilip işlenmesi gerekmektedir (12). Bunu elde etmedeki teknik güçlükler nedeniyle dijital görüntülemenin memede kullanımı gecikmiştir. Bilgisayarlı radyografilerin klinik kullanımları hakkındaki ilk çalışmalar ancak 1990'ların başlarında yayımlanmıştır. Meme kanseri teşhisindeki önemi ile dijital

mamografi, 1992 yılında Ulusal Kanser Enstitüsü tarafından “meme kanseri teşhisinde önemli bir rol oynayan ve hızla gelişmekte olan bir teknoloji” olarak tanımlanmıştır (11).

## 2.2. Meme Anatomisi ve Lenfatik Yayılım

Meme, göğsün ön tarafında sağlı sollu bir çift bez olup yüzeysel fasyanın iki yaprağı arasında bulunur. Yeri ve şekli kişiden kişiye değiştiği gibi aynı kişide değişik yaşlarda şekli ve büyüklüğü değişebilmektedir. Yaklaşık 150-200 g ağırlığında olan meme laktasyon döneminde 400-500 g olur (13). Meme dokusunun iç ve dış sınırları tipik olarak sternum ve orta aksiller çizgidir. Kranial ve kaudal sınırları ise tipik olarak 2. ön kaburga ve 6. ön kaburgadır (14).

Meme; areola dokusundan, kan damarlarından, duktuslarla birbirine bağlı lobüllerde oluşan birçok lobun bir araya gelmesi ile düzenlenen bir glandüler dokudur (15). Bez dokusu, yağ dokusu ve bağ dokusu olmak üzere üç kısımdan oluşur. Memenin merkezi kısmında bez dokusu, periferinde ise yağ dokusu hakimdir (16). Meme parankimi, damar ve lenfatik ağ açısından zengin olan bağ dokusu ile iç içedir. Meme yüzeyinde, yüzeysel fasya ile derin fasya arasında yerleşen, Cooper ligamentleri adı verilen fibröz lifler bulunur (şekil 2.1). Bu destek yapıları etkileyen tümörler ciltte karakteristik içeri çekilmeye neden olur. Memenin üst dış kadranı aşağı aksilla bölgesine uzanır ve aksiler kuyruk olarak adlandırılır. Bu anatomik özellik, memenin üst-dış kadranının toplam meme dokusundaki diğer kadrana oranla daha büyük bir hacimsel yüzdeye sahip olmasını sağlar ve bu nedenle meme kanserlerinin büyük bir yüzdesi bu anatomik konumda görülür (17). Meme bezi lenfatikleri, interlobüler veya prelobular alanlarda başlar, duktusları takip eder ve cildin subareolar lenfatik ağında sonlanır (18). Yüzeysel lenf damarları derinin hemen altında bulunurlar ve koltuk altı lenf düğümlerine açılır; derin lenf damarları ise axillar, intercostal, diaphragmatik ve parasternal lenf düğümlerine drene olur. Memenin lenf damarlarının %75' i aksiller lenf düğümlerine, geri kalanı parasternal ise lenf düğümlerine drene olur. Meme bezi lenflerinin %75' i aksilladaki lenf nodüllerine drene olduğundan memenin malign tümörleri axillaya metastaz yaparlar (16). Memenin baskın lenfatik drenajı, çoğunlukla

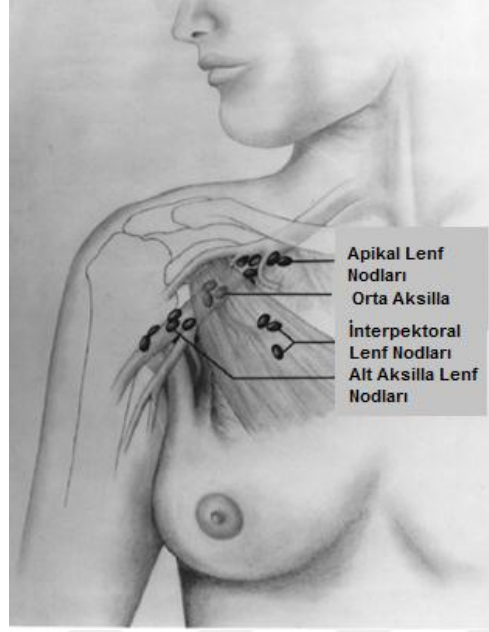
üç düzey olarak tanımlanan aksiller lenf nodlarıdır. Bu düzeylerdeki lenf nodu bölgeleri, pektoralis minör kası temel alınarak tanımlanır (17).

Aksiller lenf nodları; interpektoral nodlar, aksiller ven ve dalları boyunca uzanan lenf nodları olmak üzere üçe ayrılır. (Şekil 2.2).

- Düzey I (alt aksilla): Pektoralis minör kasının lateral sınırının lateralinde kalan lenf nodlarıdır.
- Düzey II (orta aksilla): Pektoralis minör kasının medial ve lateral sınırları arasında yer alan ve interpektoral yerleşen lenf nodlarıdır.
- Düzey III (apex aksilla): Apikal lenf nodları ve supraklavikular ve infraklavikular lenf nodları hariç pektoralis minör kasının medial kenarının medialinde kalan lenf nodlarıdır. Düzey III' ün üst sınırı, aksiller venin birinci kaburga üzerinden kavis yaptığı ve kostoklaviküler veya semilunar ligaman düzeyinde subklavyen ven ismini aldığı yerdir. Bu aynı zamanda Halsted ligamanı olarak da bilinir. Düzey III, nodal seviyeler arasında en ufak, en az yağ ve en az sayıda lenf nodu içerenidir.

Mamarya interna lenf nodları; endotorasik fasyada sternum kenarı boyunca interkostal boşluklarda bulunan lenf nodlarıdır (19). Birinci ile üçüncü interkostal aralıkta yer alırlar ve orta hattan 3-3,5 cm uzaktadırlar (20).

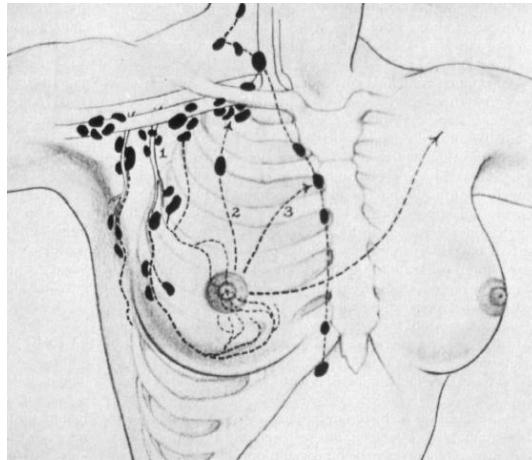
Supraklavikular lenf nodları; aksiller lenf nodları klavikula altında supraklavikular lenf nodları adını alarak devam eder (17). Meme kanserinde bölgesel lenf nodu tutulumu en yaygın aksiller, mamarya interna ve supraklavikular bölgeleridir (21).



**Şekil 2.1.** Aksiller Lenf Nodları.

Bölgesel lenf nodlarına tutulum çoğunlukla meme tabanından başlar ve aşağıdaki lenfatik yolları izler (Şekil 2.3). Aksiller veya esas yol, memenin alt ve üst yarısından, ikinci ve üçüncü interkostal boşluk arasında yerleşmiş olan nodal zincire geçer.

Transpektoral yol, pektoralis majör kasından, supraklavikular lenf nodlarına geçer. İnternal mamaryan yol, orta hat ve pektoralis majör ile interkostal kaslarından (genellikle sternuma yakın) internal mamaryan nod zincirine geçer (15).



**Şekil 2.2.** Memedeki Lenfatik Drenaj Yolları.

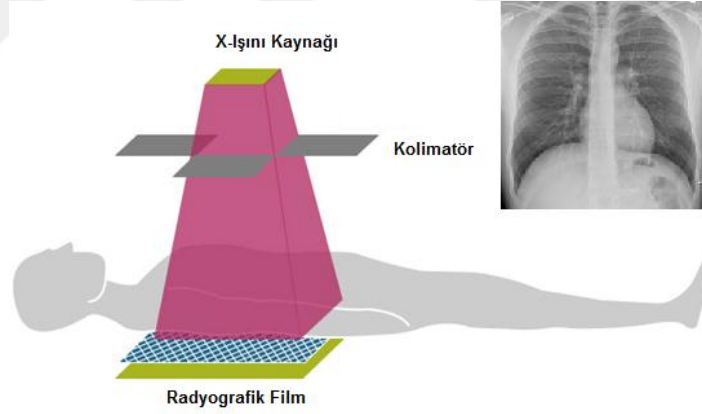
Meme kanserinde aksiller lenf nodu metastazının bulunup bulunmadığını saptamak hem cerrahi dışı tedavi yöntemini hem de sağkalım beklentisini belirgin olarak etkiler. Bunun başlıca nedeni, aksilla çukurundaki lenf ganglionlarına ulaşmış olan malign hücrelerin, lokalize hastalıktan sistematik yayılıma geçiş aşamasını temsil ettiklerine inanılmasıdır (22). Aksiller lenf nodu tutulumu üzerinde etkili olan faktörler; tümör çapı ve lenfatik veya vasküler invazyon, grade, tümör neovaskülerizasyonu, S-faz fraksiyonu, DNA ploidi ve yaygın intraduktal komponent gibi tümörün histolojik özellikleridir. Bu faktörler aynı zamanda prognoz hakkında da fikir verirler. Aralarında en önemli olanı tümör çapıdır. Batı toplumlarında bugün hastaların yaklaşık olarak %50' sine evre 0 veya 1 aşamasında tanı konabilmektedir ve tanı anında aksiller lenf nodu tutulumu oranları ise %30-35 dolayındadır (23). Aksiller lenf nodlarının patolojik durumu en önemli prognostik değişkendir (20). Standart aksiller lenf nodu diseksiyonu, düzey I ve II lenf nodlarına uygulanır. Düzey I ve II lenf nodları tutulmaksızın, düzey III lenf nodlarının tutulması çok nadir gözlenir.

Meme lokalizasyonu ne olursa olsun, aksiller lenf nodu tutulumu en yaygın lenfatik tutulumdur. Ancak, medial, merkezi ve daha aşağı memede gelişen meme kanseri, aksillaya ek olarak internal mamarya lenf nodu zincirine, lateral ve üst kadranslarda meydana gelen meme kanserinden daha yaygın drenaj olur (17). Estourgie ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 700 hastanın sentinal lenf nodu haritası görüntülenmiştir. Bu çalışmada; iç-kadran lezyonlarında bile aksilla drenajı internal mamarya drenajından daha yaygındır. Ancak, internal mamarya drenajı, alt iç-kadran lezyonlarında %50 üzerinde tespit edilmiştir (17). Meme kanserinin bölgesel metastazında ikinci önemli konum internal mamarya lenf nodu zinciridir. Supraklavikular nodu tutulumunun birincil yolu aksilla lenf nodlarından geçer. Bu nodal tutulumun önemi, ilk olarak 119 hastada supraklavikular nodal diseksiyon yapan Halsted tarafından gösterilmiştir. Supraklavikular nodu pozitif olan 44 kadın hastadan sadece 2'sinde 5 yılda hastalık bulgusuna rastlanmamıştır. Bu nedenle, supraklavikular nod tutulumu aksiller tutulumun geç bir aşamasıdır ve bu hastalarda prognoz kötüdür (21).

### 2.3. Radyografi Yöntemi

Röntgen cihazları kullanılarak X-Işınları ile röntgen filmleri üzerine görüntü oluşumu işlemine, “radyografi”; bu işlemle ilgili yönteme ise radyografi yöntemi denir. Radyografi yöntemiyle üzerinde görüntü oluşturulmuş röntgen filmine, “radyogram” (radyograf) denir (24).

Radyografi yönteminde hasta, ışın kaynağı ile film arasında bulunur. Radyografi için gerekli X-Işınları incelenecek bölgeden geçerken objenin yapısına göre farklı kısımlarında belirli oranda soğurulur ve belirli oranda geçer; dolayısıyla filmin farklı kısımları farklı miktarda radyasyon miktarına maruz kalır. Filmin farklı kısımlarının farklı miktarda enerjiye maruz kalmasıyla objenin gizli görüntüsü film emülsiyonuna kaydedilmiş olur. Üzerinde gizli imaj kaydedilmiş filmler, banyo işlemine tabi tutulduğunda, maruz kaldıkları radyasyon enerjisinin miktarına bağlı olarak bir kararım reaksiyonu gösterir; dolayısıyla filmin çok radyasyon enerjisine maruz kalan kısımları banyo sonucu koyu (siyah), az veya hiç enerji almayan kısımları ise açık (beyaz) tonlarda oluşur. Film üzerindeki ton farkı ise görüntüyü oluşturur.



Şekil 2.3. Radyografi Yöntemi ve Görüntü Oluşumu.

### 2.4. Dijital Görüntünün Tanımı

Hastayı geçen X-Işınları, elektronik dedektörler (alıcılar), görüntü plağı veya fluoroskopik ekran tarafından algılanarak elektrik sinyaline çevrilir ve bilgisayara iletilir. Bu sinyallerin bilgisayarda sayısal verilere dönüştürülmesiyle oluşturulan görüntülere, dijital görüntü denir.

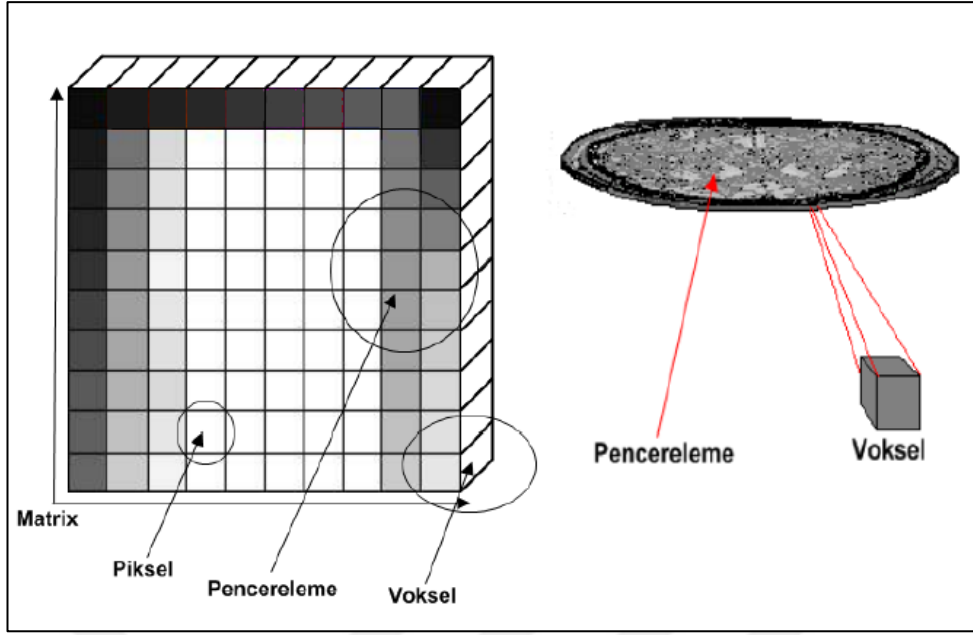
Dijital radyografide görüntü oluşumu konvansiyonel radyografidekine göre çok avantajlıdır. Dijital görüntüde filmdeki görüntünün karşılığı parlaklıktır. Windowing (pencereleme) ile parlaklık skalasında değişiklikler yapmak mümkündür. Bununla birlikte çeşitli özel imaj işleme teknikleri otomatik olarak verilere uygulanarak tek bir ekspozürden (exposur) çoklu imajlar kolayca oluşturulabilir; imaj kalitesi artırılabilir. Bu durum, tanısal doğruluğun artmasını sağlar (25).

#### 2.4.1. Dijital Görüntü İle İlgili Bazı Kavramlar

- **Piksel:** Dijital görüntüyü oluşturan en küçük resim hücresidir. Dijital görüntüleme piksel sayısının fazlalığı görüntü çözünürlüğünün daha detaylı olduğu anlamına gelir.
- **Voksel:** Görüntüyü oluşturan her pikselin organizmadaki hacimsel karşılığıdır.
- **Matrix:** Dijital görüntüde yatay ve düşey sıradaki piksellerin çarpımı sonucu elde edilen toplam piksel sayısıdır.
- **Dynamic Range:** Dijital görüntüde kullanılan renk tonu sayısıdır. Renk tonu sayısı arttıkça görüntü kalitesi artar. İnsan gözünün spektral hassasiyeti 30 kadar gri tonunu birbirinden ayırabilir. Bazı dijital yöntemlerde 2000' in üzerinde gri tonu kullanılır.
- **Pencereleme:** Dijital görüntü üzerinde insan gözünün görebileceği, gri ton ayarlamasını ifade eder.

Dijital görüntünün dinamik aralığı (gri tonu sayısı) oldukça fazladır, görüntü siyahtan beyaza kadar farklı gri tonlarına karşılık gelen resim hücrelerinden (piksel) meydana gelir. Her bir resim hücresinin sayısal bir karşılığı vardır (26).





Şekil 2.4. Dijital Görüntü Oluşumu.

#### 2.4.2. Radyografik Görüntü Oluşumu

Doku içerisinde atom numarası, fiziksel yoğunluk ve kalınlık gibi fiziksel farklılıklara sahip olan yapılar röntgen filminde görüntülenebilir. Bu farklılıklara sahip hasta vücudundaki yapılar çevre doku ve organlara göre daha az ya da daha çok X-ışını soğurur bu da görüntüde ki farklılıklara yol açar. Daha az ışın soğuran yapılar filmde koyu renkli görünürken, daha çok ışın soğuranlar açık renkli görülmektedir (25).

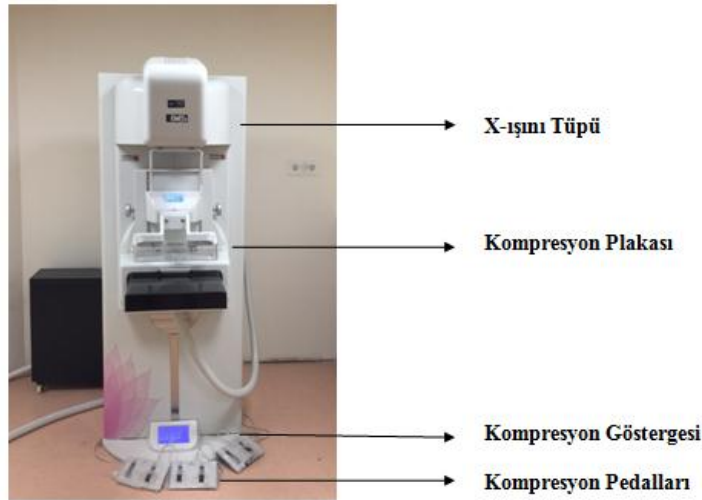
#### 2.5. Mamografi Cihazı

Mamografi cihazları, memedeki patolojik değişiklikleri saptamaya yarayan özel röntgen tanı cihazlarıdır. Kumanda masası, X-ışını tüpü ve kompresyon sisteminden oluşur. Günümüzde kullanılan mamografi cihazlarında kullanılan tüplerin birçoğu molibden anotlu, berilyum pencere ve molibden selektif filtrelidir fakat tungsten anotlu mamografi cihazlarında vardır. Dijital sistemlerde tüp yerine

geliştirilmiş dedektör sistemi yer almaktadır. Bu dedektörler ve tüp, meme etrafında dönerek farklı açılardan görüntüler elde edilmektedir.

Mamografide meme glandı özel bir platform ile kompresyon aparatı arasına yerleştirilir. Meme glandını sıkıştırmak çok önemlidir lezyonlar filme ne kadar yakın olursa görüntüde netlik o oranda artar. Aynı zamanda lezyonların süperpoze olması önlenildiği gibi ikincil radyasyon yayımı da azalır. Özellikle meme kanseri tanısında oldukça önemli olan bu yöntemde 1957 yılında Washmann ve Dimotsis tarafından geliştirilmiştir.

Mamografi tekniğinde 25-50 kV, 25-100 mA, 0,1-0,2 sn değerlerinde yapılan düşük doz ışınlamalarla meme yağlı dokusu yanında, fibroz doku, deri ve tümör dokusu gibi yağlı olmayan dokular arasında, film üzerindeki görüntüde belirgin bir dansite farklılığı oluşturulur (26). Mamografi cihazları da gelişen teknolojiyle birlikte gelişmektedir (27). Mamografi cihazları, konvansiyonel mamografi, dijital mamografi ve diğer mamografi cihazları olmak üzere üç ana başlık altında incelenebilmektedir.



**Şekil 2.5.** Mamografi Cihazı.

### **2.5.1. Konvansiyonel Mamografi Cihazı**

Konvansiyonel mamografi cihazı; X-ışını tüpü, kompresyon sistemi ve kumanda masasından oluşmaktadır. Cihazın tüpü, kaset tutucusu ve kompresyon plakası kraniokaudal, lateral ve oblik pozisyonlarda rahatlıkla görüntüleme sağlayacak

şekilde dönebilir. Bu cihazlarda, memenin sıkıştırılarak daha iyi görüntülenmesini sağlayan kompresyon üniteleri bulunur. Bu amaçla geliştirilmiş olan otomatik kompresyon sistemlerinde meme belli bir basınçta sıkışır. Mamografi cihazı, memenin sıkıştırılma şiddetini meme dokusuna göre ayarlar ve sıkıştırmayı ideal düzeydeyken otomatik olarak durdurur (26).



**Şekil 2.6.** Mamografi Cihazı Aparatları.

### 2.5.2. Dijital Mamografi

Dijital mamografi cihazları, erken dönemde tanı oranını artırmak ve bunu en az X-Işını dozu ile gerçekleştirmek amacıyla geliştirilmiştir. Dijital mamografide röntgen ışınları özel olarak tasarlanmış dedektör plakalar üzerinde yakalanmakta, daha sonra bu elektronik sinyaller bilgisayara aktarılarak görüntü oluşturur.

Analog görüntülerin (normal röntgen filmini oluşturan gri skala bilgileri) dijital bilgiye çevrilmesi 3 yöntemle yapılır.

- Düz radyografilerin dijitalizasyonu, (film digitizer kullanımı)
- Computed radyografi, (CR)
- Dijital radyografi. (DR)

Düz radyografilerin dijitalizasyonu: Konvansiyonel düz radyografilerin, digitizer kullanılarak dijital veriye çevrilmesidir. Verimi en az olan metot budur. Bu metod, büyük departmanlarda filme dayalı sistemden PACS' a (Picture Archiving and Communication Systems: Görüntü arşivleme sistemi) geçiş aşamasında yararlıdır; ancak mamografilerdeki detay kaybı fazla olacağından rutin kullanımda tercih edilmez.

CR: CR tekniği, dijital veri elde etmek için konvansiyonel radyografi ekipmanını kullanan bir tekniktir. Konvansiyonel film yerine, burada yüklü bir plaka radyasyonu almaktadır. Daha sonra bu plaka dijital görüntü oluşturmaktadır.

DR: Hastayı geçen radyasyonu direkt olarak dijital bilgiye eviren elektronik detektörlerin (alıcılarnın) kullanıldığı bir metottur. İndirekt ve direkt dijital detektörler kullanılabilir.

- İndirekt dijital detektörler: Bu sistemde konvansiyel mamografideki gibi kaset teknolojisi kullanılır. Meme dokusunu geçen X-Işınları stimule (uyarmak) edici fosfor bir ekrandan geçtikten sonra önce ışık fotonlarına, daha sonra elektrik sinyallerine çevrilir.
- Direkt dijital detektörler: Meme dokusunu geçen X-Işınları direkt elektronik sinyale dönüşür (28).



şekil 2.7. Digital Mamografi Cihazı.



**Şekil 2.8.** Dijital Mamografi Cihazı Tüpünün Cranial-Caudal Görüntü (CC) Mediolateral Oblik (MLO) ve Lateral Pozisyonu.

- Cihazın yapısı; mamografi görüntüsünün elektronik olarak elde edilmesini sağlar. Dijital mamografi ünitesinde analog cihazda memenin yerleştirildiği ve komprese edildiği aparatın karşısında yer alan kaset taşıyıcısı ve kaset yerine imaj reseptörü olarak görev yapan fotoresptör tabakası bulunur. X-Işını memeyi geçtikten sonra yüksek çözünürlüklü elektronik detektörler tarafından algılanır ve görüntüler dijital ortamda elde edilir.
- Özellikleri; bu yöntemde mamografi ve bilgisayarlar birlikte kullanılır. Görüntüler direkt olarak bilgisayara aktarılır ve gerekirse bu görüntüler film kâğıdına basılır. En önemli avantajı, bilgisayar aracılığı ile şüpheli bir bölgenin daha iyi incelenmesine ve gerektiğinde bu görüntülerin CD' ye aktarılmasına olanak sağlar. Ayrıca internet aracılığı ile meme konusunda deneyimli başka bir radyoloji uzmanına incelenmek üzere gönderilebilir. Dijital mamografi cihazı, memenin sıkıştırılma şiddetini meme dokusuna göre ayarlar ve sıkıştırmayı ideal düzeydeyken otomatik olarak durdurur. Bu da hastanın daha az ağrı duymasını sağlar (28).

### 2.5.3. Diğer Mamografi Cihazları

- **Kseromamografi**

Kseromamografi yumuşak dokuların daha iyi görüntülenmesi amacıyla geliştirilmiş radyolojik bir yöntemdir. X-Işını, imaj reseptörü olarak röntgen filmi

yerine üzeri selenyum tabakası ile kaplanmış ve elektriksel olarak şarj edilmiş alüminyum plaka üzerine düşürülür. Selenyum bir levhaya yansıtılan görüntü, daha sonra kâğıt üzerine kaydedilir. Uygulama biçimi mamografiye benzemekle birlikte biraz daha karmaşıktır. Bu incelemenin en önemli avantajı görüntü kalitesi ve yumuşak doku planlarının kontrast rezolüsyonunun daha yüksek oluşudur.

Kseromamografi, yapıların dış çizgilerinin mamografide olduğundan daha net ve dolayısıyla ayrıntıların daha iyi görülebilmesini sağlar. Ayrıca koltuk altına yakın lenf düğümlerinin ve derin yumruların daha iyi incelenmesine olanak verir. Alınan X-Işını dozunun daha fazla ve incelemenin pahalı oluşu, yöntemin yaygın kullanımını sınırlamaktadır (28).

- **Termografi**

Termografi, ısıya duyarlı kızılötesi bir kamerayla, vücut yüzeyinden yayılan kızılötesi ışınların ya da sıcaklıkla değişen elektromagnetik dalgaların görüntülenmesini sağlayan bir yöntemdir.

Memenin termografi ile incelenmesinde, sıcak bölgeleri ortaya koyarak çeşitli meme hastalıklarının saptanmasını sağlar. Memedeki tümör olan bölge, çevre dokulardan biraz daha sıcaktır. Çünkü kötü huylu meme tümörlerinin olduğu bölgede, memenin diğer bölgelerine göre daha fazla atar ve toplardamar bulunur. Dolayısıyla metabolizma da daha hızlıdır. Bu nedenle tümörler belli bir miktar ısı üreterek deriye aktarır ve bu ısı, termografide “sıcak bölge” olarak görünür.

Termografik inceleme için hasta, 23–25 C° sıcaklıktaki inceleme odasına alınır. Vücudun oda ısısına uyum sağlayabilmesi için inceleme bölgesindeki giysileri çıkartılır. 10–15 dakika kadar bu ortamda bekletilir. İnceleme işlemine başlamak için cihaz çalıştırılarak hasta, termal kamera karşısına alınır. Termal kamera tarafından algılanan ısı dalgaları kamera içindeki hareketli ayna yardımıyla detektörün altındaki sensöre (algılayıcı) yansıtılır. Sensöre gelen analog sinyaller, ana kart aracılığı ile bilgisayarda dijital sinyallere dönüştürülür. Bilgisayarda oluşturulan dijital görüntü renklendirilir. Renklendirme işleminde sıcak bölgeler için kırmızı ve tonları; soğuk bölgeler için mavi ve tonları kullanılır (28).

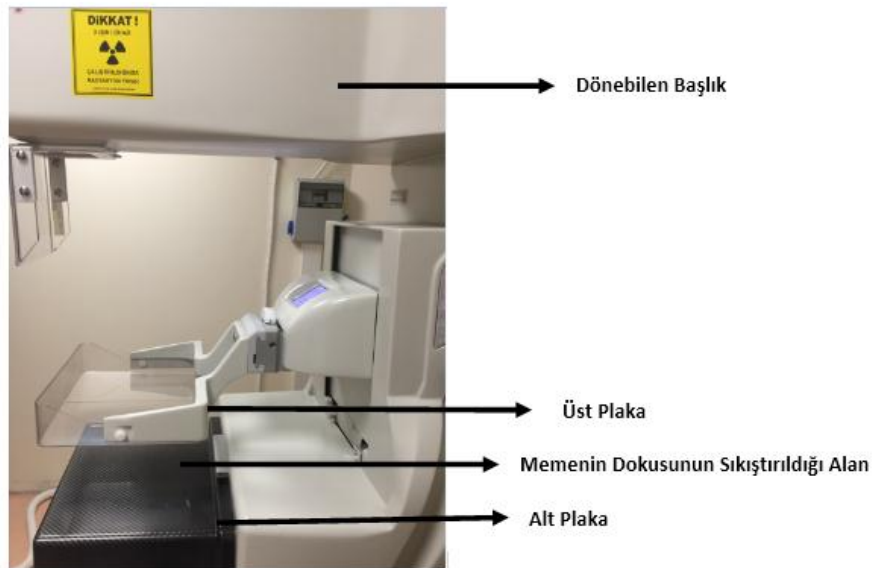
Termografi yaygın olarak kullanılmaz. Termografinin kullanımını sınırlayan en önemli etken hata payının yüksekliğidir. Meme iri ya da tümör küçük ve derinde olduğunda, üretilen ısı deriye ulaşmaz ve termografiyle saptanamaz. Ayrıca meme,

yapısal olarak kanlanma artışından dolayı ya da başka bir nedenle çok damarlıysa sıcak bölgelerin saptanması güçtür. Olguların %10-20' sinde tümör olduğu halde termografide görülmez; “yalancı negatiflik” denen bu durum özellikle çapı 2 cm'nin altında olan küçük tümörler için söz konusudur. Olguların %10-40' ında ise tümör bulunmadığı halde termografi bazı kuşku görüntüleri verir; yalancı pozitiflik denen bu duruma bir iltihap, özellikle adet öncesi dönemde görülen kanlanma artışı, bazı iyi huylu hastalıklar ve doğum kontrol hapları gibi ilaçlar da yol açabilir (25).

## 2.6. Kompresyon Sistemi

Kompresyon sistemi, memenin sıkıştırılarak daha iyi görüntülenmesini sağlar. Memenin kalınlığını homojen şekilde azaltarak dozun ve saçılan radyasyonun azalmasını sağlayan, görüntü keskinliğini arttıran sistemdir.

Kompresyon sistemi, kompresyon plağı ve kontrol mekanizmasından oluşur. Kompresyon plağı ince, sert plastikten yapılır. Görüntü alıcısının düzlemine paralel düz alt yüzeyi vardır. Kompresyon plağının görüntü açısının düzlemine dik olan kenarları, meme dokusunun göğüs duvarından uzaklaştırılarak görüntü alanına girmesini sağlar (28).



**Şekil 2.9.** Memenin Cihazda Yer Alan Plakalar Arasında Sıkıştırılması ile Filmlerin Çekilmesi.

### 2.6.1. Kompresyon Sisteminin Görevi

Mamografik görüntü kalitesinin iyi olması için memenin yeterli oranda sıkıştırılması gerekir. Meme, sıkıştırma plakası ile kaset tutucuya doğru bastırılarak sıkıştırılır. Sıkıştırma plakası manuel sıkıştırma düğmesi veya motorla hareket ettirilen ayak pedalları kullanılarak hareket ettirilir.

Kompresyon sisteminin görevleri;

- Kompresyon uygulanması meme dokusunun kalınlığını azaltır, böylece hem doz hem de saçılan radyasyon azalır; görüntü keskinliği artar ve doz azalır.
- Obje reseptör mesafesinin kısaltılması yoluyla geometrik bulanıklığı azaltır. Meme yapılarının birbirinden ayrılmasını sağlayarak doku süper pozisyonlarını ortadan kaldırır.
- Ekspozür süresince memeyi sabit tutarak harekete bağlı görüntü bulanıklığını azaltır. Bunun için inferior ve posterior yüzeyleri arasında 90° açı bulunan sert kompresyon plakları tercih edilmelidir. Posterior kenarları yuvarlak ya da meyilli olan kompresyon plakları derin meme dokusunu homojen olarak komprese edemez ve ışınlama süresince memeyi sabit tutamaz. Ayrıca mamografi filminin arka kenarı boyunca homojen meme kompresyonu gerekir; çünkü filmin arka kenarı yuvarlak değil düzdür. Kompresyon sırasında kompresyon yüzeyinin görüntü reseptör planına paralel olması gerekir. Bu paralellikte, 1 cm' den daha fazla sapma olmamalıdır.
- Uygun kompresyon plağı ve iyi kompresyon, memenin nazıkçe ve sıkıca öne doğru çekilmesi ile birlikte, görüntülenen meme dokusu miktarının en üst düzeyde olmasını sağlar. Ayak pedalıyla kontrol edilebilen mamografi sistemleri, kompresyon plağının aşağıya doğru hareketi sırasında teknisyenin pozisyonlama için her iki elini de kullanmasına olanak verir.

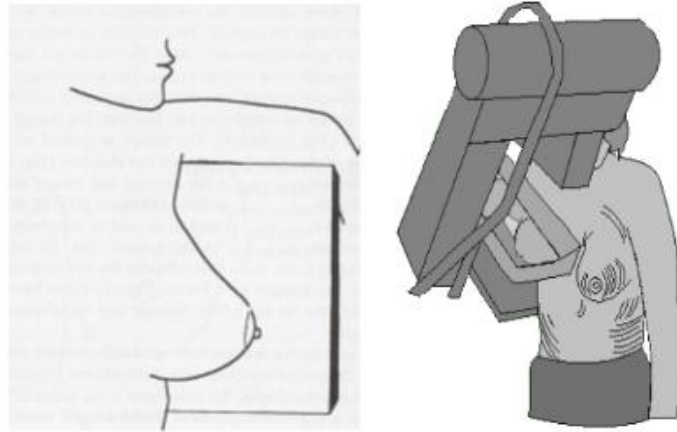
Dens fibroglandüler, doku içindeki bir kanser odağının saptanması için dokuların yeterli komprese edilerek dağıtılması gereklidir. Yetersiz kompresyon ve buna bağlı hareket bulanıklığı, daha sık olarak Mediolateral Oblik (MLO) pozisyonadaki radyografilerde görülür. Tüm görüntü alanında olabileceği gibi memenin bir parçasında da oluşabilir. MLO radyografide yetersiz kompresyonun bir sonucu olarak memede sarkma oluşabilir, buna “deve burnu” görüntüsü de denir.



Yetersiz meme kompresyonunun en sık nedeni teknisyenin hastada rahatsızlık oluşturmamak için basıyı az uygulamasıdır. Kompresyon, hasta hazırlıklıysa ve aniden değil de yavaş yavaş uygulanırsa çok daha kolay tolere edilebilir. Bu yüzden, incelemeye başlamadan önce teknisyenin yapılacaklarını hastaya açıklaması, önemlidir. Kompresyonun ne kadar süreceği, nasıl yapılacağı ve neden önemli olduğu konusunda bilgilendirilmiş olan hasta, bu durumu daha kolay tolere edecektir. Kompresyonun hastaya rahatsızlık vereceği ama ağırlı olmayacağı, ancak incelemenin kalitesini arttıracığı mutlaka söylenmelidir. Bazı kadınlarda memeler menstruel siklus öncesinde ya da sırasında (ya da nadiren siklusun diğer zamanlarında) çok hassas olabilmektedir. Bu kadınlarda mamografi, memelerin en az hassas olduğu zamana göre planlanmalıdır (28).

## 2.7. Mediolateral Oblik Pozisyonda Mamografi

Mediolateral Oblik (MLO) pozisyon, mamografide tarama ve tanısal amaçlı incelemelerde kullanılan temel görüntüleme pozisyonlarından biridir. Mamografi filmi çekilen her hastanın MLO pozisyonunda da görüntüsü alınmaktadır.



**Şekil 2.10.** Mediolateral Oblik Pozisyonda Mamografi.

Tüm meme dokusunun görüntülenebilmesine izin veren bu pozisyonda, görüntüye mümkün olan en fazla dokunun alınabilmesi için pektoralis kasının yeterli görüntülenebilmesi gerekir. Uygun alınan bir MLO radyografide pektoral kas yaklaşık meme başı düzeyine kadar üçgen şeklinde görüntülenmelidir. Derin ve yüzeysel meme dokularının birbirinden ayırt edilmesini sağlar. Ayrıca memede en sık karşılaşılan

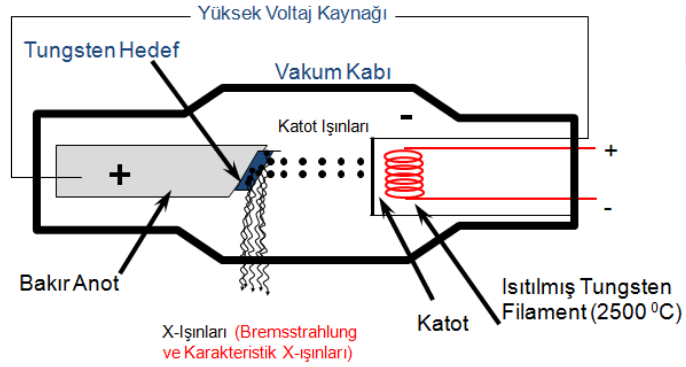
kanser yerleşim yeri olan üst dış kadran ve aksiller kuyruk, diğer pozisyonlara göre daha iyi görüntülenir (28).

Memenin glandüler yapısı alt-iç kesimden üst-dış kesime doğru uzanır. Mediolateral- oblik pozisyon, memenin uzun aksına dik açılı ışın verilmesini sağlar; böylece glandüler yapıların birbirine süperpozisyonu önlenmiş olur.

Dijital mamografi cihazları ile yapılan çekimlerde kV ve mAs değerleri, hastanın meme yapısına göre otomatik olarak ayarlanır.

## 2.8. X-Işını Tüpü ve Yapısı

Yapay yollarla X-Işını meydana getirmeye yarayan insan yapısı aygıtlara X-Işını tüpü adı verilmektedir. Neredeyse tüm radyolojik incelemelerde kullanılan X-Işını tüpü mamografi sistemlerinde de kullanılmaktadır. Basit olarak yapısı, vakumlanmış bir tüp içinde anot ve katot (flaman) materyallerinden oluşmaktadır.



(a)

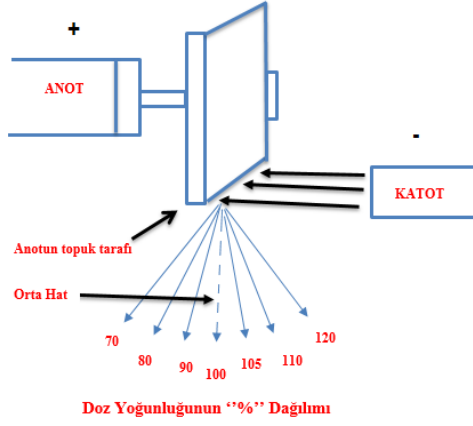


(b)

Şekil 2.11. (a) X-Işını Tüpü Şematik Gösterimi, (b) X-Işını Tüpü.

Genelde anot materyali tamamen Bakırdan (Cu) oluşurken, bu kısım bazı sistemlerde Molibdenden (Mo) de oluşmaktadır. Anot üzerinde elektronların çarptırıldığı hedef materyal ise Molibden, Rodyum (Rh) veya Tungsten (W) den yapılmaktadır. Hedef materyaller her zaman için yüksek ısı kapasitesine ve verime sahip olmalıdır. Bazı tüp sistemlerinde döner anot kullanılarak anot üzerindeki ısı yayılımının homojen olmasına özen gösterilmektedir. Bu teknik tüp ömrünün uzun olmasını sağlamak için geliştirilmiştir. Mamografi sistemlerinde düşük enerjili X-Işını kullanımından dolayı klinik uygulamalarda hedef materyali düşük atom numaralı molibden ( $^{42}\text{Mo}$ ) kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra tüpte bulunan katotta iki farklı boyutta flaman bulunmaktadır. Bu flamanların boyutları ise sırasıyla 0,3- 0,4 mm ve 0,1- 0,15 mm dir. Katottaki flamandan geçirilen akım sonucu termoiyonik salınım meydana gelir ve açığa çıkan bu elektronlar anot hedefine çarptırılarak X-Işınları oluşturulur. Flamanlardan uzun olan seçilirse anot hedefinde daha geniş alanda X-Işını oluşturulur ki, bu alan büyük fokal spot alanı olarak adlandırılır. Genellikle yumuşak doku özelliği gösteren meme dokusunda radyografik kaliteyi yakalamak için mamografi çekimlerinde düşük kalite ve yüksek kantitede x-ışınlarına ihtiyaç duyulur. Bu nedenle mamografi tetkiklerinde genellikle büyük fokal spot alanı seçilir. Küçük fokal spot alanı ise magnifikasyon yapıldığı durumlarda kullanılır. Mamografi cihazlarının tüp çıkışına düşük enerjili X-Işınlarını soğurmak ve X-Işını kalitesini arttırmak için yaklaşık 0,8- 1 mm kalınlığında berilyum (Be) elementi konulmaktadır.

Tüpün penceresindeki “Be” elementi, mamografi sistemlerindeki doğal filtrasyonu oluşturmaktadır. X-Işını potansiyelleri 20 kVp’den başlayarak sistemden sisteme geçişerek maksimum 40 kVp’ye kadar çıkabilmektedir (29). Mamografide anot ile ilgili önemli bir özellikte anot açısıdır. Düşük anot açılı tüplerde anot hedefinde oluşan X-Işınlarının bir kısmı anotun kendisi tarafından soğurulduğundan dolayı tüpten çıkan X-Işınlarının enerjisi anot tarafında katot tarafından daha düşüktür. Bu olaya “topuk etkisi” denir. Mamografi cihazlarında bu etki memenin konik yapısına uygun şekilde tasarlanmıştır. Meme dokusunun yapısından ötürü X-Işını tüpünde oluşturulan topuk etkisi tekniği ile meme ucuna gidildikçe azalan doku oranını gözeterek radyasyon miktarında düşüş sağlanır. Bu işlem sayesinde meme üzerine düşürülen “X-Işını/doku hacmi” oranı olası homojeniteye getirilmiş olur.



Şekil 2.12. Topuk Etkisi.

## 2.9. X-Işını jeneratörü

X-Işını jeneratörü X-Işını tüpüne enerji sağlar. Sağlanan enerji iki yerde kullanılır, birincisi tüp içerisinde yer alan flamanı ısıtmak ve termiyonik yayını başlatmak, ikincisi ise elektronları katotdan anoda doğru hızlandırmaktır. X- Işını jeneratöründe bu işlevleri yerine getiren flaman ve yüksek gerilim devreleri vardır. Bu devrelere ek olarak ışınlama süresini ayarlayan zamanlayıcı (timer) devresi de jeneratör içinde yer alır (30).

X-Işın jeneratörünün gücü 3-10 kW, dalga şekli ise sabit gerilimdir. Anot-katot arasına uygulanan gerilim 25-35 kVp aralığında olup genellikle 1 kV hassasiyetle ayarlanabilmektedir. Tüp akımı ile ışınlama süresinin çarpımı 5-800 mAs aralığındadır. Tüp akımı büyük odak noktası için 100 mA, küçük odak noktası için 50 mA'den fazla değildir (31).

## 2.10. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Radyasyon, gözle görülemez bu nedenle sadece madde içerisindeki etkileşimi ile saptanmaktadır. Madde ile etkileşimini anlamadan da radyasyonu tespit etmek mümkün değildir. Etkileşme parçacığın çeşidine ve enerjisine, girdiği ortamın atom numarasına ve yoğunluğuna bağlı olarak da değişir. Bu nedenle, yüklü ve yüksüz parçacıkların madde ile etkileşimini ayrı ayrı değerlendirilmelidir.

Yüklü parçacıklar ve yüksüz parçacıklar enerjilerini farklı bir şekilde kaybetmektedirler. Maddeye gelen foton veya nötron hiçbir etkileşime girmeden maddeden geçip gidebilir ve sonuç olarak da enerji kaybına uğramayabilir. Ayrıca foton etkileşime girebilir ve böylece bir ya da birkaç etkileşim sonucunda enerjisini kaybedebilir. Buna karşın yüklü bir parçacık, Coulomb elektrik alanı ile bir veya birden fazla elektron ile ya da yanından geçtiği hemen hemen her bir atomun çekirdeği ile etkileşime girebilir. Bu etkileşimlerin çoğunda gelen yüklü parçacığın kinetik enerjisinin yalnızca küçük bir kısmı maddeye aktarılır. Böylece parçacık kinetik enerjisini kademeli bir şekilde kaybedecektir. Maddenin içerisinden geçen yüklü bir parçacığın etkileşimde bulunmama olasılığı sıfırdır. 1 MeV' lik yüklü bir parçacık genel anlamda kinetik enerjisinin tamamını kaybetmeden önce etkileşimde bulunabilir (32).

Fotonlar madde ile Fotoelektrik, Compton veya Çift Oluşum süreçleri ile etkileşimde bulunurken yüklü parçacıklar (elektronlar, protonlar,  $\alpha$  parçacıkları) enerjilerini çoğunlukla iyonizasyon ve uyarma (eksitasyon) yolu ile kaybederler. Ayrıca yüklü bir parçacığın (özellikle elektron) Bremsstrahlung (frenleme) sonucu çekirdek ile ışınımsal etkileşimi de mümkündür. Yüklü parçacık etkileşimlerine, gelen parçacığın elektrik alanı ile soğurucu ortamın atomlarının çekirdeksel elektrik alanı arasındaki veya yörünge elektronlarının elektrik alanı arasındaki Coulomb kuvveti aracılık etmektedir. Parçacık ile atomik elektronlar arasındaki çarpışmalar iyonizasyon ve uyarma, parçacık ile çekirdek arasındaki etkileşimler ise ışınımsal enerji kaybı veya Bremsstrahlung ile sonuçlanır. Elektronlar kütlelerinin çok küçük olmasından dolayı daha ağır parçacıklara kıyasla daha fazla saçılmaya uğrarlar (21).

### **1.10.1.Yüklü Parçacıklar**

Genel olarak, yüklü parçacıklar madde içerisinden geçerken enerji kaybı ve geliş doğrultularından sapmaları ile yüksüz parçacıklardan ayrılırlar. Bu etkiler öncelikle maddenin atomik elektronları ile esnek olmayan çarpışma yapmasının ve çekirdekten saçılmasının bir sonucudur. Bu reaksiyonlar madde içerisinde birim uzunluk başına birçok kez meydana gelir. Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimini incelerken yüklü parçacıkları hafif yüklü parçacıklar ( $e$ ,  $e^+$ ) ve ağır yüklü parçacıklar

(muon, pion, proton, alfa ve diğerk ağır çekirdekler) olmak üzere iki gruba ayırmak gerekmektedir (33).

### 2.10.2. Ağır Yüklü Parçacıklar

Muonlar, pionlar, protonlar, döteronlar ve alfalar gibi ağır yüklü bir parçacık soğurucu bir ortama girer girmez, ortamdaki atomların yörünge elektronlarının negatif yükü ile kendi pozitif yükleri arasındaki Coulomb Kuvveti ile etkileşir. Ağır yüklü parçacıkların madde içerisindeki enerji kaybından esnek olmayan çarpışmalar sorumludur. Bu etkileşmelerde gelen parçacığın kinetik enerjisi atomun iyonlaşma enerjisinden yeterince büyük ise, enerjisini yolu üzerindeki atomları iyonlaştırmak için harcar.

Yüklü bir parçacık madde içerisinde bir uçtan diğerk uca ilerlerken, elektronlar ile çarpışmalar sonucunda enerjisinin çoğunu kaybeder. Her bir etkileşimde kaybedilen enerji çok küçük olacaktır. Bu enerji, toplam enerjinin sadece küçük bir kısmına karşılık geleceğinden, gelen parçacık madde içerisinde bunun gibi birçok etkileşimde bulunur. Bunun sonucunda binlerce iyon çifti meydana gelir. Soğurucu ortamın atomundan kopan elektron negatif iyonu, geriye kalan atom da pozitif iyonu meydana getirir. İyon çiftleri tekrar bir araya gelme eğilimine sahiptir. Bu durum yüklü parçacığın enerjisinin tamamını kaybedip duruncaya kadar devam eder. Meydana gelen negatif iyon ( $e^-$ ) tekrar ikincil bir iyonlaşmaya sebep olabilir, bu elektronlar “delta ışınları” olarak da bilinir. Ağır yüklü parçacıkların atomik elektronlar ile çarpışmaları yollarında çok fazla bir değişiklik meydana getirmez, yol aşağı yukarı bir doğrudur.

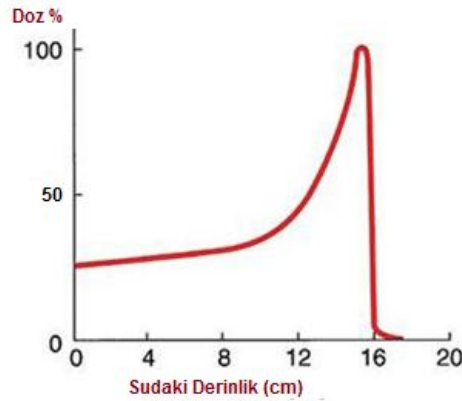
Bu sebeple yüklü parçacıklar, soğurucu madde içerisinde belirli bir menzil ile karakterize edilirler. Menzil, parçacıkların madde içerisinde duruncaya kadar aldıkları yol olarak tanımlanmaktadır.

Yüklü parçacığın madde ile etkileşim mekanizması olan iyonlaşmanın yanı sıra bir diğerk mekanizma elektronların uyarılmasıdır. Gelen ağır yüklü parçacık iyonlaşma enerjisinden daha küçük bir enerjiye sahip ise uyarılma gerçekleşir. Soğurucu maddenin atom veya molekülü gelen parçacığın enerjisinin bir kısmını soğurarak daha

yüksek bir enerji seviyesine çıkar. Uyarılan atom ya da molekül daha sonra görünür bölgede foton ışını yayınlamaya taban durumuna veya daha düşük enerji seviyesine döner.

Yüklü parçacıklar çekirdekle de reaksiyon verebilir. Bu durum çekirdekten elastik saçılma olarak bilinir. Fakat atomun yarıçapı çekirdeğinkinden çok daha büyük olduğundan, yüklü parçacığın atomun bir elektronu ile reaksiyon vermesi daha olasıdır. Bu durumda çekirdek, atomda herhangi bir değişiklik meydana getirmeksizin Coulomb itmesi ile ağır yüklü parçacıkların yön değiştirmesine sebep olur (33).

Ağır yüklü parçacıklar madde içersin de ilerlerken enerji kaybından dolayı yavaşlarlar. Durmasına yakın daha çok enerji kaybederek daha çok iyonizasyon meydana getirirler. Menziline bağlı olarak enerji kaybı aşağıdaki Şekil 2.14’ de gösterilmiştir. Bu Bragg eğrisi olarak bilinir. Enerjinin çoğu parçacığın yolunun sonunda ortama depolanır. En sonunda, yüklü parçacık elektron yakalar ve durdurma gücü düşer. Bu davranış radyasyonun tıptaki uygulamalarında sıkça kullanılır. Vücutta, verilen bir uzunlukta, kanser hücrelerini diğer hücelere zarar vermeden parçalamak için ağır yüklü parçacıklar kullanılır (33).

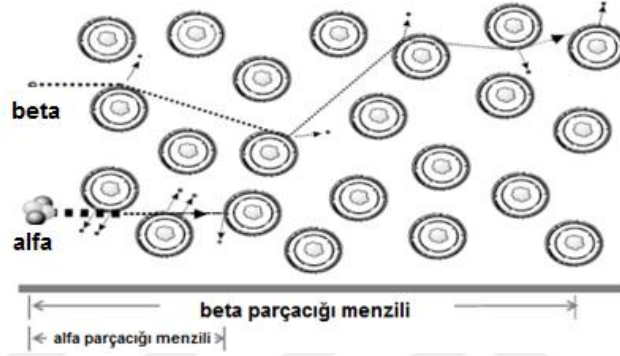


**Şekil 2.13.** Ağır Yüklü Parçacık İçin Derin Doz Dağılımı.

Şekil 2.14’ de görüldüğü gibi suda depolanan doz başlangıçta derinlikle beraber artarken menzilin sonunda keskin bir şekilde sifıra gider. Parçacığın menzilin sonlarına doğru oluşan bu tepeye “Bragg Tepesi” denmektedir. Bragg tepesinin etkisiyle protonlar ve ağır yüklü parçacıklar, hedeflenen hacimde dozu biriktirmek ve çevredeki sağlıklı dokulardaki dozu en aza indirmek açısından radyoterapide avantaj sağlamaktadır (21).

### 2.10.3. Hafif Yüklü Parçacıklar

Elektronların içerisinde geçtiği madde ile yaptığı etkileşimler ağır parçacıkların yaptığı etkileşimler ile benzemektedir. Ancak elektronların kütlelerinin çok küçük olması saçılmalarına ve hareket yönünün değişmesine, zikzaklı bir yörünge çizmesine yol açmaktadır. Bunun bir sonucu olarak da elektronlar için Bragg Tepesi gözlenmemektedir. Şekil 2.15’ de alfa ve beta parçacıklarının madde içerisinde geçerken aldıkları yol gösterilmektedir.



Şekil 2.14. Alfa ve Beta Parçacıklarının Madde İçerisinden Geçerken Aldıkları Yol.

Elektronlar bir ortam içerisinde geçerken Coulomb Kuvvetinden dolayı ortamın atomları ile etkileşimde bulunurlar. Bu etkileşimler soğurucu ortamın atomunun çekirdeği ve yörünge elektronları ile esnek ve esnek olmayan çarpışmalar şeklindedir. Elastik çarpışmada elektron, sadece yönünü değiştirip enerjisinden bir şey kaybetmezken, inelastik çarpışmada, yönünü değiştirmekle beraber enerjisinin bir kısmını yörüngedeki elektrona aktarır (iyonizasyon-uyarma) veya enerjisini “Bremsstrahlung” (frenleme) radyasyonu olarak yayınlamaktadır.

Su veya doku gibi düşük atom numarasına sahip ortamlarda elektronlar enerjilerini iyonizasyon yolu ile kaybeder. Kurşun gibi daha büyük atom numaralı materyallerde ise bremsstrahlung süreci baskın gelmektedir. Çarpışma sürecinde iyonizasyon yolu ile koparılan elektronun kinetik enerjisi, bir başka iyonizasyon yapmaya yetecek kadar fazla ise bu tip elektronlar “ikincil elektron” veya “delta ışını” olarak adlandırılır (21). Buna göre bir elektron madde içerisinde geçerken radyasyonla ve çarpışmayla olmak üzere iki türlü enerji kaybeder.



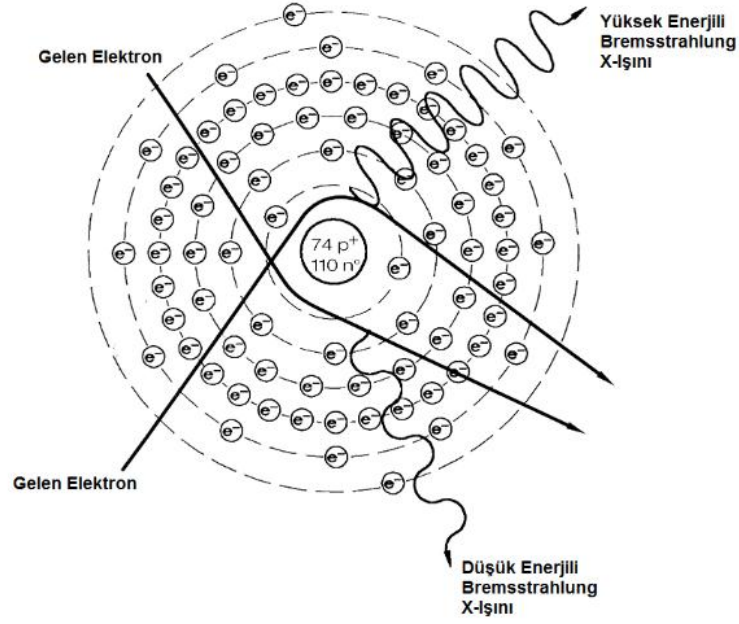
#### **2.10.4. Çarpışma Yolu ile Enerji Kaybı (İyonizasyon ve Uyarma)**

Enerji kaybı miktarı ortamın elektron yoğunluğuna bağlıdır. Kütle durdurma gücü olarak bilinen gram başına birim alandaki enerji kaybı düşük atom numaralı materyaller için yüksek atom numaralı materyallerden daha fazladır. Bunun sebebi, yüksek atom numaralı maddelerde gram başına düşük elektron sayısının düşük kütle numaralı maddelere göre daha az olması ve yüksek kütle numaralı maddelerdeki elektronların bağlanma enerjisinin daha büyük olmasıdır. Bu sebepten dolayı su veya doku gibi düşük atom numarasına sahip ortamlarda elektronlar enerjilerini iyonizasyon yaparak kaybeder (21).

#### **2.10.5. Radyasyon Yolu ile Enerji Kaybı (Bremsstrahlung)**

Radyasyonla olan enerji kaybının çarpışmaya olan kayba göre olma olasılığı, elektronun kinetik enerjisi ve soğurucu ortamın atom numarası ile birlikte artar. Yani yüksek enerjili elektronlar ve yüksek kütle numaralı ortamlar için bremsstrahlung olayı baskın hale gelmektedir (21).

Hızlı bir elektron hedef çekirdeğinin yanından geerirken, çekirdeğin Coulomb alanı tarafından frenlenerek yavaşlatılması sonucu enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji “bremsstrahlung” ya da “frenleme radyasyonu” denilen sürekli X-Işıını spektrumu Şeklinde görülür. Şekil 2.16’ da Bremsstrahlung olayı gösterilmiştir. Bremsstrahlung olayı elektronun ivmeli hareketinden dolayı ortaya çıkar ve elektron çekirdeğin elektriksel çekimi nedeniyle izlediği yoldan sapar. Enerjisi birkaç MeV veya daha düşük ise bu radyasyonun kaybı da düşük olacaktır. Bu nedenle, beta parçacıkları enerjilerinin büyük bir kısmını yörünge elektronları ile çarpışmaya harcamaktadır.



**Şekil 2.15.** Bremsstrahlung Olayı.

Beta parçacıklarının enerjisi artırıldığı zaman ise, radyasyonla enerji kaybı aniden artacaktır. Bu şekilde parçacığın enerji kaybı çarpışmayla ya da iyonizasyon ile olan enerji kaybından daha büyük ya da bu enerji kaybına yakın olacaktır. Bremsstrahlung enerji kaybının çarpışmayla enerji kaybına eşit olduğu andaki parçacık enerjisine “kritik enerji” denir. Elektronların soğurucu ortam ile yaptığı bu etkileşimler sonucunda elektronun enerjisi ortam içerisinde depolanır; başka bir deyişle dozun soğurulmasına yol açmaktadır (21).

#### **2.10.6. Yüksüz Parçacıklar (Fotonun Madde ile Etkileşimi)**

Radyoloji fiziğinde X ve  $\gamma$  ışınlarının madde ile etkileşiminde beş tip olay dikkate alınmaktadır. Bunlar:

- Compton Etkisi
- Fotoelektrik Etki
- Çift Oluşum
- Rayleigh (Coherent) Saçılma
- Çekirdek Etkileşimleri

Bu etkileşimlerden ilk üçü elektronlara enerji aktarılmasına neden olduğu için önemli etkileşimlerdir. Çünkü bu elektronlar yolları boyunca birçok Coulomb etkileşiminde bulunarak maddeye enerji verirler ve dozun soğurulmasına yol açarlar. Rayleigh ise saçılması elastiktir, foton bir enerji kaybetmeden küçük bir açı ile yönünü değiştirir. Çekirdek etkileşimleri, yalnızca birkaç MeV' in üzerindeki foton enerjilerinde önemlidir (32). Bu süreçlerden her biri, fotonun enerjisine ve soğurucu ortamın atom numarasına bağlı olarak değişen “zayıflatma katsayıları” ile temsil edilirler. Eşitlik 1.2’ de görüldüğü gibi toplam zayıflatma katsayısı, tüm bu süreçlerde ki zayıflatma katsayılarının ayrı ayrı toplamı ile verilmektedir.

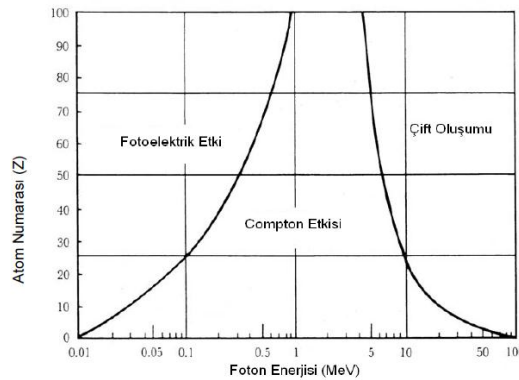
$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (1.2)$$

$\sigma$ : Rayleigh (kohorent) saçılma,

$\tau$ : Fotoelektrik etki,

$\rho$ : Compton etkisi

$\pi$ : çift oluşum, olayları için azaltma katsayılarıdır (21).



**Şekil 2.16.** Atom Numarası-Foton Enerjisi Grafiği.

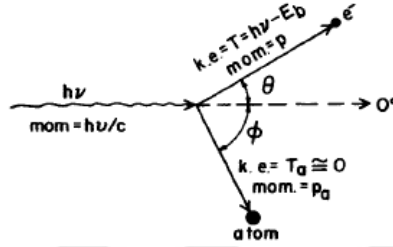
Fotonların madde ile etkileşiminde baskın olan üç etki Şekil 2.16 da Atom numarasına foton enerjisi grafiğinde gösterilmiştir. Grafiğe bakıldığı zaman solda yer alan eğri için atomik Fotoelektrik ve Compton katsayıları birbirine eşit iken, sağda yer alan eğri için atomik Compton ile atomik Çift Oluşum katsayıları birbirine (34).

Grafikte görüldüğü gibi düşük foton enerjilerinde Fotoelektrik olayın, orta dereceli enerjilerde Compton olayının, yüksek enerjilerde ise Çift Oluşum olayının baskın olarak gerçekleştiği görülmektedir. Düşük atom numaralı materyallerde

(örneğin, karbon, hava, su, insan dokusu) Compton etkisinin bölgesi geniştir (~20 keV- ~30 MeV'e kadar). Bu bölge atom numarası arttıkça daralmaktadır.

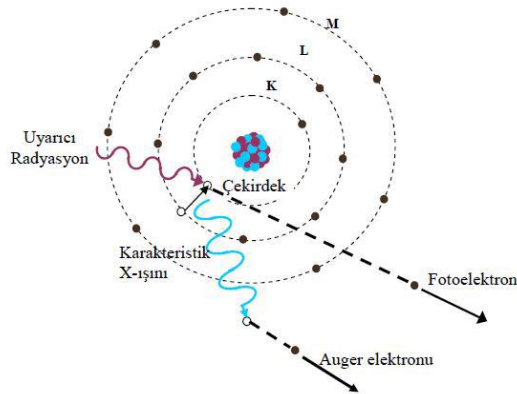
### 2.10.7. Fotoelektrik Etki

Fotoelektrik etki Şekil 2.16' da gösterildiği gibi düşük enerjili fotonların maddeyle etkileşiminde baskın hale gelmektedir. Fotoelektrik olayda bir foton, soğurucu maddenin iç kabuğunda bulunan bir yörünge elektronunu koparır ve fotonun enerjisi atom tarafından soğurulur. Şekil 2.17' de fotoelektrik etkinin kinematikiği gösterilmiştir.



Şekil 2.17. Fotoelektrik Etkinin Kinematikiği.

Soldan  $h\nu$  enerjisiyle gelen bir foton, atoma bağlanma enerjisi  $E_b$  ile bağlı olan bir yörünge elektronuna çarpmaktadır. Foton geldiği yöne göre  $\theta$  açısıyla saçılan elektrona  $T = h\nu - E_b$  enerjisini vererek yok olur. Momentumun korunması için geriye kalan atom  $\phi$  açısı ile saçılır.



Şekil 2.18. Fotoelektrik Olay.

$h \nu$  kuantum enerjisiyle gelen bir fotonun,  $E_b$  bağlanma enerjisi ile atoma bağlı olan bir elektron ile etkileşimi gösterilmiştir. Fotoelektrik etki  $h \nu < E_b$  halinde gerçekleşemez.  $h \nu > E_b$  olduğu sürece  $h \nu$  ne kadar küçükse fotoelektrik olayın gerçekleşmesi de o kadar olasıdır. Eşitlik 1.3' de görüldüğü gibi elektrona verilen kinetik enerji;

$$T = h \nu - E_b - T_a \quad (1.3)$$

$$T = h \nu - E_b \quad (1.4)$$

Burada;

T: kinetik enerji,

$h \nu$  : gelen fotonun enerjisi,

$E_b$ : elektronun bağlanma enerjisi,

$T_a$ : geri tepen atoma verilen kinetik enerjidir.

Geri tepen atoma verilen kinetik enerji  $T_a$  çok küçük olduğundan sıfır kabul edilir (Eşitlik 1.4). Ancak momentumu ihmal edilemez. Foton tamamen soğurulduğundan momentumu koruma görevi atom tarafından üstlenilir (32).

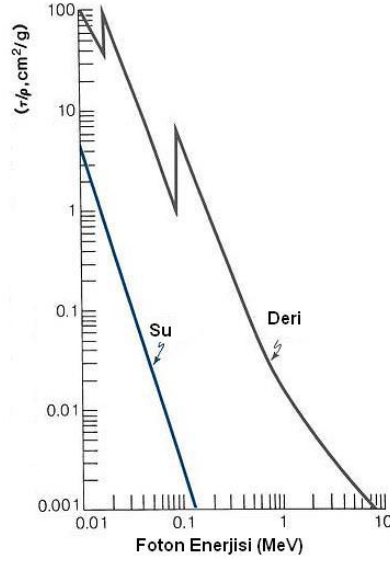
Fotoelektrik olay, bir fotonun atomun iç yörüngelerinin birinde bulunan bir yörünge elektronu ile etkileşimidir. Serbest haldeki bir elektronun enerji ve momentumun korunumuna göre foton soğurması mümkün değildir. Bu nedenle fotoelektrik olay için soğurucu bir ortam (atom) gereklidir. Çünkü, foton ancak atomun bağlı elektronlarından birini kopardığında atom geri teper ve böylece momentum korunur. Atomun kütlesi çok büyük olduğundan geri tepme enerjisi küçüktür ve ihmal edilebilir. Düşük atom numaralı (Z) elementlerin bağlanma enerjileri de düşük olduğundan fotoelektrik etki bahsedilen fotonlar için zayıf kalır. Z arttıkça bağlanma enerjisi de artar ve böylece fotoelektrik etki de artar. Fotoelektrik etki için atomik zayıflatma katsayısı  $a \tau$ ,  $Z^4 / (h\nu)^3$  ile kütle zayıflatma katsayısı  $\tau_m$  ise  $(Z / h\nu)^3$  ile orantılıdır. Burada;

$a \tau$  : fotoelektrik etki için atomik zayıflatma katsayısı,

$\tau_m$ : fotoelektrik etki için kütle zayıflatma katsayısı,

Z: atom numarası,

$h \nu$  : fotonun enerjisidir.



**Şekil 2.19.** Su ve Deri için Kütle Zayıflatma Katsayısı- Foton Enerjisi Grafiği.

Şekil 2.19' da yumuşak doku gibi düşük atom numaralı materyalleri temsil eden su ve yüksek atom numaralı materyalleri temsil eden deri için kütle zayıflatma katsayısının foton enerjisine göre değişimi grafiği gösterilmektedir. Su için  $Z_{etkin} = 7.42$ , Deri için  $Z_{etkin} = 82$ 'dir (21).

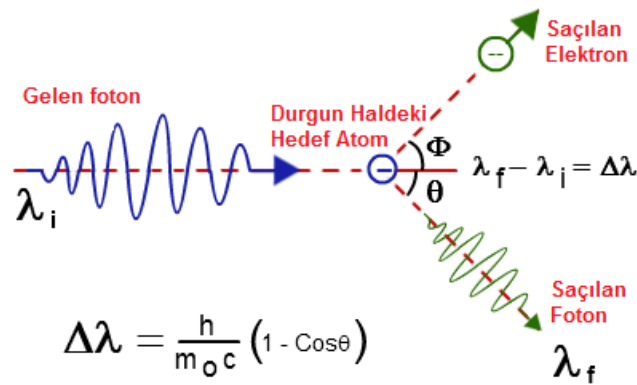
Grafikteki yaklaşık 15 ve 88 keV deki süreksizlikler “soğurma kıyıları”dır ve sırasıyla L ve K kabuklarının bağlanma enerjilerine karşılık gelirler. 15 keV' den daha az enerjili bir foton L kabuğundaki bir elektronu koparamaz. Böylece 15 keV' in altındaki etkileşimler M veya daha yukarıdaki kabuklarda gerçekleşebilir. Ancak foton L kabuğundaki bir elektronun bağlanma enerjisine eşit bir enerji ile geldiği zaman L kabuğunda fotoelektrik etkinin meydana gelme olasılığı artar. Eğer fotonun enerjisi arttırılırsa, fotoelektrik zayıflatma olasılığı ( $t / r$ ) bir sonraki süreksizliğe kadar (yani K kabuğunun soğurma kıyısına kadar)  $1/E^3$  ile orantılı olarak azalacaktır (21).

Fotoelektrik etki atomun çevresindeki tüm yörüngelerde gerçekleşebilir. Foton enerjisinin yüksek olduğu durumlarda bu olayın iç yörüngelerde olma olasılığı artmaktadır. Buna göre fotoelektrik etki, düşük enerjilerde dış, yüksek enerjilerde ise iç yörüngelerde meydana gelmektedir. Foton enerjisi herhangi bir yörüngenin bağ enerjisine eşit olduğunda etkileşme o yörüngede yoğunluk kazanmaktadır. Örneğin,

K kabuğunda oluşan bir boşluğu L kabuğundan bir elektron doldurur. K ve L kabuğundaki boşluklar için bu geçiş bazen K ve L enerji seviyeleri arasındaki potansiyel enerji farkına eşit enerjili X–ışını floresansının yayınlanması ile beraber olur. Auger etkisi de atomun bağlanma enerjisinin herhangi bir kısmını floresans X–ışınının taşıyamayacağı bir duruma alternatifidir. Yani X–ışınının yayınlanmadığı durumda bağlanma enerjisinin tamamı ( $E_b$ ) Auger süreci ile atomdan dışarı atılır. Auger etkisinde, atom bir ya da birden fazla elektronu, fazlalık enerjisini sıfırlayınca kadar söker. Bu fazlalık enerji (yani sökülen elektronların bağlanma enerjileri) elektronların kinetik enerjisi haline gelir. Böylece Auger elektronları da KERMA (Kinetic Energy Released in Material)’ya katkıda bulunurlar. Auger elektronlarının dışarıya atılması ile atomda oluşan derin boşluklar sığ boşluklarla yer değiştirir. Sığ boşluklar ise iletim bandındaki elektronlar tarafından nötralize edilirler (32).

### 2.10.8. Compton Etkisi

Compton etkisi, bir foton ile serbest ve durgun haldeki bir orbital elektronunun etkileşimi olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.20’ de Compton etkisinin kinematiği gösterilmiştir.



Şekil 2.20. Compton Etkisi.

Bir foton ile serbest bir elektron arasındaki çarpışmada, enerji ve momentum korunuyorsa fotonun tüm enerjisini elektrona aktarması imkansızdır. Foton enerjisinin tamamının elektrona aktarıldığı varsayılırsa, enerjinin korunumuna göre elektronun

enerjisi  $E = mc^2$  olur, momentumu ise  $p = E/c = mV$ 'dir.  $P = E/c$ 'de  $E$  yerine  $mc^2$  yazarsak  $c = V$  haline gelir ki bu da imkânsız bir durumdur. O halde foton, enerjisinin tamamını elektrona aktaramadığı için saçılmalıdır. Saçılan foton ilk durumundaki enerjisinden daha az enerjiye ve daha küçük dalga boyuna sahip olacaktır. Böylece gelen ve saçılan fotonun enerji farkı elektrona kinetik enerji olarak aktarılır. Herhangi bir çarpışmada aktarılan enerji miktarı, enerji ve momentum korunum kurallarına göre bulunabilir.

Enerji korunumuna göre;

$$\frac{hc}{\lambda} + m_0c^2 = \frac{hc}{\lambda'} + mc^2 \quad (1.5)$$

Momentum korunumuna göre;

$$\frac{h}{c} = \frac{h}{\lambda'} \cos\theta + mV \cos\phi \quad (1.6)$$

$$0 = \frac{h}{\lambda'} \sin\theta - mV \sin\phi \quad (1.7)$$

Bu eşitliklerden dalga boyundaki değişim  $\Delta\lambda$ ;

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda' = \frac{hc}{m_0c} (1 - \cos\theta) \quad (1.8)$$

ve

$$\Delta\lambda = 0.0242(1 - \cos\theta)A^0 \quad (1.9)$$

Saçılan foton ile elektron arasındaki ilişki;

$$\cot \frac{\theta}{2} = \left\{ 1 + \frac{h}{\lambda m_0 c} \right\} \tan\phi \quad (1.10)$$

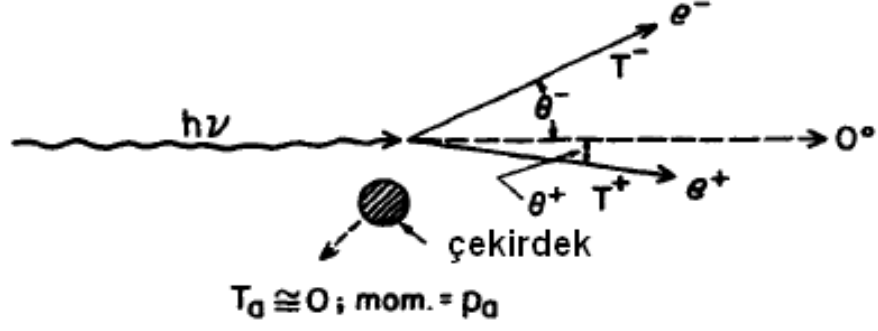
şeklindedir. Burada  $\lambda$  , gelen fotonun dalgaboyu,  $\lambda'$  , saçılan fotonun dalgaboyu,  $m$  , saçılan elektronun kütlesi,  $m_0$  , durgun elektronun kütlesi,  $\theta$  , saçılan fotonun saçılma



açısı ve  $\phi$  , saçılan elektronun saçılma açısıdır. Bu eşitlikten de anlaşılacağı üzere, bir elektron  $90^\circ$  den büyük bir açıyla saçılmaz. Fotonun enerjisi arttıkça elektron da daha ileriye saçılacağı için saçılma açısı azalır. Fotonun enerjisi arttıkça saçılan fotonun da saçılma açısı artar ancak enerjisi azalır (35). Compton etkisi, daha önce de bahsedildiği gibi, bir foton ile serbest bir elektronun etkileşimidir. Pratikte fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden oldukça büyük olmalıdır. Bu durum, gelen fotonun enerjisinin elektronun bağlanma enerjisine eşit veya biraz daha büyük olduğu fotoelektrik etkiye zıttır. Dolayısıyla, fotonun enerjisi bir K elektronunun bağlanma enerjisinden çok daha fazla ise fotoelektrik etki enerji ile azalır ve Compton etkisi çok daha baskın hale gelir. Ayrıca Compton etkisi de fotonun enerjisi artmaya devam ettikçe azalmaya başlar. Compton etkileşimi soğurucu ortamın serbest bir elektronu ile gerçekleştiği için atom numarası  $Z'$  den bağımsızdır. Böylece Compton kütle zayıflatma katsayısı da  $(s / r) Z'$  den bağımsızdır yalnızca materyalin gram başına düşen elektron sayısına bağlıdır. Burada  $\sigma$ , Compton etkisi için zayıflatma katsayısı,  $\rho$  ise yoğunluktur. Elementlerin gram başına düşen elektron sayıları atom numarası ile beraber yavaş ancak sistematik bir şekilde artmasına rağmen, çoğu materyal için bu sayı yaklaşık aynı kabul edilmektedir. Sonuç olarak  $s / r$  neredeyse tüm materyaller için aynıdır (21). Compton etkisi ile saçılan elektronun, gelen fotondan aldığı enerjiyi soğurucu ortama aktaracağı için radyasyon dozimetrisinde önemli bir yeri vardır.

### 2.10.9. Çift Oluşumu

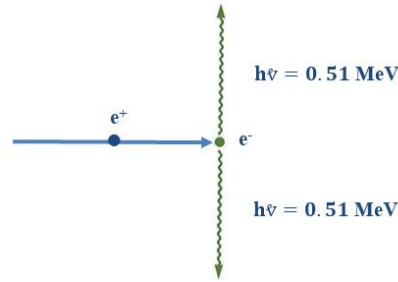
Çift oluşumu, bir fotonun, bir elektron ile bir pozitron ortaya çıkararak yok olduğu bir süreçtir. Bu süreç yalnızca bir Coulomb kuvvet alanı içerisinde meydana gelebilir, genellikle atomik çekirdeğin yakınında gerçekleşir. Çok düşük bir ihtimal de olsa elektronun Coulomb alanında da bu etki meydana gelebilir, o zaman “üçlü oluşum” olarak adlandırılır. Çünkü, Coulomb alanını sağlayan asıl elektronun yanı sıra bu etkileşimden doğan 1 elektron ve 1 pozitron ile toplamda üçlü bir yapı oluşur. Çekirdek alanı içerisinde, çift oluşumu için minimum  $2m_0c^2 = 1.022 \text{ MeV}$ 'lik enerjiye sahip bir foton gereklidir (32).



Şekil 2.21. Çift Oluşum Olayının Kinematığı.

### 2.10.10 Yok Olma Radyasyonu

Çift oluşumu ile oluşan bir pozitron, madde içerisinde geçerken elektron ile aynı etkileşimleri (iyonizasyon, uyarma ve Bremsstrahlung) yaparak enerjisini kaybeder. Bu etkileşimler sonucu enerjisi gittikçe azalarak yavaşlayan pozitron yakınındaki serbest bir elektronla birleşir ve her biri 0.511 MeV' lik enerjiye sahip olan iki foton yayınlanır. Momentumun korunması için fotonlar birbirine zıt yönde yayınlanırlar (21). Şekil 2.22' de yok olma radyasyonlarının oluşumu gösterilmektedir.



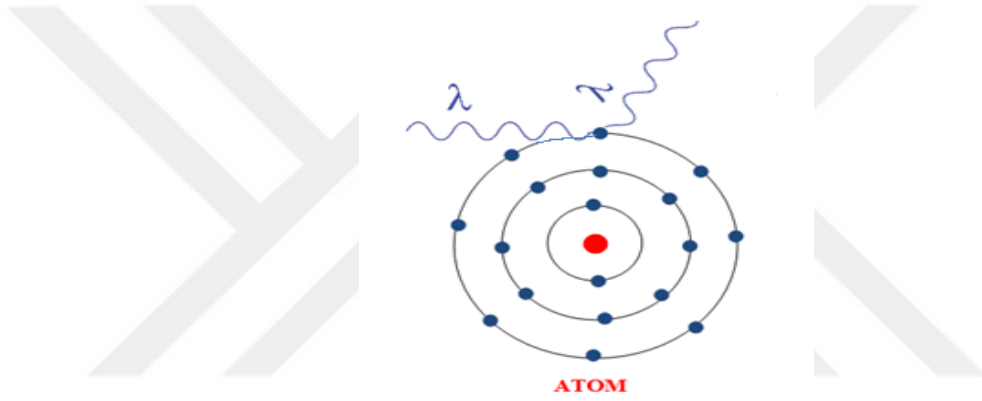
Şekil 2.22. Yok Olma Radyasyonlarının Oluşumu.

### 2.10.11 Rayleigh (Kohorent) Saçılma

Bu olayda foton atomun bir yörünge elektronu ile etkileşir. Rayleigh saçılmasının “kohorent saçılma” olarak da anılmasının sebebi, fotonun atomla beraber ortak hareket etmesidir. Bu etkileşimin elastik olması bakımından foton enerjisinden

bir şey kaybetmez. Atom ise momentumunu koruyacak kadar saçılır. Foton bu etkileşimle beraber çok küçük bir açı ile saçıldığı için saçılma açısı dar bir ışın geometrisinde fark edilebilir. Rayleigh saçılması, ne yüklü bir parçacığa enerji verdiği için ne de iyonizasyona veya uyarmaya sebep olduğu için KERMA'ya ya da soğurulmuş doza bir katkıda bulunmamaktadır (32).

Rayleigh saçılmasının meydana gelmesi, yüksek atom numarasına sahip materyallerde ve düşük foton enerjilerinde olasıdır. Şekil 2.23' de Rayleigh saçılması gösterilmiştir. Etkileşimde hiçbir enerji aktarılması olmadığı için saçılan fotonun dalga boyu gelen foton ile aynıdır (21).



Şekil 2.23. Rayleigh Saçılma.

### 2.11. Dozimetre Nedir?

Radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon miktarını belirlenmesi için kullanılan cihazlardır. Radyasyona karşı ölçülebilir ve tekrar üretilebilir etkileşime sahip cihaz ya da malzemedir.

- Birinci derece standard dozimetreler: İyon odaları ve kalorimetreler ile  $\pm$  %1 hata ile ölçüm yapılabilir.
- Referans –transfer-standard dozimetreler: Fricke - Alanin (EPR) ve dikromat gibi dozimetreler ile  $\pm$  %2-3 hata ile ölçüm yapılabilir.
- Rutin dozimetreler: Polimetilmetaakrilat (PMMA) ve Termoluminesans (TLD) benzeri dozimetreler ile  $\pm$  %2-3 hata ile ölçüm yapılabilir (36).

Dozimetreler amacına uygun olarak seçilmeli ve tüm radyasyon uygulamalarında Doz ve doz hızının belirlenmesi için kullanılmalıdır.

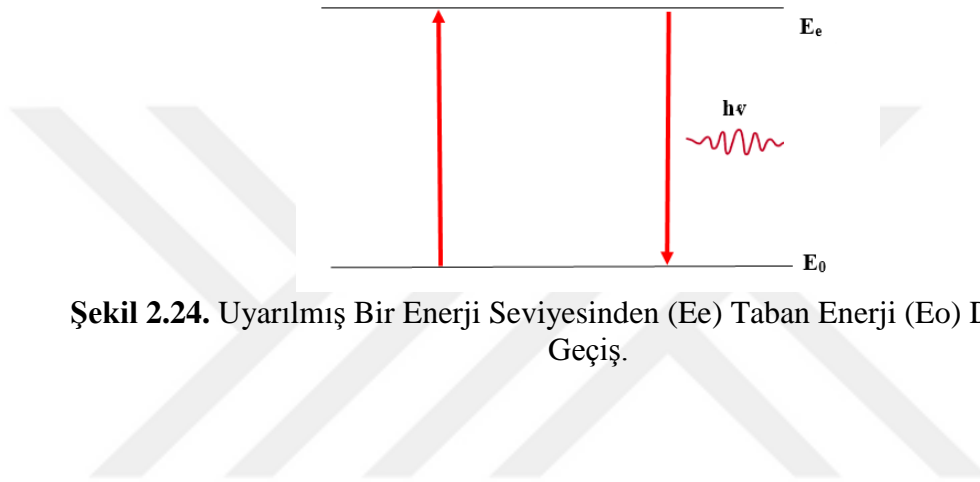
## 2.12. Lüminesans

Lüminesans, fosfor olarak adlandırılan bazı katılardan yayınlanan ışıktır. Karacisim ışımamasını içermeyen bu yayılım katı içerisinde daha önceden depolanan enerjinin görünür ışık, morötesi (UV), kızılötesi (IR) veya iyonize radyasyon ile uyarılarak serbest bırakılmasıdır. Yayınlanan bu ışığın dalga boyu gelen radyasyonun dalga boyundan daha büyüktür (Stoke's Kanunu). Ayrıca yayınlanan ışığın dalga boyu lüminesans materyalinin bir özelliğidir. Radyasyon enerjisini depolayabilme özelliği lüminesans dozimetride oldukça önemlidir ve bu özellik genellikle atomun içerisindeki yapısal kusurlar ve safsızlık atomları gibi aktivatörlerin varlığı ile ilişkilidir. Bazı lüminesans türleri ve uyarma şekilleri Tablo 2.1' de gösterilmiştir.

**Tablo 2.1.** Bazı Lüminesans Tipleri ve Uyarma Şekilleri.

Lüminesans Olayı	Uyarma Şekilleri
Biyolüminesans	Biyokimyasal Reaksiyon Enerjisi
Katodalüminesans	Katot Işımları
Kimyasal lüminesans	Kimyasal Etkileşim Kaynaklı Enerji
Elektrolüminesans	Elektriksel Alan
Fotolüminesans	U.V. Görünür ve Kızılötesi Işık
Piezolüminesans	Basınç (10 ton m <sup>3</sup> )
Tribolüminesans	Sürtünme
Radyolüminesans	İyonlaştırıcı Radyasyon
Sonolüminesans	Ses Dalgaları
Floresans Fosforesans Termolüminesans	İyonlaştırıcı Radyasyon, U.V. ve Görünür Işık

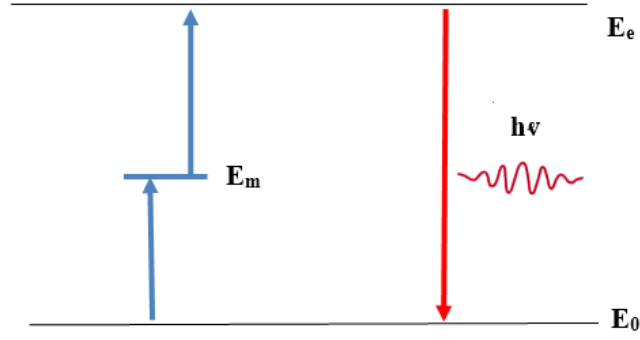
Floresans, Fosforesans ve Termolüminesans kavramları, ışık yayılımının gerçekleştiği zaman aralığı bakımından birbirlerinden farklılık göstermektedirler. Floresans, radyasyonun soğurulmasının ardından ışığın  $10^{-8}$  saniyeden daha az bir sürede yayıldığı lüminesans olayıdır. Bu da floresansın maddenin uyarıldığı süre içerisinde meydana geldiği anlamını taşımaktadır. Dolayısıyla uyarılma işlemi son bulduğunda ışık yayılımı da gözlenmez. Buna ek olarak floresans süresi sıcaklıktan bağımsızdır. Floresans süresi, Şekil 2.24’de de gösterildiği gibi uyarılmış bir enerji seviyesinden ( $E_e$ ) taban enerji ( $E_0$ ) durumuna geçme olasılığı ile belirlenir (37).



**Şekil 2.24.** Uyarılmış Bir Enerji Seviyesinden ( $E_e$ ) Taban Enerji ( $E_0$ ) Durumuna Geçiş.

### 2.12.1. Floresans Olayı

Fosforesans olayı ise  $10^{-8}$  ‘den daha uzun bir sürede meydana gelir ve floresanstan farklı olarak, maddeyi uyarıcı ortamdan uzaklaştırıldıktan sonra bile fosforesans ışığın yayılımı gözlenmeye devam edilebilir. Fosforesans süresi sıcaklığa bağlıdır. Fosforesans olayı, bir elektronun  $E_0$  taban enerji durumundan  $E_m$  elektron tuzağına (yarı kararlı durum) uyarılmasının ardından geçen bir  $t$  süresi sonrasında, çeşitli uyarıcı etkiler yardımı ile tekrar iletim bandına geçip hemen ardından  $E_0$  taban enerji durumuna dönmesi halinde gözlenebilir. Şekil 2.25’ de görüldüğü gibi  $E_m$  ‘den  $E_0$  ‘a doğrudan bir geçiş yoktur. Bir elektron uyarıldığında  $E_m$  ‘den  $E_e$  seviyesine geçerek buradan  $E_0$  taban enerji seviyesine dönerken bir foton yayar.



Şekil 2.25. Floresans Olayı.

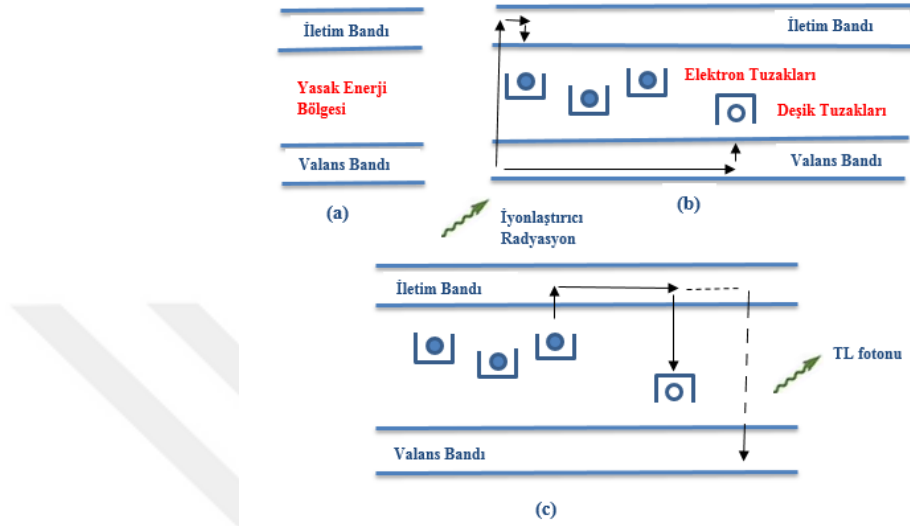
### 2.12.2. Fosforesans Olayı

Elektronun  $E_0$  taban enerji seviyesinden uyarılması ile lüminesans olayının meydana gelmesi arasındaki gecikme süresi çok kısa ise ( $10^{-4}$  saniyeden daha az bir sürede) floresans ve fosforesans arasındaki farkı ayırt etmek zordur. Bunu kontrol etmenin tek yolu lüminesans olayının sıcaklığa bağlı olup olmadığının incelenmesidir. Eğer materyal daha yüksek bir sıcaklığa kadar ısıtılırsa  $E_m$  'den  $E_e$  'ye geçiş oranında artış meydana gelecektir. Sonuç olarak fosforesans daha parlak olacaktır ve tuzaklanmış durumdaki elektronların sayısının daha hızlı azalmasından dolayı fosforesansın bitiş zamanı da daha hızlı olacaktır. Bu durumda sıcaklığa bağlı olarak lüminesans şiddetinin arttığı ve ışımaya süresinin azaldığı fosforesans sürecini termolüminesans (TL) olarak adlandırabiliriz. Termolüminesans olayında uyarım ve ışık yayılımı arasında geçen süre birkaç dakikadan  $10^{10}$  yıla kadar değişebilmektedir (38).

### 2.12.3. Termolüminesans

Termolüminesans kavramı 1660' lı yıllarda bazı floritlerin ve kireç taşlarının ısıtıldığında ışık yaydığının gözlenmesi ile ortaya çıkmıştır. Termolüminesans (TL), bazı kristallerin radyasyon ile transfer edilen enerjiyi depolayarak daha sonra kristalin ısıtıldığında bu enerjiyi görünür ışık formunda yaymasıdır. 1953 yılında termolüminesansın radyasyon dedektörü olarak kullanılması öne sürülmüştür. Bir TL malzemenin kullanışlı olabilmesi için oldukça keskin bir ışık verisine sahip olmasının

yanında uzun süreli olarak elektronları tuzaklayabilmesi gerekmektedir. Termolüminesans dedektörleri genellikle aktivatör denilen safsızlık atomlarının katkılanması ile bilerek kusurlaştırılır. Bazı termolüminesans dedektörlerin yapısında doğal olarak safsızlıklar ve kusurlar olduğu için aktivatör ilave etmeye gerek yoktur (39). Termolüminesans süreci Şekil 2.26’da gösterilmiştir.



**Şekil 2.26.** (a) Tek Kristal Yapıya Sahip Katının Enerji Band Diagramı (b) Radyasyon İle Uyarılan Kristalde Oluşan Elektronlar ve Deşiklerin Tuzaklanması (c) Isıtma Sonucu Yeterli Termal Enerji Alan Tuzaklanmış Elektronların Daha Düşük Enerji Durumlarına Dönmeleri Halinde Işık Fotonu Yayınlanması.

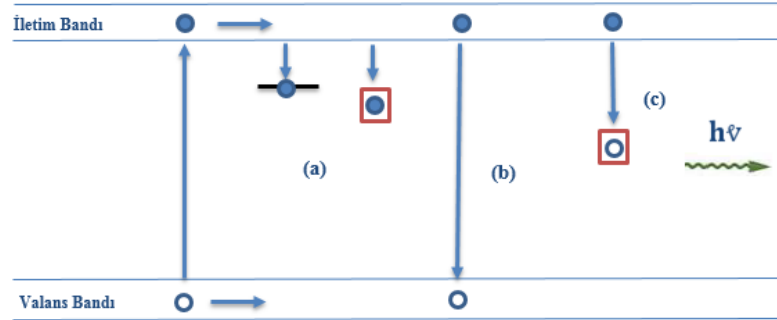
İnorganik mükemmel bir kristal yapısına sahip atomlar, en dıştaki enerji seviyeleri etkileşerek birbirlerinden yasak enerji bölgesi ile ayrılmış olan valans ve iletim bantlarını oluşturur. Valans bandı, bağlı durumda bulunan bütün elektronları, iletkenlik bandı ise kristal örgü içerisinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. Valans bandı ile iletkenlik bandı arasındaki enerji aralığı kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen, bazı katılarda, kristaldeki yapı bozukluklarından (safsızlık) kaynaklanan veya kristal içerisinde yabancı atomların ilave edilmesi ile oluşturulan yarı kararlı ara enerji durumları vardır. Bir kristal ışınlandığında, valans bandındaki radyasyon enerjisini soğuran elektronlar iletim bandına çıkar ve daha sonra tuzaklara yakalanırlar, böylece valans bandındaki elektronun iletim bandına geçmesi ile valans bantta deşikler meydana gelir. Elektronun iletim bandına geçme süreci bir elektrik alan, görünür ışık veya basitçe kristali ısıtarak uyarılabilir. Eğer kristal ısıtılarak uyarılırsa ışık yayılımını “termolüminesans” olarak adlandırılır (40), (41). Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış deşikler veya elektronlar

tuzaklardan kurtulur ve daha alt enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar. Kristalden yayınlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve deşiklerin sayısı ile orantılıdır. Yayınlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur. Özet olarak termoluminesans, önceden ışınlanmış bir katının ısıtma süresince yaydığı genellikle görünür formda olan ışıktır. Böylece yayınlanan ışık miktarının ölçülmesiyle katının ne kadar radyasyon soğurduğu belirlenebilir (40).

### 2.12.3.1. Basit Termoluminesans Modeli

#### 1. Adım: Işınlama

Işınlama ile serbest elektronlar ve deşikler açığa çıkar. Bu elektronlar çok kısa bir süreliğine iletim bandına çıkarlar. Daha sonra katının içerisindeki tuzaklardan birine yakalanır (Şekil 2.27(a)) ya da valans banda geri dönerek ışıma yaparak ya da yapmayarak deşiklerle birleşirler (Şekil 2.27(b)) ya da ışınlamanın bir sonucu olarak deşikler tarafından aktif hale getirilmiş lüminesans merkezlerine yakalanırlar (Şekil 2.27 c). Yeniden birleşmenin olabilmesi için öncelikle boşlukların yeniden birleşme merkezlerinde tuzaklanmaları gerekir. Aynı süreçler deşikler için de geçerlidir (38).



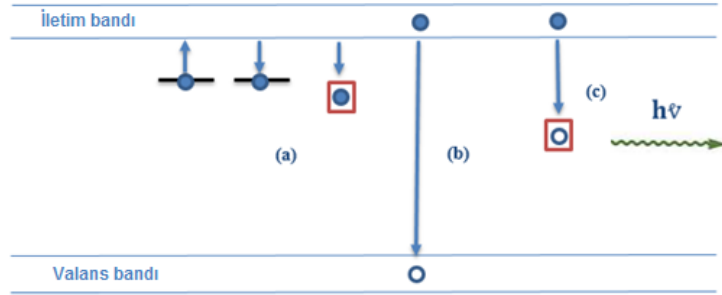
Şekil 2.27. Kristal Yapı İçerisinde Işınlama İle Gerçekleşen Süreç.

#### 2. Adım: Isıtma

Şekil 2.28'de gösterilmekte olan yarı kararlı enerji seviyesindeki tuzaklanmış elektronlar, tuzaktan kurtulması için gereken ve aktivasyon enerjisi olarak ifade edilen (tuzak derinliği)  $E$  kadar yeterli enerjiyi aldıktan sonra tuzaklardan iletim bandına doğru geçerler. Bu elektronlar ya yeniden tuzaklanır (Şekil 2.28a) ya valans banda



dönerek ışın ışına yaparak ya da yapmayarak deşiklerle birleşirler (Şekil 2.28b) ya da lüminesans merkezindeki bir deşik ile birleşerek foton yayarlar (Şekil 2.28c). Son süreçte yayınlanan bu ışık termolüminesans olarak adlandırılır. Aynı süreçler deşikler için de geçerlidir (38).



**Şekil 2.28.** Işınlanmış Kristal Yapı İçerisinde Isıtma İle Gerçekleşen Süreç.

Yayınlan bu ışınlar fotoçoğaltıcı ile ölçülerek doz eşdeğerliği hesaplanır. Tipik bir TLD okuyucusunda aşağıdaki bölümlerden oluşmaktadır;

1. Isıtıcı: Fosforun sıcaklığını artırır ve elektronların tuzaklardan kurtulmaları için gerekli enerjiyi sağlar. 600 °C (112 °F)' ye kadar ısıtma kapasitesi vardır.
2. Fotoçoğaltıcı tüp: Az miktarda ışığı çoğaltan tüp bir dizi fotokatotdan (dinodlar) oluşur. Fotokatotlar, sezyum-antimon intermetalik bileşiklerden üretilen fotohassas malzemelerdir. Katot yüzeyi ışınla karşılaştığında elektronlar çıkarır. Birinci dinod, katottan 90V daha pozitif bir potansiyelde tutulur ve bu nedenle de elektronlar kendisine doğru akar. Dynode'a çarpan her elektron ilave birkaç elektron çıkarır; bunlar, birinci dinoddan 90 V daha pozitif olan ikinci dinoda doğru hızlandırılırlar. Burada da yüzeye çarpan her elektron yeni birkaç elektron çıkarır. İşlemin aynı şekilde tüm dinodlarda tekrarlanmasıyla her bir foton  $10^6 - 10^7$  elektron çıkarır; bu elektron demeti, anotta toplanır. Sonuçta oluşan akım elektronik olarak kuvvetlendirilir ve ölçülür.
3. Kontrolör: Verileri gösterir ve kaydeder.

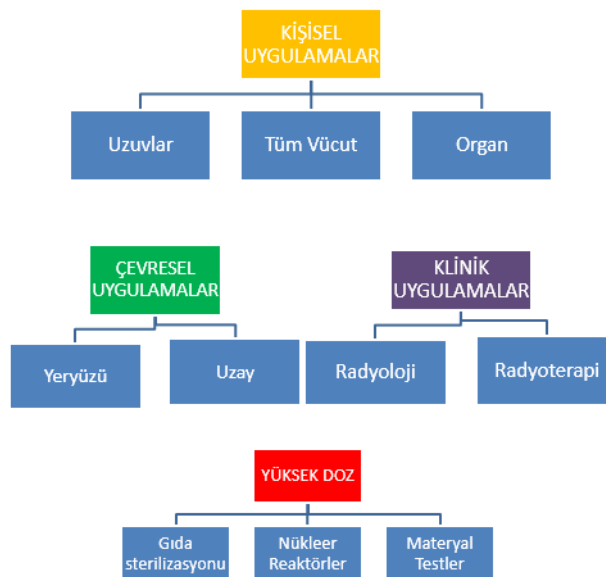
Işık şiddeti sıcaklığın bir fonksiyonu olarak ölçülür. Bu tip bir ölçümün sonucu "ışınma eğrisi" denilen bir grafiktir. Eğrinin altında kalan alan madde içerisinde soğurulan doz miktarını verir. Işınma eğrilerinin birden fazla tepe noktası vardır. Bunun

nedeni tuzakların birbirinden farklı enerji seviyelerinde bulunmasıdır. Madde ısıtıldıkça derin tuzaklarda bulunan elektronlar serbest kalır ve birbirini takip eden tepe noktaları ortaya çıkar. Her bir tuzağın tamamen boşalması bir tepe noktasına denk gelir ve bundan sonra foton sayısına bağlı olarak ışık çıkışı düşeceği için grafikte de bir azalma görülür. Isıtma devam ettiği sürece daha derindeki elektronlar serbest kalır. Bu olay birbirini takip eden tepeleri meydana getirir. Genellikle en yüksek tepe noktası, doz eşdeğerliğini hesaplamak için kullanılır.

Tepe noktalarının genişliği bu tuzaklarda depolanan doz ile orantılıdır. Soğurulan doz ışıma eğrisine bakılarak ya yayınlanan toplam foton sayısının bulunması ile ya da ışıma eğrisinin tepe noktalarının yüksekliği tespit edilerek ölçülebilir. Bu ölçümden sonra TLD tüm tuzakların boşaltılmasına yetecek kadar uzun süre ısıtıldıktan sonra tekrar kullanıma hazırdır. Bu işlemler materyal yöntem kısmında detaylıca anlatılmıştır.

### 2.13. TLD Uygulama Alanları

Belirli bir uygulama için hangi dozimetrik malzemenin çalışıldığında en iyi sonucu verdiğine karar vermeden önce TLD malzemesinin bu amaç için ihtiyacı karşılayıp karşılamadığını belirlemek gerekmektedir. Şekil 'de önemi giderek artan TLD malzemesinin kullanıldığı başlıca alanlar gösterilmiştir.



Şekil 2.29. Dozimetre Uygulama Alanları.

### 2.13.1. Kişisel Dozimetri

Kişisel dozimetrimin başlıca amacı radyasyona maruz kalan personelin rutin işleri boyunca maruz kaldıkları mesleki radyasyonu belirlemektir. Nükleer reaktör çalışanları, hastanedeki radyoterapi teknisyenleri, nükleer yakıtla çalışan gemi personeli bu gruba örnek gösterilebilir. Radyasyon dozunun ölçülmesindeki amaç, personelin maruz kaldığı dozu Uluslararası Radyasyon Korunma Ajansı (ICRP)'nin belirlediği limitlerin altında tutmaktır. Bu rutin denetlemelerin yanı sıra kişisel dozimetri ölçümü radyasyon kazaları sonucu soğurulan dozun belirlenmesini de içermektedir. Şekil 2.29' da belirtilen alt kategoriler aşağıdaki gibi açıklanabilir:

- a) Uzun Dozimetresi: Eller, kollar veya ayakların herhangi bir kısmındaki maksimum eşdeğer dozun belirlenmesidir.
- b) Tüm Vücut Dozimetresi: İnsan vücudunun yüzeyinin altında yer alan organların içerisinde 1 cm derinliğindeki eşdeğer dozun hesaplanmasında kullanılır (kritik organlardaki eşdeğer doz).
- c) Doku Dozimetresi (deri dozu): Birkaç milimetre derinlikteki soğurulan eşdeğer doz ile ilgilenir. Bu kategoride ise etki gücü düşük olan (örneğin Beta parçacıkları ve enerjisi <15 keV olan X-Işınları) radyasyon tipleri söz konusudur.

Sonuç olarak, TLD'lerin yukarıda bahsedilen alanlarda kullanılmasındaki en büyük gereksinimi TLD malzemesinin doku eşdeğeri olmasıdır. Bu alanda söz konusu olan eşdeğer doz aralığı  $\sim 10^{-5}$  Sv'ten  $10^{-1}$  Sv'e kadar değişmekle beraber dozun belirsizliği  $\pm \%10-20$  aralığında olmalıdır (42).

### 2.13.2. Çevresel Dozimetri

Son yıllarda bilim, sağlık, sanayi ve politik çevreler, toplumların insan yapımı radyasyon kaynaklarından ileri gelen çevresel felakete verdikleri tepkilerin artmasıyla, dikkatlerini bu konuya daha çok vermeye başlamışlardır. Dünyanın geniş bir kitlesinde, nükleer santrallerde yapılan çalışmalar sırasında gaz formundaki radyonüklidlerin günden güne kaçması, düşük seviyeli atıkların atılması, nükleer

yakıtların yeniden kullanımı, nükleer santral kazaları ve nükleer enerji endüstrisinin yapmış olduğu bazı aktiviteler sonucunda, bu çalışmaların olası çevresel zararları ile ilgili endişeler oluşmaya başlamıştır. Sonuç olarak, çevresel radyasyon dozunun sürekli olarak ölçülmesi endüstrileşen ülkeler için önemli bir konu haline gelmiştir. Bu sebeple TLD'lerin çevresel radyasyonun ölçülmesindeki kullanımı önemlidir. Amerika Birleşik Devletleri ve Avrupa'da nükleer santrallerin kurulmakta olduğu bölgelere radyoaktivite seviyesinin belirlenmesi amacıyla TLD sistemleri yerleştirilmektedir. Böyle bir çalışmada kullanılan TLD'lerin kişisel dozimetri alanında kullanılanlara göre performans kriterlerinin farklı olması gerekmektedir. Burada dokuya eşdeğer doz söz konusu değildir. Buna karşın, maruz kalınan doz seviyesinin düşük olması (doz eşdeğeri tipik olarak  $10^{-2}$  mSv civarındadır) uzun süren bir okuma zamanı gerektirir. Böylece kullanılacak olan TLD'lerin uzun süreler boyunca istikrarlı halde kalabilmesi yüksek orandaki hassasiyetlerini koruyabilmeleri oldukça önemlidir. Özellikle gama ışını yayan kaynaklar bu konuda üzerinde durulan ana kaynak tipleridir.

İnsanlı uzay uçuşlarının başlamasından bu yana uzay dozimetrisine olan ilgi de artmaktadır. Bu ilginin başlıca nedeni ise astronotların maruz kaldıkları dozun ölçülmesi gerekliliğidir. Buna ek olarak cihazların uzun süreli radyasyona maruz kalması sistemin çökmesine yol açabilmektedir. Yüksek enerjili radyasyonların etkisinin hesaplanabilmesi için TLD'ler son zamanlarda birçok uçuşta kullanılmaya başlanmıştır (42).

### **2.13.3. Klinik Dozimetri**

Klinik uygulamalarda küçük boyuttaki TLD materyalleri hastayı tanı veya tedavi sırasında ışınlamadan önce vücuttaki uygun boşluklara yerleştirilerek hastanın aldığı dozu hesaplamak için uzun süreden beri kullanılan bir yöntemdir. Işınlanan bu TLD'ler daha sonra okunarak analiz edilir. Bu sayede fizikçiler kritik iç organlara ulaşan gerçek doz miktarını hesaplayabilmekte ve böylece tedaviye yön verecek bilgiler edinmektedirler. Bu tarz bir uygulamanın diğer radyasyon dozimetre tipleri ile gerçekleştirilmesi oldukça zordur.

Klinik radyasyona iki şekilde maruz kalınmaktadır; birincisi teşhis amaçlı radyoloji (örneğin mamografide, diş çekimleri ya da genel tanı amaçlı çekilen filmler sırasında), ikincisi de radyoterapide tedavi sırasında. Bu alanlarda kullanılan radyasyon tipleri X-Işınları (maksimum 10 keV civarında), gama ışınları ( $^{137}\text{Cs}$  veya  $^{60}\text{Co}$  kaynaklı), elektronlar (40 MeV'a kadar), ağır yüklü parçacıklar ve nötronlardır. Radyolojide söz konusu olan doz aralığı  $10^{-5}$  ile  $10^{-2}$  Gy arasında değişirken radyoterapide 20 Gy'e kadar çıkmaktadır. Radyasyon terapisi için hesaplanan dozdaki hata oranı  $\pm\%3$ 'ten az olmalıdır. Aksi takdirde tedavi sürecinde hasta için soruna yol açabilmektedir.

TLD materyallerinin tıbbi uygulamalarda tercih edilmesinin en önemli sebebi klinik doku eşdeğeri olmasıdır. Hasta ya da çalışanların doz ölçümlerinde kullanılan TLD' ler yüksek hassasiyette olmalıdır. Kullanımı açısından da TLD' ler mümkün olduğunca küçük boyutlarda tutulmalıdır. Ayrıca TLD malzemesinin geniş bir doz aralığında lineer bir doz cevabına sahip olması da istenen bir özelliktir (42). Medikal alanda radyasyon dozunun ölçümünde en yaygın olarak kullanılan termoluminesans madde, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF' dür. Dokunun etkin atom numarası 7.42 iken LiF' nin 8.14'dür. Enerjiye bağımlılığı azdır e 30 keV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı 1.25'dir. LiF' nin yaydığı termoluminesans ışığın dalga boyu  $3500 \text{ \AA}^0$  ile  $6000 \text{ \AA}^0$  arasındadır. LiF fosforundaki tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olmalarından dolayı, ışıma eğrisinde farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş tepe noktası ortaya çıkar. Bu tepelerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci tepe 10 dakika, ikinci tepe 10 saat, üçüncü tepe 6 ay, dördüncü tepe 7 yıl ve beşinci tepenin yarı ömrü 80 yıldır. Fosfor  $400^0 \text{ C}$ 'de bir saat fırınlandıktan ve ışınlandıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse, yarı ömrünün 10 dakika olmasından dolayı, birinci tepe tamamen ortadan kaybolacaktır. Benzer durum ikinci tepe için de geçerlidir. Buradan birinci ve ikinci tepenin rutin dozimetri çalışmaları için uygun olmadığı sonucu çıkar. Bir ışıma eğrisinin şekli, yeri ve tepelerinin sayısı fosfor maddesine bağlıdır. Doğada LiF' den başka TLD malzemesi olarak kullanılan Kalsiyum Florid, Kalsiyum Sülfat, Lityum Borat ve Alüminyum Oksit gibi fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendine özgü ışıma eğrileri vardır. Işıma eğrileri altında kalan toplam alan, fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla ve bu ışık miktarı da fosforun soğurduğu radyasyon dozu ile orantılıdır.

### **3. MATERYAL VE YÖNTEM**

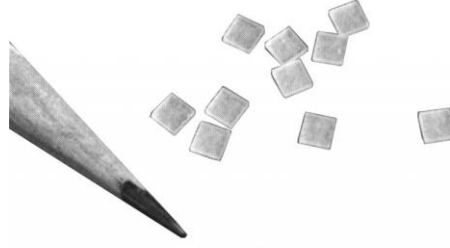
Bu tez çalışması 2016-2017 yıllarında Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde radyoloji bölümünde mamografi çekimi yapılan kadın hastalar ile yapılmıştır. Giotto Tomo markalı dijital mamografi cihazında 150 hastanın mediolateral oblik pozisyonda mamografi çekimleri sırasında çekilen meme ile aynı taraftaki kol altında yer alan lenf bezlerinin aldıkları yüzey dozları tespit edilmiştir. Hastalara ait meme kalınlığı, yaş, kVp, mAs, uygulama süresi, total doz değerleri tez çalışmasında kullanılmıştır.

#### **3.1. Materyal**

Tez çalışmasında kullanılmak üzere yüzey dozunu dozimetrik olarak belirlemek için doku eşdeğeri yüksek duyarlılıkta olan TLD-100 dozimetresi seçilmiştir. Toplam 48 adet dozimetre, Harshaw TLD okuyucu, TLD fırını ve dijital mamografi cihazı kullanılmıştır.

##### **3.1.1. TLD Kristalleri**

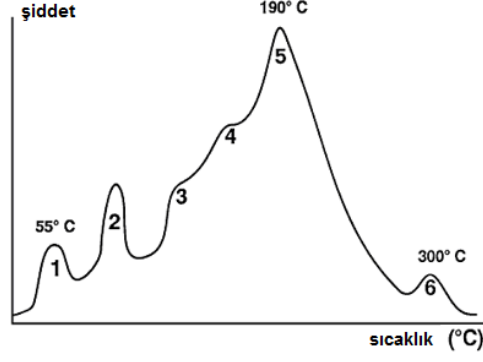
Bu tez çalışması sırasında kare şeklinde TLD kullanılmıştır. TLD-100 seçilmesinin sebebi ise, TLD-100' ün Lityumflorür (LiF) içeriğidir. Tüm TLD malzemeleri içinde LiF en yaygın olarak kullanılanıdır. Çünkü oda sıcaklığında geçiciliği çok azdır. Aynı zamanda doğal LiF kristalinden oluşan TLD-100 dozimetresinin LiF yoğunluğu  $2,64 \text{ g/cm}^3$  olan bir alkali metaldir. Şekil 3.1' de deneylerde kullanılan TLD kristalleri görülmektedir.



**Şekil 3.1.** TLD Kristalleri.

LiF'nin etkin atom numarası 8,14' dür ve dokunun etkin atom numarası ise 7,42' dir, bu nedenle doku eşdeğeri olan dozimetredir. Radyasyonu doku gibi soğurması ve soğurduğu radyasyon miktarı ile orantılı cevap vermesi nedeniyle medikal alanda doz ölçümünde tercih edilir. TLD-100' ün lineer doz cevabı (uygun soğurulan doz aralığı)  $3\mu\text{Gy}$ ' den  $10\text{ Gy}$ ' e kadar genişler ve %3' den daha az hata ile doğru ölçüm yapabilmektedir (37).

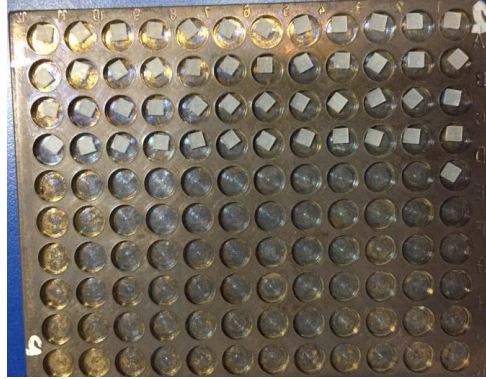
TLD-100' ün ışınma eğrisinde 5 karakteristik pik (tepe) görülür. 5. tepe dozimetrik tepedir ve radyasyonun dozu ile ilgili bilgiyi verir. Dozimetrik TL ışınma tepesi (5. Tepe)  $412\text{ nm}$ ' dedir (37). Oda sıcaklığında saklanan TLD-100'de 12 hafta içerisinde meydana gelen ışınma kaybı pikte %5' tir. Bundan dolayı TLD-100 doz ölçümünde tercih edilir. Ayrıca TLD-100' lerin diğer TLD materyallerine göre enerji bağımlılıklarının az, duyarlılıklarının yüksek olması tercih nedenlerindedir. LiF' nin yaydığı termoluminesans ışığın dalga boyu  $3500\text{ A}^\circ$  ile  $6000\text{ A}^\circ$  arasındadır. LiF' nin piklerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik'in yarı ömrü ise 80 yıldır. Dolayısıyla birinci ve ikinci pikler dozimetri çalışmaları için uygun değildir. TLD-100 kristaline ait ışınma eğrileri Şekil 3.2' de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. TLD-100 Kristali Işıma Eğrileri.

### 3.1.2. TLD Tavlama Tepsisi

TLD kristallerinin her birinin kendine özgü ışıma eğrileri vardır ve her bir TLD' nin doz yanıtları farklıdır. Tez süresince doğru veriler alınabilmesi için TLD' lerin karıştırılmaması çok önemlidir. Bu nedenle ilk gün tepsi de A1 numaralı göze hangi kristal yerleştirildiyse son hastada da aynı yere yerleştirildi. Pirinç tepsi hem dozimetrelerin kodlanarak saklanması hem de tavlama işlemi sırasında fırına konmasında kullanıldı.



Şekil 3.3. TLD Tavlama Tepsisi.

### 3.1.3. TLD Fırını

Tez sırasında PTW-TLDO marka TLD fırını kullanılmıştır. Dozimetrelerin tekrar kullanılabilmesi için öncelikle TLD fırınında 400 °C' da 1 saat tüm derin



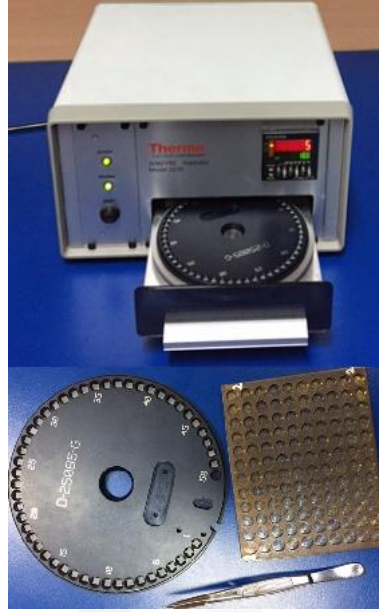
tuzakların boşaltılması için tavlama işlemi yapılmaktadır. Bu işlem sırasında TLD' ler 400 °C' a kadar ısıtılır bu sıcaklıkta 1 saat bekletilir, daha sonra yavaş yavaş soğuyarak 35 °C sıcaklığın altına düştüğünde TLD' ler fırından çıkartılabilirler. Derin tuzakların boşaltılması işlemi yaklaşık olarak 4 saat sürmektedir. Ayrıca TLD fırını ışınlama yapılan TLD' ler okunmadan önce sığ tuzaklarının boşaltılması işlemi içinde kullanılmaktadır. Bu işlem sırasında fırın 100 °C' a kadar çıkar 10 dk bekledikten sonra soğumaya başlar ve yine 35 °C sıcaklığın altına düştüğünde TLD' ler fırından alınmaktadır. Tez sırasında TLD' lerin fırından çıkarılma sıcaklığına dikkat edildi, eğer dozimetreler fırından yüksek sıcaklıklarda çıkarılsaydı kristal bir sonraki ölçümde aynı doz yanıtını vermeyerek tez ölçümlerinin doğruluğunu azaltacaktı. Tüm bu sıcaklık ve zaman ayarlamaları fırının bağlı bulunduğu bilgisayar üzerinden Theldo yazılımını kullanarak yapılabileceği gibi, fırın üzerinde bulunan Pgm1 ve Pgm2 tuşları da kullanılarak yapılabilmektedir. Uygun programı seçtikten sonra start tuşuna basmak yeterlidir. Sıcaklık değerleri fırın üzerindeki dijital ekranda takip edilmektedir.



**Şekil 3.4.** TLD Fırını.

#### **3.1.4. Işınlayıcı**

Her kristalin farklı bir doz yanıtının olacağı düşünülerek ölçümlere başlamadan önce kalibrasyon için THERMO 2210 ışınlayıcı kullanıldı. TLD dozimetreler çalışma öncesinde 1 mGy ışınlandı. 1 mGy ışınlamaya karşılık verdikleri doz yanıtları ölçüldükten sonra dozimetreler her hasta için kalibre edildi. Kullanılan ışınlayıcı sistemin kaynağı S-90/ Y-90 ve normal aktivitesi 33 MBq yani 0,9 mCi dir.



Şekil 3.5. Işınlayıcı.

### 3.1.5. TLD Okuyucu

Tezde ışınlanan TLD'lerin doz yanıtlarının okunmasını sağlayan Harshaw marka 3500 model manuel okuyucu kullanıldı. Dozimetrelerin okunabilmesi için okuyucu bilgisayara bağlı Wimrems yazılımını kullanmaktadır. Okuma sırasında okuyucunun ön tarafında bulunan çekmece açılarak bir adet kristal çekmecede yer alan kısmın tam ortasına yerleştirildi ve sonra çekmece yavaşça kapatıldı. Yazılımda hangi TLD'nin okunduğu bilgisi girildikten sonra start tuşuna basıldı. Bu işlemden sonra okuyucu ısınmaya başladı, hangi aralıklarla kaç dereceye kadar ısınacağı ve yine hangi zaman aralıklarında soğuyacağı bilgisi de yapılacak olan işleme göre yazılım üzerinden ayarlandı. Harshaw 3500, 600 °C' a kadar ısınabilmektedir. Sıcaklığın etkisiyle oluşan piki algılayabilmek için okuyucu içerisinde foto çoğaltıcı tüp bulunmaktadır. Algılanan pik elektrik sinyaline dönüştürülerek bilgisayar ekranında görüntülenmesi sağlanmaktadır.

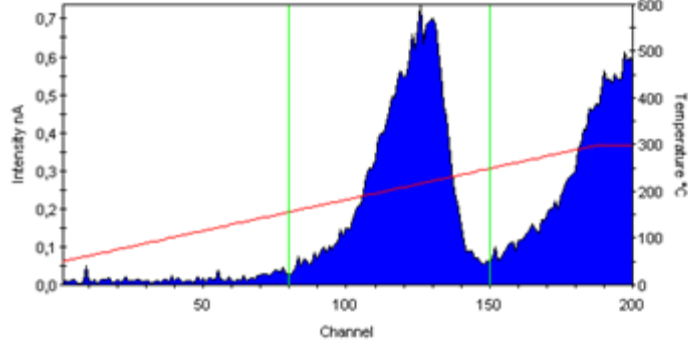


Şekil 3.6. TLD Okuyucu.

### 3.1.6. TLD Dozimetre Kalibrasyonu

Tezde kullanılan 48 adet dozimetrenin üretim sırasında farklı katkıları sebebiyle tuzak yapıları farklıdır. Bu nedenle ideal olarak eşit miktarda ve aynı koşullarda ışınlanan TLD dozimetrelerinin aynı cevabı vermesi için dozimetreler kalibre edilmelidir. Bu işlem için öncelikle TLD' ler her işlem öncesinde olduğu gibi tavlmalıdır. Öncelikle 400 °C de 1 saat tavlanan TLD'ler tüm derin tuzaklar boşaldıktan sonra ışınlayıcıda 1 mGy ışınlanmıştır.

TLD okuyucusunda her birinin bu doza verdiği cevap nanocoulomb (nC) cinsinden kaydedildi. Bu işlem her bir TLD dozimetre için iki defa tekrarlandı, öncelikle TLD' nin doz cevabı için ölçüm yapıldı. İkinci ölçümde ise dozimetrelerin okuma işlemi sırasında ısıtılması nedeniyle siyah cisim ışımasında dolayı oluşan gürültüye karşılık gelen doz için okuma tekrarlandı. Işıma eğrisinde doz cevabının hesabı için ROI1 seçili alan (80 °C ile 150 °C arasındaki alan) için ışıma eğrisinin altında kalan toplam alan alındı. Çünkü 1mGy ışınlama sonrası doz cevabının oluştuğu pik bu sıcaklıklar arasında oluşmaktadır. Böylelikle daha yüksek sıcaklıklarda siyah cisim ışımasından dolayı büyük oranda gerçekleşen doz cevabı ölçüm sonuçlarından çıkarılmış oldu.



Şekil 3.7. TLD Işıma Eğrisi.

1 mGy ışınlama sonrası doz cevabını bulmak için ölçülen değer ve gürültüden kaynaklanan değer arasında ki fark alındı.

### 3.1.7. TL Okuması

TL okuması için ışınlama sonrası kısa ömürlü piklerin ortadan kaldırılması için 100 °C' da 10 dakika ön ısıtma işlemi yapılmıştır. Böylelikle kısa ömürlü piklerin etkisi ortadan kaldırılmıştır. Harshaw TLD okuyucu cihazından TLD ler 300 °C' a saniyede 5 °C sıcaklık artışı olacak şekilde ısıtılmıştır. Siyah cisim ışıması için oluşan doz cevabını ölçmek için bu işlem her bir dozimetre için iki defa tekrarlanmıştır.

### 3.1.8. Mamografi Cihazı

Tez çalışmasında Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümünde kullanılan Giotto marka B-115 model 0,05 mm Rh filtre ve 0,05 mm Ag filtre bulunan dijital mamografi cihazı kullanıldı.

## 3.2. Yöntem

Bu tez kapsamında yapılan çalışmalar aşağıda başlıklar altında özetlenmiştir;

- TLD' lerin kalibrasyonu ve paketlenmesi,

- TLD' lerin hastalara uygulanmasının gerçekleştirilmesi,
- Hastalara uygulanan TLD' lerin ön ısıtma işleminin yapılması ve okunması,
- TLD' lerin kalibrasyon faktörü kullanılarak yüzey dozunun hesaplanması,
- Elde edilen verilerle istatistiksel analizlerinin yapılması.

### 3.2.1. TLD' lerin Kalibrasyonu ve Paketlenmesi

Bu tez çalışmasında mamografi çekimi sırasında MLO çekim protokolünde çekimi yapılan meme ile aynı tarafta kalan kol altı lenf bezlerinin aldığı yüzey giriş dozunun hesaplanması için 150 kadın hasta ile çalışıldı.

400 °C da 1 saat tavllanmış olan TLD' ler fırından alındıktan sonra paketleme yapıldı. Sonrasında ise her dozimetre ismine göre flastere yapıştırıldı. Tezde toplam 48 dozimetre kullanıldı.

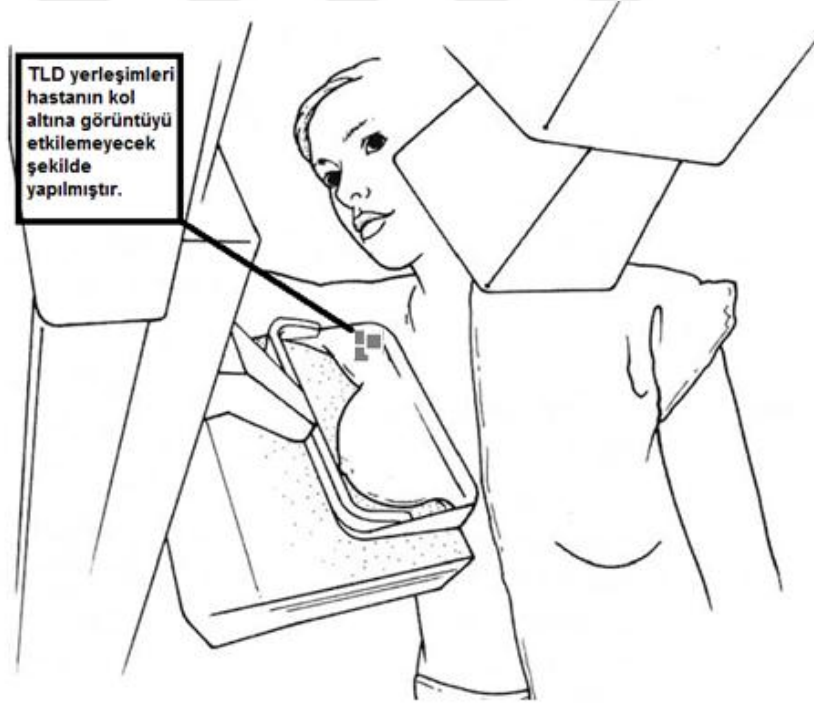
Sıfırlama işlemi için tepsiye sırasına çok dikkat edilerek yerleştirilen dozimetreler fırına yerleştirildi. Fırın 400 °C ye kadar ısındı ve 1 saat bu sıcaklıkta bekledi daha sonra ise 100 °C ye soğuyup 1 saat bekledikten sonra soğumakta ve 35 °C altına düştüğü zaman fırından dozimetreler alındı. Bu işlem her ölçüm ve okuma sonrasında yapıldı. Bu sayede tuzaklar tamamen boşaldığı için TLD dozimetreler tekrar kullanılabilir. Bu sayede tuzaklar tamamen boşaldığı için TLD dozimetreler tekrar kullanılabilir.

Fırından çıkarılan dozimetreler küçük poşetler kullanılarak yine sıralarına dikkat edilerek paketlenmiştir. Asla el değmeden ve asla herhangi bir yere düşürülmeden penset yardımıyla tepside alınarak kullanıldılar. Herhangi bir düşürme ya da temas durumunda dozimetreler alkol ile temizlenmelidir. Fakat tez çalışması sırasında böyle bir durumla karşılaşmamıştır.

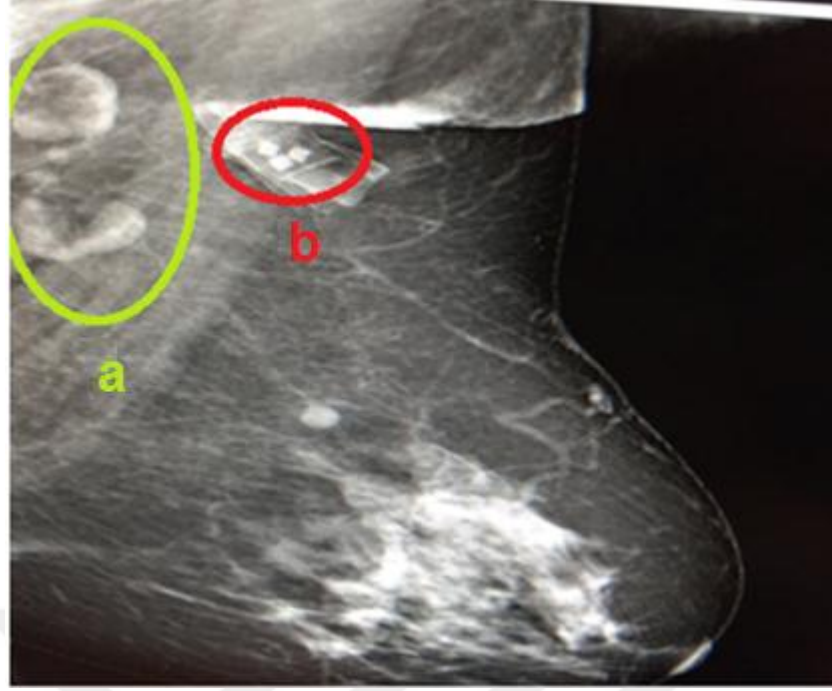


Şekil 3.8. Dozimetrelerin Paketlenme Aşaması.

Paketlenen dozimetreler flastere yapıştırıldı, hasta çekimi yapılırken kol altına yerleştirildi ve çekim bitiminde alınıp hazırlanan dosyaya ilgili hastanın bölümüne yerleştirildi. Hangi hastada hangi dozimetrenin kullanıldığı daha sonra verilen dozlarla ilişkilendirileceği için önemli olduğu için çok dikkat edilerek bu işlem yapıldı. Her kol altına ölçümlerin istatistikî açıdan anlamlı olabilmesi için 3 adet dozimetre yerleştirildi. Hastaneden çıkıldıktan sonra mümkün olduğunca çabuk bir şekilde laboratuvara gidilerek dozimetreler paketlerinden çıkarılarak tepside yerlerine koyulmuştur. Yerleştirildikten sonra 100 °C de 10 dk ön tavlama yapıldı. Ön tavlama (pre-heating) TL grafiğinde gördüğümüz piklerden kısa ömürlü olan ilk 2 piki silerek ölçümde hataya yol açmamızın önüne geçmektedir. Okuma sonucunda elde ettiğimiz değerler daha sonra 1mGy ışınlamadan elde ettiğimiz referans değer ile kıyaslandı. Karşılaştırmalar sonucunda verilen doz ile lenf bezlerinin aldığı doz arasında ilişki kurulmaya çalışıldı.



**Şekil 3.9.** MLO Çekim Protokolünde TLD Kristallerinin Temsili Yerleşimi.



**Şekil 3.10.** Farklı Bölgelere Ait Mamografi Görüntüleri. a) Lenf Nodları b) TLD.

### 3.3. İstatistiksel Analizler

Toplanan bilgiler bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra gerekli hata kontrolleri ve veri temizliği yapıldı. Sürekli değişkenlerin (yaş, meme kalınlığı, uygulanan doz, ölçülen doz gibi) normal dağılıma uygunlukları grafiksel olarak ve Shapiro-Wilk testi ile incelendi. İncelenen tüm sürekli değişkenlerin çarpık olduğu (normal dağılıma uymadığı) görüldü. Tanımlayıcı istatistiklerin gösteriminde meme yönü için sayı ve yüzde, sürekli değişkenler için ise ortanca (ÇAG-Çeyreklikler Arası Genişlik) değerleri kullanıldı. Meme yönüne göre sürekli değişkenleri karşılaştırmak için Mann-Whitney testi uygulandı.

Koltuk altından yapılan istenmeyen yüzey radyasyon dozu ölçümlerinde, ölçüm hatalarını minimize edebilmek için tek bir TLD ile ölçüm almak yerine üst üste yapıştırılmış 3 adet TLD ile ölçüm alındı ve alınan ölçümlerin ortancası ilgili koltuk altı yüzey radyasyon değeri olarak kabul edildi. Bu sayede TLD' den, ortamdan, TLD' nin maruz kaldığı radyasyonun belirlenmesi ve hesaplanması aşamalarında yapılabilecek hatalar minimize edilmeye çalışıldı. Örneğin bir koltuk altına yerleştirilen üç TLD' den elde edilen ölçümler sırası ile 3.4905, 3.7896 ve 6.7066



mGy olsun. Sadece bir TLD kullanılmış olsaydı, bu TLD en küçük veya en büyük değeri veren TLD olduğunda aynı hastanın aynı anda maruz kaldığı yüzey radyasyonu için 3.4905 ve 6.7066 gibi nerede ise aralarında 2 kat fark olan ölçüm sonucu olacaktı. Bu ise ölçümlerin ve çalışmanın güvenilirliği ve geçerliliği anlamında oldukça büyük sorunlar doğurabilecekti. Bu örnek için ölçülen üç TLD sonucunun ortancası (3.7896 mGy) ilgili koltuk altında ölçülen yüzey radyasyonunu en iyi temsil eden (gerçeğe en yakın) değer olarak öne çıkmaktadır. Bu nedenle çalışmada ölçülen değerlerin ortancası kullanıldı.

Sürekli değişkenler arasındaki ilişkileri incelemek için sürekli değişkenler normal dağılım şartlarını karşılamamasına karşın, yorum ve anlama kolaylığı açısından parametrik korelasyon analizi olan Pearson korelasyon katsayısı hesaplandı. Pearson korelasyon katsayısının karesi alınarak Açıklayıcılık katsayısı (bir değişkenin diğer değişkendeki değişimin ne kadarını açıklayabildiği) bulundu. Pearson korelasyon katsayısının yorumlanmasında; 0.0-0.200 çok zayıf ilişki, 0.201-0.400 zayıf ilişki, 0.401-0.600 orta kuvvette ilişki, 0.601-0.800 kuvvetli ilişki, 0.801-0.999 çok kuvvetli ilişki, 1 tam ilişki ve 0 ilişki yok şeklinde değerlendirildi. Korelasyon katsayısının negatif olması ilişkinin ters yönlü (değişkenlerden birinin değeri artarken diğer değişkenin değerinin azalması), pozitif olması ise doğrusal ilişki (iki değişkenin değerinin birlikte artıp, birlikte azaldığını) göstergesi olarak yorumlandı.

Yüzey dozunu tahmin etmek üzere uygulama dozu, uygulama kuvveti, uygulama süresi değişkenleri ile basit doğrusal regresyon modelleri kuruldu. Kurulan modellerin anlamlılığı test edildi. İstatistiksel olarak anlamlı modellerin yüzey dozu tahminleri ile gerçek ölçülen yüzey dozları arasında farklılık olup olmadığı bağımlı örnekler t test (paired samples t test) ile incelendi.

İstatistiksel analiz ve hesaplamalar ile grafik çizimleri için MS-Excel 2007 ve IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programları kullanıldı. İstatistiksel kararlarda  $p < 0.05$  düzeyi anlamlı farklılığın göstergesi olarak kabul edildi.



## 4. BULGULAR

Araştırmada elde edilen bulgular, gönüllülere ait demografik özellikler, mamografi uygulama ve ölçüm sonuçları, değişkenler arası ilişkiler ve yüzey dozunun tahmini başlıkları altında sunulmuştur.

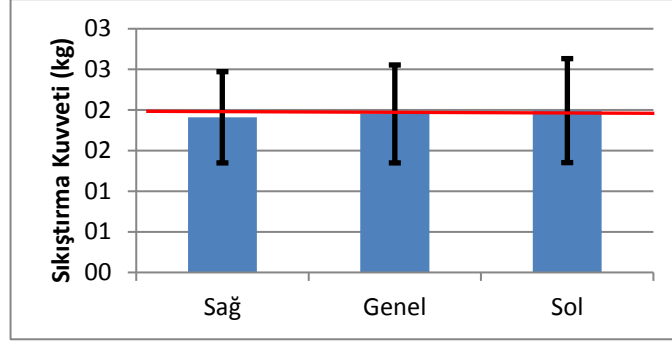
### 4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmada yer alan kadınların yaşları 30 ile 85 aralığında değişmektedir. Gönüllülerin yaş ortancası 54.0 (ÇAG=14.0) yıl olarak belirlenmiştir. Sağ memesi mastektomi ile alınan iki hastanın yaşlarının 47 ve 59 olduğu görülmüştür.

Gönüllülerin meme kalınlığı sağ meme için 12.0 – 95.0 mm aralığında değişirken, sağ meme kalınlığı ortancası 56.0 (ÇAG=15.0) mm olarak hesaplanmıştır. Sol meme kalınlığı ise 11.0 – 91.0 mm aralığında değişmektedir. Sol meme kalınlık ortancası 56.0 (ÇAG=14.0) mm dir. Sağ ve sol meme kalınlıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur, meme kalınlıkları benzerdir ( $Z=0.507$ ;  $p=0.612$ ).

### 4.2. Mamografi Uygulama ve Ölçüm Sonuçları

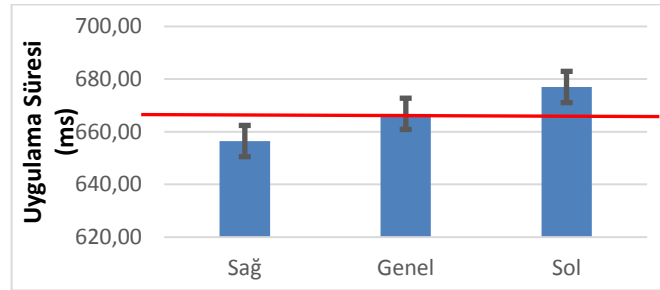
Gönüllülerin mamografi sırasında maruz kaldıkları sıkıştırma kuvveti 11.0 – 20.0 kg arasında değişirken sıkıştırma kuvveti ortancası 18.0 (ÇAG=2.0) kg olarak hesaplanmıştır. Sıkıştırma kuvveti sağ meme için 15.0 – 19.0 (ortancası 18.0 (ÇAG=2.0)) kg iken sol meme için 11.0 – 20.0 (ortancası 18.0 (ÇAG=2.0)) kg olarak belirlenmiştir. Sıkıştırma kuvveti meme yönüne göre farklılık göstermemektedir ( $Z=0.616$ ;  $p=0.538$ ). Sağ ve sol meme için istatistiksel olarak farksız sıkıştırma kuvveti uygulanmıştır (Şekil 4.2.1).



**Şekil 4.1.** Uygulanan Sıkıştırma Kuvveti (kg)\*

\* Anlaşılabilirlik ve görsellik için ortalama ve standart sapma değerleri kullanılmıştır.

Mamografi çekimi sırasında uygulanan radyasyonun süresi incelendiğine gönüllülerin en az 400.0 ms, en çok ise 1294.0 ms radyasyona (mamografi çekimi uygulama süresine) maruz kaldıkları görülmüştür. Mamografi çekim süre ortancası 616.0 (ÇAG=182.8) ms olarak hesaplanmıştır. Sağ meme için uygulama süresi 430.0 – 1262.0 ms aralığında değişmektedir. Sağ meme uygulama süre ortancası 600.0 (ÇAG=181.0) ms olarak ortaya çıkmıştır. Sol meme için uygulama süresi değerleri ise sırasıyla 400.0 – 1294.0 ve 622.0 (ÇAG=171.0) ms olmuştur. Sağ ve sol meme için uygulama süresi benzerdir ( $Z=1.664$ ;  $p=0.096$ ).



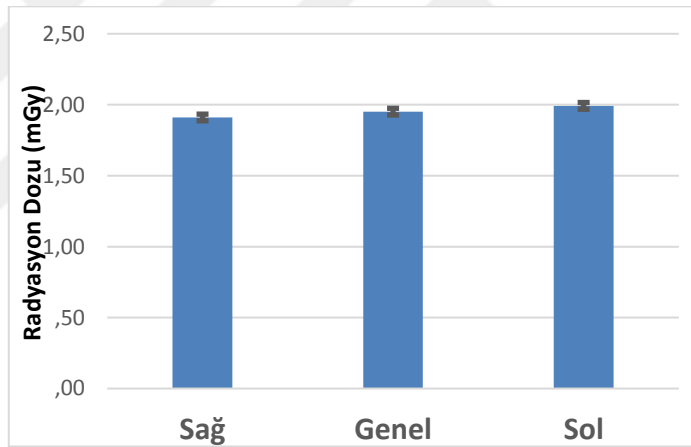
**Şekil 4.2.** Radyasyon Uygulama Süresi (ms) \*

\* Anlaşılabilirlik ve görsellik için ortalama ve standart sapma değerleri kullanılmıştır.

Mamografi çekim işlemi sırasında cihaz tarafından üretilen kVp (anlık en yüksek voltaj) değeri 24.0 – 35.0 kV olarak belirlenmiştir. Cihazın ürettiği kVp ortancası ise 30.0 (ÇAG=2.0) kV şeklinde hesaplanmıştır. Sağ meme çekimi sırasında kVp değerleri sırasıyla 24.0 – 35.0, ortancası 30.0 (ÇAG=2.0) kV iken, sol meme için 24.0 – 34.0 ve ortancası 30.0 (ÇAG=2.0) kV olarak belirlenmiştir. Sağ ve sol meme çekimi için cihaz tarafından üretilen kVp değerleri farksızdır ( $Z=0.076$ ;  $p=0.939$ ).

Cihazın çekim işlemi için ürettiği mAs değerleri incelendiğinde ise saniyede en az 58.0 en çok ise 195.0 mA akım üretildiği, üretilen akımın ortancasının ise 92.0 (ÇAG=26.0) mA olduğu görülmüştür. Sağ ve sol meme çekimi için üretilen mAs değerleri sırasıyla; 58.0-183.0, ortancası 89.0 (ÇAG=26.5) mA ve 58.0-195.0, ortancası 92.0 (ÇAG=30.0) mA'dir. Sağ ve sol meme çekimi için üretilen mAs ortancaları farksızdır ( $Z=1.648$ ;  $p=0.099$ ).

Cihaz tarafından hastaya uygulandığı gösterilen radyasyon dozları incelendi. Hastalara en az 0.9 mGy, en çok ise 4.1 mGy uygulandığı belirlendi. Uygulanan doz ortancasının 1.8 (ÇAG=0.7) mGy olduğu hesaplandı. Sağ meme için uygulanan dozun 0.9 – 3.9 mGy arasında değiştiği ve ortancasının ise 1.8 (ÇAG=0.79 mGy olduğu görüldü. Sol memede ise bu değerler sırasıyla 1.0- 4.1 ve ortancası 1.9 (ÇAG=0.8) mGy olarak tespit edildi. Memeye göre uygulanan doz ortancalarının farksız oldukları bulundu ( $Z=1.020$ ; 0.308).



Şekil 4.3. Uygulanan Radyasyon Dozu (mGy) \*

\* Anlaşılabilirlik ve görsellik için ortalama ve standart sapma değerleri kullanılmıştır.

### 4.3. Değişkenler arasındaki ilişkiler

Sürekli değişkenler arasındaki ilişkiyi incelemek için bölüm 3.4 İstatistiksel Analizler kısmında açıklandığı gibi, tüm sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygun oldukları varsayımı kullanılmıştır. Alan uzmanlarının yönlendirmeleri doğrultusunda; meme kalınlığı, uygulanan kuvvet, uygulama süresi, uygulanan doz ve ölçülen doz arasındaki ilişkiler genel olarak ve meme yönüne göre araştırılmıştır.

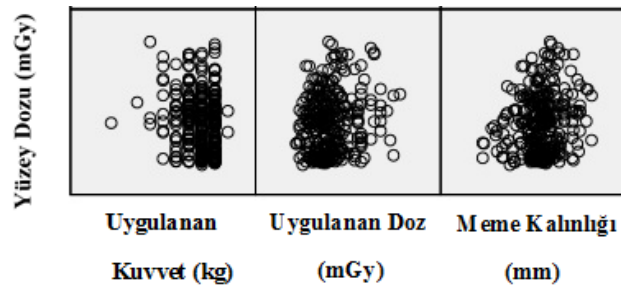
### 4.3.1. Değişkenler Arasındaki İlişkiler (Genel)

Meme kalınlığı ile uygulanan kuvvet arasında zayıf, ters yönde bir ilişki vardır ( $r=-0.226$ ;  $p<0.001$ ). Meme kalınlığı arttıkça uygulanan kuvvet azalmaktadır. Meme kalınlığı ile uygulanan doz arasındaki ilişki doğrusal yönde ve kuvvetlidir ( $r=0.779$ ;  $p<0.001$ ). Meme kalınlığı arttıkça uygulanan doz artmaktadır. Benzer şekilde meme kalınlığı ile uygulama süresi arasında da doğrusal yönde, orta kuvvette ilişki vardır ( $r=0.779$ ;  $p<0.001$ ).

Uygulanan kuvvet ile uygulama dozu ve uygulama süresi arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (sırasıyla  $r=-0.046$ ;  $p=0.426$  ve  $r=0.017$ ;  $p=0.771$ ).

Uygulama süresi ile uygulama dozu arasında doğrusal yönde ve çok kuvvetli bir ilişki gözlenmiştir ( $r=0.801$ ;  $p<0.001$ ). Uygulama süresi uzadıkça uygulama dozu artmaktadır.

Ölçülen yüzey dozu açısından bakıldığında ise; meme kalınlığı ile yüzey dozu arasında doğrusal yönde ancak çok zayıf bir ilişki vardır ( $r=0.183$ ;  $p=0.001$ ). Uygulanan kuvvet ile yüzey dozu arasında ise zayıf kuvvette ancak ters yönde bir ilişki bulunmuştur ( $r=-0.215$ ;  $p<0.001$ ). Uygulanan kuvvet arttıkça yüzey dozu azalmaktadır. Uygulanan doz ile yüzey dozu arasındaki ilişki ise çok zayıf ancak doğrusal yöndedir ( $r=0.163$ ;  $p=0.005$ ). Uygulama dozu arttıkça yüzey dozu da artmaktadır (Şekil 3.4.1).



Şekil 4.4. Uygulanan Kuvvet, Uygulanan Doz ve Meme Kalınlığı ile Yüzey Dozu Arasındaki İlişki.

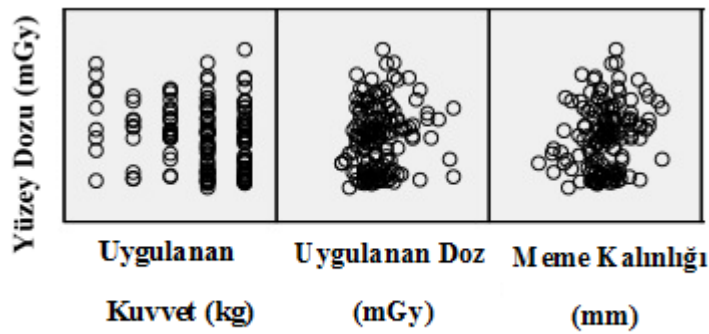
#### 4.3.2. Değişkenler Arasındaki İlişkiler (Sağ Meme)

Sağ Meme kalınlığı ile uygulanan kuvvet arasında zayıf, ters yönde bir ilişki vardır ( $r=-0.287$ ;  $p<0.001$ ). Meme kalınlığı arttıkça uygulanan kuvvet azalmaktadır. Meme kalınlığı ile uygulanan doz arasındaki ilişki doğrusal yönde ve kuvvetlidir ( $r=0.769$ ;  $p<0.001$ ). Meme kalınlığı arttıkça uygulanan doz artmaktadır. Benzer şekilde meme kalınlığı ile uygulama süresi arasında da doğrusal yönde, orta kuvvette ilişki vardır ( $r=0.502$ ;  $p<0.001$ ).

Uygulanan kuvvet ile uygulama dozu ve uygulama süresi arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (sırasıyla  $r=-0.128$ ;  $p=0.121$  ve  $r=-0.086$ ;  $p=0.297$ ).

Uygulama süresi ile uygulama dozu arasında doğrusal yönde ve kuvvetli bir ilişki gözlenmiştir ( $r=0.763$ ;  $p<0.001$ ). Uygulama süresi uzadıkça uygulama dozu artmaktadır.

Ölçülen yüzey dozu açısından bakıldığında ise; sağ meme kalınlığı ile yüzey dozu arasında doğrusal yönde ancak zayıf bir ilişki vardır ( $r=0.211$ ;  $p=0.010$ ). Uygulanan kuvvet ile yüzey dozu arasında ise zayıf kuvvette ancak ters yönde bir ilişki bulunmuştur ( $r=-0.216$ ;  $p=0.008$ ). Uygulanan kuvvet arttıkça yüzey dozu azalmaktadır. Uygulanan doz ile yüzey dozu arasında ise anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $r=0.134$ ;  $p=0.104$ ) (Şekil 3.4.2).



Şekil 4.5. Sağ Meme için Uygulanan Kuvvet, Uygulanan Doz ve Meme Kalınlığı ile Yüzey Dozu Arasındaki İlişki.

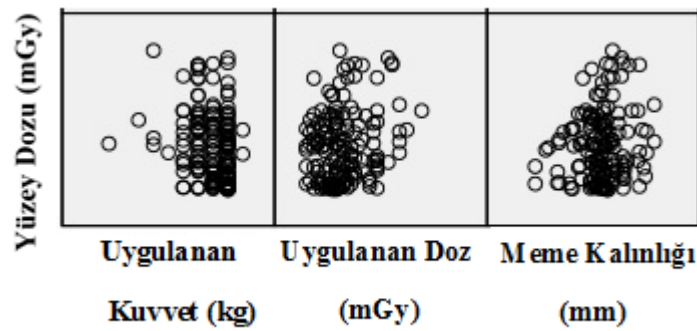
### 4.3.3. Değişkenler Arasındaki İlişkiler (Sol Meme)

Sol Meme kalınlığı ile uygulanan kuvvet arasında çok zayıf, ters yönde bir ilişki vardır ( $r=-0.187$ ;  $p=0.029$ ). Meme kalınlığı arttıkça uygulanan kuvvet azalmaktadır. Meme kalınlığı ile uygulanan doz arasındaki ilişki doğrusal yönde ve kuvvetlidir ( $r=0.800$ ;  $p<0.001$ ). Meme kalınlığı arttıkça uygulanan doz artmaktadır. Benzer şekilde meme kalınlığı ile uygulama süresi arasında da doğrusal yönde, orta kuvvette ilişki vardır ( $r=0.509$ ;  $p<0.001$ ).

Uygulanan kuvvet ile uygulama dozu ve uygulama süresi arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (sırasıyla  $r=0.012$ ;  $p=0.886$  ve  $r=0.101$ ;  $p=0.218$ ).

Uygulama süresi ile uygulama dozu arasında doğrusal yönde ve çok kuvvetli bir ilişki gözlenmiştir ( $r=0.835$ ;  $p<0.001$ ). Uygulama süresi uzadıkça uygulama dozu artmaktadır.

Ölçülen yüzey dozu açısından bakıldığında ise; sol meme kalınlığı ile yüzey dozu arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $r=0.155$ ;  $p=0.058$ ). Uygulanan kuvvet ile yüzey dozu arasında ise zayıf kuvvette ancak ters yönde bir ilişki bulunmuştur ( $r=-0.215$ ;  $p=0.008$ ). Uygulanan kuvvet arttıkça yüzey dozu azalmaktadır. Uygulanan doz ile yüzey dozu arasında da doğrusal yönde ve çok zayıf bir ilişki gözlenmiştir ( $r=0.194$ ;  $p=0.017$ ) (Şekil 3.4.3).



Şekil 4.6. Sol Meme için Uygulanan Kuvvet, Uygulanan Doz ve Meme Kalınlığı ile Yüzey Dozu Arasındaki İlişki.

#### 4.4. Yüzey Dozunun Tahmini

Bölüm 4.3.'de incelenen sürekli değişkenler ile yüzey dozu arasındaki ilişkiler incelendiğinde, yüzey dozunu tahmin etmek için kullanılacak sürekli değişkenler olduğu ve bu değişkenler yardımı ile yüzey dozunun tahmin edilebilirliği ile ilgili araştırma yapma zorunluluğu ortaya çıkmıştır.

İncelenen sürekli değişkenler ile kurulan model yüzey dozundaki değişimin %69'unu açıklayabilmektedir. Model özeti Tablo 4.1' de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Yüzey Dozu Tahmin Modeli Özeti.

<b>R</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>Düzeltilmiş R<sup>2</sup></b>	<b>Tahminin Standart Hatası</b>
0.831	0.691	0.690	1.8121340

Kurulan modelin varyans çözümlemesi Tablo 4.2' de verilmiştir. Buna göre; Kurulan model, tahmin sonucunda oluşan artıkları (literatürde gerçek değer ile tahmin edilen değer arasındaki farklara artık denilmektedir) minimize etmektedir. Kurulan modelden elde edilen kareler toplamı (kareler toplamı, incelenen değişkenden-olaydan-modelden kaynaklanan etkinin, tüm modelin açıklayıcılığı üzerindeki etkisini gösteren istatistiksel bir değerdir) artık kareler toplamından daha fazladır. Kurulan model istatistiksel olarak anlamlı bir modeldir (F=667.498; p<0.001) (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Yüzey Dozu Tahmin Modeli Varyans Çözümlemesi.

<b>Model</b>	<b>Kareler Toplamı</b>	<b>Serbestlik Derecesi</b>	<b>Kareler Ortalaması</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
1					
Regresyon	2191.950	1	2191.950	667.498	<0.001
Artıklar	981.865	299	3.284		
<b>Toplam</b>	<b>3173.815</b>	<b>300</b>			

Kurulan model incelendiğinde; modeli kurmak için bağımsız değişkenler olarak modele dahil ettiğimiz uygulama süresi, uygulanan kuvvet ve uygulama dozu değişkenlerinin modele anlamlı bir katkı sağlamadığı (yüzey dozunun tahmin edilmesi

için faydalı olmadıkları, kullanılamayacakları) belirlendi. Araştırma kapsamında incelenen değişkenlerden sadece meme kalınlığının yüzey dozu üzerine anlamlı bir etkisinin olduğu ve meme kalınlığı yardımı ile yüzey dozunun tahmin edilebileceği ortaya çıktı. Meme kalınlığı ile yüzey dozunu tahmin etmek için kurulacak model Eşitlik 1’de gösterilmiştir.

$$\text{Yüzey dozu} = 0.046637 \times \text{Meme kalınlığı} \quad (\text{Eşitlik 4.1})$$

Eşitlik 1’ile elde edilecek yüzey dozu değeri, gerçek yüzey dozu değerini %69 (düzeltilmiş  $R^2=0.690$ ) oranında açıklayabilmektedir. Açıklamayan %31’lik kısım ise modele ve çalışmaya alınmayan diğer özellikler, kişisel farklılıklar, ortamdaki parazit, hava sıcaklığı gibi farklı etmenlerden kaynaklanmaktadır.

Uygulanan dozun ne kadarlık bir kısmının düzey dozu olarak ölçüldüğünü incelemek üzere genel ve meme yönüne göre basit doğrusal regresyon modelleri kuruldu. Kurulan basit doğrusal regresyon modellerinin özeti Tablo 4.3’ de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.** Uygulanan Doz İle Yüzey Dozu Tahmin Modellerinin Özeti.

Ölçüm yapılan	Tahminin Standart				
	Meme	R	R <sup>2</sup>	Düzeltilmiş R <sup>2</sup>	Hatası
Genel		0.822	0.676	0.675	1.8555416
Sağ		0.837	0.701	0.699	1.8050055
Sol		0.809	0.654	0.651	1.8995452

Yön farklılığını dikkate almadan, genel olarak bakıldığında uygulanan doz ile yüzey dozunu tahmin etmek için kurulan model, yüzey dozunun %67.52’ ini açıklarken, sağ meme için kurulan model genel ve sol meme için kurulan modelden daha yüksek açıklayıcılık değerlerine sahiptir.

Kurulan modellerin varyans çözümlenmeleri Tablo 4.4’ de gösterilmiştir. Tablo 4.4.4 incelendiğinde; meme yönünden bağımsız olarak tüm modellerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ( $p<0.001$ ) (Tablo 4.4).



**Tablo 4.4.4.** Uygulanan Doz İle Yüzey Dozu Tahmin Modeli Varyans Çözümlenmeleri.

Model		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
GENEL	Regresyon	2144.348	1	2144.348	622.808	<0.001
	Artıklar	1029.467	299	3.443		
	<b>Toplam</b>	<b>3173.815</b>	<b>300</b>			
SAĞ	Regresyon	1128.629	1	1128.629	346.413	<0.001
	Artıklar	482.191	148	3.258		
	<b>Toplam</b>	<b>1610.820</b>	<b>149</b>			
SOL	Regresyon	1021.755	1	1021.755	283.170	<0.001
	Artıklar	541.241	150	3.608		
	<b>Toplam</b>	<b>1562.996</b>	<b>151</b>			

Uygulanan doz ile yüzey dozunu tahmin için kurulacak regresyon modellerin katsayıları ve bu katsayılarla ilişkin standart hatalar ile regresyon katsayılarının istatistiksel anlamlılığı Tablo 4.5’te dir.

**Tablo 4.5.** Yüzey Dozu Tahmin Modellerinin Regresyon Katsayıları.

Ölçüm yapılan Meme	Regresyon Katsayısı		İstatistiksel Anlamlılık	
	B	Std. Hata	t	p
Genel	1.309	0.052	24.956	<0.001
Sağ	1.383	0.074	18.612	<0.001
Sol	1.244	0.074	18.828	<0.001

Tablo 4.4.5’e göre yüzey dozunu tahmin için kullanılacak regresyon modelleri genel için Eşitlik 2’de, sağ ve sol meme için ise Eşitlik 3-4’de gösterilmiştir.

Genel için → Yüzey dozu = 1.309 x Uygulama Dozu (Eşitlik 4.2)

Sağ meme için → Yüzey dozu = 1.383 x Uygulama Dozu (Eşitlik 4.3)

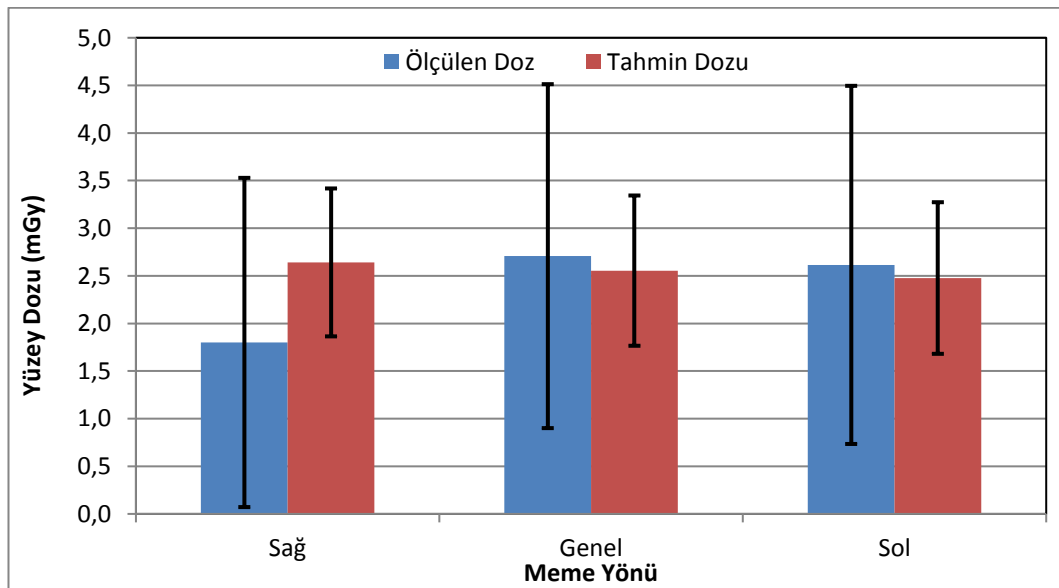
Sol meme için → Yüzey dozu = 1.244 x Uygulama Dozu (Eşitlik 4.4)

Meme yönünden bağımsız olarak genel için kurulan regresyon modeli ile uygulanan doza karşın ölçülen yüzey dozu tahmin edilmiştir. Ölçülen yüzey dozu ortalaması  $2.707 \pm 1.806$  mGy iken kurulan model sonucu yapılan yüzey dozu tahmini  $2.555 \pm 0.789$  mGy olarak tahmin edilmiştir. Gerçek ölçüm değeri ile tahmin değeri arasında yaklaşık  $0.152$  mGy' lik bir fark vardır, ancak gerçek ile tahmin arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $t=1.427$ ;  $p=0.155$ ).

Sağ meme için gerçek yüzey dozu ortalaması  $2.800 \pm 1.729$  mGy iken modelin tahmini  $2.641 \pm 0.777$  mGy olmuştur. Gerçek değer ile tahmin değerimiz arasında  $0.159$  mGy' lik bir fark vardır, fark istatistiksel olarak anlamlı olamayacak kadar küçüktür ( $t=1.082$ ;  $p=0.281$ ).

Sol meme için gerçek yüzey dozu ortalaması  $2.800 \pm 1.729$  mGy iken modelin tahmini  $2.477 \pm 0.796$  mGy olmuştur. Gerçek değer ile tahmin değerimiz arasında  $0.138$  mGy' lik bir fark vardır, fark istatistiksel olarak anlamlı olamayacak kadar küçüktür ( $t=0.893$ ;  $p=0.373$ ).

Kurulan her üç regresyon modelinin de tahmin ettiği yüzey dozları ile gerçekleşen yüzey dozları arasında anlamlı fark bulunamaması, regresyon modellerinin başarılı tahminler yaptığının bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (Şekil 4.7).



**Şekil 4.7.** Ölçülen Yüzey Dozu ve Tahmin Edilen Yüzey Dozu Ortalamaları.  
(standart sapmalar ile birlikte)

Şekil 4.7 incelendiğinde; gerçek yüzey dozu ölçümlerinin standart sapmalarının çok yüksek oldukları, buna karşın regresyon modelleri ile tahmin edilen yüzey dozlarına ait standart sapmaların ise daha düşük oldukları görülmektedir. Tahmin modelleri gerçek ölçüm değerlerinden daha tutarlı yüzey dozu değeri öngörmektedir.



## 5. TARTIŞMA

Ülkemizde ve dünyada kadınlarda en çok görülen kanser türü olan meme kanserinin teşhisinde ki altın yöntem mamografidir. Mamografi çekimi sırasında rutin olarak CC ve MLO çekim protokollerinde sağ ve sol olmak üzere 4 adet görüntü alınır. MLO çekim protokolünde pektoral kas altında kalan yumuşak dokunun ve meme kanserinin en çok metastaz yaptığı alan olan aksiller lenf nodları da çekim alanına da kalarak radyasyona maruz kalmaktadır. Maruz kalınan yüzey dozuna ise ESAK değeri denilmektedir. ESAK değerinin mamografi cihazlarında hesaplanabilmesi için iyon odası ya da TLD dozimetreler kullanılır. TLD' ler hastalar üzerinde çalışmak için uygun dozimetrelerdir ve tez de kullanılan TLD-100 dozimetreler doku eşdeğeri olmaları sebebiyle tercih edilmiştir. Radyasyona bağlı kanser riskinin araştırılabilmesi için ise hasta dozları çalışılarak istatistiki açıdan değerlendirilmelidir. Meme kanserli hastalarda aksiller lenf nodu tutulum oranlarında göz önünü alındığı zaman mamografi çekimi sırasında radyasyona maruz kalan aksiller lenf nodlarının maruz kaldıkları doz miktarları önem taşımaktadır. Yapılan literatür çalışmaları göstermektedir ki bu alanda yapılmış bir çalışma yoktur. Yapılan çalışmalar daha çok mamografi cihazının kalite kontrol testleri ya da radyoterapide memenin doz maruziyetleri üzerinedir.

Çalışma kapsamında 151 kadının mamografi çekimleri sırasında MLO çekim protokolünde çekim yapılan meme ile aynı tarafta bulunan koltuk altına üst üste konulan üç TLD ile memeye uygulanan radyasyon dozunun lenf nodlarına ne kadarlık bir istenmeyen “dolaylı” yüzey radyasyonu maruziyeti oluşturduğu ölçülmüştür. 3 adet TLD kullanılmasının sebebi istatistiki açıdan anlamlı sonuçlar elde etmektir. Elde edilen sonuçlar SPSS programı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Ölçüm yapılan kadınların 149' unun (%98.7) her iki memesine verilen radyasyon sonucu ilgili memeye yakın koltuk altı lenf nodları yüzey radyasyonu ölçülebilirken, iki (%1.3) kadında ise sağ meme mastektomisi nedeni ile sadece sol memeye yakın lenf nodlarından ölçüm alınabilmiştir. Çalışma; 149' u sağ, 151' i sol olmak üzere toplam 300 koltuk altı ölçümü ile tamamlanmıştır.

Tez sırasında gönüllülerden elde edilen doz değerleri çekim sırasında uygulanan doz, uygulama süresi, kVp, mAs değerleriyle ilişkilendirilmeye çalışılmış

ve anlamlı sonuçlar elde edilmiştir. Sonuçlar sağ, sol ve genel olarak sınıflandırılarak değerlendirilmiştir.

Gönüllüler demografik olarak incelendiği zaman yaşlarının 30 ile 85 arasında değiştiği görülmektedir. Sağ ve sol meme kalınlık değerlerinin ortancalarının ise 56 mm olduğu görülmektedir. Aksiller lenf nodlarının maruz kaldığı dozlar ile uygulama dozları karşılaştırıldığı zaman ise lenf nodlarının aldığı dozun çekim sırasında uygulanan dozdan daha fazla olduğu görülmektedir. Lenflerin maruz kaldığı dozu diğer değişkenlerle ilişkilendirmeye çalışarak bunun nedenleri araştırılmıştır.

Meme kalınlığı arttıkça uygulanan kuvvet azalırken uygulama süresi ve uygulanan doz değeri artmaktadır ve uygulanan doz değerine bağlı olarak da lenf nodlarının maruz kaldığı doz değerleri artmaktadır. Yapılan çalışma göstermiştir ki bu artış yaştan bağımsızdır. kVp ve mAs değerleri arttıkça da doz değerleri artmıştır bu beklenen bir sonuçtur. Bulgular kısmında tablolar ile verilen istatistiksel çalışmalar göstermiştir ki sağ ve sol meme için anlamlı farklılıklar bulunmamaktadır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışmasında mamografi çekimin yapılan gönüllülerin kol atına flaster yardımıyla yapıştirılan TLD dozimetreler ile lenf nodları yüzey dozu değerleri tespit edilmiştir.

Yaş, kVp, mAs, total doz, uygulama süresi, meme kalınlığı değerlerinin yüzey dozları üzerine etkisi araştırılmıştır.

Çalışma süresince aynı dijital mamografi cihazında tüm ölçümler toplanmıştır ve tez süresinde ölçümlerin alınmasından okunmasına, doza çevrilmesinden sıfırlanmasına yapılan tüm işlemlerde titizlik ile çalışılarak aynı rutin korunmaya çalışılmıştır.

Aksiller Lenf nodlarının maruz kaldığı dozların kVp, mAs, meme boyutu, uygulanan kuvvet, uygulama süresi, uygulanan doz ile olan ilişkileri açıklanmıştır. Yapılan modellemeler çok başarılıdır. SPSS programında yüzey dozu varyans çözümlenmeleri yapılarak modeller kuruldu. Kurulan model incelendiğinde; modeli kurmak için bağımsız değişkenler olarak modele dahil ettiğimiz uygulama süresi, uygulanan kuvvet ve uygulama dozu değişkenlerinin modele anlamlı bir katkı sağlamadığı (yüzey dozunun tahmin edilmesi için faydalı olmadıkları, kullanılamayacakları) belirlendi. Fakat meme büyüklüğü ile maruz kalınan doz arasında kuvvetli bir ilişki tespit edildi. Meme büyüklüğü arttıkça uygulanan kuvvetin azaldığı fakat uygulanan doz ve uygulama süresi arttığı görülmüştür.

Kurulan model ile gerçek yüzey dozu değerini %69 oranında yalnızca meme kalınlığı kullanılarak açıklanabileceği gösterildi. Kurulan model ile gerçek doz değerleri arasında sağ ve sol ayırmaksızın genel olarak bakıldığında 0.152 mGy' lik bir fark ile başarılı bir tahmine ulaşıldığı görülmüştür.

Çalışmanın en dikkat çekici sonucu ise memeye çekim sırasında uygulanan dozdan daha fazlasının aksiller lenf nodlarında ölçülmüş olmasıdır. Bu durumun

sebepleri araştırıldığında ilk olarak ortam radyasyonu ve saçılan radyasyonlar göz önünde bulundurulmuştur. Gün içerisinde birçok (20-30 arası) çekim yapılan mamografi odasında doz birikmesi olabileceği düşünülerek çalışma saatleri ve gönüllülerin o gün içerisinde ki çekim sırası incelenmiştir. Sabah ilk çekim ile gün içerisinde ki 8. ölçüm yüzey doz değerleri farklılıklar içermektedir. Artış görülmektedir. Bu da ortam havalandırmasının yetersizliğine, fazla çekim yapılmasına, iki çekim arasında ki sürenin azlığına bağlanabilir.

Aynı zamanda cihazın kalite kontrol test değerleri incelenerek tekrarlanabilirlik testleri ve PMMA fantom kullanılarak doz doğrulama testleri incelendi.

Bu testlerin incelenerek cihaz tarafından uygulanan doz değerlerinin doğruluğunun teyit edildi. Cihazda herhangi bir problem olmadığından emin olundu.

## 7. KAYNAKLAR

1. Türkiye Halk Sağlığı Kurumu, Kansere Dairesi Başkanlığı.
2. TÜİK, 2009 yılı Türkiye Kansere İstatistikleri.
3. Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı, organlara göre kansere sıklığının dağılımı ve kadınlarda en sık görülen 10 kansere, 2001.
4. , Seçginli (Merey) S, Kadınlarda Meme Kansere Tarama Davranışları, 2002.
5. Kalaycı G, Acarlı K, Demirkol K, Ertekin C. Meme hastalıkları ve tarihçe. Editör Kalaycı G.
6. Sikorak K, et al. Genes, dreams and cancer. BMJ: 308; 1217-21: 1994.
7. Türkiye Kansere Kayıtçılığı Dairesi Faaliyetleri, Türkiye de kansere görülme yüzdeleri.
8. AYDINTUĞ, Semih. Meme kanserinde erken tanı. Sted, 2004, 13.6: 226-229.
9. Hultborn KA, Lørsen KG, Ragnult I. The lymph drainage from the breast to axillary and. parasternal lymph nodes studied with the aid of colloidal Au 198. Acta Radiologica (Stockholm) 43.
10. M. Çalıkapan, Meme kanserinde prognostik faktörlerin hastanemiz olgu serisindeki sağ kalıma etkisi, İstanbul, 2004.
11. Türel S. Dijital Mamografi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji.
12. Feig S A, Yaffe M J. Digital Mammograph, RadioGraphics 1998;18:893-901.
13. Unur E, Ülger H, Ekinci N. Anatomi (2. baskı), Medikal Kitabevi, Kayseri 2005; ss 138, 180, 181.
14. Karakoyun CO, Hoca S, Bölükbas Y, Olacak N, Haydaroglu A. Do we overtreat or undertreat the axillary region in lymph node-positive breast cancer patients I. J. Radiation Oncology, Biology, Physics 2008; 72(1): 34-41.
15. Clifford Chao KS, Perez CA, Brady LW. Radiation Oncology Management Decisions. Çeviri: Gemici C, Mayadagli A, Parlak C. Bölüm Çeviri: Parlak C, Gemici C. Meme:Evre Tis, T1 ve T2 Tümörler. Kitap:Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları. Nobel Tıp Kitabevleri.



16. Unur E, Ülger H, Ekinci N. Anatomi (2. baskı), Medikal Kitabevi, Kayseri 2005; ss 138,180, 181.
17. Halperin CH, Perez CA, Brady LW. Perez and Brady' s Principles and Practice of Radiation Oncology. In: Haffty BG, Buchholz TA, Perez CA (eds), Early Stage Breast Cancer. 5 th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2008; pp 1175-1291.
18. Halperin CH, Perez CA, Brady LW. Perez and Brady' s Principles and Practice of Radiation Oncology. In: Haffty BG, Buchholz TA, Perez CA (eds), Early Stage Breast.
19. Sobin LH, Wittekind C. TNM Classification of Malignant Tumours (6th ed). Çeviri: Türk Kanser Arastırma ve Savas Kurumu. Bölüm: Meme Tümörleri. Kitap: Malign Tümörlerde TNM Sınıflaması. Alp Ofset Matbaacılık, Ankara 2008; ss 157-170.
20. Hansen EK, Roach M. Handbook of Evidence-based Radiation Oncology. Çeviri: Fayda M, Aksu G. Bölüm Çeviri: Gültekin M. Meme Kanseri. Kitap: Kanıta Dayalı Radyasyon Onkolojisi El Kitabı. Nobel Matbaacılık, \_stanbul 2009; ss 182-207.
21. Khan FM. Treatment Planning in Radiation Oncology (2 nd ed), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2007; pp 391-393.
22. Can MF, Görgülü S, Yagcı G, ve ark. Aksiller lenf nodu negarif meme kanserli hastalarda çıkarılan lenf nodu sayısının prognostik önemi. Fırat Tıp Dergisi 2007; 12(2): 102-106.
23. Özbas S, Koçak S. Meme kanserinin cerrahi tedavisinde aksiller lenf nodu disseksiyonu. Meme Sağlığı Dergisi 2006; 2(2): 59-63.
24. Ceydeli N, Radyolojik Görüntüleme Tekniği, İzmir, 2000.
25. Kaya T (editör), Adapınar B, Özkan R, Temel Radyoloji.
26. MEB, Megep program modülleri, bireysel öğrenme materyalleri.
27. Tuncal E, Klinik Radyoloji, Nobel & Güneş Tıp Kitabevi, Bursa, 2008.
28. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Radyoloji, Mamografi, Ankara, 2011.
29. AAPM Report No: 29, Bor D, Buyan G, Meriç N. Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar (1. bölüm). Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2;2:A5-A9 .

30. Yasemin K, Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Cranio Caudal Çekim protokolüne Göre Konvansiyonel ve Dijital Mamografide Yüzey Dozunun Karşılaştırılması, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, 2016.
31. Yüksel Ş, 2010. Dijital Mamografi Sistemlerinde Kalite Kontrol ve Kabul Testleri. Yüksek Lisans Tezi. Ankara.
32. Frank Herbert Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 1986.
33. Ankara Üniversitesi yaz okulu ders notları, Latife Şahin, 2010.
34. EVANS, Robley Dunglison; NOYAU, Atome. The atomic nucleus. 1955.
35. Cember H., Thomas, E.J., 2009. Introduction to Health Physics, Fourth Edition, MvGraw-Hill Companies, 2009.
36. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, Dozimetre Nedir, Kullanılan Dozimetreler Hangileridir ve Hangi Amaçlar İçin Kullanılmaktadır.
37. Chen R, and Mckeever, S.W.S., 1997. Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena. World Scientific Publishing, Singapore, 559s.
38. C. Furetta and P.C Weng, Operational Thermoluminescence Dosimetry, World Scientific, Singapore, 1998.
39. IAEA Safety Standards, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, 2005 .
40. Henisch, H. K, Electroluminescence, Pergamon, Oxford, 1962 .
41. Leyshin, V. L, Photoluminescence of Liquid and Solid Substances, Moscow, Leningrand, 1951.
42. Nanjundaswamy, R.; Lepper, K.; Mckeever, S. W. S. Thermal quenching of thermoluminescence in natural quartz. Radiation protection dosimetry, 2002, 100.1-4: 305-308.
43. Law J. The development of mammography. Phys. Med. Biol. 2006;51: R155–R167, Türel S. Dijital Mamografi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji.

44. Law J. The development of mammography. Phys. Med. Biol. 2006;51: R155–R167, Türel S. Dijital Mamografi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji .
45. Türel S. Dijital Mamografi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji.
46. Leyshin, V. L. (1951) Photoluminescence of Liquid and Solid Substances, Moscow, Leningrand Kristal .



## 8. EKLER

### EK-1. Araştırmanın yapılması için gerekli etik kurul kararı.



ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ (AYBÜ)  
SOSYAL VE BEŞERİ BİLİMLER ETİK KURULU (SBEK)  
PROJE ONAY FORMU



ARAŞTIRMANIN BASLIĞI					
Mamografi çekimi yapılan hastalarda MLO çekim protokolünde çekimi yapılan memenin yanında radyasyona maruz kalan lenf nodüllerinin yüzey dozunun dozimetrik yöntemle belirlenmesi.					
ARAŞTIRMACI/ARASTIRMACILAR*					
	Unvan	Adı Soyadı	Görev Yeri	Telefon	e- posta
1		GİZEM TOPÇU		05370211890	gizmeei@hotmail.com
Araştırmacının AYBÜ ile ilişkisi***: Sağlık bilimleri enstitüsü Sağlık Fiziği Yüksek lisans öğrencisi *Bir danışman gözetiminde gerçekleşen çalışmalarda danışmanın imzası zorunlu değildir. ** Etik kuruluna doğrudan başvuru yapan kişinin ismi ilk sıraya yazılmalıdır. ***Bu kısımda araştırmacının / araştırmacılardan en az birinin AYBÜ ile ilişkisi mutlaka belirtilmelidir. AYBÜ SBEK yalnızca üniversitemiz bünyesindeki çalışan veya öğrencilerin başvurularını değerlendirmektedir.					
ARAŞTIRMA DÖNEMİ					
Başlangıç* 01/01/2016			Bitis 01/05/2016		
*Bu kısımda <u>veri toplama sürecinin başlangıcı ve bitişi</u> verilmelidir. Veri toplama tarihinin başlangıcı SBEK onayının alınmasından önce olamaz. Bu yüzden ro•e başlamadan en az I a önce başvuru ya ılması önerilmektedir.					
ARAŞTIRMANIN NİTELİĞİ					
	Öğretim elemanı araştırması				
✓	Doktora tezi				
	Yüksek lisans tezi				
	Diğer _____ (belirtiniz)				
ARAŞTIRMA DESTEĞİ					
✓	Yok				

	Var		
		Üniversite	
		TÜBİTAK	
		Uluslararası	
		DİĞER (belirtiniz)	

Desteğin niteliği:

BAŞVURU DURUMU

✓	Yeni başvuru		
	Tekrar başvuru	Araştırma no:	
	Protokol değişikliği	Araştırma no:	
	Daha önce onaylanmış bir araştırmanın devamı	Araştırma no:	

Veri Toplanması Planlanan Yerler/Mekânlar/Kurum Ve Kuruluşlar

1	YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ ATATÜRK EĞİTİM ARAŞTIRMA HASTANESİ
---	--

Araştırma Geniş Özeti

(Araştırmanın konusu, amacı, değişkenleri, yöntemi net bir şekilde açıklanmalıdır)

Konu:

Mamografi çekilen hastada çekimi yapılan memenin yanında radyasyona maruz kalan koltuk altında bulunan lenf nodüllerinin yüzey dozunun hastanın koltuk altına flaster yardımıyla yerleştirilen TLD100 dozimetresi ile ölçülmesi, bu dozimetrelerin okunması ve çekim dozuyla ilişkilendirilmesi.

Amaç:

Dozimetrik yöntemle mamografi çekimlerinde koltuk altında bulunan lenf bezlerinin aldığı yüzey dozunun araştırılması.

**Kapsam:**

100 bayan hastada mamografi çekimi yapılan taraftaki lenf nodüllerinin çekim sırasında aldığı yüzey dozu ölçümü yapılacaktır.



## Yöntem:

Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesinde bulunan dijital mamografi cihazında MLO çekimi yapılan bayan hastaya tezi yapan kişi tarafından TLD dozimetre çekim yapılan memeye aynı taraftaki koltuk altına flaster yardımıyla yapıştırılacaktır. Çekimin bitiminden sonra yapıştırılan dozimetre hastadan çıkarılacak ve her iki kol için işlem tekrarlanacaktır. Deneyde TLD-IOO dozimetresi kullanılacaktır. Bu dozimetrenin seçilme sebebi doku eşdeğeri olmasıdır. Söz konusu dozimetre hastaya zarar veya herhangi bir rahatsızlık vermeyecek boyuttadır. Görüntü de bir bozulmaya sebebiyet vermeyecektir. Hastadan alınan bu dozimetreler laboratuvarında okunacaktır. Ve bu okunan dozlar mamografide çekimi yapılan memeye verilen dozlarla ilişkilendirilecektir. Hastayla ilgili herhangi bir kişisel bilgi tezde yer almayacaktır.



Araştırma katılımcılara herhangi bir şekilde yanlış/yanlış bilgi vermeyi, ya da çalışmanın amacını tamamen gizli tutmayı gerektiriyor mu?

Evet	✓	Hayır
------	---	-------

Araştırma, katılımcıların fiziksel sağlıklarını tehdit edici veya zorlayıcı uygulamalar içeriyor mu?

Evet	✓	Hayır
------	---	-------

Araştırma, katılımcıların psikolojik sağlıklarını tehdit edici, zorlayıcı veya özel hayatıyla ilgili sorular içeriyor mu?

Evet	✓	Hayır
------	---	-------

Veri toplama sürecinde katılımcıların kişilik hakları ve özel bilgileri korunmakta mıdır?

✓ Evet	Hayır
--------	-------

Araştırmadaki katılımcıların kimlikleri toplanan ham veride tanımlanacak mı?

	Adıyla tanımlanacak (Gerekçesini açıklayınız)
	Bir kod verilerek tanımlanacak (Detayını açıklayınız)
✓	Belirsiz olacak

Araştırmadaki katılımcıların kimlikleri, depolanan veride tanımlanacak mı?

	Adıyla tanımlanacak (Gerekçesini açıklayınız)
	Bir kod verilerek tanımlanacak (Detayını açıklayınız)
✓	Belirsiz olacak

Araştırmadaki katılımcıların kimlikleri rapor içeriğinde tanımlanacak mı?

	Adıyla tanımlanacak (Gerekçesini açıklayınız)
	Bir kod verilerek ya da genel olarak (erkek çiftçi gibi) tanımlanacak (Detayını açıklayınız)
	Organizasyon adıyla tanımlanacak
✓	Belirsiz olacak

Araştırmanın doldurulan anket, test vb. formlarının güvenliği nasıl sağlanacak?

✓	Özel kimlik bilgileri yer almadığından gerek yok
	Güvenli olan yerde kilitli dolap içinde saklanacak
	Bilgisayarda password/encryption koruması ile bilgisayar veri belleğinde saklanacak.
	Diğer (Açıklayınız)

(özellikle kimliklerin belirgin olduğu çalışmalarda)

Araştırma verilerine araştırma personelinin dışındaki kişilerin girme hakkı olacak mı?



	Evet (Kim, niçin, veri güvenliğinin bu kişiler tarafından sağlanması için alınan tedbirler vb. açıklanacak)
	Hayır

Araştırmaya reşit olmayan çocuklar, kısıtlı ya da engelli bireyler katılmakta mıdır?

Evet	✓	Hayır
------	---	-------

Katılımcılara araştırmanın niteliği hakkında yeterince açık ve anlaşılabilir açıklama yapılmakta mıdır?

✓	Evet	Hayır
---	------	-------

Evet ise açıklayınız: tüm hastalara araştırma hakkında yeterli bilgi verilecektir.

Gönüllülere araştırmaya katılma ve çıkma koşulları açık ve net olarak belirtilmiş midir?

Evet	✓	Hayır
------	---	-------

Evet ise açıklayınız: tez hakkında bilgi verilecek ve istemeyen hastalar dahil edilmeyecektir.

Katılımcıları en iyi tanımlayan seçenekleri işaretleyiniz.

	Okulöncesi çocuklar	✓	Kadınlar
	İlköğretim çocukları		İşsiz yetişkinler
	Lise öğrencileri		Yaşlılar
	Üniversite öğrencileri		Zihinsel engelli bireyler
	Çocuk işçiler		Tutuklular
	Yetişkinler		Diğer (Belirtiniz)
	Erkekler		

Araştırmanın katılımcılarının çocuklar, zihinsel engelli bireyler vb. özel durumu olan bireyler olması halinde, bunların özel etik davranış gerektirmesi nedeniyle, araştırmacı uzman kişilerden aldığı bilgiler çerçevesinde bu konuda nasıl bir dikkat göstereceğini açıklamalıdır.

Aşağıda yer alan uygulamalardan, alıştırma kapsamında yer alacak olanları işaretleyiniz.

	Anket		Görüntü kaydı
	Mülakat		Ses kaydı
	Gözlem	✓	Dozimetrik veriler
	Bilgisayar ortamında test/anket		

Yukarıdaki bilgilerin tamamen doğru olduğunu ve eksik bilgi vermediğimi taahhüt ederim.

Başvuruyu Yapan Araştırmacının

Adı ve Soyadı: GİZEM TOPÇU

imza:



Başvuru Tarihi: 20.12.2016

## Etik Kurul Başvurusu konusunda dikkat edilmesi gereken hususlar

(Bu belge bilgilendirme amaçlıdır ve başvuru sırasında etik kurula iletilmesi gerekmez)

- AYBÜ öğrenci ve çalışanları tarafından yürütülen ve insan katılımcılardan klinik dışı bilgi toplamayı gerektiren araştırmalar için bu başvuru formunun yanı sıra diğer gerekli belgelerle AYBÜ SBEK'na başvurulur. AYBÜ SBEK başvuruyu "Yükseköğretim Kurulu Başkanlığı Etik Kurul Yönergesi" genel kapsamında değerlendirir.
- Araştırmacı araştırmada kullanılacak veri toplama araçlarını başvuru formu ile birlikte SBEK sekreterliğine iletmelidir (Niteliksel bir çalışma ise çalışmada kullanılacak soru örnekleri eklenmelidir)
- Çalışma kapsamında katılımcılara verilecek Onam formu ( gerekliyorsa veli onay formu) ekte verilmelidir.
- Araştırmacılar, kullanacakları tüm materyalleri (ölçek, demografik form) eksiksiz olarak AYBÜ SBEK sekreterliğine iletmelidir.
- Proje onay belgesindeki (imza sayfası) ilk kısım araştırmacı tarafından eksiksiz olarak doldurulmalıdır.
- Formda belirtmeniz istenen çalışmanın başlama ve bitiş tarihleri, veri toplama sürecinin başlama ve bitiş tarihlerini kastetmektedir ve çalışmanız etik kurul onayı almadan önce başlayamaz.
- Bir danışman gözetiminde gerçekleşen çalışmalarda danışmanın imzası zorunlu değildir.
- Etik kuruluna doğrudan başvuru yapan kişinin ismi ilk sıraya yazılmalıdır.
- Etik kurul başvuru formunda araştırmacının / araştırmacılardan en az birinin AYBÜ ile ilişkisi mutlaka belirtilmelidir. AYBÜ SBEK yalnızca üniversitemiz bünyesindeki çalışan veya öğrencilerin başvurularını değerlendirmektedir.



ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ (AYBÜ)  
SOSYAL VE BEŞERİ BİLİMLER ETİK KURULU (SBEK) PROJE  
ONAY BELGESİ

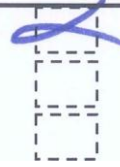


Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği bölümü öğrencilerinden Gizem Topçu'nun "mamografi çekimi yapılan hastalarda MLO çekim protokolünde çekimi yapılan memenin yanında radyasyona maruz kalan lenf nodüllerinin yüzey dozunun dozimetrik yöntemle belirlenmesi" adlı araştırma değerlendirilmesi.

Proje etik açısından uygun bulunmuştur.

Proje etik açısından geliştirilmesi gerekmektedir.

Proje etik açısından uygun bulunmamıştır.



SOSYAL VE BEŞERİ BİLİMLER ETİK KURULU KARARI (Etik Kurul tarafından doldurulacaktır)	
Araştırma kodu (Yıl — Araştırma sıra no)	417
Başvuru formunun Etik Kurula ulaştığı tarih	16.12.2016
Etik Kurul Karar toplantı tarihi ve karar no	02.01.2017/16
Yer	Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Esenboğa Külliyesi
Katılımcılar	Formda imzası bulunan üyelerimiz toplantıya katılmıştır

**KURUL BAŞKANI, BAŐKAN YARDIMCISI VE ÜYELER:**

		İMZA
Prof. Dr. Cem Őafak ÇUKUR	BaŐkan	
Doç. Dr. Musa AYGÜL	BaŐkan Yardımcısı	katılmadı
Prof. Dr. Őükrü ÖZEN	Üye	
Prof. Dr. Ergün ERASLAN	Üye	katılmadı
Prof. Dr. Metin ÖZDEMİR	Üye	
Doç. Dr. Rıza GÖKLER	Üye	katılmadı
Doç. Dr. Tekin AKDEMİR	Üye	
Doç. Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM	Üye	

## EK-2. Özgeçmiş

<b>KİŞİSEL BİLGİLER</b>	
Adı Soyadı	: Gizem Topçu
Doğum tarihi	: 27/10/1989
Doğum yeri	: Reşadiye
Medeni hali	: Evli
Uyruğu	: T.C.
Tel	: 05370211890
E-mail	: gizmeei@hotmail.com
<b>EĞİTİM</b>	
Lise	: Gazi Lisesi
Lisans	: Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği
Yüksek lisans	: Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği
<b>YABANCI DİL BİLGİSİ</b>	
İngilizce	: İyi