

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MAMOGRAFİ SİSTEMLERİNDE FARKLI TİPTE MEME
FANTOMLARI KULLANILARAK ORTALAMA GLANDÜLER
DOZUN LÜMİNESANS DOZİMETRELERLE
DEĞERLENDİRİLMESİ VE OKUMA PARAMETRELERİNİN
BELİRLENMESİ**

AKAY ABACIGİL

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

**ANKARA
2020**

Her hakkı saklıdır

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kurallar ve davranışların gerektirdiği şekilde, başka kaynaklardan aldığım tüm materyalleri ve sonuçları alıntı yaparak, bunları kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Adı Soyadı: Akay ABACIGİL

İmza:



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MAMOGRAFİ SİSTEMLERİNDE FARKLI TİPTE MEME FANTOMLARI KULLANILARAK ORTALAMA GLANDÜLER DOZUN LÜMİNESANS DOZİMETRELERLE DEĞERLENDİRİLMESİ VE OKUMA PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ

AKAY ABACIGİL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Eren ŞAHİNER

Mamografi tekniği, kanserin erken aşamada tespit edilmesi amacıyla, düşük enerjili x-ışınları kullanılarak meme görüntüsünün elde edilmesini sağlar. Meme dokusu temelde, yağ doku ve glandüler doku olmak üzere iki farklı dokudan oluşur. Glandüler doku memenin radyasyona karşı en hassas dokusudur. Görüntüleme işlemleri sırasında memenin aldığı dozun takibi için ortalama glandüler doz (MGD) kullanılır ve bu doz radyasyon sebebiyle ortaya çıkan kanser riskiyle ilişkilendirilir. MGD, doğrudan ölçülememekte ancak meme üzerinde yüzey giriş hava kerma (ESAK) değeri ve Monte Carlo simülasyonlarından elde edilen dönüşüm faktörleri aracılığıyla hesaplanabilmektedir. Termolüminesans (TL) dozimetreler yüksek lüminesans verimleri, küçük boyutları ve herhangi bir kabloya gereksinim duyulmadan hasta üzerine yerleştirilebilmeleri gibi özellikleri ile mamografide giriş yüzey dozları ve derin dozların belirlenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır.

Bu tez kapsamında TLD-100 (LiF:Mg, Ti) ve TLD-100H (LiF:Mg, Cu, P) termolüminesans dozimetrelerinin, ¹³⁷Cs gama kaynağı ve mamografi sistemi kullanılarak kalibrasyon işlemleri yapılmıştır. Element calibration factor (ECC), reader calibration factor (RCF) ve region of interest (ROI) kullanımının doz değerlendirmesindeki önemi araştırılmıştır. TLD-100 için ROI kullanımının 0.04-32 mGy doz aralığında RCF değerinde %95'e ve bu RCF değeri kullanılarak hesaplanan doz değerinde %50'ye kadar sapmalara neden olabileceği gözlenmiştir. Bu anlamda dozimetrelerle çalışırken ilgilenilen doz alanı ile kalibrasyon yapılan doz değerinin birbirine mümkün olduğunca yakın seçilmesi önerilmektedir. Belirlenen en uygun RCF değerleri ve ROI kullanılarak TLD-100 dozimetreler ile PMMA, TLD-100H dozimetreler ile PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için farklı kalınlıklarda MGD değerleri hesaplanmış ayrıca enstitü bünyesinde bulunan Theldo Model 2110 cihazında bulunan ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı, ¹³⁷Cs gama kaynağı referans alınarak kalibre edilmiştir. Ayrıca TL dozimetrelerin, ölçüme hazırlanmasında tuzaklanmış yüklerin sıfırlanması işlemi için uygulanan göreceli olarak uzun fırınlama protokolleri gerektirebilen tavlama işlemini kullanmadan da dozimetrelerin kullanılabilirliği için yaklaşımlar geliştirilmiştir. Tavlama verileri, PMMA fantomu üzerinde MGD hesaplamalarında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Sonuç olarak TLD-100 dozimetrelerin %2, TLD-100H dozimetrelerin %7 sapmalarla tavlama yapılmadan da doz hesaplarında kullanılabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, mamografi sistemlerinde kullanılan sıkıştırma pedali konumunun MGD değerini 2, 4, 5, 6 cm kalınlıklarda fantomlar için sırasıyla %9, %5, %6, %5 arttırdığı belirlenmiştir. Bu tez kapsamında yapılan çalışmalar sonucunda ilgili laboratuvarlarda direkt olarak uygulanabilecek protokol veya prosedürler geliştirilmiştir.

2020, 74 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Mamografi, ortalama glandüler doz (MGD), termolüminesans (TL), termolüminesans dozimetre (TLD), ölçüm parametreleri, tavlama, PMMA fantom, BR-12 fantom, ACR fantom

ABSTRACT

Master Thesis

EVALUATION OF MEAN GLANDULAR DOSE BY LUMINESCENCE DOSIMETERS USING DIFFERENT TYPES OF BREAST PHANTOMS IN MAMMOGRAPHY SYSTEMS AND DETERMINATION OF READING PARAMETERS

AKAY ABACIGİL

Ankara University
Institute of Nuclear Science

Medical Physics Department

Health Physics Master Program

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Eren ŞAHİNER

The mammography technique allows for obtaining an image of the breast by using low-energy x-rays to detect cancer at an early stage. Breast tissue consists of two different tissues that are fat tissue and glandular tissue. The glandular tissue is the most sensitive tissue of the breast to radiation. The mean glandular dose (MGD) is used to monitor the dose received by the breast during imaging procedures, and this dose is associated with the cancer risk caused by radiation. MGD cannot be measured directly but can be calculated by entrance surface air kerma (ESAK) value on the breast and transformation factors obtained from Monte Carlo simulations. Thermoluminescence (TL) dosimeters are frequently used in determining the entrance surface doses and deep doses in mammography due to their high luminescence efficiency, small dimensions, and the ability to be placed on the patient without any cables.

Within the scope of this thesis, the calibration of TLD-100 (LiF: Mg, Ti) and TLD-100H (LiF: Mg, Cu, P) thermoluminescence dosimeters were performed using ^{137}Cs gamma source and a mammography system. The importance of using element correction coefficient (ECC), reader calibration factor (RCF) and region of interest (ROI) in dose assessment was investigated. It was observed that the use of ROI for TLD-100 may cause deviations of up to 95% in the RCF value in the 0.04-32 mGy dose range and up to 50% in the dose value calculated using this RCF value. In this sense, when working with dosimeters, it is recommended to choose the dose area of interest and the dose value calibrated as close to each other as possible. By using the determined optimal RCF values and ROI, MGD values were calculated in different thicknesses for PMMA with TLD-100 dosimeters, for PMMA with TLD-100H dosimeters and for BR-12 and ACR phantoms; and the $^{90}\text{Sr} / ^{90}\text{Y}$ beta source of the Theldo Model 2110 device was calibrated by taking the ^{137}Cs gamma source as a reference. In addition, approaches were developed for the usability of dosimeters without using the annealing process which may require relatively long firing protocols applied to reset the trapped loads in the preparation of TL dosimeters for measurement. The annealing data were evaluated comparatively in MGD calculations on the PMMA phantom. As a result, it was concluded that TLD-100 dosimeters can be used in dose calculations with a deviation of 2% and TLD-100H dosimeters with a deviation of 7% without annealing. In addition, it was determined that the position of the clamping pedal used in mammography systems increased the MGD value by 9%, 5%, 6%, and 5% for phantoms at 2, 4, 5, 6 cm thickness, respectively. As a result of the studies conducted within the scope of this thesis, protocols or procedures that can be applied directly in relevant laboratories were developed.

2020, 74 pages

Key Words: Mammography, mean glandular dose (MGD), thermoluminescence (TL), thermoluminescence dosimetry (TLD), measurement parameters, annealing, PMMA phantom, BR-12 phantom, ACR phantom

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde; değerli bilgilerini tüm ilgisi ile benimle paylaşan, kıymetli zamanını şahsıma ayıran ve bu araştırmayı yürütmeme destek olan öğrettikleri ile de meslek hayatımın mihenk taşlarını yerli yerine koyan sevgili Doç. Dr. Eren Şahiner'e en içten dileklerimle teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum. Çalışmamda; konu, kaynak ve yöntem açısından yardımlarını esirgemeyen kıymetli Arş. Gör. Dr. Engin Aşlar, Arş. Gör. İbrahim Demirel ve Öğr. Gör. Sasan Garanmayeh'e de sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca kıymetli zamanı ve yüksek tecrübesiyle akademik hayatımın bu iki senesinde bana kattığı her bilgi için Sayın Prof. Dr. Niyazi Meriç'e tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

Lisans ve yüksek lisans dönemleri dahil olmak üzere, üzerimde emeği bulunan ve teşekkürlerimin az kalacağı diğer tüm hocalarıma da en içten dileklerimle bana kattıkları her şey için teker teker teşekkür ederim.

Son olarak; bana sevgi, saygı ve azim kelimelerinin anlamlarını büyük bir hakkaniyetle öğreten, desteklerini her daim üzerimde hissettiğim ve hayattaki en büyük şansım olarak gördüğüm sevgili aileme de sonsuz teşekkürler.

Akay ABACIGİL

Ankara, 2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1 Lüminesans Olayı	4
2.1.1 Termolüminesans olayı.....	5
2.1.1.1 Bir tuzak-bir yeniden birleşme merkezi modeli.....	6
2.2 Termolüminesans Dozimetreler (TLD) ve Özellikleri.....	12
2.2.1 Doz cevabı	12
2.2.2 Enerji cevabı.....	14
2.2.3 Sönüm ve kararlılık.....	15
2.2.4 Tavlama davranışı.....	16
2.2.5 Dedeksiyon sınırları.....	17
2.3 Radyasyon Doz Birimleri	17
2.4 Mamografi Sistemleri ve Meme Dozu.....	19
2.4.1 Meme anatomisi.....	19
2.4.2 X-Işını oluşumu.....	20
2.4.3 Mamografi sistemi	24
2.4.4 Kliniksel niceliklerin belirlenmesi.....	25
2.4.4.1 Geri saçılım faktörü (BSF).....	25
2.4.4.2 Yüzey giriş hava kerma (ESAK).....	25
2.4.4.3 Ortalama glandüler doz (MGD)	26
3. MATERYAL VE YÖNTEM	27
3.1 Kullanılan Cihazlar	27
3.1.1 Termolüminesans dozimetreler.....	27
3.1.1.1 Ölçüm parametreleri.....	28
3.1.2 Harshaw 4500 TLD okuyucu	29
3.1.3 PTW Freiburg TLDO fırın	30

3.1.4 GE Healthcare Alfa RT mamografi cihazı	31
3.1.5 ^{137}Cs ışınlama ünitesi	32
3.1.6 Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı.....	32
3.1.7 Kullanılan fantomlar	33
3.1.8 10X6-6M iyon odası	34
3.2 Kullanılan Yöntemler	34
3.2.1 Dozimetre üzerine yapılan çalışmalar.....	34
3.2.1.1 Dozimetrelerin kalibrasyonu	34
3.2.1.2 Dozimetrelerin tekrarlanabilirliği	37
3.2.1.3 Doz-cevap deneyi.....	37
3.2.2 Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağının kalibrasyonu	37
3.2.3 Mamografi sistemi kalite testleri.....	38
3.2.3.1 Tüp çıkışı ve tekrarlanabilirlik testi	38
3.2.3.2 Yarı değer kalınlığı (HVL) belirlenmesi.....	39
3.2.4 Ortalama glandüler doz (MGD)'nin belirlenmesi.....	40
4. BULGULAR.....	42
4.1 Termoluminesans Dozimetrelerin Kalibrasyon ve Test Sonuçları	42
4.1.1 X-ışını yardımıyla kalibrasyonu.....	42
4.1.2 ^{137}Cs gama kaynağı yardımıyla kalibrasyonu	42
4.1.3 Tekrarlanabilirlik testleri.....	45
4.1.4 Doz-cevap	46
4.2 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Beta Kaynağının Kalibrasyonu	46
4.3 Mamografi Sistemi Kalite Testleri	50
4.3.1 Tüp çıkışı ve tekrarlanabilirlik testi	50
4.3.2 Yarı değer kalınlığının (HVL) belirlenmesi.....	51
4.4 Mamografi Sistemlerinde Kliniksel Niceliklerin Belirlenmesi.....	52
4.4.1 Geri saçılım faktörü (BSF)	52
4.4.2 Yüzey giriş hava kerma (ESAK).....	52
4.4.3 Ortalama glandüler doz (MGD)	54
4.5 Tavlama İşleminin Doz Üzerine Etkisi.....	56
4.6 Tavlama İşleminin Ortalama Glandüler Doza (MGD) Etkisi.....	59
4.7 Sıkıştırma Pedalı Konumunun Ortalama Glandüler Doza (MGD) Etkisi	61
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	63
KAYNAKLAR.....	67

EK 1: Ortalama Glandüler Doz (MGD) Hesapları İçin Gerekli Faktörler.....	72
ÖZGEÇMİŞ	74



SİMGELER DİZİNİ

β	Isıtma Hızı
α	Kinetik Mertebe Terimi
E_g	Yasak Bant Enerji Aralığı
k	Boltzman Sabiti
R	Rekombinasyon Merkezi
T	Tuzak Merkezi
n_c	Elektron Konsantrasyonu
m	Deşik Konsantrasyonu
s	Frekans Faktörü
A_m	Rekombinasyon Olasılığı
A_n	Yeniden Tuzaklanma Olasılığı
N	Elektron Tuzaklarının Konsantrasyonu
n	Tuzaklanmış Elektronların Konsantrasyonu
n_0	$t=0$ Anında Tuzaklanmış Elektron Sayısı
I_{TL}	Termolüminesans Şiddeti
T	Mutlak Sıcaklık
T_{max}	Maksimum Sıcaklık
eV	Eletron Volt
$F(D)$	D doz değerine karşılık TL cevabı
ECC	<i>Element Correction Coefficient: Element Kalibrasyon Faktörü</i>
RCF	<i>Reader Calibration Factor: Okuyucu Kalibrasyon Faktörü</i>
RCF_{1mGy}	1mGy doz değerinde hesaplanan RCF değeri
RCF_{16mGy}	16mGy doz değerinde hesaplanan RCF değeri
χ	Işınlama (Exposure)
D	Soğurulan Doz
H_T	Doz Eşdeğeri
E	Etkin Doz
μ	Lineer Azalım Katsayısı
RER	Bağıl Enerji Cevabı
Mo	Molibdenyum

Rh	Rodyum
W	Tungsten
Z	Atom Numarası
Z_{eff}	Etkin Atom Numarası
kVp	Kilo Voltaj Pik
mAs	Mili Amper Saniye
BSF	<i>Backscatter Factor</i>: Geri Saçılım Faktörü
ESD	<i>Entrance Surface Dose</i>: Yüzey Giriş Dozu
ESAK	<i>Entrance Surface Air Kerma</i>: Yüzey Giriş Hava Kerma
MGD	Ortalama Glandüler Doz
K	Hava Kerma
AEC	Otomatik ışınlama Kontrolü
EUREF	European Reference Organisation For Quality Assurance Breast Screening And Diagnostic Services
PMMA	Polimetil Metakrilat
TL	Termolüminesans
HVL	Half Value Layer
TLD	Termolüminesans Dozimetre
ROI	Region of Interest
IPSM	Institute of Physical Sciences in Medicine
ICRP	International Commission on Radiological Protection

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Işıma türleri; a) Floresans, b) Fosforesans (Chen ve McKeever 1997)	4
Şekil 2.2 Basitleştirilmiş enerji-bant modeli gösterimi	6
Şekil 2.3 Eşitlik 2.11'in çözümü grafiği Randall-Wilkins piki (Furetta ve Weng 1998) 10	
Şekil 2.4 I. ve II. mertebeden kinetiğe sahip örneklerin ışıma eğrileri. Önemli fark eğrilerin alçalan kısımlarında bulunmaktadır.....	11
Şekil 2.5 Termolüminesans dozimetrelerin lineer, lineerüstü ve lineeraltı aşamalarını içeren şematik gösterimi (McKeever 1985).....	13
Şekil 2.6 Tipik bir TLD materyalinin tavlama, ışınlama ve okuma aşamaları	16
Şekil 2.7 Meme anatomisi (Patrick 2006).....	20
Şekil 2.8 X-ışını tüpü (Meriç 2018).....	20
Şekil 2.9 Mamografi sitemlerinde yaygın olarak kullanılan Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonu için x-ışını spektrumu (Bushberg ve Boone 2011)	22
Şekil 2.10 Mo ve Rh materyalleriyle kurulan farklı hedef/filtre kombinasyonlarının x-ışını spektrometresi; a) Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonu, a) Mo/Rh hedef/filtre kombinasyonu, c) Rh/Rh hedef/filtre kombinasyonu, d) Rh/Mo hedef/filtre kombinasyonu (Bushberg ve Boone 2011).....	23
Şekil 2.11 Mamografi sistemi şematik gösterimi.....	24
Şekil 2.12 Mamografi sistemlerinde sıkıştırma pedalı kullanımı şematik gösterim	25
Şekil 3.1 Tez kapsamında kullanılan termolüminesans dozimetreler; a) TLD-100 (LiF:Mg, Ti), b) TLD-100H (LiF:Mg, Cu, P).....	27
Şekil 3.2 Harshaw 4500 TL dozimetre okuyucu sistem	29
Şekil 3.3 a) PTW Freiburg TLDO Fırın b) TL dozimetreler fırına yerleştirilirken kullanılan çelik tabla.....	30
Şekil 3.4 GE Healthcare Alfa RT Mamografi Cihazı.....	31
Şekil 3.5 ¹³⁷ Cs ışınlama ünitesi	32
Şekil 3.6 Beta ışınlaması için kullanılan Thermo Model 2210 ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y kaynağı; a) Işınlama ünitesi, b) Dozimetrelerin yerleştirildiği disk	33
Şekil 3.7 Meme eşdeğeri fantomlar; a) PMMA fantom, b) ACR fantom, c) BR-12 fantom	33
Şekil 3.8 30X6-6M Radcal iyon odası.....	34
Şekil 3.9 TL dozimetrelerin kalibrasyonunda kullanılan deney düzenekleri; a) Mamografi sistemi, b) ¹³⁷ Cs gama kaynağı ışınlama ünitesi	35
Şekil 3.10 Tüp çıkışı testi deney düzeneği şematik gösterimi	39
Şekil 3.11 Geri saçılım faktörlerinin (BSF) elde edilmesi için kurulan deney düzeneği; a) Fantom üzerinden alınan ölçümler, b) Havada alınan ölçümler	41

Şekil 4.1 ^{137}Cs gama kaynağı kullanılarak farklı doz değerlerinde hesaplanan RCF değerleri (grafik log-log skaladadır).....	43
Şekil 4.2 TLD-100 dozimetreler ile ROI kullanılarak ve ROI'siz belirlenen doz değerlerinin %farkları; a) 1 mGy kalibrasyon dozu, b) 16 mGy kalibrasyon dozu	44
Şekil 4.3 28 kVp tüp gerilimi 63 mAs tüp akımı değerlerinde Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda dozimetrelerin tekrarlanabilirliği; a) TLD-100, b) TLD-100H.....	45
Şekil 4.4 Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda, 28 kVp sabit tüp geriliminde TL dozimetreler için doz-cevap eğrileri; a) TLD-100, b) TLD-100H	46
Şekil 4.5 TLD-100 dozimetreler ile 1 mGy ve 16 mGy dozlarda hesaplanan RCF değerleri kullanılarak, β kaynağı ile ışınlanan dozimetrelerin ROI kullanılarak ve kullanılmadan belirlenen tur sayısı-doz grafikleri.....	49
Şekil 4.6 TLD-100H dozimetreler ile 1 mGy ve 16 mGy dozlarda hesaplanan RCF değerleri kullanılarak, β kaynağı ile ışınlanan dozimetrelerin tur sayısı-doz değerleri .	50
Şekil 4.7 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapıldığı ve yapılmadığı durumda elde edilen ışıma eğrileri; a) TLD-100 (tavlama var), b) TLD-100H (tavlama var), c) TLD-100 (tavlama yok), d) TLD-100H (tavlama yok)	57
Şekil 4.8 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapılmayan durumda alınan ölçüm sonuçlarına göre çarpan değerleri	59
Şekil 4.9 Sıkıştırma pedalı konumunun ortalama glandüler doza (MGD) etkisi.....	62

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Bazı ana uygulama alanlarında dozimetrik gereklilikler (Bos 2001).....	15
Çizelge 3.1 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler için tavsiye edilen tavlama, ön ısıtma ve ölçüm değerleri (Furetta 2010)	28
Çizelge 3.2 Harshaw 4500 TL okuyucu sistemi genel özellikleri (ThermoScientific 2020)	30
Çizelge 4.1 Mamografi sisteminde Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda, 28 kVp tüp gerilimi ve 63 mAs tüp akımı değerlerinde belirlenen RCF değerleri	42
Çizelge 4.2 TLD-100 dozimetrelerin iki farklı doz değerinde ROI kullanılarak ve kullanılmadan belirlenen RCF değerleri.....	44
Çizelge 4.3 TLD-100H dozimetrelerin iki farklı doz değerinde hesaplanan RCF değerleri	45
Çizelge 4.4 TLD-100 ve TLD-100H için iki farklı RCF değeri ile ROI kullanılmadan ölçülen doz değerleri.....	47
Çizelge 4.5 TLD-100 ile ROI kullanılarak belirlenen doz değerleri.....	48
Çizelge 4.6 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağının TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerle kalibrasyonu sonuçları	50
Çizelge 4.7 Farklı x-ışını tüp gerilimlerinde tüp çıkışı değerleri	51
Çizelge 4.8 Mamografi sisteminde farklı kVp değerlerine göre HVL değerleri	51
Çizelge 4.9 TL dozimetreler ile farklı fantomlar kullanılarak farklı kalınlıklarda elde edilen BSF değerleri	52
Çizelge 4.10 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreleri için farklı PMMA, BR-12 ve ACR fantom kalınlıklarında elde edilen sayım değerleri ve yüzey giriş doz değerleri (ESD)	53
Çizelge 4.11 İyon odası ve TL dozimetreler ile PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için farklı kalınlıklarda belirlenen ESAK değerleri	53
Çizelge 4.12 Farklı kalınlıklarda PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için iyon odası ve TL dozimetreler ile hesaplanan MGD değerleri	54
Çizelge 4.13 TL dozimetrelerle farklı kalınlıklarda PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için ölçülen MGD değerlerinin, iyon odası yardımıyla belirlenen MGD değerlerine göre maksimum ve minimum sapmaları	55
Çizelge 4.14 Mamografi sistemlerinde farklı kVp ve mAs değerlerinde ışınlanmış TLD-100 dozimetrelerin tavlama yapılan ve yapılmayan durumda elde edilen doz değerleri	58
Çizelge 4.15 Mamografi sistemlerinde farklı kVp ve mAs değerlerinde ışınlanmış TLD-100H dozimetrelerin tavlama yapılan ve yapılmayan durumda elde edilen doz değerleri	58
Çizelge 4.16 Farklı PMMA fantom kalınlıklarında TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapılmayan durumda hesaplanan MGD değerleri.....	60

Çizelge 4.17 Farklı kalınlıklarda PMMA fantomlar üzerinde TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapılmadan ve düzeltme faktörü uygulanarak elde edilen MGD değerleri	60
Çizelge 4.18 Farklı PMMA fantom kalınlıklarında TLD-100 dozimetreler ile ölçülen düzeltme faktörü uygulanan tavlamasız MGD değerleri ve tavlama MGD değerleri .	61
Çizelge 4.19 Farklı PMMA fantom kalınlıklarında TLD-100H dozimetreler ile ölçülen düzeltme faktörü uygulanan tavlamasız MGD değerleri ve tavlama MGD değerleri .	61
Çizelge 4.20 Sıkıştırma pedalı kullanımının ortalama glandüler doza etkisinin TLD-100, TLD-100H ve iyon odası ile ölçümleri.....	62



1. GİRİŞ

Lüminesans, bir malzeme tarafından soğurulan dış kaynaklı enerjinin genellikle görünür bölgede ışık olarak yayınlanması olayıdır. Bu yayınlanan ışığın dalga boyu malzemenin karakteristik özelliği ile ilgili olduğundan her malzeme farklı dalga boyunda bir enerji yayınlar (McKeever 1985).

Dozimetre, radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon miktarının belirlenmesi için kullanılan cihazlardır (TAEK 2020). Temelde, anlık doz bilgisi veren aktif dozimetrelere ve birtakım işlemler gerektirip, toplam doz bilgisi veren pasif dozimetrelere olarak ikiye ayrılırlar. Pasif dozimetrelere, aktif dozimetrelere göre uygun maliyetli, elde edilmesi kolay, istenilen formlarda üretilebilen, farklı radyoaktif koşullarda çalışabilecek çeşitliliğe sahip ve boyut olarak küçük olduğundan yaygın olarak kullanılmaktadır. Aktif dozimetrelere elektronik dozimetrelere, pasif dozimetrelere ise termolüminesans dozimetrelere örnek olarak verilebilir (Ahmed 2007, Stabin 2007, Mahdiraji vd. 2016).

Maruz kalınan radyasyonun lüminesans dozimetrelere ölçümü, malzemenin kristal yapısında doğal olarak bulunan safsızlıklar veya yapay olarak oluşturulmuş kusurlar ile iyonize radyasyonun etkileşimi temeline dayanır (Cameron 1991). Malzeme üzerine gelen radyasyonun oluşturduğu yükler bu tuzak bölgelerinde tutulurlar. Tuzaklanan yüklerin uyarılması ile de lüminesans olayı gerçekleşir. Kullanılan uyarma tipine göre bu işlem farklı isimler alır. Uyarma işlemi ısı ile gerçekleştirildiğinde termolüminesans (TL) olarak adlandırılır. TL dozimetrelere ile uygun taşıma kombinasyonları, filtreler ve kullanılan kristallere göre X, gama, β ve nötron gibi çeşitli iyonlaştırıcı radyasyon dozları ölçülebilir (Bos 2006).

TL tekniği başta bireysel dozimetri, çevre dozimetrisi, tarihlendirme, retrospektif dozimetri ve sağlık fiziği uygulamaları gibi iyonize radyasyon bulunan çalışma ortamlarındaki doz değerlendirilmelerinde yaygınca kullanılmaktadır. Buralarda çalışan personelin aldıkları doz miktarları takip edilmeli ve belli bir limitin altında tutulmalıdır. Radyasyon güvenliği yönetmeliğine göre denetimli alanlarda dozimetre taşımak mecburidir (TAEK 2020). Doz değerlerinin, akredite olmuş farklı bir dozimetre şirketi tarafından iki aylık döngülerle ölçülmesi tavsiye edilmektedir. Günümüzde iyonize

radasyonun kullanım alanları genişlemekte ve bu yönde yapılan araştırmalar değer kazanmaktadır (Mahdiraji vd. 2016, TAEK 2020).

TL tekniği uygulanırken dozimetrenin hazırlanması ve değerlendirilmesi amacıyla element kalibrasyon faktörü (ECC) ve okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF), ön ısıtma, ısıtma hızı ve süresi ve tavlama gibi birçok parametre bulunmaktadır. Bu işlemlerin her ölçümde rutin olarak uygulanmaktadır. Bu yüzden örneğin LiF:Mg,Ti (TLD-100) gibi bazı TL materyallerde işlem süreleri çok uzamaktadır. Bu da ölçüm ve değerlendirmeler için sınırlı alan veya zaman barındıran çalışma ortamlarında veya acil ölçüm gerektiren durumlarda problem teşkil etmektedir. Bu sebeplerden güvenilir doz değerlendirilmelerinin sürelerinin kısaltılabilmesi üzerine çalışmalar önem arz etmektedir.

Bu tez kapsamında ölçümler, 24 adet TLD-100 ve 24 adet TLD-100H olmak üzere toplam 48 dozimetre ile gerçekleştirilmiştir. Dozimetrelerin kalibrasyonları mamografi sistemi, $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ve ^{137}Cs gama kaynağı ile ışınlanarak, TLD-100 için region of interest (ROI) kullanarak ve kullanılmadan ECC ve RCF faktörleri ayrı ayrı altı farklı durumda değerlendirilmiştir. Böylece TL kristallerinin farklı radyasyon kaynaklarıyla farklı doz değerlerinde kalibrasyonu, TLD-100 için ROI kullanımının önemi ve farklı radyasyon kaynaklarına TL dozimetrelerin gösterdiği tepkiler detaylı olarak incelenmiştir. ^{137}Cs gama kaynağı ile elde edilen veriler kullanılarak Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Bireysel Dozimetri Laboratuvarı'nda bulunan $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı kalibre edilmiştir. Bu işlemler ile iki farklı TL dozimetre, iki farklı radyoaktif kaynak ve mamografi cihazı ile geniş doz aralıklarında ışınlama, okuma, kalibrasyon ve doz değerlendirme işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Mamografi, meme kanserinin erken teşhis edilmesinde kullanılan en etkin görüntüleme yöntemidir. Bu sistemler, x-ışını kullanarak memenin ve olası tümörün görüntüsünü elde etme temeline dayanır. Mamografi çekimlerinde memenin aldığı doz, memenin boyuna, yoğunluğuna ve meme yapısındaki oransal farklılıklara göre değişse de ortalama olarak 1-2 mGy mertebesindedir (Beir 1990, Dance vd. 1999, Dance vd. 2000). Memenin radyasyon hassasiyeti yüksek olan glandüler dokuyu ihtiva etmesi sebebiyle bu doz değerlerinin de kanser tetikleme olasılığı bulunmaktadır. Meme için radyolojik riskleri

değerlendirmek için ortalama glandüler doz (MGD) değerlendirilmektedir (Dance 1990, Wu vd. 1994, Boone 1999, Dance vd. 2000). Ortalama glandüler doz, memenin üstündeki hava kerma değeri ve Monte Carlo simülasyonu ile elde edilen faktörler aracılığıyla dolaylı olarak elde edilebilmektedir (Dance 1990, Dance vd. 2000). Bu amaçla geri saçılım faktörü (BSF), yüzey giriş hava kerma (ESAK), yüzey giriş dozu (ESD) ve ortalama glandüler doz (MGD) değerleri doku eşdeğeri, farklı kalınlıklarda PMMA, BR-12 ve ACR fantom üzerinden hesaplanarak karşılaştırılmıştır.

Tavlama işlemi TLD'lerde uzun süreler gerektirdiğinden, bu işlemin doz değerlendirme sürecinden çıkarılarak daha hızlı ve doğruluğunu kaybetmemiş sonuçlar için kullanılabilirliğinin araştırılması amacıyla TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin tavlama yapıldığı ve yapılmadığı durumda ölçülen dozlar karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçların sınanması amacıyla mamografi sisteminde dozimetrik klinik nicelikler TLD-100, TLD-100H dozimetreler ve iyon odası ile tavlama farkı gözetilerek farklı kalınlıklarda PMMA fantomlar üzerinden kıyaslanmıştır. Son olarak mamografi sistemlerinde kullanılan sıkıştırma pedalının saçılmalar kaynaklı ortalama glandüler doza katkısı araştırılmıştır.

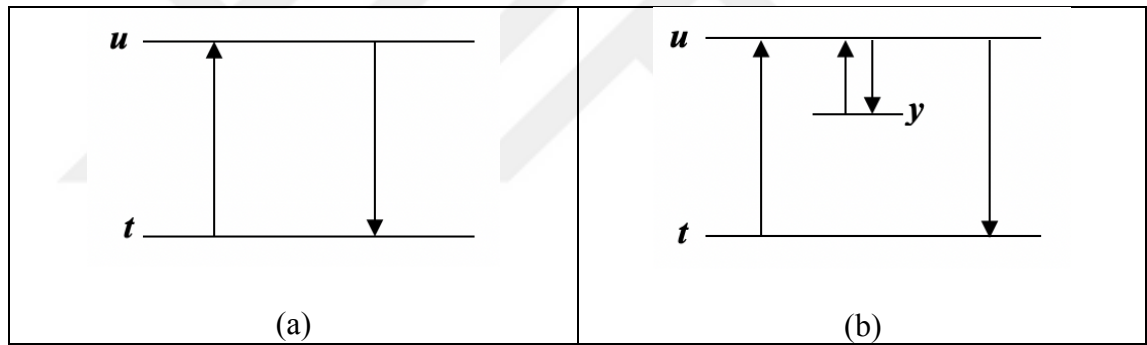
Karşılaştırmalı olarak farklı meme fantomları üzerinde yapılan bu tez ile, ilgili literatürde lüminesans dozimetrelerin okuma parametreleri ve doz değerlendirme aşamalarındaki çalışmalara deneysel ve yarı deneysel çeşitli yaklaşımlar kazandırılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Lüminesans Olayı

Doğada var olan iki farklı ışıma türünden söz edilebilir. Bunlardan biri Planck'ın Siyah Cisim Işıması teorisinde ışığın kuantumlu doğasıyla açıklanan ve ısınan her maddede ortaya çıkan akkorluk diğeri ise lüminesanstır. Dış kaynaklı bir enerjiye maruz kalan atom veya moleküller, bu enerjinin bir kısmını soğurarak kararsız hale gelir. Kararsız halde bulunan bu atom veya moleküllerin kararlı hale geçerken kararsız durum ile taban durumu arasındaki enerji farkı kadar enerjiye sahip, görünür bölgede bir ışık yayınlanması olayına lüminesans denir (Şahiner 2015).

Lüminesans olayı, enerjinin emilimi ve salınımı arasında geçen süreye göre iki grupta incelenir. Bu süre 10^{-8} s'den küçük olduğunda floresans, 10^{-8} s'den büyük olduğunda ise fosforesans adını alır.



Şekil 2.1a'da uyarılmış seviye u'da bulunan bir elektronun taban durumu t'ye geçişinden yayınlanan floresans olayını, 2.1b'de yarı kararlı enerji seviyesi y'nin varlığında uyarılmış durumdaki elektronun taban duruma düşüşü ile fosforesans olayını şematize etmektedir (Chen ve McKeever 1997).

Kittel vd. (2004), Ibach ve Lüth (2013) tarafından yapılan çalışmalarda Schrödinger denkleminin elektronlar için periyodik potansiyel alan içinde çözümü bu bantları yasak enerji bölgeleri olarak ayırmaktadır. Bu çözüme göre saf yalıtkan malzemelerde ve 0°K sıcaklığındaki yarıiletkenlerde elektronca dolu olan değerlik bandı, daha yüksek enerji bölgesinde ise elektron bulundurmeyen iletkenlik bandı bulunur. Bu iki bant arasında ise yasak bant bulunmaktadır (Şahiner 2015). Ancak malzemeye katkılanan farklı elementler

veya kristal yapıdaki kusurlar bu yasak enerji bölgelerinde elektron ve hollerin tuzaklanabileceği bazı yarı kararlı enerji seviyelerinin oluşmasına sebep olur. Malzeme iyonize radyasyona maruz kaldığında, enerjisi yasak bant aralığını aşan elektronlar değerlik bandından iletkenlik bandına geçer. Bu elektronlar malzemenin iletkenliğine katkı verebilirler. Elektronların ayrıldıkları değerlik bandında ise pozitif yük taşıyıcısı olan ve kristal içerisinde taşınabilen holler (deşik) oluşur. İletim bandında bulunan elektronlar kararsız durumdadır. Yeniden daha düşük enerji seviyelerinde hareket ederken yasak bölgede bulunan yarı kararlı enerji seviyelerinde tuzaklanırlar. Deşikler ise değerlik bandı yakın komşuluğunda tuzaklanırlar. Dış bir etkiyle elektrona yarı kararlı enerji seviyesinden iletkenlik bandına tekrar geçebilecek enerji aktarılabilirse, elektronlar yeniden iletkenlik bandına geçerler ve yeniden birleşme noktalarında (recombination center) holler ile birleşerek foton yayınlırlar (Bos 2006). Metaller yasak bant bulundurmadıklarından elektronlar serbestçe hareket edebilirler. Bu yüzden lüminesans özellik göstermezler.

Lüminesans işlemi, bu malzemelerdeki uyarılmış elektronların bulundukları tuzaktan kurtulup kararlı duruma geçmeleri için uygulanan dış etkinin türüne göre farklı isimler alır. Örneğin ışık ile uyarılırsa optik uyarmalı lüminesans (OSL), ısı enerjisi ile uyarılırsa termolüminesans (TL), iyonize radyasyon ile uyarılırsa radyolüminesans, ses ile uyarılırsa sololüminesans olarak adlandırılırlar (McKeever 1985). Bu tez termolüminesans fenomeni üzerinde yoğunlaşmıştır.

2.1.1 Termolüminesans olayı

Termolüminesans, daha önce iyonize radyasyona maruz kalmış yalıtkan veya yarıiletken bir katı malzemenin, termal uyarımı sonucunda ortaya çıkan bir lüminesans türüdür (Bos 2006). Maddenin ısıtılması sonucu akkorlaşarak ışık yaymasından farklıdır. Bir ısımanın termolüminesans olabilmesi için öncelikle gözlemlendiği malzemenin yarı iletken veya yalıtkan olması gerekmektedir. İkinci olarak malzemenin iyonize radyasyona maruz kaldığı süre boyunca enerjiyi soğurabilmesi gerekmektedir. Son olarak da ısı ile uyarım sonucunda soğurulan enerjinin ışık formunda yayımlanabilmesi gerekir (McKeever 1985).

2.1.1.1 Bir tuzak-bir yeniden birleşme merkezi modeli

The diagram illustrates the energy bands and carrier transport in a p-n junction. The top band is labeled "iletkenlik bandı" (conduction band) and the bottom band is labeled "valans bandı" (valence band). The Fermi level E_f is indicated by a dashed line. The energy gap is E_g . The diagram shows the following processes:

- 1) Direct Recombination:** An electron (black dot) in the conduction band recombines with a hole (white circle) in the valence band, emitting radiation ("Radyasyon").
- 2) Spontaneous Emission:** An electron in the conduction band transitions to the valence band, emitting a photon.
- 3) Absorption:** A photon is absorbed, creating an electron-hole pair.
- 4) Indirect Recombination:** An electron in the conduction band transitions to a trap state (T) and then recombines with a hole in the valence band.

Legend: ● elektron (electron), ○ boşluk (hole).

6

Burada malzeme içerisindeki yarı kararlı elektron tuzaklarının bilgiyi depolamak ve almak için nasıl kullanılabileceği şematik olarak açıklanmaktadır. E aktivasyon enerjisi, E_g bant genişliği, E_f fermi seviyesi, $\underline{T}$ elektron tuzağı, $\underline{R}$ yeniden birleşme merkezidir. Gösterilen TL malzemesi yasak bölge içerisinde iki ek enerji seviyesine sahiptir. Gelen radyasyon, bir elektronu değerlik bandından iletkenlik bandına yükselmesini ve arkasında pozitif yüklü bir hol bırakmasını ifade etmektedir (1 geçişi). TL malzemelerdeki yüksek miktardaki safsızlıklar elektronların iletim bandına yakın tuzaklara düşmesini (yarı kararlı olan bu enerji seviyeleri, malzemelere dışardan ısı enerjisi verilene kadar bu bilgiyi tutar) muhtemel kılar (2 geçişi). Yeterli ısı enerjisi, elektronu tekrar iletim bandına yükselmesini sağlayabilir (3 geçişi); Elektron daha sonra valans bandına yakın bir safsızlık bölgesine düşebilir ve bu işlem sırasında bir foton yayınlanabilir (4 geçişi). Yayınlanan fotonun enerjisi iletkenlik bandının alt ucu ile değerlik bandının yakın komşuluğundaki enerji seviyeleri arasındaki farka eşit olduğundan elektromanyetik spektrumun görünür bölgesine karşılık gelir. Bu seviyedeki elektron sonunda değerlik bandına düşer ve hol ile yeniden birleşir. Bu aşamada tüm tuzakları boşaldığında yeniden radyasyon bilgisini depolamaya hazırdır.

Elektronların tuzaklardan birim zamanda kurtulma olasılıkları Eşitlik (2.1)'de Arrhenius eşitliği ile verilir.

$$p = s e^{-\frac{E}{k_B T}} \quad (2.1)$$

Burada s , sıcaklıktan bağımsız frekans faktörü (birimi s^{-1}); E , aktivasyon enerjisi (elektronun bulunduğu tuzak ile iletim bandı arasındaki enerji farkı, birimi eV); k_B , Boltzman sabiti ($8,1617 \times 10^{-5} \frac{eV}{K}$); T ise mutlak sıcaklıktır ve $^{\circ}K$ ile verilir.

İyonize radyasyon malzemeye geldiğinde oluşan iyon çiftleri her zaman çift sayıdadır. Bunların yarısı eksi yüklü elektronlar diğer yarısı ise artı yüklü deşiklerdir. Bu yüzden $\underline{T}$ tuzağındaki elektronların sayısı, $\underline{R}$ enerji seviyesinde tuzaklanan deşiklere eşit olmalıdır. Ancak $\underline{R}$ enerji seviyesinde negatif ve pozitif iyon çiftlerinin yanı sıra pozitif yüklü deşikler de bulunur. Bu denge dışı (non-equilibrium) bir durumu temsil eder ve yarı karardır. Dengeye gelme durumu Eşitlik (2.1) ile verilen E ve s ile ifade edilmektedir ve bu kararsız durum sonsuz bir süre boyunca devam edebilir. Denge durumuna ulaşmak

malzemenin ısıtılmasıyla hızlandırılabilir. Isıtma işlemi tuzaklanan elektronların iletim bandına çıkması için gerekli olan enerjiyi kazanma olasılığını artırır ve Şekil 2.2’de “3” geçişini artırır.

Birim zamandaki TL şiddeti $I_{TL}(t)$, yeniden birleşme merkezindeki, yeniden birleşme hızıyla ilişkilidir (Eşitlik 2.2).

$$I_{TL}(t) = -\frac{dm}{dt} \quad (2.2)$$

Bu denklemde her yeniden birleşmenin bir foton oluşturduğu, her fotonun da dedekte edilebildiği varsayılmıştır. Deşikler zamanla azaldıkları için denklem negatif işaretlidir. m , $\underline{R}$ ’de bulunan deşik konsantrasyonudur. Yeniden birleşme hızı $\left(\frac{dm}{dt}\right)$, iletim bandında bulunan elektron konsantrasyonu (n_c) ve deşik konsantrasyonu m cinsinden Eşitlik (2.3)’te verilmiştir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dm}{dt} = n_c m A_m \quad (2.3)$$

Burada A_m , birim zaman ve birim hacimde sıcaklık bağımsız, sabit bir yeniden birleşme olasılığı değeridir. Tuzaklanan elektron konsantrasyonu değişim hızı $\left(-\frac{dn}{dt}\right)$, Eşitlik (2.4)’te gösterildiği şekilde tuzaktan kurtulma olasılığının tekrar tuzaklanma olasılığından farkı şeklinde ifade edilir.

$$-\frac{dn}{dt} = np - n_c(N - n)A_n \quad (2.4)$$

Burada N , elektron tuzağı konsantrasyonu; A_n ise m^3s^{-1} birimli tekrar tuzaklanma olasılığıdır. İletkenlik bandında bulunan serbest elektronların konsantrasyonundaki değişim hızı $\left(\frac{dn_c}{dt}\right)$, Eşitlik (2.5) ile verilir.

$$-\frac{dn_c}{dt} = np - n_c(N - n)A_n - n_c m A_m \quad (2.5)$$

Eşitlik (2.3), (2.4) ve (2.5), bir tuzak ve bir yeniden birleşme enerji seviyesi olması durumunda tuzaklanmış bir elektronun yük mekanizmasını göstermektedir. Bu

denklemler analitik olarak çözülemezler. Chen ve McKeever (1997) tarafından iletim bandındaki serbest elektron konsantrasyonu yarı durağan kabul edilerek yarı denge varsayımı önerilmiştir. Bu varsayım Denklem (2.6) ile verilir.

$$\left| \frac{dn_c}{dt} \right| \ll \left| \frac{dn}{dt} \right|; \left| \frac{dn_c}{dt} \right| \ll \left| \frac{dm}{dt} \right| \quad (2.6)$$

Ayrıca iyonlar çiftler halinde olduğu için yüklerin nötrlüğünden dolayı $n + n_c = m$ olmalıdır. $n_c \approx 0$ için $n \approx m$ bulunur. Bu durumda:

$$I_{TL}(t) = -\frac{dm}{dt} \approx -\frac{dn}{dt} \quad (2.7)$$

$\frac{dn_c}{dt} \approx 0$ için Eşitlik (2.3) ve (2.4) ile $I_{TL}(t)$ ifadesi Eşitlik (2.8) haline gelir.

$$I_{TL}(t) = \frac{mA_m n s e^{-E/k_B T}}{(N - n)A_n + mA_m} \quad (2.8)$$

Eşitlik (2.8)'in çözülebilmesi için ek kabuller ile çözümünü birinci mertebeden kinetik denklemleri elde edilir. Randall ve Wilkins (1945) ısıtma işlemi sırasında meydana gelen tekrar tuzaklanma miktarının çok küçük olduğu ($m A_m \gg (N - n) A_n$) kabul edilmiştir. Eşitlik (2.8) bu kabul ile çözülsünce Eşitlik (2.9) elde edilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = s n e^{-E/k_B T} \quad (2.9)$$

Burada sıcaklık sabit kabul edildiğinde elektronların tuzaktan kurtulma ihtimali p değişmez ve Eşitlik (2.9)'un çözülmesiyle $I_{TL}(t)$ ifadesi Eşitlik (2.10) halini alır.

$$I_{TL}(t) = I_o e^{-tp} \quad (2.10)$$

Burada I_o , $t=0$ anında şiddet değerini ifade eder. Böylece sıcaklık sabit tutulduğunda bozunum, zamanın üstel bir fonksiyonuna dönüşür. Bu durumda Eşitlik (2.11) elde edilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = n_0 s e^{-E/k_B T(t)} \times \exp \left[-s \int_0^t \exp \left(-\frac{E}{kT(t')} \right) dt' \right] \quad (2.11)$$

Burada n_0 , $t=0$ anında tuzaklanan elektron sayısıdır. Bu denklem şiddet eğrisinin, sıcaklığın artışıyla, önce arttığını, en yüksek değere ulaştıktan sonra azaldığını ifade etmektedir. Tarif eliden bu pik “Birinci mertebe ışıma eğrisi” olarak adlandırılır.

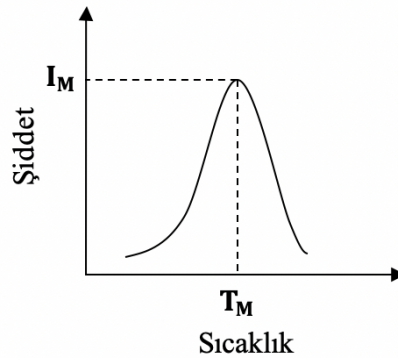
Sıcaklığın zamanla lineer olarak arttığı durumda,

$$T(t) = T(t = 0) + \beta(t); \beta, ısıtma hızı$$

Lüminesans şiddeti, sıcaklığın bir fonksiyonu olarak Eşitlik (2.11) ile verilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{\beta dt} = \frac{s}{\beta} s e^{-E/k_B T(t)} \times \exp \left[-\frac{s}{\beta} \int_{T(t=0)}^{T(t)} \exp \left(-\frac{E}{kT'} \right) dT' \right] \quad (2.12)$$

Eşitlik (2.11) bir pik için birinci mertebe Randall-Wilkins pikidir (Şekil 2.3). Halperin ve Braner (1960) tarafından yapılan çalışmalarda pikin yarı yükseklikteki tam genişlik simetri faktörü μ_g , 0.42 olarak bulunmuştur.



Şekil 2.3 Eşitlik 2.11'in çözümü grafiği Randall-Wilkins piki (Furetta ve Weng 1998)

Birinci mertebe kinetik denklemlerinin elde edilmesinin ardından Garlick ve Gibson (1948) tarafından yapılan ikinci mertebe kinetik hesaplamaları varsayımları şunlardır:

- Tuzaklar saturasyon bölgesine uzaktır.

$$N \ll n \text{ ve } n = m$$

- Tuzaktan kurtulan elektronların tekrar tuzaklanma olasılığı yüksektir

$$(N - n)A_n \gg mA_m$$

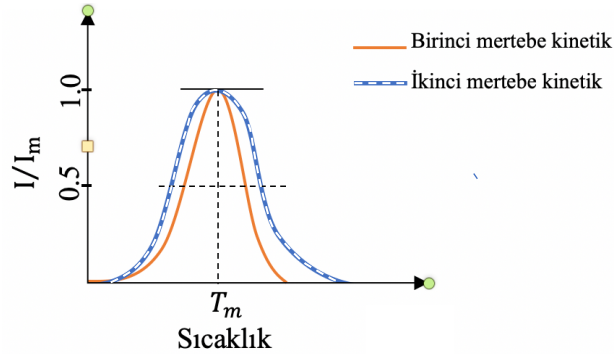
Bu kabuller ile Eşitlik (2.8), Eşitlik (2.13) haline gelir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = \frac{sA_m}{NA_n} n^2 e^{-E/k_B T} \quad (2.13)$$

Burada n^2 , eşitliğin ikinci mertebeden olduğunu göstermektedir. Sıcaklığın lineer artışa sahip olduğu ve tuzaktan kurtulma ve tekrar birleşme olasılıklarının eşit olduğu ($A_m = A_n$) durumda ikinci mertebe kinetik denklem Eşitlik (2.14) ile verilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = \frac{n_o^2 s}{N\beta} e^{-E/k_B T} \left[1 + \frac{n_o s}{N\beta} \int_{T_o}^T e^{-E/k_B T'} dT' \right]^2 \quad (2.14)$$

Bu denklem ikinci mertebe kinetik eşitliğidir (Garlick ve Gibson 1948). Chen (1969) tarafından yapılan çalışmalarda pikin yarı yükseklikteki tam genişlik simetri faktörü μ_g , 0.52 olarak bulunmuştur (Furetta ve Weng 1998).



Şekil 2.4 I. ve II. mertebeden kinetiğe sahip örneklerin ışıma eğrileri. Önemli fark eğrilerin alçalan kısımlarında bulunmaktadır

Birinci ve ikinci mertebe kinetik denklemleri belirtilen kabullere göre elde edilmiştir (Şekil 2.4). May ve Partridge (1964) tarafından TL pikinin birinci ve ikinci mertebe kinetiklere uymadığı durumların çözümü için genel mertebe kinetik denklemi Eşitlik (2.15)'te önerilmiştir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = n^a s' e^{-E/k_B T} \quad (2.15)$$

Burada a , genel mertebeden kinetik ifadesidir ve 1-2 arasında değerler alır. s' ise, $m^{(a-1)}s^{-1}$ boyutundadır. a 'nın 1 olmadığı durumda $t \rightarrow T$ integral sınırlarında Eşitlik (2.16) elde edilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{d\beta t} = \frac{s''}{\beta} n_o e^{-E/k_B T} \left[1 + (a-1) \frac{s''}{\beta} \int_{T_o}^T e^{-E/k_B T} dT' \right]^{-a/a-1} \quad (2.16)$$

Burada $s'' = s' n_o^{b-1}$ ve birimi s^{-1} 'dir. Eşitlik (2.16)'da $a=1$ alınırsa birinci mertebeden kinetik denkleme, $a=2$ alınırsa ikinci mertebeden kinetik denkleme indirgenir (Furetta 2010).

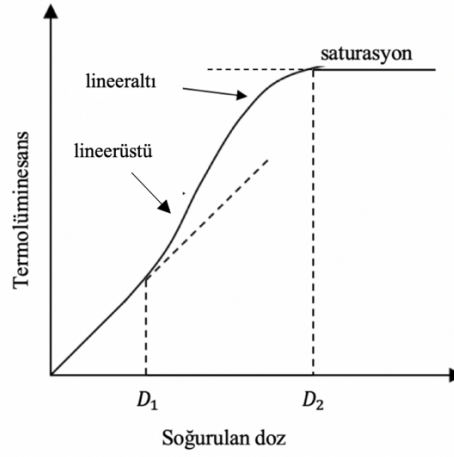
2.2 Termolüminesans Dozimetreler (TLD) ve Özellikleri

Bir termolüminesans dozimetre uygulanacağı alanlara göre bazı özelliklere sahip olmalıdır. Dozimetri uygulamaları genel olarak tıbbi uygulamalar, reaktör dozimetrisi için özel hususlar ile kişisel ve çevresel dozimetri olarak sıralanabilir. Uygulama alanlarına göre alınan ölçümlerin kabul edilebilir bir belirsizlik limiti dahilinde yapılması için dozimetre seçimini doğru yapmak gereklidir.

Bir dozimetrenin performansını etkileyen faktörler; doğrusallık, çalışma doz aralığı, enerji tepkisi, tekrarlanabilirlik, depolanan bilginin kararlılığı ve çevre koşullarının dozimetre üzerine etkisi olarak sıralanabilir.

2.2.1 Doz cevabı

TL sinyali F , soğurulan doz D 'nin bir fonksiyonudur $F(D)$. En azından uygulamanın ilgi aralığı içinde geniş bir doz aralığında doğrusal bir doz-cevap göstermesi gerekir. Bir TL dozimetre için en önemli özelliklerden biri termolüminesans şiddetiyle soğurulan doz arasında doğrusal bir ilişki olmasıdır. Birçok TL malzeme doz artışıyla sadece doğrusal olmayan lüminesans eğrileri sergiler (Şekil 2.5).



Şekil 2.5 Termoluminesans dozimetrelerin lineer, lineerüstü ve lineeraltı aşamalarını içeren şematik gösterimi (McKeever 1985)

Normalize doz-cevap fonksiyonu $f(D)$, Eşitlik (2.17) ile verilir (McKeever vd. 1995).

$$f(D) = \frac{F(D)/D}{F(D_1)/D_1} \quad (2.17)$$

Burada $F(D)$, herhangi bir D doz değerine karşılık TL cevabı; $F(D_1)$ ise doz cevabının doğrusal olduğu daha düşük bir D_1 doz değerine karşılık TL cevabıdır. İdealde bir TL materyalinde geniş bir doz aralığında $f(D) = 1$ olmalıdır. Ancak malzemeler genellikle bu şartı çok geniş olmayan bir doz aralığında sağlarlar. Eğer $f(D) < 1$ ise doz cevabına sublineer denir ve genellikle saturasyona uğrama öncesinde gözlemlenir. Eğer $f(D) > 1$ ise supralineer denir (Bos 2001).

Hem lineerüstü (supralinear) hem de doygunluğa yakın bölgelerdeki lineeraltı (sublinear) bölgeler eksik veya fazla doz tahmini sorunlarına yol açabilir. Bir termoluminesans dozimetrenin doz-cevap eğrisinde doğrusal olmayan bölgelerin bulunması, TLD'lerin kullanılmasını engellemez. Ancak ek hataların ortaya çıkabileceği çok dikkatli kalibrasyonlar ve düzeltmeler yapılmasını gerektirir.

Bir TL malzemenin hangi doz aralığında lineer TL şiddeti göstereceğinin bilinmesi, o malzemenin dozimetre olarak kullanılacağı alanın belirlenmesi açısından önemlidir.

2.2.2 Enerji cevabı

Bir TL malzemeden yayılan lüminesans yoğunluğu, o malzeme tarafından başlangıçta emilen enerji miktarıyla orantılıdır. Bu nedenle malzemenin radyasyon enerjisinin soğurma katsayısı varyasyonu önemli hale gelir (McKeever 1985). Foton ışımaları (γ ve x-ışınları) için bu değerlendirme malzemenin kütle enerji soğurma katsayısının $(\mu_{en}/\rho)_m$ referans bir sistemin (hava veya doku) kütle enerji soğurmasına $(\mu_{en}/\rho)_{ref}$ oranı olarak tanımlanan sistemin foton enerjisi yanıtı $S(E)$ aracılığıyla yapılır (Eşitlik 2.18). Burada μ_{en} , lineer soğurma katsayısı; ρ ise yoğunluktur.

$$S(E) = \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{ref}} \quad (2.18)$$

$(\mu_{en}/\rho)_m$ terimi genellikle bir bileşik veya malzemeler karışımını ifade eder. Birkaç bileşenden oluşur. Dolayısıyla karışımlar kanunu geçerlidir ve Eşitlik (2.18), Eşitlik (2.19)'a dönüşür.

$$S(E) = \frac{\sum_i (\mu_{en}/\rho)_i}{(\mu_{en}/\rho)_{ref}} W_i \quad (2.19)$$

Burada W_i , i. elemanın ağırlık kesridir.

Kütle enerji soğurma katsayısı çift oluşum, compton saçılması, fotoelektrik etkileşim gibi emilim sırasında meydana gelen enerji kaybı süreçlerine bağlıdır. Gerçekleşen her olayın miktarı emilen radyasyonun enerjisine, malzemenin izotopik içeriğine ve atom numarası Z 'ye bağlıdır. Örneğin $<15\text{keV}$ foton enerjileri için fotoelektrik etki baskınken, $15\text{keV} <$ ve $<10\text{MeV}$ aralığında düşük Z 'li maddelerde compton saçılması baskın, yüksek Z 'li numuneler için 10MeV enerjiye kadar fotoelektrik etki baskındır (McKeever 1985, Chen ve McKeever 1997).

Foton enerji cevabının pratikte kullanılabilmesi amacıyla ^{60}Co kaynağından yayılan 1.25MeV 'lik enerjiye sahip fotonlar temel alınarak bağıl enerji cevabı (RER), Eşitlik 2.20'deki gibi tanımlanmıştır.

$$(RER)_E = \frac{S(E)}{S(1.25 \text{ MeV } ^{60}\text{Co})} \quad (2.20)$$

Termoluminesans dozimetrelerde değişmeyen doz değerleri için farklı enerjilerde radyasyona maruz kalan dozimetrelerin tepkisi aynı olmalıdır. Ancak pek çok dozimetrik malzemede, farklı kaynaklardan yapılan aynı doz ışınlamaların TL şiddetleri farklılık gösterebilmektedir.

Birçok TL dozimetre kullanımında temel amaç insan dokusunda soğurulan dozu tespit etmektir (Çizelge 2.1). Bu nedenle TL dozimetrelerin insan dokusuna eşit veya en azından orantılı bir enerji tepkisine sahip olması istenir.

Çizelge 2.1 Bazı ana uygulama alanlarında dozimetrik gereklilikler (Bos 2001)

+ : ilgili alan için daha fazla gerekliliği ifade etmektedir.

Uygulama alanı	Doz aralığı (mGy)	Sapma (%)	Doku eşdeğeri
Bireysel	$10^{-2} - 5 \times 10^2$	-30, +50	+
Çevresel	$10^{-3} - 10$	± 30	-
Radyoterapi	$10^2 - 10^5$	± 3.5	++
Diagnostik	$10^{-3} - 10^3$	± 3.5	+
Gıda işleme Sterilizasyon Malzeme testleri	$10^4 - 10^9$	± 15	-

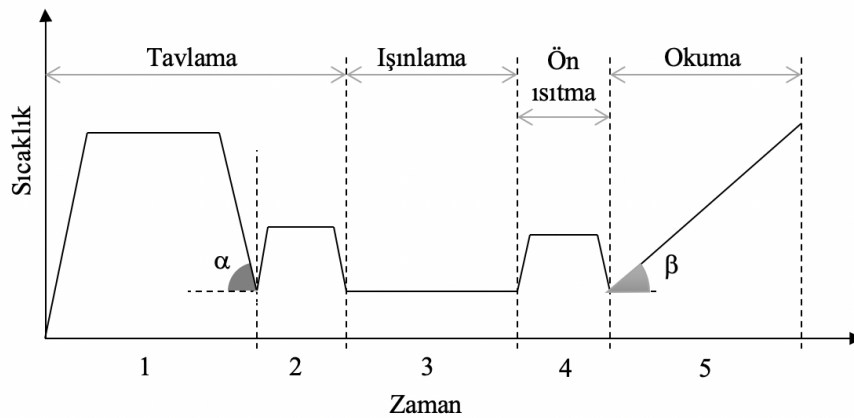
2.2.3 Sönüm ve kararlılık

TL dozimetre seçiminde önemli bir konu da dozimetrelerin kullanıldığı ortama göre ne kadar kararlı olduğudur. Bu nedenle malzeme içerisinde tuzaklanan yükün termal, optik veya başka herhangi bir yolla kaybolup kaybolmayacağını değerlendirilmesi gerekir. Esasen eğer tuzak derinliği E çok küçükse hem ışınlama sırasında hem de ışınlama ve okuma arasında geçen sürede sinyalde bir kayıp meydana gelebilir. Bu nedenle dozimetri amacıyla kullanılan malzemelerin yaklaşık 200-250°C’de tepe noktası olan bir luminesans eğrisi ile karakterize edilmesi istenir. Bu sıcaklık aralığı genellikle tuzakta kayda değer bir boşalmanın gerçekleşmemesi için yeterince büyük bir aktivasyon enerjisine sahip olmasını sağlar (McKeever 1985).

2.2.4 Tavlama davranışı

TL dozimetrelerin yeniden kullanımında tavlama prosedüründen hemen öncekiyle tam olarak aynı özelliklere sahip olduğundan emin olmak ve böylece defalarca kullanılabilmesi aranan bir özelliğidir. Işınlama öncesi tavlama işlemi dozimetreyi yüksek bir dereceye ısıtmayı ve bir süre bu sıcaklıkta tutmayı ardından belirli bir soğutma hızında oda sıcaklığına tekrar soğutmayı içerir. Tavlama işlemi birkaç amaçla yapılır. Birincisi ışınlama öncesinde tüm tuzakları bolaştırır yani TL sinyali sıfırlanmış olur. İkinci olarak malzemede yer alan termodinamik kusurların dengesini yeniden sağlar. Işınlama ve okuma sırasında ise bu denge tekrar bozulur. Son olarak derin (termal olarak izole) tuzakların doluluğunu sıfırlar. Her zaman var olmasalar da bulundukları durumda o sıcaklığın termal pikini etkileyebilirler (Horowitz 2001). Tuzak merkezleri olarak görev yapan kusurlar, yüksek sıcaklıkta malzeme içerisinde ayrıışarak çözünürken, düşük sıcaklıklarda kümelenebilir hatta çökebilirler. Hızlı soğutma ise kusurları yüksek sıcaklık dengesinde dondurabilir. Örneğin LiF:Mg,Ti için soğutma hızının TL hassasiyetini ve tuzaklama parametrelerini etkilediği gösterilmiştir (Bos vd. 1992).

Genellikle ışınlama ve okuma işlemleri arasında da bir ön ısıtma (tavlama) işlemi uygulanır. Amaç, güçlü sönüm gösteren kısa ömürlü tuzakları tamamen boşaltmak ve ölçüme katkı sağlayabilecek yüklerden kurtulmaktır. Bir TLD malzemesinin hazırlanması ve kullanılmasındaki aşamalar Şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.6 Tipik bir TLD materyalinin tavlama, ışınlama ve okuma aşamaları

Burada α , tavlanan malzemenin soğuma hızı; β , okuma sırasındaki ısıtma hızını göstermektedir. 1 bölgesi tavlama işleminin yüksek sıcaklık 2 bölgesi tavlama işleminin

düşük sıcaklık, 3 bölgesi malzemenin radyasyona maruz kaldığı alanı, 4 bölgesi okuma işlemiş kararsız tuzakların boşaltılma işleminin yapıldığı ön ısıtma işlemi ve 5 bölgesi de okuma işlemi göstermektedir.

2.2.5 Dedeksiyon sınırları

TL malzemeleri için en yüksek TL sinyali numunede bulunan tüm tuzak merkezlerinin dolu olduğu duruma göre belirlenir. Şekil 2.6'de gösterildiği gibi doz-cevap eğrisi satürasyona uğramadan önce sublineer bir davranış gösterdiğinden tek bir doz değerinin ulaşılacak en yüksek doz değeri olduğunu söylemek zordur.

Dedekte edilebilen alt sınırlar, ışınlanmış bir TLD sinyalinin arka plan sinyalinin öne çıktığı düşük doz ölçümleri için son derece önemlidir ve analitik bir sürece göre belirli bir güven seviyesinde tespit edilebilen en düşük soğurulan doz olarak tanımlanır (Bos vd. 1992). Bu tanım sadece TL malzemesini ve okuma sistemini değil algoritma ve analiz rutinini de kapsar. Alt sınır değerinin hesaplanması amacıyla Eşitlik (2.21) önerilmiştir (Hirning 1992).

$$L_D = \frac{2(t_n s_b + t_m^2 s_\mu^2 \bar{K}_b)}{1 - t_m^2 s_\mu^2} \quad (2.21)$$

Burada n background dozimetrelerini, m ışınlama dozimetrelerini, t_n ve t_m kabul edilebilir hata seviyesinde n ve m dozimetreleri için farklı operatörleri ifade etmektedir. s_b , n background dozimetrelerinin standart sapması, s_μ , ışınlanan dozimetrelerin relativ standart sapmaları ve $\bar{K}_b$ ise havada ölçülen ortalama background kerma değeridir.

2.3 Radyasyon Doz Birimleri

Radyasyonun biyolojik etkileri üzerine çalışmalar radyasyon güvenliği konusunda anlamlı bazı radyasyon doz birimlerine ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Ayrıca radyasyon alanına maruz kalınması ile canlı dokunun soğurduğu radyasyon dozlarının da birbirinden ayırt edilmesi gerekmektedir. Kullanılan başlıca radyasyon doz birimleri; ışınlama (exposure, χ), soğurulan doz (D), kerma (K), doz eşdeğeri (H_T) ve etkin doz (E)'dir.

Işınlama, x-ışını veya gama radyasyonu tarafından, kuru hava içerisinde oluşturulan birim iyon sayısının havanın birim kütlesine oranıdır. SI birim sistemine göre kilogram başına coulomb olarak tanımlanır. Birim olarak röntgen de kullanılır. Röntgen, 1 kg havada $2,58 \times 10^{-4}$ C'luk artı ve eksi iyonlar oluşturan radyasyon miktarıdır (ICPR 2007).

$$\chi = \frac{dQ}{dm} \left(\frac{C}{kg} \right) \quad (2.22)$$

$$1 \text{ Röntgen} = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{kg} \quad (2.23)$$

Soğurulan doz, Sardanelli vd. (2010) tarafından iyonize radyasyonun hava dışında bir maddenin birim kütlesine (dm) aktardığı enerji olarak tanımlanmıştır. Uluslararası birim sistemi SI'a göre, maddenin 1 kilogramına 1 joule enerji aktarmak için gerekli radyasyon miktarı olarak tanımlanır. Özel adı Gray (Gy)'dir (ICPR 2007).

$$D = \frac{dE}{dm} \left(\frac{J}{kg} \right) \quad (2.24)$$

Kerma, yüksüz parçacıklar tarafından havada oluşturulan tüm iyonların kinetik enerjileri toplamının (dE_{tr}), havanın birim kütlesi (dm)'ye oranıdır ve stokastik olmayan bir miktar olarak tanımlanır (ICRP 1991, ICPR 2007).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \left[\frac{J}{kg} \right] \quad (2.25)$$

Aynı dozda farklı radyasyon kaynaklarına maruz kalan canlı dokuda, birim soğurulan doz başına biyolojik hasar aynı seviyede olmaz. Farklı radyasyon türlerinin iyonlaştırma potansiyellerini de dikkate almak amacıyla soğurulan doza w_R ağırlık faktörü eklenmiştir. Radyasyon türlerine göre w_R değerlerinin tanımlanmasındaki temel, LET (linear energy transferi)'dir. LET, radyoaktif parçacığın madde içerisinde aldığı birim yol başına, radyoaktif parçacığın yakın komşuluğunda biriken ortalama enerji miktarının bir ölçüsüdür (Bushberg ve Boone 2011).

$$H_T(\text{Sievert}) = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.26)$$

Burada H_T , doz eşdeğeri, R radyasyon tipi, T belirli bir doku tipi, $D_{T,R}$ ortalama soğurulan dozu ifade eder.

Farklı doku ve organlar, aynı tip radyasyona aynı dozda maruz kalsalar bile ışınlama sonucunda çok farklı etkiler oluşabilir. Bu fark organların radyasyona karşı farklı hassasiyet göstermelerinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle yeni bir doz tanımına daha ihtiyaç duyulmuştur. Etkin doz, doku ve organların eşdeğer dozunun, o organ için belirlenen ağırlık faktörü (w_T) ile çarpımıdır ve birimi Sievert'dir. w_T değerleri, geniş bir yaş aralığı için her iki cinsiyeti de içerecek şekilde referans bir popülasyon üzerindeki araştırmalar sonucunda geliştirilmiştir. Bu nedenle bireylere değil bir topluluğa uygulanması uygundur (Bushberg ve Boone 2011).

Etkin doz E , Publication 60'ta (ICRP 1991) şu şekilde tanımlanmıştır:

$$E(\text{Sievert}) = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (2.27)$$

Burada w_T , ICRP (2007) tarafından belirlenen doku ağırlık faktörüdür. Tüm vücut için $\sum_T w_T = 1$ 'dir. H_T ise T dokusu için eşdeğer dozu ifade etmektedir.

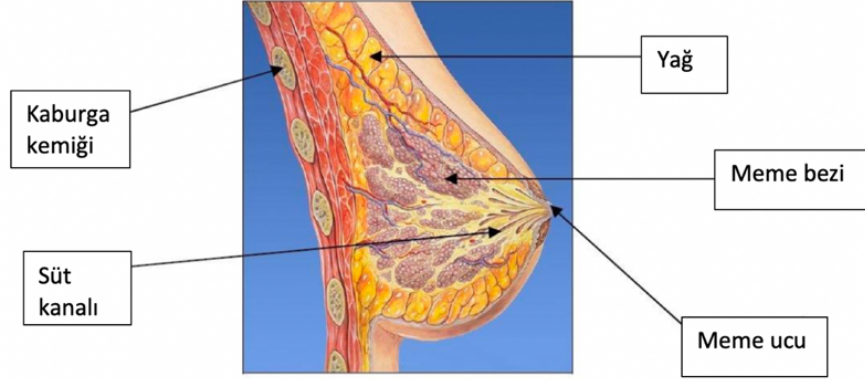
2.4 Mamografi Sistemleri ve Meme Dozu

2.4.1 Meme anatomisi

Temel olarak erişkin bir kadın memesi yağ ve glandüler dokudan oluşur. Meme ucu her memede bulunan meme bezlerinin vücuda açıldığı kanallardır. Memenin anatomik olarak en önemli kısmı her iki cinsten de ortak olan glandüler dokudur. Erkeklerde bu doku ilkel ve işlevsizdir. Kadın memesinin fonksiyonu, kan dolaşımından alınan besinler ve su ile yeni doğan bebekler için süt üretmektir (Martini vd. 2006). Şekil 2.7'de memenin yan kesit görünüşü verilmektedir. Memenin iç yapısı tüm kadınlar için aynı olmakla birlikte memenin boyutu ve şekli yaş ve hamilelik gibi birçok etmene göre değişiklik gösterebilir. Örneğin genç kadınlarda yaşlı kadınlara göre genel olarak daha fazla glandüler doku vardır (Dance vd. 1999, Martini vd. 2006).

Kadınlar arasında meme kanseri, yeni kanser vakalarının %24,2'sini ve kanser ölümlerinin %15'ini oluşturmaktadır (Cai ve Liu 2019).

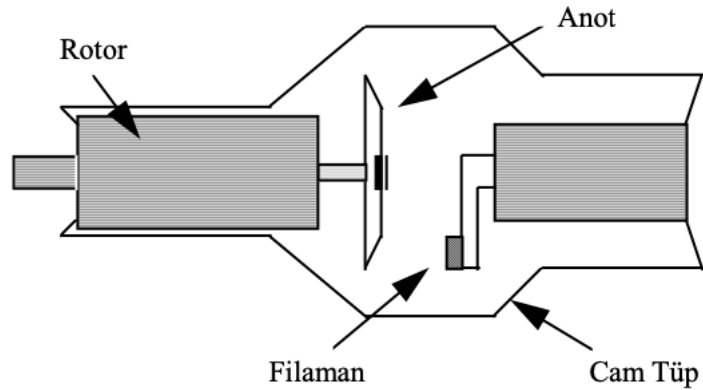
Mamografi, bir kanserin teşhis edilmesi için en iyi görselleştirmelere ihtiyaç duyar. Hassas bölgeler içeren böyle bir organ üzerinde iyonize radyasyon kullanıldığında hastada kansere yol açma ihtimalinden kaçınmak için optimizasyonun en iyi şekilde yapılması gerekir (Bushberg ve Boone 2011).



Şekil 2.7 Meme anatomisi (Patrick 2006)

2.4.2 X-Işını oluşumu

Elektrik enerjisini x-ışını ve sıcaklığa dönüştüren x-ışını tüpleri, elektron kaynağı, elektronları hızlandırmak amacıyla boş bir yol, hedef elektrot ve elektronları hızlandırmak için potansiyel fark oluşturmak amacıyla harici bir yüksek gerilim kaynağından oluşur (Şekil 2.8). Tüpün negatif tarafı katot, bir girinti içerisindeki tel sarımdan (filaman) oluşur. Katodun temel görevi elektron üretmek ve anoda odaklamaktır. Tüpün pozitif tarafı anotun ise iki temel görevi vardır: elektrik enerjisini x-ışınına dönüştürmek ve aşırı ısıyı dağıtmak (Meriç 1996).

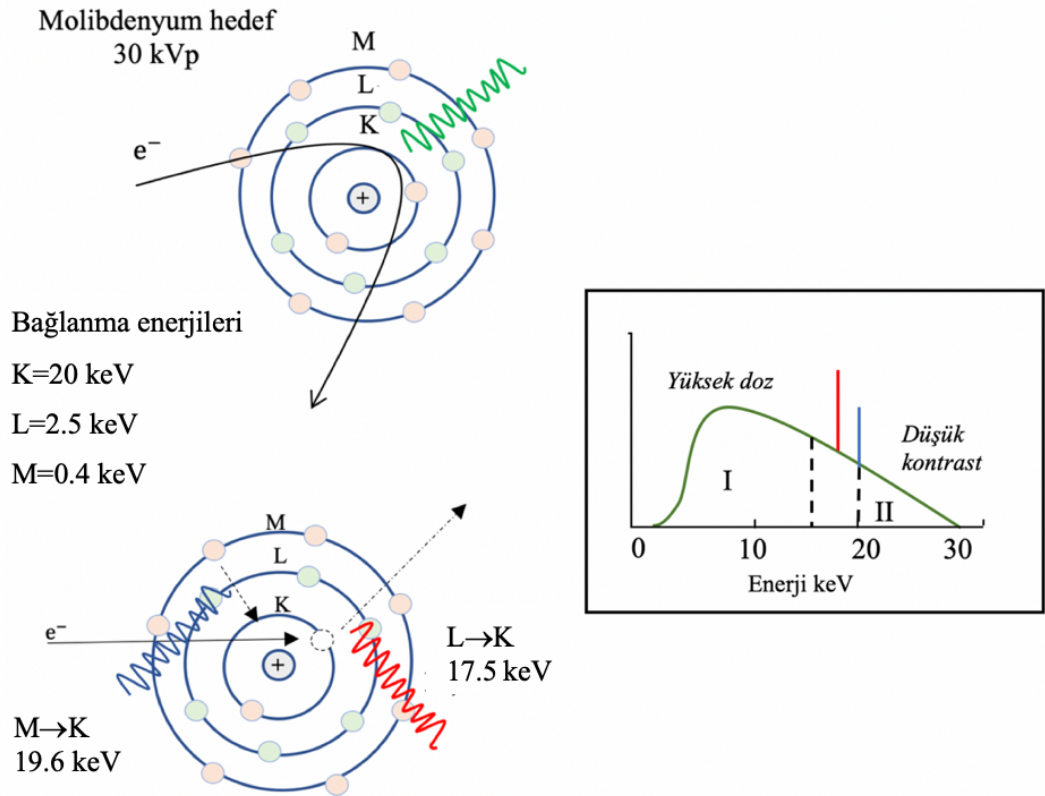


Şekil 2.8 X-ışını tüpü (Meriç 2018)

X-ışını tüpünde elektrik enerjisi, flamanın ısıtılmasıyla (termiyonik salma ile) elektron üretmek ve üretilen elektronları anoda doğru hızlandırmak için kullanılmaktadır. Bu nedenle x-ışını tüpünde iki akımdan söz edilebilir. Bunlar flaman akımı ve anot-katot arasındaki yüksek voltajdan kaynaklanan ve katottan anoda doğru akan akım (mA)'dır (Meriç 1996).

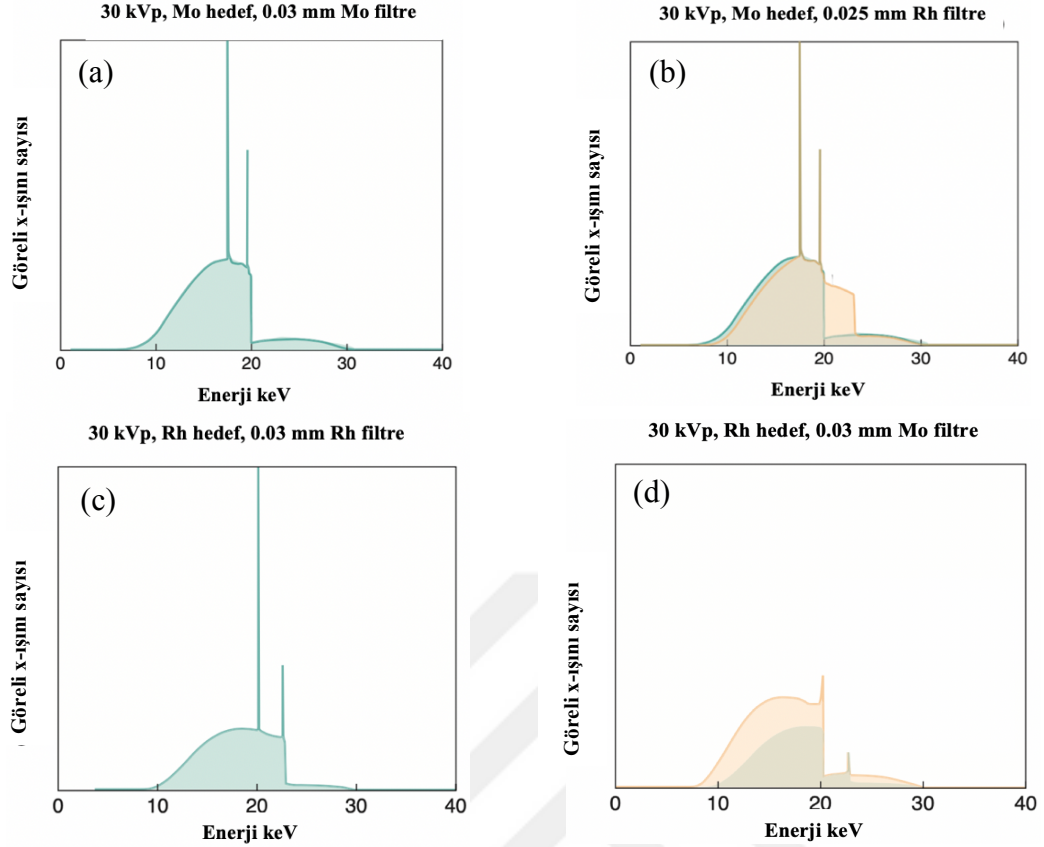
Hızlı elektronlar x-ışını tüpünün anodunda iki şekilde x-ışını üretirler: Bunlardan ilki elektronların hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesidir. Bir elektron bir çekirdeğin yakınından geçerken çekirdeğin pozitif yükü elektronun negatif yüküne etki eder elektronu çeker, yavaşlatır, yönünü değiştirir ve kinetik enerji kaybetmesine neden olur. Bu da eşit enerjili bir x-ışını fotonu yayımlanmasına sebep olur. Bu şekilde üretilen radyasyona “genel radyasyon” veya “frenleme radyasyonu (Bremsstrahlung)” denir. Hedefe çarpan demetteki elektronlar farklı enerjilere sahiptir ve durgun hale gelene kadar pek çok etkileşme yaparak enerji kaybetmeye devam ederler. Bu nedenle frenleme olayı ile üretilen radyasyonun enerji spektrumunda geniş bir dağılım görülür. Bu dağılımın maksimum değeri elektronların hızlanma potansiyeline bağlıdır (Meriç 2018).

X-ışını spektrumu Şekil 2.9'da görüldüğü gibi bremsstrahlung radyasyonunun sürekli spektrumunun yanı sıra hedef malzemenin temel bileşimine ve uygulanan tüp voltajına bağlı olarak “karakteristik radyasyon” olarak bilinen enerji piklerini de içerir. Bir atomdaki elektronlar, her biri ayrı bir bağlanma enerjisine sahip olan kabuklarda bulunurlar. Atomun çekirdeğinin en yakın komşuluğundaki K kabuğunda bağlanma enerjisi en yüksek seviyededir ardından giderek daha az bağlanma enerjilerine sahip olan L, M, N kabukları gelir. Elektronların bağlanma enerjileri elementlerin karakteristik bir özelliğidir. Hızlandırılmış bir elektronun enerjisi bağlanma enerjisini aştığında çarpışma ile bir elektronu kabuğundan sökebilir. Bu durumda uyarılmış durumdaki atomda, daha dış kabuklardan (daha düşük bağlanma enerjili) bir elektron hemen bu boşluğu doldurur. Böylece iki kabuğun bağlanma enerjileri arasındaki fark kadar enerjiye sahip karakteristik bir x-ışını yayınlanır (Bushberg ve Boone 2011).



Şekil 2.9 Mamografi sistemlerinde yaygın olarak kullanılan Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonu için x-ışını spektrumu (Bushberg ve Boone 2011)

Mamografi sistemlerindeki x-ışını tüpünde anot materyali olarak en yaygın kullanılan malzemeler molibdenyum ($_{42}\text{Mo}$), rodyum ($_{45}\text{Rh}$) ve tungstendir ($_{74}\text{W}$) (Bushberg ve Boone 2011). Mo ve Rh tercih edilmesinin sebebi, bu materyaller hedef olarak kullanıldığında elde edilen karakteristik x-ışınlarıdır. Çünkü bu iki malzeme düşük Z 'leri nedeniyle yumuşak göğüs dokusu için gerekli radyografik kontrastı elde etme konusunda avantajlıdır (Dance vd. 1999, Bushberg ve Boone 2011). Karakteristik x-ışını enerjileri Mo için 17.5 ve 19.6 keV, Rh için 20.2 ve 22.7 keV'de üretilir. Şekil 2.10'da bazı hedef/filtre kombinasyonları için x-ışını spektrumları verilmiştir.



Şekil 2.10 Mo ve Rh materyalleriyle kurulan farklı hedef/filtre kombinasyonlarının x-ışını spektrometresi; a) Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonu, a) Mo/Rh hedef/filtre kombinasyonu, c) Rh/Rh hedef/filtre kombinasyonu, d) Rh/Mo hedef/filtre kombinasyonu (Bushberg ve Boone 2011)

Mamografide kullanılan yaygın filtre malzemelerinden biri Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda kullanılabilen 30 μ m kalınlığına sahip Mo filtredir (Şekil 2.10a). 25 μ m kalınlığında Rh başka bir filtre olup Mo/Rh şeklinde kombinasyon halinde kullanılabılır (Şekil 2.10b). Ayrıca Rh–Rh (25 μ m) şeklinde de kullanılabılır (Şekil 2.10c). Rh hedeflerle beraber Mo filtre asla kullanılmaz (Şekil 2.10d). Çünkü Mo filtre, Mo’nun K kenar enerjisinin üzerindeki enerjilerde Rh hedefin karakteristik ışınlarında bir azalıma sebep olur. K kenar enerjisinin 5-10 kVp üstündeki voltajlarda karakteristik x-ışını üretimi bremsstrahlung radyasyonuna göre daha üstündür. Örneğin Mo/Mo için 25 ve 30 kVp’lerde filtre edilmiş spektrumda karakteristik x-ışınının tüm spektruma oranı sırasıyla %19 ile %29 dur. (Gingold vd. 1995, Bushberg ve Boone 2011).

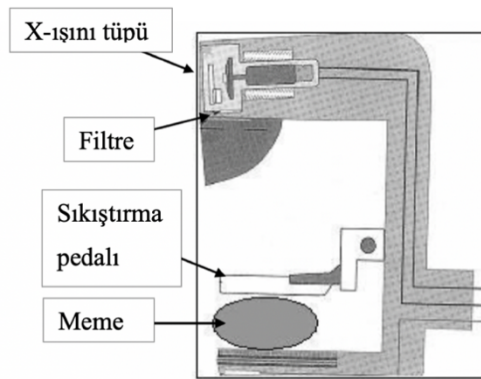
W/Mo ya da W/Rh hedef filtre ve berilyum çıkış pencereli x-ışını sistemleri de mevcuttur. Bremsstrahlung x-ışını üretimi Rh ve Mo hedeflere göre daha üstündür. Malzemenin Z

atom numarası arttıkça bremsstrahlung aktifliği de artmaktadır (Dowsett vd. 2006, Bushberg ve Boone 2011). W (tungsten) hedeften çıkan 8-10 keV'lik x-ışınlarını durdurmak için 0.05 mm'lik Rh filtre kullanılır (Mo ve Rh hedeflerle 0.025 mm kullanılmaktaydı).

2.4.3 Mamografi sistemi

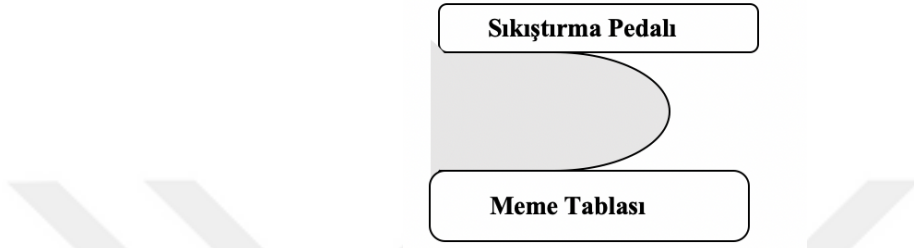
Şekil 2.11'de görülen mamografi sistemi, x-ışınlarını kullanarak meme görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir sistemdir (Dance vd. 1999). Mamografi çekimleri genel olarak iki amaçla yapılır. Birincisi meme kanseri semptomu olmayan kadınlarda kanserin erken aşamada teşhisi için diagnostik amaçla, ikincisi ise meme ucundan akıntı ve yumru bulunması gibi var olan bir sorunun değerlendirilmesindeki tanısal amaçla kullanımıdır (Sardanelli vd. 2010). Mamografi bu amaca ulaşmak için en iyi radyografik inceleme metodu olarak kabul edilir. Bunun nedeni mamografinin düşük x-ışını enerjisi (22-35 kVp) kullanmasıdır.

Bir mamografi cihazının, meme taraması için diğer radyografik cihazlardan daha etkili ve yeterli olmasını sağlayan iki ana bileşeni vardır. Bu iki bileşen x ışını tüpü (hedef filtre kombinasyonu) ve sıkıştırma pedalıdır. Mamografide optimum enerjili karakteristik x ışınını elde etmek özel bir hedef materyali ve bremsstrahlung radyasyonundan kaynaklanan istenmeyen düşük ve yüksek enerjili x ışınlarını engellemek için uygun filtreler kullanılır.



Şekil 2.11 Mamografi sistemi şematik gösterimi

Mamografide memenin sıkıştırılması görüntü kalitesini artırmaya yardımcı olduğundan muayene sürecinin önemli bir parçasıdır (Bushberg ve Boone 2011). Meme iki paralel düz plaka üzerine yerleştirilir (Şekil 2.12). Üstteki plaka meme üzerine bir kuvvet (en fazla 200 N) oluşturmak için hareket ettirilebilir. Bu sıkıştırmanın amacı homojen bir meme kalınlığı elde etmektir. Böylece; geometrik bulanıklık, hasta dozu ve anatomik yapıların üst üste gelmesi azaltılmış olur.



Şekil 2.12 Mamografi sistemlerinde sıkıştırma pedalı kullanımı şematik gösterim

2.4.4 Kliniksel niceliklerin belirlenmesi

2.4.4.1 Geri saçılım faktörü (BSF)

Ortalama glandüler dozun tespit edilmesi amacıyla, yüzey giriş dozu (ESD) ve yüzey giriş hava kerma (ESAK) değerlerinin tespit edilmesinde memeden veya fantomdan kaynaklanan geri saçılım faktörü gerekli ve önemlidir. Geri saçılım faktörü BSF, Eşitlik (2.28) aracılığı ile hesaplanır.

$$BSF = \frac{I_{fantom}}{I_{hava}} \quad (2.28)$$

Burada I_{fantom} , fantom yüzeyinde dozimetreler aracılığıyla ölçülen şiddet değeri; I_{hava} ise aynı fiziksel koşullar ve deney düzeneğinde fantomun olmadığı (geri saçılım etkilerinden izole) durumda dozimetreler aracılığıyla ölçülen şiddet değeridir.

2.4.4.2 Yüzey giriş hava kerma (ESAK)

Yüzey giriş dozu (ESD), fantom yüzeyinden dedekte edilen, ana x-ışını demetiyle beraber saçıcı faktörlerin de katkısıyla ikincil x-ışınlarının da dahil olduğu toplam dozu ifade

etmektedir. ESAK ise yüzey giriş dozu (ESD)'nin geri saçılım faktörü (BSF)'ye bölünmesi ile elde edilir (Eşitlik 2.29):

$$ESAK = \frac{ESD}{BSF} \quad (2.29)$$

2.4.4.3 Ortalama glandüler doz (MGD)

Meme glandüler dokusunun radyasyon hassasiyeti yüksek olduğundan, radyasyon sonucu aldığı dozun takip edilmesi çok önemlidir. Meme kanserinin erken evrelerde teşhisi iyileşme şansını artırır (Dance vd. 1999). Mamografi cihazı diğer röntgen cihazlarına göre düşük Z'li hedef materyali kullandığından düşük enerjili radyasyon üretir. Ancak iyonize radyasyon kullanılan her çalışmada olduğu gibi, mamografi sistemlerinde de radyasyonun kanseri tetiklemek gibi küçük ama çok önemli bir riski vardır (Dance vd. 1999). Etkin doz hesaplamalarında tavsiye edilen meme dokusu ağırlık faktörü 0.12'dir (ICPR 2007). Bu nedenle meme dokusunda radyasyon kaynaklı kanser oluşma ihtimalini en aza indirmek için hastaya verilen dozun optimize edilmesi gerekmektedir. Optimizasyon, teşhis prosedürü için fayda/risk oranını arttıracaktır. Bu oranda fayda, teşhis prosedüründeki gelişmeleri, risk ise her zaman mümkün olduğunca azaltılması gereken hastanın iyonize radyasyona maruziyetini ifade etmektedir (Dance vd. 1999).

Meme için radyolojik risk, ortalama glandüler doz (MGD) ile ifade edilmektedir (ICRP 1987). Ortalama glandüler doz doğrudan ölçülememektedir. Memenin yüzeyindeki hava kerma değeri ve Monte-Carlo simülasyonlarıyla elde edilen faktörler kullanılarak Eşitlik (2.30) ile hesaplanmaktadır (Dance vd. 2000).

$$MGD = K \times g \times c \times s \quad (2.30)$$

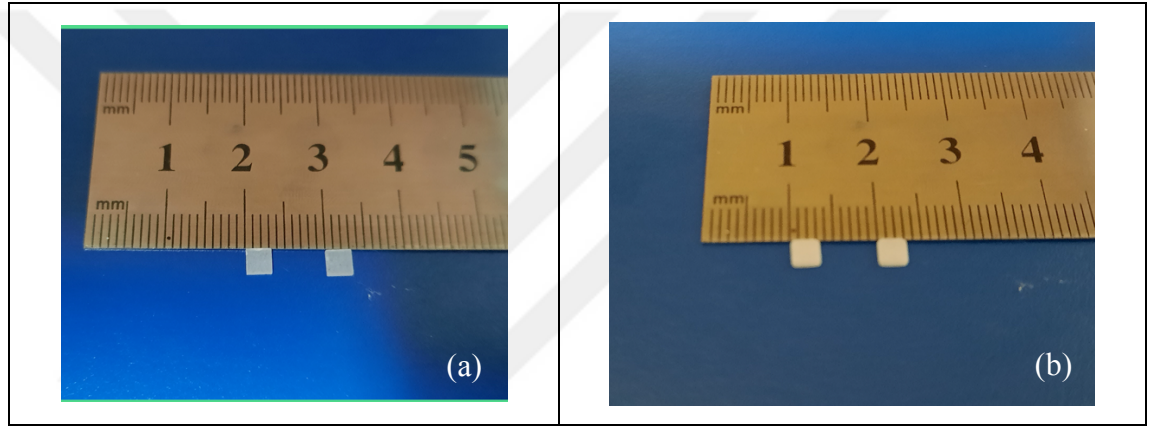
Burada K , yüzey giriş hava kerma değeri (ESAK), g değeri %50 glandüler doku yoğunluğu için HVL'ye bağlı ESAK değerinden MGD'ye geçiş katsayısı, c ; HVL'ye bağlı meme glandüleritesini ifade eden faktör, s ise farklı hedef/filtre kombinasyonları için düzeltme faktörüdür (Dance vd. 2000). MGD, elde edilen HVL ve ESAK değerleri aracılığıyla Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda, Ek-1'de belirtilen; g , c , s faktörlerinin çarpılmasıyla farklı kalınlıkta fantomlar için Eşitlik (2.30) aracılığı ile belirlenmiştir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Kullanılan Cihazlar

3.1.1 Termolüminesans dozimetreler

Tez kapsamında LiF (Lithium Fluoride) termolüminesans dozimetrelerin LiF:Mg,Ti ve LiF:Mg,Cu,P olmak üzere iki farklı fraksiyonu kullanılmıştır (Şekil 3.1). Bu dozimetreler; toz halinde, toza gömülmüş teflon disk şeklinde, çubuk şeklinde üretilmektedir (Bhatt ve Kulkarni 2014). Ancak en yaygın kullanılanı bu tez kapsamında da kullanılan $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$ boyutlara sahip sıcak pres çiplerdir (Bhatt ve Kulkarni 2014).



Şekil 3.1 Tez kapsamında kullanılan termolüminesans dozimetreler; a) TLD-100 (LiF:Mg, Ti), b) TLD-100H (LiF:Mg, Cu, P)

TLD-100 materyalinin yoğunluğu $\rho = 2.64 \text{ g/cm}^3$, etkin atom numarası $Z_{eff} = 8.14$ 'dir. Dokunun etkin atom numarası 7.42 olması nedeniyle TLD-100 materyali yaklaşık doku eşdeğeri kabul edilir. TLD-100 dozimetresinin gösterdiği piklerin yarı ömürleri; 1. pik 10 dakika, 2. pik 10 saat, 3. pik 6ay, 4. pik 7 yıl, 5. pik 80 yıldır. TLD-100 dozimetresinde 5. pik artan dozlara karşı doğrusal tepki vermesi, düşük sönüme sahip olması ve yüksek lüminesans şiddeti gibi özelliklerinden dolayı dozimetrik pik olarak adlandırılır. Üreticilere göre farklılıklar olsa da genel olarak doz cevapları $20\mu\text{Gy}$ -10Gy gibi geniş bir aralıkta doğrusaldır (Bhatt ve Kulkarni 2014). Yüksek ışık şiddeti ve iyi bir tekrarlanabilirliğe sahiptir. Bu özellikleri nedeniyle sağlık fiziki uygulamalarında radyasyon dozunun belirlenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

TLD-100H dozimetrelerin etkin atom numarası $Z_{eff} = 8.14$ 'dir ve yaklaşık doku eşdeğeri olarak kabul edilir. Geniş bir doz aralığında (0.2 μ Gy'den 10 Gy'e kadar) doğrusal TL doz cevapları vardır (Bhatt ve Kulkarni 2014).

Farklı sıcaklık, fiziksel koşullar, bekleme süreleri, kullanılan filtreler vb. gibi parametrelere göre TLD-100H dozimetrelerin TL hassaslığı TLD-100 dozimetrelere göre yaklaşık 20 kat daha yüksektir (Bhatt ve Kulkarni 2014). Düşük dozlarda bu hassasiyet önem kazanmaktadır.

TL dozimetrelerin doku eşdeğeri olması, doz konusunda tutarlı sonuçlar vermesi, küçük boyutları sayesinde özellikle kanser hastaları gibi hassas vakalarda hastayı tedirgin etmeden uygulanıp takibinin rahat yapılabilmesi sağlık fiziği uygulamalarında sıklıkla tercih edilmelerine neden olmaktadır.

3.1.1.1 Ölçüm parametreleri

Tez çalışması kapsamında TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler için mamografi cihazı, ^{137}Cs gama kaynağı ve $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı olmak üzere toplam üç radyasyon kaynağı ile ışınlama ve kalibrasyon işlemleri yapılmıştır. İki dozimetre için birbirinden farklı, Furetta (2010) tarafından tavsiye edilen tavlama, ön ısıtma ve okuma prosedürleri gerçekleştirilmiştir (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler için tavsiye edilen tavlama, ön ısıtma ve okuma değerleri (Furetta 2010)

	İşılama Öncesi	İşılama Sonrası	
Dozimetre Türü	Tavlama	Ön Isıtma	Okuma
TLD-100	400 °C'de 1 saat + 100 °C'de 2 saat (fırında)	100 °C 10 dk (fırında)	Max sıcaklık = 350 °C Isıtma Hızı $\beta=5$ °C/s Zaman = 60 s
TLD-100H	240 °C 10 dk (fırında)	160 °C 20-30 s (okuyucuda)	Max sıcaklık = 240 °C Isıtma Hızı $\beta=10$ °C/s Zaman = 20 s

3.1.2 Harshaw 4500 TLD okuyucu

Harshaw 4500 cihazı TL yöntemiyle dozimetrelerin okunma işleminin yapılması amacıyla kullanılmıştır (Şekil 3.2). Bu cihaz TLD kart dozimetre ve çip şeklinde dozimetreler okuyabilmektedir. İndüksiyon ile ısıtma yapabilmekte ve azot gazıyla çalışabilmektedir. Cihaz dozimetrenin yerleştirildiği ve okuma işleminin yapıldığı çekmece, filtre ve fotoçoğaltıcı tüp (PMT) olarak üç ana kısımdan oluşmaktadır. Okunacak numuneler çekmeceye yerleştirilir. PMT'nin ana görevi birkaç yüz fotondan oluşan ışık sinyallerini, büyük miktarda gürültü eklemekten kullanılabılır bir atmaya dönüştürmektir (Knoll 2010). Filtre, istenmeyen dalga boyu ve enerjilerdeki ışığın PMT'ye gelmesini önlemektedir.



Şekil 3.2 Harshaw 4500 TL dozimetre okuyucu sistem

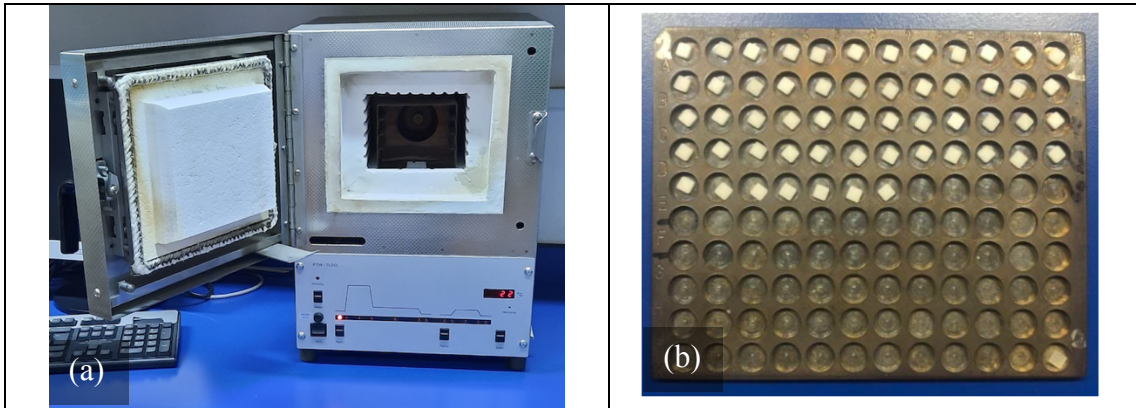
Cihazda maksimum sıcaklık, ısıtma hızı vb. gibi ölçüm parametrelerini kontrol etmek için WinREMS programı kullanılmaktadır. Çip, toz, yuvarlak, çubuk vb. dozimetrelerin okunmasında kullanabilmektedir. Harshaw 4500 TL dozimetre okuma cihazının genel özellikleri Çizelge 3.2'de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Harshaw 4500 TL okuyucu sistemi genel özellikleri (ThermoScientific 2020)

Özellikler	Harshaw TLD 4500
Ölçüm öncesi bekleme süresi	20 dk
Kararlılık	10 doğal sayımda standart sapma $<1\mu\text{Gy}$
Elektrik gücü	220/240 VAC $\pm\%10$, 50 Hz.
İşletim sıcaklığı	15-40 °C
Doğrusallık	$>\%1$
En yüksek sıcaklık	600 °C
Isıtma hızı	1-50 °C/s

3.1.3 PTW Freiburg TLDO fırın

Şekil 3.3a’da gösterilen PTW Freiburg TLDO fırın, dozimetrelerin tavlama ve ön ısıtma işlemlerinde kullanılmaktadır. Cihaz üzerinde TLD-100 dozimetreler için varsayılan olarak ayarlanmış işlemlerin kısayolları bulunmaktadır. Ayrıca özel ayarlamalar yapılabilmesi için Theldo programı aracılığıyla programlanabilmektedir. Çok sayıda dozimetre aynı anda işleme tabi tutulabilmektedir. Dozimetreler fırına yerleştirilirken Şekil 3.3b’de görülen çelik tablalar kullanılmıştır. Her dozimetrenin tavlama ön ısıtma prosedürleri birbirinden farklı olduğu için TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ayrı ayrı işleme tabi tutulmuştur.



Şekil 3.3 a) PTW Freiburg TLDO Fırın b) TL dozimetreler fırına yerleştirilirken kullanılan çelik tabla

3.1.4 GE Healthcare Alfa RT mamografi cihazı

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü mamografi laboratuvarında bulunan GE Healthcare Alfa RT MGF-101 Mamografi Cihazı, x-ışını tüpü, uygun filtreler, memenin yerleştirilmesini sağlayan destek ve pedal sistemi, dedektör ve operatör alanından oluşmaktadır. Şekil 3.4’de gösterilen mamografi cihazı 22-35 kVp’lik düşük enerjili x-ışınlarının farklı dokularda farklı lineer azalım katsayılarına sahip olması sayesinde meme görüntüsünü çıkaran ve kanserin erken teşhisinde önemli bir yere sahip olan medikal bir cihazdır. Bu cihaz molibdenyum hedefe, molibdenyum ve rodyum olmak üzere iki farklı filtreye sahiptir. Tez kapsamında yapılan çalışmalarda Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonu kullanılmıştır. Cihazın çalışma gerilimi $20-35 \pm 1.5$ kV aralığındadır. 0.03 mm odakta verdiği akım değeri 2-500 mAs aralığındadır. 0.3 mm odak uzaklığındaki mA değeri 150 mA, ışınlama süresi 0.05-5 s arasındadır. 0.1 mm odak uzaklığındaki en yüksek tüp akımı 45 mA, ışınlama süresi ise 0.05-10 s’dir (Anonymous 2007).

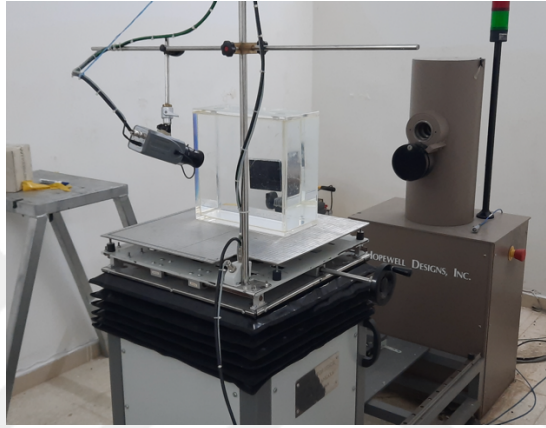
Çalışmalarda mamografi cihazı dozimetrelerin kalibrasyonunda, MGD hesaplamalarında, mamografi çekimleri sırasında pedal kullanımı gibi fiziksel etkilerin doz üzerine etkilerinin incelenmesinde ve dozimetre tavlama presedürlerinin sınanması amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 3.4 GE Healthcare Alfa RT Mamografi Cihazı

3.1.5 ^{137}Cs ışınlama ünitesi

Deneyler kapsamında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü bünyesinde bulunan 8.58 Ci aktiviteye sahip ^{137}Cs gama kaynağı kullanılmıştır (Şekil 3.5). Kaynak sahip olduğu raylı sistem sayesinde uzaklık ve doz hızı ayarlanmasına imkân vermektedir. Alınan ölçümler sonucunda ROI mekanizmasının ve kalibrasyon yapılan doz değerlerinin, doz hesaplanmasında kullanılan RCF değerlerine etkisi araştırılmış ve Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı kalibrasyonu yapılmıştır.

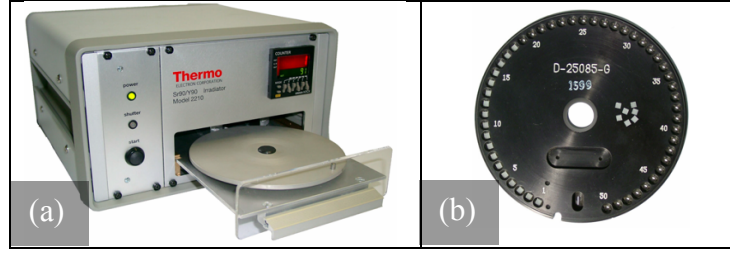


Şekil 3.5 ^{137}Cs ışınlama ünitesi

3.1.6 Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı

Tez kapsamında Şekil 3.6’da gösterilen Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı kullanılmıştır. Genel özellikleri şu şekildedir:

- Radyoaktif kaynak $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ’dir.
- Kaynağın teslim edildiği tarihte (10.02.2009) sahip olduğu aktivite 33MBq’dır.
- 50 farklı TLD çipini aynı anda ışınlatabilmektedir.
- 230V/50 Hz ve 115V/60 Hz olmak üzere iki farklı voltaj/gerilim kombinasyonunda çalışabilmektedir.
- İçerisinde dakikada bir tur dönen ve dozimetreleri içeren bir disk bulunmaktadır.

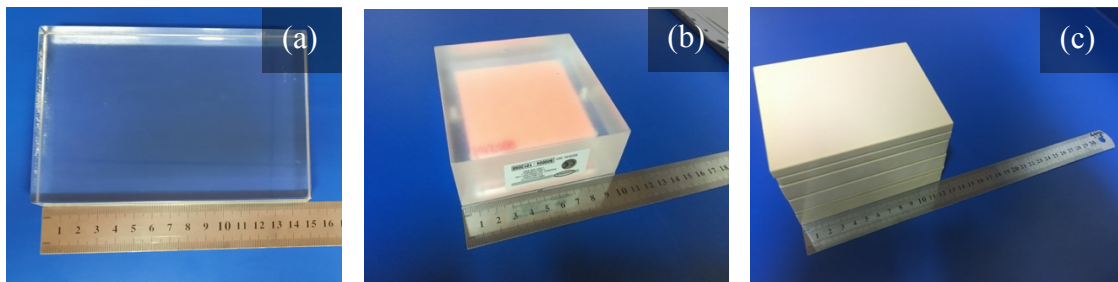


Şekil 3.6 Beta ışınlaması için kullanılan Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynağı; a) Işınlama ünitesi, b) Dozimetrelerin yerleştirildiği disk

Radyoaktif kaynakların aktivitelerinde zamanla azalım meydana gelmektedir. Bu durumda bu kaynakların son durumda sahip oldukları aktivitelerine göre yeniden kalibre edilmesi gerekmektedir. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü bireysel dozimetri laboratuvarında bulunan beta kaynağının kalibrasyon işlemi ^{137}Cs kaynağı kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca bu cihaz TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin region of interest (ROI) ve okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) araştırmalarında dozimetrelerin ışınlaması amacıyla kullanılmıştır.

3.1.7 Kullanılan fantomlar

Fantom, insan vücudunun radyasyona verdiği tepkiyi taklit etmesi amacıyla doku eşdeğeri malzemelerden imal edilirler. Radyasyon tedavisinin doz takibinin yapılmasında fiziksel veya psikolojik engeller olduğu durumlarda oldukça kullanışlıdır. Bu çalışma kapsamında Şekil 3.7’de görülen PMMA, ACR ve BR-12 fantomlar kullanılmıştır. Fantomların tamamı %50 yağ doku %50 glandüler doku ihtiva etmektedir. Üç farklı fantom, farklı kalınlıklarda MGD hesaplamalarında kullanılmıştır.



Şekil 3.7 Meme eşdeğeri fantomlar; a) PMMA fantom, b) ACR fantom, c) BR-12 fantom

Şekil 3.7a’da gösterilen PMMA fantom $12.5 \times 10 \text{ cm}^2$ boyutlarında; 0.5, 1, 2 cm olmak üzere üç farklı kalınlıkta, Şekil 3.7b’de gösterilen ACR fantom $10.7 \times 10.1 \times 4.2 \text{ cm}^3$

boyutlarında ve Şekil 3.8c’de gösterilen BR-12 kesit fantom ise $12.5 \times 10 \text{ cm}^2$ boyutlarında; 0.5, 1 ve 2 cm kalınlıklarındadır.

3.1.8 10X6-6M iyon odası

İyon odaları kalibrasyon ve kalite testlerinde ayrıca belli bir noktadaki hava kerma değerlerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Mamografi sistemlerinde özel olarak tasarlanan paralel plakalı iyon odaları kullanılmaktadır.



Şekil 3.8 30X6-6M Radcal iyon odası

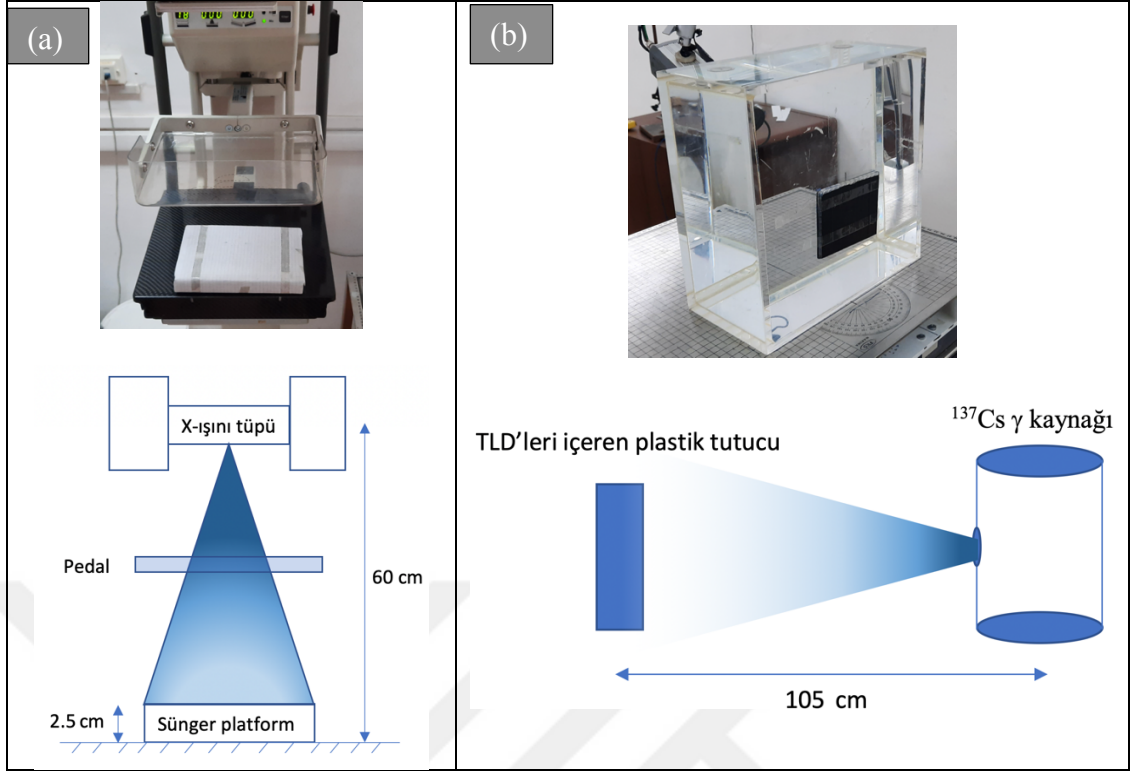
Şekil 3.8’da mamografi sistemlerinde kullanılan 10X6-6M iyon odası görülmektedir. İyon odasının doz hızı, $2\mu\text{R/s} - 10\text{R/s}$ ($20\text{nGy/s} - 80\text{mGy/s}$); ışınlama, $10\mu\text{R} - 59 \text{ kR}$ ($100\text{nGy} - 516\text{Gy}$); enerji bağımlılığı, 10-40 keV aralığında $\pm\%5$ olarak verilmektedir. 7mg/cm^2 metalize polyester pencereli paralel plakalar, poliasetal dış materyal ve 6 cm^3 aktif hacimden oluşmaktadır (Radcal 2020).

3.2 Kullanılan Yöntemler

3.2.1 Dozimetre üzerine yapılan çalışmalar

3.2.1.1 Dozimetrelerin kalibrasyonu

TL dozimetrelerle doz hesabı yapılabilmesi için öncelikle kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmelidir. Kalibrasyon işlemi element düzeltme faktörü (ECC) ve okuyucu kalibrasyon faktörünün (RCF) elde edilmesi olarak iki aşama içerir. ECC, dozimetrelerin her birinin gösterdiği lüminesans şiddet değerlerini birbirine uyumlu hale getiren faktördür. RCF ise ECC uygulanmış sayım değerinden doz değerine geçilmesini sağlayan faktördür. Dozimetrelerin kalibrasyon işlemi Şekil 3.9’da belirtilen kaynaklarla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.9 TL dozimetrelerin kalibrasyonunda kullanılan deney düzenekleri; a) Mamografi sistemi, b) ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama ünitesi

Mamografi sistemi kalibrasyon işlemleri için klinik çalışmalarda genel olarak kullanılan 28 kVp enerjide, 63 mAs tüp akımı değerlerinde, Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda ve sıkıştırma pedalının bulunduğu durumda dedektör yatağından gerçekleşecek geri saçılma etkilerini en aza indirmek amacıyla tavlanmış dozimetreler, Şekil 3.9a'da görüldüğü gibi bir kağıtla kaplanmış 2.5 cm kalınlığında sünger bir platform üzerine yerleştirilmiştir. Bu kâğıt üzerinde göğüs duvarından 6 cm uzaklıkta demet hattının orta noktasında bir, eşit mesafeli iki tarafında birer, toplam her defasında aynı koşullarda 3 dozimetre aynı anda ışınlanmıştır ve okunmuştur.

^{137}Cs gama kaynağı ise Şekil 3.9b'de gösterildiği şekilde kaynaktan 105 cm uzaklıkta (iyon odasıyla belirlenen 18.58 mSv/saat doz hızında), tam ortada duracak şekilde ayarlanmış plastik bir tutucu içerisinde TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ayrı ayrı 0,04 mGy-31 mGy doz aralığında 16 farklı doz değerinde, her doz için 3'er dozimetre olacak şekilde ışınlama işlemleri yapılmıştır. Beta kalibrasyonunda kullanımı amacıyla 24 adet TLD-100 ve 24 adet TLD-100H dozimetre ayrıca 1 ve 16 mGy doz değerlerinde yeniden kalibre edilmiştir.

Tavlanmış dozimetrelerle yapılan ilk aşamadaki ışınlamalar ardından ECC değerleri Eşitlik (3.1) aracılığıyla hesaplanmıştır (Anonymous 2002).

$$ECC_i = \frac{\langle Q \rangle}{Q_i} \quad (3.1)$$

Burada ECC_i , her dozimetre için ayrıca bulunan element düzeltme faktörü; $\langle Q \rangle$, tüm dozimetreler üzerinden hesaplanan ortalama şiddet değeri; Q_i , i. dozimetreden ölçülen şiddet değeridir.

TLD-100 için ECC, ROI kullanılarak ve kullanılmadan olmak üzere ortalama sayım değerinin her bir dozimetre için ayrıca elde edildi. TLD-100H ise mamografi sisteminin enerjisinde daha hassas ölçümler alınmış ve ROI işlemine gerek görülmemiştir.

Deneyler kapsamında kullanılan radyasyon kaynakları için dozimetrelerin ECC'lerinin belirlenmesinin ardından dozimetreler Çizelge 3.1'de belirtilen değerlerde tavlanmış ve yeni ışınlamaya hazır hale getirilmiştir. Daha sonra ECC değerleri elde edilmesi için kullanılan aynı deney şartlarında yeniden ışınlanmıştır. Elde edilen şiddet değerleri bu kez hesaplanan ECC faktörleriyle çarpılarak düzeltilmiş sayım değerleri elde edilmiştir. Elde edilen son sayım değerleri ile dozimetrelerin ışınladığı aynı uzaklıkla ölçülen doz değerlerinin (aynı uzaklıkta değilse ters kare düzeltmesi yapılmış hali) Eşitlik (3.2) ile birbirlerine bölümü ile RCF belirlenmiştir (Anonymous 2002).

$$RCF = \frac{\langle Q \rangle}{L} \left(\frac{\text{şiddet}}{\text{doz}} \right) \quad (3.2)$$

Burada $\langle Q \rangle$, ortalama şiddet değeri; L, dozimetrelerle aynı uzaklıktan ölçülen doz değeridir. RCF değerleri, mamografi sisteminde ~5.6 mGy doz değerinde, ^{137}Cs gama kaynağında ise 0.04 -32 mGy doz aralığındaki 16 farklı doz değeri için elde edilmiştir.

TLD dozimetreler ile doz ise kalibrasyon işlemleri gerçekleştirildikten sonra Eşitlik (3.3) yardımıyla hesaplanmaktadır.

$$Doz = \frac{(\text{sayım}) \times ECC}{RCF} \quad (3.3)$$

3.2.1.2 Dozimetrelerin tekrarlanabilirliği

TL dozimetrelerin herhangi bir alanda doz değerlendirilmesi amacıyla kullanılabilmesi için tekrarlanabilirlik ilkesine uymaları gerekmektedir. Tekrarlanabilirlik testlerini gerçekleştirmek amacıyla tez çalışması kapsamında kullanılacak olan dozimetreler (TLD-100, TLD-100H) mamografi sisteminde Şekil 3.9a’da belirtilen kalibrasyon deneyi ile aynı fiziksel koşullar ve ışınlama parametreleri ile (28 kVp tüp gerilimi, 63 mAs tüp akımı) ve Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda ve sıkıştırma pedalının bulunduğu durumda saçılma etkilerini en aza indirmek amacıyla dozimetreler, kağıtla kaplanmış ~2.5 cm kalınlığında sünger bir platform üzerine yerleştirilmiştir. Bu kâğıt üzerinde göğüs duvarından ~6 cm uzaklıkta demet hattının orta noktasında bir, eşit mesafeli iki tarafında birer, toplam her defasında aynı koşullarda 3 dozimetre aynı anda, 7 döngüde ışınlanmış ve okunmuştur. Her ışınlama öncesi dozimetrelerin sıfırlanması amacıyla tavlama işlemi, her okuma öncesinde ise kararsız tuzakların boşaltılması amacıyla ön ısıtma işlemleri uygulanmıştır.

3.2.1.3 Doz-cevap deneyi

Doz-cevap eğrisi deneyi TL dozimetrelerin yayımladığı lüminesans ile doz arasındaki ilişkinin anlaşılması amacıyla gerçekleştirilmiştir. TL dozimetreler Şekil 3.9a’da gösterilen deney düzeneğinde tavlama sonrası 28 kVp sabit tüp gerilimi ve 4-200 mAs aralığında değişen tüp akımı değerlerinde (1-20 mGy hava kerma değerlerinde) ışınlanıp okunmuştur. Her mAs değeri için üç adet dozimetre kullanılmış ve elde edilen doz değerlerinin ortalaması alınarak doz cevap eğrileri oluşturulmuştur.

3.2.2 Thermo Model 2210 ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağının kalibrasyonu

Radyoaktif kaynaklar bozunuma sürekli devam ettikleri için aktivitelerinde zamanla azalım meydana gelmektedir. Bu durumda bu kaynakların aktivitelerine göre yeniden kalibre edilmesi gerekmektedir. Beta kaynağı tur sayısına göre çalışmaktadır ve bir turunu bir dakikada tamamlamaktadır. Bu yüzden kalibrasyon sonrası sonuç $\frac{Doz}{Tur\ sayısı\ (dakika)}$ biriminde olacaktır. Öncelikle dozimetrelerin tuzaklarının tamamen boşaltılması için tavlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Tavlama dozimetrelerin aralarındaki uyumu sağlamak amacıyla dozimetrelerin ECC hesaplanması gerekmektedir. Şekil

3.3b’de gösterilen dozimetre tablası içerisindeki yuvalara yerleştirilen TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler aynı anda 20 tur ışınlanmıştır. TLD-100 dozimetrelerin ön ısıtma işlemi fırında gerçekleştirilmiş, TLD-100H dozimetrelerin ise ön ısıtma işlemleri okuyucuda gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sayımlar sonucunda Eşitlik (3.1) ile her dozimetre için ayrı ayrı ECC değerleri elde edilmiştir.

RCF’nin bulunması için tavlanan TLD-100 dozimetrelerin tamamı tablaya yerleştirilmiş ve ışınlama başlatılmıştır. Periyodik olarak belirli sürelerde cihaz durdurulmuş ve üç dozimetre dışarı çıkartılmıştır. Bu şekilde elde edilen tur sayıları 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27, 36, 45, 54, 63 ve 72 ‘dir. Ölçümü alınan her doz için üç adet dozimetre kullanılmıştır. Daha sonra dozimetreler fırında ön ısıtma işlemine tabi tutulmuş ve okunmuştur. Elde edilen sayım değerleri ECC faktörleri ile çarpılmıştır.

Tavlanan TLD-100H dozimetreler ile TLD-100 ile yapılan benzeri işlemler takip edilerek 2, 3, 4, 6, 8, 9, 10, 12, 14, 15, 16, 18, 21, 24, 27, 36, 45, 54, 63 ve 72 tur olmak üzere geniş bir doz aralığında ışınlanmıştır. Daha sonra dozimetreler okuyucuda ön ısıtma ve okuma işlemine tabi tutulmuştur. Elde edilen sayım değerleri elde edilen ECC değerleriyle çarpılmıştır.

TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile ECC uygulanmış ve düzeltilmiş sayım değerleri daha sonra Bölüm (3.2.1.1)’de ^{137}Cs gama ışınlaması sonucu elde edilen ve Eşitlik (3.2) ile hesaplanan $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ ve $\text{RCF}_{16\text{mGy}}$ faktörleri kullanılarak Eşitlik (3.3) ile doz değerleri elde edilmiştir. İstenilen kalibrasyon 1 mGy doz için tur sayısı olduğundan $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ değeri kullanılmış ancak farklı bir dozda yapılan kalibrasyon işleminin hesaplanan doz üzerine etkisi de incelenmiştir.

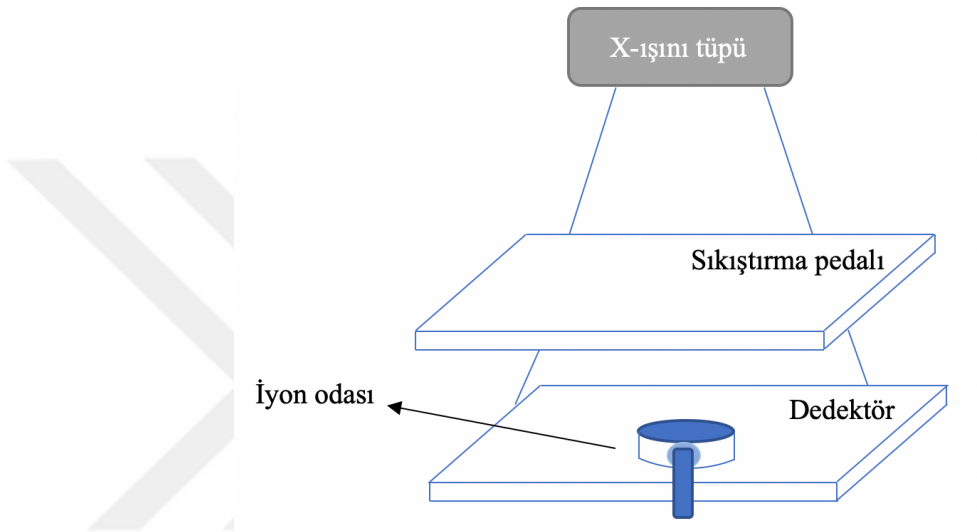
3.2.3 Mamografi sistemi kalite testleri

3.2.3.1 Tüp çıkışı ve tekrarlanabilirlik testi

Mamografi sistemlerinde x-ışını tüpü ve jeneratörünün çalışmasının test edilmesi amacıyla tüp çıkışının (tube output) belirlenmesi gerekir. Tüp çıkışını etkileyen faktörler; tüp gerilimi (kVp), tüp akımı (mAs), ışınlama süresi (s) ve hedef/filtre kombinasyonudur. Bu testler iyon odaları ile yapılır. Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda genel olarak 28 kVp tüp gerilimi, 50-100 mAs tüp akımı olacak şekilde yapılan 7 ışınlama iyon odası ile

ölçülmüştür. Elde edilen değerlerin 100 cm'ye ters kare düzeltmesi yapılarak tüp çıkışı elde edilmiştir.

28 kVp tüp geriliminde, Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda ve 1m odak-dedektör mesafesinde tüp çıkışı $>30\mu\text{Gy}$ olmalıdır (EUREF 2006). Deney düzeneği Şekil 3.10'da gösterildiği şekilde kurulmuş, iyon odası meme tablasından 4.5 cm yükseklikte 63 mAs ve 22-32 kVp arasında, sıkıştırma pedalı varlığında ölçümler alınmıştır.



Şekil 3.10 Tüp çıkışı testi deney düzeneği şematik gösterimi

Yapılan tüp çıkışı ölçümleri ile tekrarlanabilirlik (T), Eşitlik (3.3) ile hesaplanmaktadır.

$$\%T = \frac{\left[\frac{mGy}{mAs}\right]_{max} - \left[\frac{mGy}{mAs}\right]_{min}}{\left[\frac{mGy}{mAs}\right]_{ortalama}} \quad (3.3)$$

Yapılan testlerde tekrarlanabilirlik değeri kabul sınırları içerisinde ($<5\%$) olmalıdır (IPSM 1994).

3.2.3.2 Yarı değer kalınlığı (HVL) belirlenmesi

HVL (half-value layer), radyasyon şiddetinin yarı değerine düşmesi için gereken aliminyum (Al) kalınlığı olarak tanımlanır. HVL testi ise tüp filtrasyonunun test edilmesi amacıyla yapılmaktadır. Filtrasyonun düşük olduğu sistemlerde görüntü kalitesine etki

etmeyen bazı düşük enerjili fotonlar hastanın gereksiz doz almasına sebep olabilir. Tam tersi durumda ise ışınlama parametrelerinin gereksiz artırılması gerekebilir.

HVL testi sıkıştırma pedalı varlığında Şekil 3.10'da gösterilen düzenek yardımıyla belirlenmiştir. Öncelikle herhangi bir Al kalınlığı olmadan ışınlama yapıp iyon odası ile ölçümler alınmıştır. Daha sonra iyon odası üzerine 0.1 mm kalınlığında Al'lar konularak ölçümler alınır ve radyasyon şiddeti yarı değerinin altına düşene kadar Al kalınlığı artırılarak işleme devam edilir. HVL değeri Eşitlik (3.4) aracılığı ile hesaplanmıştır.

$$HVL = \frac{x_1 \ln\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - x_2 \ln\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{\ln\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)} \quad (3.4)$$

Burada Y_0 , herhangi bir soğurucu kalınlık yokken ölçülen şiddet değeri; Y_1 , x_1 soğurucu kalınlığı olduğu durumda ölçülen şiddet değeri, Y_2 , x_2 soğurucu kalınlığı olduğu durumda alınan şiddet değeridir.

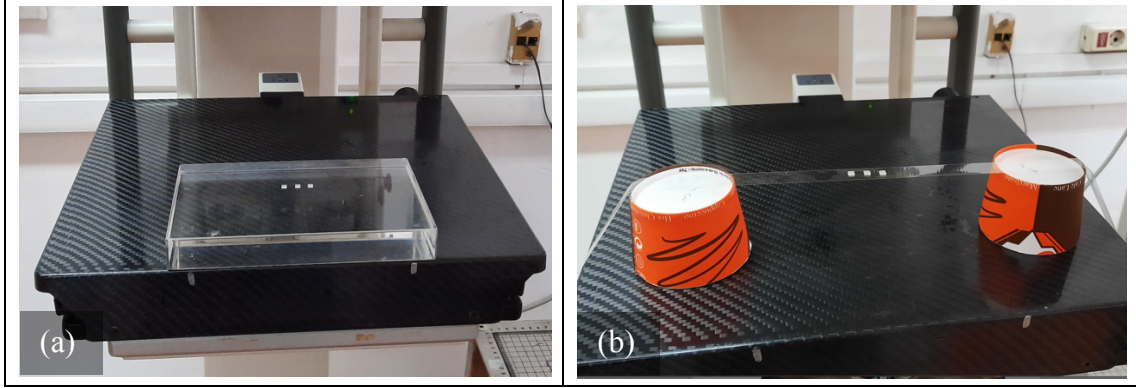
3.2.4 Ortalama glandüler doz (MGD)'nin belirlenmesi

Ortalama glandüler doz hesaplamalarında, bazı mamografi sistemi kliniksel nicelikleri belirlenmelidir. Bunlar geri saçılım faktörü (BSF), yüzey giriş dozu (ESD) ve yüzey giriş hava kerma değeri (ESAK)'dir. ESAK değeri Eşitlik (2.30)'da verilen "k" değerine karşı gelmektedir.

BSF hesaplanmasında her bir şiddet değeri ölçülürken üç adet dozimetre aynı koşullarda ışınlanarak kullanılmıştır. 2,4,5 ve 6 cm kalınlıklarda, PMMA ve BR-12 kesit fantomlar ve 4.2 cm sabit kalınlığa sahip ACR fantom üzerine Şekil 3.11a'da gösterildiği gibi meme duvarından 6 cm uzaklıkta daha önceden işaretlenen noktalara yerleştirilmiştir. Bu dozimetrelerin fantom üzerinde ışınlanmasından I_{fantom} değeri elde edilmiştir. I_{fantom} değerine hem ana x-ışını demeti hem de fantom kaynaklı geri saçılma faktörü dolayısıyla ikincil x-ışınları katkı vermektedir.

Sadece ana x-ışını demetinden gelen katkı dikkate alındığında I_{hava} değeri elde edilmiş olur. Bunun için dozimetreler Şekil 3.11b'de gösterilen şekilde fantom üzerindekiyle aynı

yerde olacak şekilde izole bir bant üzerine yerleştirilmiştir. İzole bandın geri saçılım faktörü ihmal edilmektedir.



Şekil 3.11 Geri saçılım faktörlerinin (BSF) elde edilmesi için kurulan deney düzeneği; a) Fantom üzerinden alınan ölçümler, b) Havada alınan ölçümler

Fantom ışınlamaları yarı otomatik AEC modunda, sabit tüp geriliminde, değişen fantom kalınlıklarına göre sistemin otomatik ayarladığı tüp akımı (mAs) değerlerinde yapılmıştır. Her kalınlık için sistemin verdiği mAs değeri kaydedilmiştir. Havadaki ölçümler ise aynı kVp değerinde her bir kalınlıkla ara mAs değerleri sistemde bulunmadığından, sistemin ayarladığı mAs değerine en yakın değerler manuel olarak ayarlanarak yapılmıştır. Fantom üzerinde yapılan ölçümlerde sistemin verdiği mAs değeri, dozimetrelerin doz-cevap eğrilerinden elde edilen düzeltme faktörleri kullanılarak elde edilmiştir. BSF değerleri, alınan ölçümler ve Eşitlik (2.28) ile elde edilmiştir.

ESAK değerinin belirlenmesi için 2,4,5 ve 6 cm kalınlıklarında fantomlar üzerine Şekil 3.11a’da gösterildiği gibi üçer dozimetre kullanılarak ve ECC ve RCF faktörlerini de hesaba katarak ortalama yüzey giriş dozu (ESD) belirlenmiş ve Eşitlik (2.29) ile ESAK değeri hesaplanmıştır. ESAK değeri Eşitlik (2.30)’da yerine koyularak MGD belirlenmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Termoluminesans Dozimetrelerin Kalibrasyon ve Test Sonuçları

TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler mamografi sistemi ve ^{137}Cs gama kaynağı olmak üzere iki farklı kaynak kullanılarak kalibre edilmiştir. Kalibrasyonlar sonucunda elde edilen veriler Bölüm (4.1 ve 4.2)'de sunulmuştur.

4.1.1 X-ışını yardımıyla kalibrasyonu

TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin kalibrasyonları mamografi cihazında Şekil 3.10'da gösterilen deney düzeneği kullanılarak gerçekleştirilmiştir. TLD-100 dozimetreler için ölçümler ROI ile (5. piki içeren 80-140 kanal) ve ROI kullanılmadan üzerinden ölçümler ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Eşitlik (3.2) ile hesaplanan RCF değerleri Çizelge 4.1'de verilmiştir.

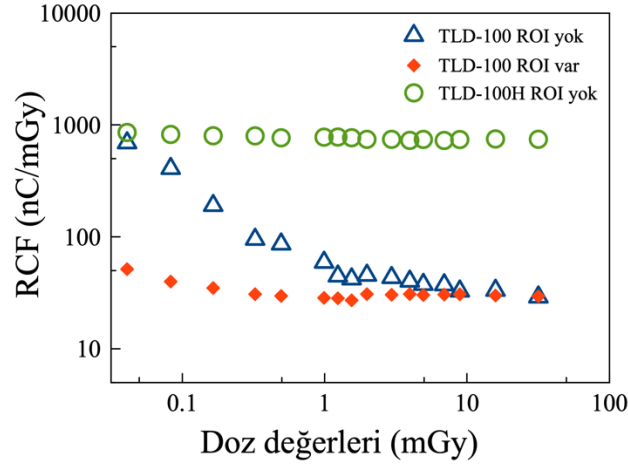
Çizelge 4.1 Mamografi sisteminde Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda, 28 kVp tüp gerilimi ve 63 mAs tüp akımı değerlerinde belirlenen RCF değerleri

$RCF_{\text{TLD-100}} (\text{nC/mGy})$			$RCF_{\text{TLD-100H}} (\mu\text{C/mGy})$
ROI'li	ROI'siz	% fark	0.73± 0.03
41.22 ± 0.54	48.71 ± 1.57	16.33	

Çizelge 4.1'de ROI'li, 80-140 kanal arasında alınan sayımları; ROI'siz ise tüm ışıma eğrisi altında kalan alan şiddetini temsil etmektedir. RCF değerleri TLD-100 için ROI kullanılmadan (ROI'siz) $48.71 \pm 1.57 \frac{\text{nC}}{\text{mGy}}$, ROI kullanarak (ROI'li) $41.22 \pm 0.54 \frac{\text{nC}}{\text{mGy}}$, TLD-100H için ise ROI'siz $0.727 \pm 0.03 \frac{\mu\text{C}}{\text{mGy}}$ olarak hesaplanmıştır. RCF hesaplamalarındaki hatalar, tüm dozimetreler üzerinden hesaplanmıştır. TLD-100 için ROI kullanımının doz üzerine etkisi Bölüm (4.1.2 ve 4.2)'de detaylı olarak incelenmiştir.

4.1.2 ^{137}Cs gama kaynağı yardımıyla kalibrasyonu

^{137}Cs gama kaynağı ile 0.04–32 mGy dozları arasında 16 farklı doz değerinde 3'er adet dozimetre kullanılarak kalibrasyon gerçekleştirilmiş ve bunun sonucunda RCF faktörleri Şekil 4.1'deki gibi elde edilmiştir.



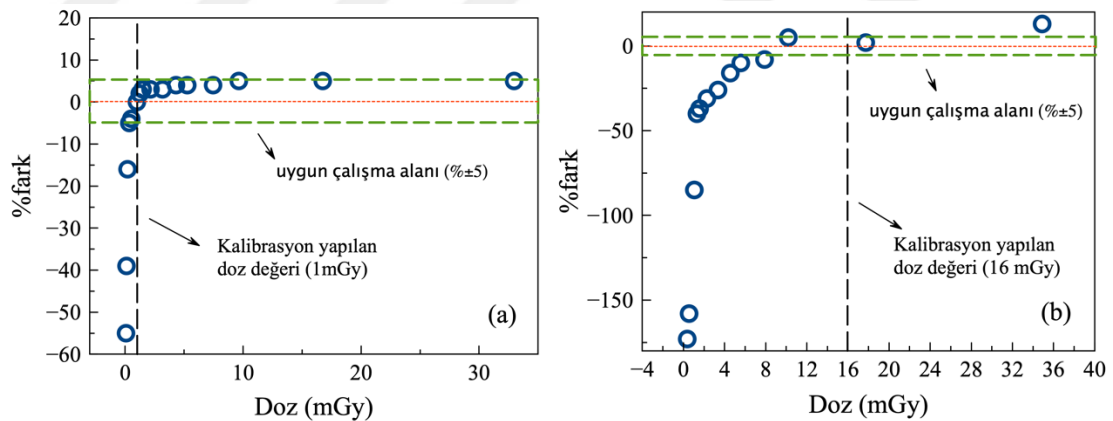
Şekil 4.1 ^{137}Cs gama kaynağı kullanılarak farklı doz değerlerinde hesaplanan RCF değerleri (grafik log-log skaladadır)

Şekil 4.1’de TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelere için RCF değerlerinin doz bağımlılığı 0.04–31 mGy aralığında 16 farklı doz değerinde araştırılmıştır. ROI kullanılmadığı durumda TLD-100 için RCF değerleri (Şekil 4.1, mavi üçgenler) 0.04 mGy’de ~700 nC/mGy’den başlayarak 1 mGy’de ~60 nC/mGy değerine kadar düşmüş ve >1mGy dozlarda ortalama 40.45 ± 8.18 nC/mGy olarak yatay ekseninde yaklaşık olarak lineer bir davranış sergilemiştir. ROI kullanılan durumda ise (Şekil 4.1, kırmızı kareler) 0.04 mGy doz değerinde ~50 nC/mGy olan RCF değeri, 1 mGy’de ~30 nC/mGy değerine kadar düşmüş ve >1mGy dozlarda 29.71 ± 1.22 nC/mGy değerinde yaklaşık lineer bir davranış sergilemiştir. 16 mGy doz değerinde ROI kullanılarak ve kullanılmadan elde edilen RCF değerleri arasındaki fark ~%10, 32 mGy doz değerinde ise bu fark ~%1’dir. Elde edilen ROI ve RCF verileri, kalibrasyon yapılan doz değeri yükseldikçe TLD-100 için ROI kullanımının önemini kaybettiğini göstermektedir. TLD-100H için ise (Şekil 4.1, yeşil çemberler) RCF değerleri ortalama 768 ± 36 nC/mGy değerinde yaklaşık lineer bulunmuş ve doza bağımlılığı TLD-100 dozimetrelere göre daha düşük olarak elde edilmiştir. TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelere için RCF ve ROI verilerinin ayrıntılı araştırılması amacıyla 1 ve 16 mGy doz değerlerinde ^{137}Cs kaynağında yeniden kalibre edilmiştir. Bunun sonucunda elde edilen veriler Çizelge 4.2 ve 4.3’de sunulmuştur.

Çizelge 4.2 TLD-100 dozimetrelerin iki farklı doz değerinde ROI kullanılarak ve kullanılmadan belirlenen RCF değerleri

TLD-100 için RCF değerleri (nC/mGy)					
ROI (80-140 kanal) pik			ROI'siz		
RCF_{1mGy}	RCF_{16mGy}	%fark	RCF_{1mGy}	RCF_{16mGy}	%fark
28.33±0.06	26.77±0.59	5.51	59.05±10.98	30.22±2.84	48.82

Çizelge 4.2’de 1 ve 16 mGy doz değerlerinde yapılan kalibrasyon işlemlerinde elde edilen RCF_{1mGy} ve RCF_{16mGy} değerleri hem ROI kullanılarak hem de ROI’siz olarak verilmiştir. TLD-100 dozimetrelerin ROI kullanılmadan RCF_{1mGy} ve RCF_{16mGy} değerleri arasındaki fark ~%49 olarak elde edilmiştir. ROI kullanıldığı durumda ise bu fark ~%6’ya düşmüştür. Bu sonuçlar TLD-100 dozimetreler için ROI kullanımının RCF faktörüne etkisini göstermektedir. Bu durumun nedeni düşük dozlarda TLD-100 dozimetreler için background etkilerinin baskın hale gelmesi olarak düşünülmektedir. Şekil 4.2’de TLD-100 dozimetrelerle ROI kullanılarak ve ROI’siz hesaplanan doz değerleri arasındaki %farklar verilmiştir.



Şekil 4.2 TLD-100 dozimetreler ile ROI kullanılarak ve ROI’siz belirlenen doz değerlerinin %farkları; a) 1 mGy kalibrasyon dozu, b) 16 mGy kalibrasyon dozu

Şekil 4.2a ve 4.2b’de TLD-100 dozimetrelerle doz ölçülürken, düşük dozlarda çalışma, kalibrasyon yapılan doz değerinden uzaklaşılması ve çalışılacak bölgenin potansiyel doz alanının genişlemesi durumlarında ROI kullanımının önem kazandığı anlaşılmaktadır. Şekil 4.2a’da 1 mGy’de yapılan kalibrasyon işlemi ile ROI kullanılmadan 32 mGy’lik doza kadar $\pm 5\%$ ’lik hata ile çalışılabileceği, Şekil 4.2b’de 16 mGy doz değerinde yapılan

kalibrasyon işleminde ise 8 mGy'den daha düşük doz değerlerinde %5'lik hatanın aşıldığı görülmektedir.

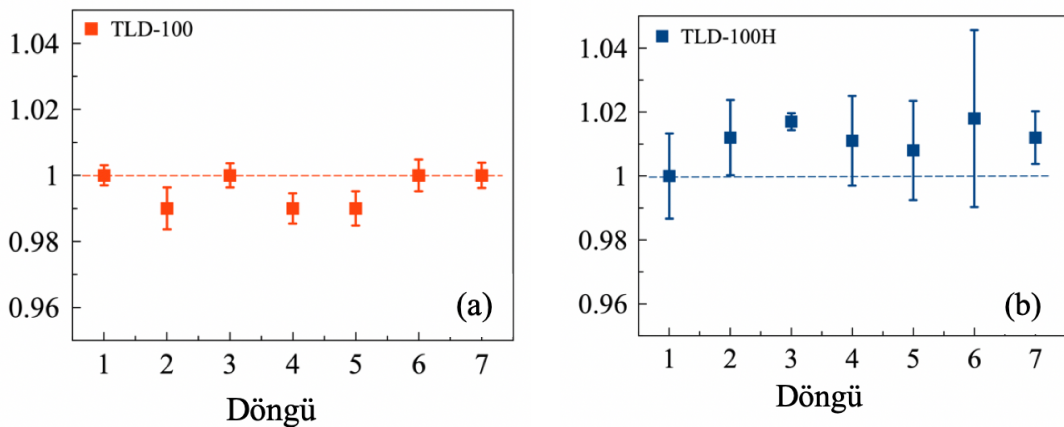
Çizelge 4.3 TLD-100H dozimetrelerin iki farklı doz değerinde hesaplanan RCF değerleri

TLD-100H için RCF değerleri (nC/mGy)		
RCF_{1mGy}	RCF_{16mGy}	%fark
767.7	739.6	3.66

Çizelge 4.3'de ^{137}Cs gama kaynağı yardımıyla yapılan kalibrasyon işleminin TLD-100H dozimetrelere ait RCF_{1mGy} ve RCF_{16mGy} değerleri arasında ~%4'lük bir fark bulunmuştur. TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler için elde edilen RCF değerlerinin kullanımına göre hesaplanan doz değerlerinin değişimi $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı kalibrasyon işlemlerinde incelenmiştir.

4.1.3 Tekrarlanabilirlik testleri

Bölüm (3.2.3.1)'de anlatıldığı gibi TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin tekrarlanabilirlik testleri mamografi sisteminde gerçekleştirilmiştir. Bu testler için 7 döngüde ölçümler alınmıştır. Her döngüde tavlama ve ön ısıtma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Deneyler sonucunda elde edilen sonuçlar ilk döngüye normalize edilerek Şekil 4.3'de verilmiştir.

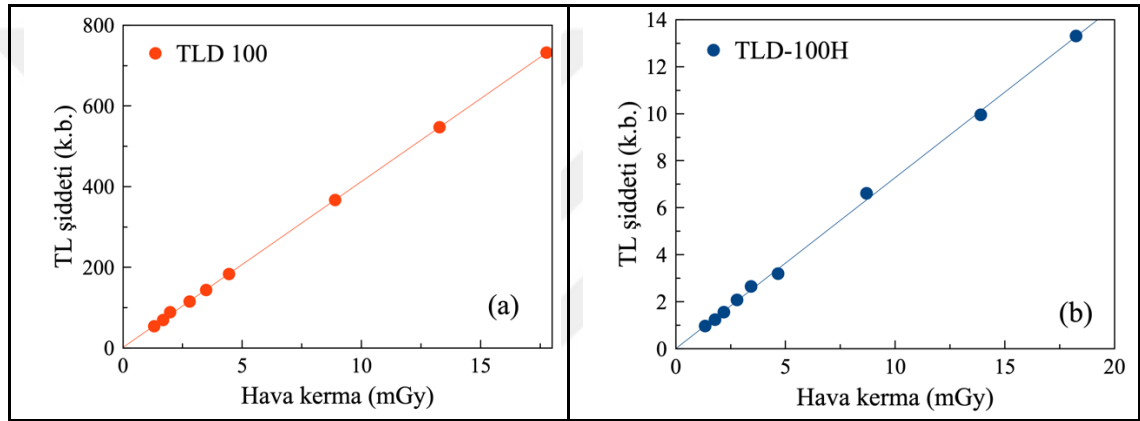


Şekil 4.3 28 kVp tüp gerilimi 63 mAs tüp akımı değerlerinde Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda dozimetrelerin tekrarlanabilirliği; a) TLD-100, b) TLD-100H

Şekil 4.3'e göre TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin tekrarlı ölçümlerde ilk döngüye göre sapmaları $\leq \pm 2\%$ olarak elde edilmiştir. Bu sonuçlar neticesinde TL dozimetrelerin mamografi sisteminde doz ölçümlerinde kullanılabileceği belirlenmiştir.

4.1.4 Doz-cevap

Mamografi sisteminde 1-18 mGy aralığında hava kerma değerleri ile dozimetrelerden ölçülen şiddet arasındaki ilişkinin anlaşılması amacıyla doz cevap deneyi Bölüm (3.2.1.3)'teki gibi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen doz-cevap eğrileri Şekil 4.4'de verilmiştir.



Şekil 4.4 Mo/Mo hedef filtre kombinasyonunda, 28 kVp sabit tüp geriliminde TL dozimetreler için doz-cevap eğrileri; a) TLD-100, b) TLD-100H

Elde edilen doz-cevap eğrileri lineer bir doğruya fit edilmiş ve bunun sonucunda R^2 değeri TLD-100 dozimetreler için 0.999, TLD-100H dozimetreler için ise 0.998 olarak elde edilmiştir. Her iki dozimetre de 1-18 mGy aralığında lineer davranış göstermiştir.

4.2 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Beta Kaynağının Kalibrasyonu

Çizelge 4.4'de, $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağında yapılan ışınlamalar sonucunda, ^{137}Cs gama kaynağı ile elde edilen $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ ve $\text{RCF}_{16\text{mGy}}$ faktörleri kullanılarak hesaplanan doz değerleri verilmiştir.

Çizelge 4.4 TLD-100 ve TLD-100H için iki farklı RCF değeri ile ROI kullanılmadan ölçülen doz değerleri

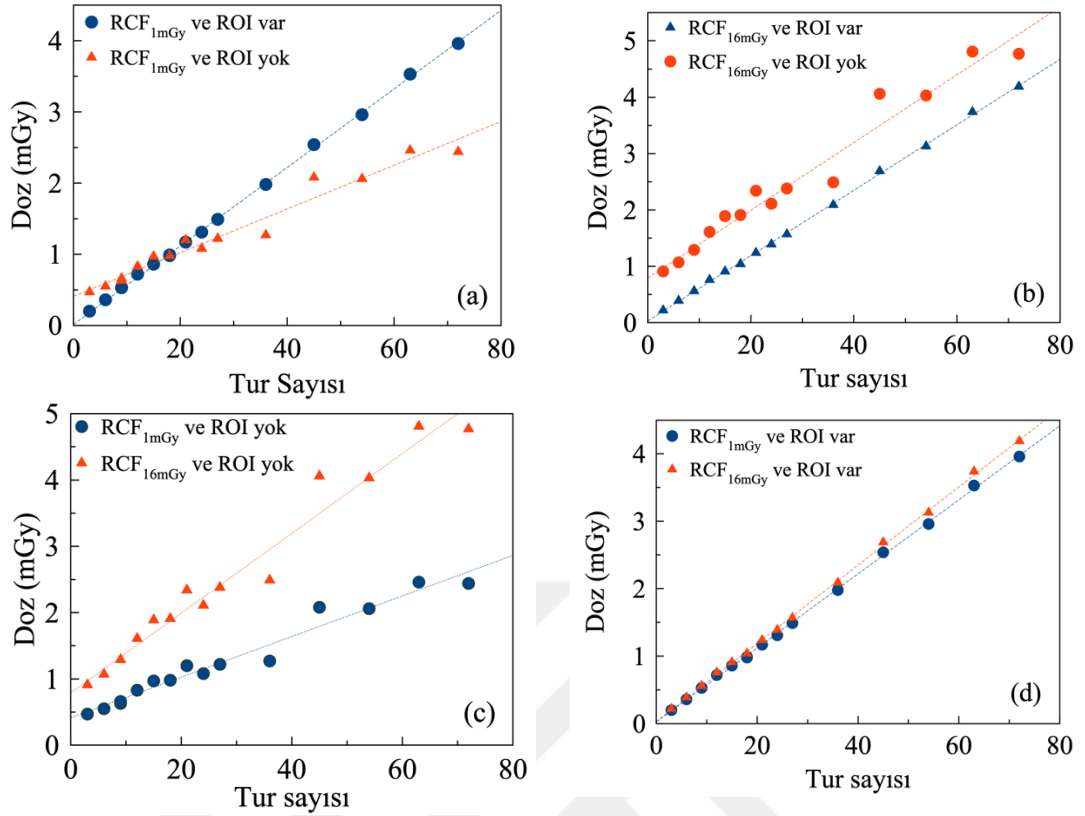
Tur	TLD-100			TLD-100H		
	Doz (mGy)		%fark	Doz (mGy)		%fark
	RCF_{1mGy}	RCF_{16mGy}		RCF_{1mGy}	RCF_{16mGy}	
3	0.47 ± 0.06	0.91 ± 0.12	%48.82	0.19 ± 0.01	0.19 ± 0.01	%3.66
6	0.55 ± 0.07	1.07 ± 0.13		0.38 ± 0.03	0.40 ± 0.02	
9	0.66 ± 0.06	1.29 ± 0.13		0.58 ± 0.02	0.60 ± 0.01	
12	0.83 ± 0.10	1.61 ± 0.19		0.78 ± 0.01	0.80 ± 0.01	
15	0.97 ± 0.11	1.89 ± 0.22		0.96 ± 0.01	0.99 ± 0.02	
18	0.98 ± 0.17	1.91 ± 0.34		1.17 ± 0.01	1.21 ± 0.01	
21	1.20 ± 0.28	2.34 ± 0.54		1.36 ± 0.01	1.41 ± 0.01	
24	1.08 ± 0.17	2.11 ± 0.34		1.51 ± 0.02	1.56 ± 0.01	
27	1.22 ± 0.18	2.38 ± 0.34		1.79 ± 0.03	1.86 ± 0.02	
36	1.27 ± 0.26	2.49 ± 0.52		2.25 ± 0.01	1.34 ± 0.01	
45	2.08 ± 0.18	4.06 ± 0.35		2.84 ± 0.01	2.95 ± 0.01	
54	2.06 ± 0.52	4.03 ± 1.01		3.58 ± 0.02	3.72 ± 0.01	
63	2.46 ± 0.38	4.81 ± 0.75		4.31 ± 0.02	4.48 ± 0.01	
72	2.44 ± 0.46	4.77 ± 0.90		4.58 ± 0.01	4.76 ± 0.01	

Çizelge 4.4'e göre dozimetreler için ROI kullanılmadığı durumda; RCF_{1mGy} kullanılarak elde edilen doz değerleri ve RCF_{16mGy} kullanılarak elde edilen doz değerlerinin birbirlerinden sapma oranları TLD-100 için ~%49, TLD-100H için ~%4 olarak elde edilmiştir. Bu durum ROI kullanılmadığı durumda her iki dozimetre için kalibrasyon yapılan doz değerlerinin, ölçümü yapılan doz üzerine potansiyel etkilerini göstermektedir. TLD-100 için ROI kullanılan durumdaki doz değerleri ise Çizelge 4.5'de verilmiştir.

Çizelge 4.5 TLD-100 ile ROI kullanılarak belirlenen doz değerleri

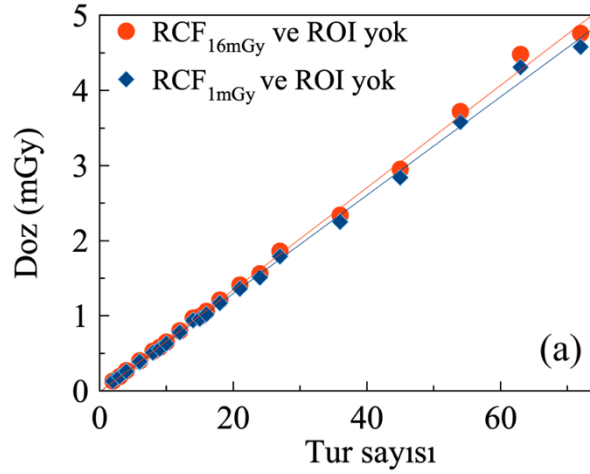
TLD-100			
	RCF_{1mGy}	RCF_{16mGy}	%fark
Tur	Doz (mGy)	Doz (mGy)	
3	0.20 ± 0.01	0.22 ± 0.01	%5.51
6	0.36 ± 0.02	0.39 ± 0.02	
9	0.53 ± 0.01	0.56 ± 0.01	
12	0.72 ± 0.03	0.76 ± 0.03	
15	0.86 ± 0.01	0.91 ± 0.01	
18	0.99 ± 0.01	1.04 ± 0.01	
21	1.17 ± 0.04	1.24 ± 0.04	
24	1.31 ± 0.05	1.39 ± 0.05	
27	1.49 ± 0.03	1.57 ± 0.03	
36	1.98 ± 0.06	2.09 ± 0.06	
45	2.54 ± 0.27	2.69 ± 0.05	
54	2.96 ± 0.14	3.13 ± 0.15	
63	3.53 ± 0.13	3.74 ± 0.14	
72	3.96 ± 0.17	4.19 ± 0.17	

Çizelge 4.4 ve 4.5’de belirtilen %farklar, ROI kullanılmadığı durumda 1 mGy doz değerinin, RCF_{16mGy} kullanılarak değerlendirildiğinde TLD-100 dozimetreler ile var olandan ~%49 daha fazla, TLD-100H dozimetreler ile ~%4 daha fazla doz ölçüleceğini göstermektedir. Aynı şekilde 16 mGy doz değeri, RCF_{1mGy} ile değerlendirildiğinde var olandan TLD-100 için ~%49 ve TLD-100H için ~%4 daha az hesaplanacaktır. ROI kullanıldığı durumda ise TLD-100 için ~%49 olan oran %6’ya kadar düşmektedir. Bu ölçümler doz değerlendirecek alana mümkün olduğunca yakın değerlerde kalibrasyon yapılmasının ve TLD-100 için ROI kullanımının hesaplanan dozun en doğru şekilde değerlendirilmesi için önemini göstermektedir. TLD-100 dozimetreler için $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağında ölçülen doz değerlerinin, kalibrasyon yapılan doz değeri ve ROI kullanımına bağlı değişim grafikleri Şekil 4.5’de verilmiştir.



Şekil 4.5 TLD-100 dozimetreler ile 1 mGy ve 16 mGy dozlarında hesaplanan RCF değerleri kullanılarak, β kaynağı ile ışınlanan dozimetrelerin ROI kullanılarak ve kullanılmadan belirlenen tur sayısı-doza grafikleri

Şekil 4.5a'da 1 mGy doz değerinde hesaplanan RCF değeri ile ROI kullanılarak ve kullanılmadan ölçülen doz değerleri; Şekil 4.5b'de 16 mGy doz değerinde hesaplanan RCF değerleri ile ROI kullanılarak ve kullanılmadan elde edilen doz değerleri; Şekil 4.5c'de 1 mGy ve 16 mGy doz değerlerinde elde edilen RCF değerleri kullanılarak ve ROI kullanılmadan elde edilen doz değerleri; Şekil 4.5d'de ROI kullanılarak yapılan çalışmalarda 1 mGy ve 16 mGy dozlarında hesaplanan RCF değerleri kullanılarak elde edilen doz değerleri verilmiştir. TLD-100H dozimetreler için kalibrasyon yapılan doz değerinin, ölçülen doz değerine etkisi Şekil 4.6'de verilmiştir.



Şekil 4.6 TLD-100H dozimetreler ile 1 mGy ve 16 mGy dozlarında hesaplanan RCF değerleri kullanılarak, β kaynağı ile ışınlanan dozimetrelerin tur sayısı-doz değerleri

Elde edilen tüm verilere göre $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı kalibrasyonunda, TLD-100 dozimetreler için ROI kullanılmış ve her iki dozimetre için de 1 mGy de yapılan kalibrasyon sonucu elde edilen $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ değerleri kullanılmıştır. Doz değerlerindeki hatalar 3 farklı dozimetrelerden ölçülen ortalamalar üzerinden hesaplanmıştır ve sonuçları Çizelge 4.6’da verilmiştir.

Çizelge 4.6 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağının TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerle kalibrasyonu sonuçları

	Tur sayısı	Doz (mGy)
TLD-100	18	1.01 ± 0.01
TLD-100H	16	1.02 ± 0.02

4.3 Mamografi Sistemi Kalite Testleri

4.3.1 Tüp çıkışı ve tekrarlanabilirlik testi

Tüp çıkışı değerleri için 3 ışınlama yapılmış, elde edilen sonuçların ortalaması alınarak 100 cm’de ters kare düzeltmesi yapılarak elde edilmiştir (Çizelge 4.7). 28 kVp için tüp çıkışı 100 cm’de $31.17 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ olarak bulunmuştur. Bu değer EUREF (2006) protokolleri kabul sınırları içerisindedir.

Çizelge 4.7 Farklı x-ışını tüp gerilimlerinde tüp çıkışı değerleri

Tüp Gerilimi (kVp)	Işınlama (μGy)	Tüp Çıkışı (μGy/mAs)
22	2301	12.12
24	3317	17.42
26	4486	23.56
28	5910	31.17
30	7386	38.76
32	9022	47.35

Tekrarlanabilirlik testi için sabit tüp gerilimi (kVp) ve tüp akımında (mAs) arka arkaya 3 ışınlama yapıldı. Yapılan testlerde tekrarlanabilirlik Eşitlik (3.3) yardımıyla $\sim\%0.019$ olarak bulunmuştur. Bu değer (IPSM 1994) kabul sınırları içerisinde.

4.3.2 Yarı değer kalınlığının (HVL) belirlenmesi

Bölüm (3.2.3.2)'de anlatılan deney koşullarında hesaplanan yarı değer kalınlığı (HVL) Çizelge 4.8'de verilmiştir.

Çizelge 4.8 Mamografi sisteminde farklı kVp değerlerine göre HVL değerleri

Tüp Voltajı (kVp)	HVL (mmAl)
20	0.24
22	0.28
24	0.30
26	0.33
28	0.36
30	0.37
32	0.39

EUREF protokolünde Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda 28 kVp için HVL değeri 0.36 ± 0.2 olarak verilmiştir. Tez kapmasında elde edilen değerler bu protokollerle uyum içerisinde.

4.4 Mamografi Sistemlerinde Kliniksel Niceliklerin Belirlenmesi

4.4.1 Geri saçılım faktörü (BSF)

Ortalama glandüler dozun (MGD) hesaplanması için geri saçılım faktörünün (BSF) belirlenmesi oldukça önemlidir. Eşitlik (2.28) yardımıyla BSF değerleri PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için belirlenmiştir (Çizelge 4.9)

Çizelge 4.9 TL dozimetreler ile farklı fantomlar kullanılarak farklı kalınlıklarda elde edilen BSF değerleri

Fantom kalınlığı (cm)	PMMA fantom		BR-12 fantom	ACR fantom (4.2 cm)
	TLD-100	TLD-100H	TLD-100H	TLD-100H
2	1.07 ± 0.07	1.06 ± 0.04	1.07 ± 0.06	1.08 ± 0.04
4	1.09 ± 0.03	1.08 ± 0.03	1.05 ± 0.05	
5	1.13 ± 0.02	1.06 ± 0.07	1.08 ± 0.03	
6	1.11 ± 0.08	1.08 ± 0.02	1.05 ± 0.07	
Ortalama BSF	1.10 ± 0.05	1.07 ± 0.04	1.06 ± 0.05	

Çizelge 4.9'a göre PMMA fantomu için geri saçılım faktörünün ortalama değeri TLD-100 ile 1.10 ± 0.05 ve TLD-100H ile 1.07 ± 0.04 olarak elde edilmiştir. TLD-100H ile BR-12 fantomu için ölçülen ortalama BSF değeri 1.06 ± 0.05 , ACR fantomu için ise 1.08 ± 0.04 olarak elde edilmiştir. TLD-100 için elde edilen geri saçılım faktörleri literatürde bildirilen çalışmalarla iyi bir uyum göstermektedir (Camargo-Mendoza vd. 2011, Aşlar vd. 2020). TLD-100 ve TLD-100H'nin geri saçılma faktörleri birbirlerine çok yakın olarak elde edilmiştir. Bunun sebebi benzer kimyasal bileşiklere ve doz cevabına sahip olmaları olarak düşünülmektedir.

4.4.2 Yüzey giriş hava kerma (ESAK)

Bölüm (3.2.4)'de belirtilen deney düzeneği kullanılarak elde edilen yüzey giriş dozu (ESD) değerleri Çizelge 4.10'da verilmiştir.

Çizelge 4.10 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreleri için farklı PMMA, BR-12 ve ACR fantom kalınlıklarında elde edilen sayım değerleri ve yüzey giriş doz değerleri (ESD)

Fantom kalınlığı (cm)	PMMA fantom		BR-12 fantom	ACR fantom (4.2 cm)
	TLD-100	TLD-100H	TLD-100H	TLD-100H
2	0.90 ± 0.05	0.81 ± 0.01	0.71 ± 0.06	3.73 ± 0.05
4	3.10 ± 0.01	3.06 ± 0.01	2.80 ± 0.04	
5	6.64 ± 0.05	6.42 ± 0.19	5.86 ± 0.04	
6	13.71 ± 0.17	13.68 ± 0.27	11.99 ± 0.09	

Geri saçılım etkilerinin ortadan kaldırıldığı, Eşitlik (2.29) yardımıyla elde edilen ESAK değerleri Çizelge 4.11’de verilmiştir.

Çizelge 4.11 İyon odası ve TL dozimetreler ile PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için farklı kalınlıklarda belirlenen ESAK değerleri

Fantom	Kalınlık (cm)	İyon Odası (mGy)	TLD-100 (mGy)	TLD-100H (mGy)
PMMA	2	0.84 ± 0.01	0.84 ± 0.10	0.76 ± 0.04
	4	2.97 ± 0.03	2.85 ± 0.09	2.84 ± 0.09
	5	6.25 ± 0.01	5.86 ± 0.15	6.03 ± 0.58
	6	12.97 ± 0.02	12.79 ± 0.14	12.63 ± 0.48
BR-12	2	0.92 ± 0.01	-	0.66 ± 0.01
	4	2.84 ± 0.04	-	2.67 ± 0.03
	5	5.96 ± 0.08	-	5.45 ± 0.13
	6	12.50 ± 0.01	-	11.45 ± 0.08
ACR	4.2	3.93 ± 0.08	-	3.47 ± 0.10

Çizelge 4.10 ve 4.11 farklı kalınlıklarında PMMA, BR-12, ACR fantomları için elde edilen ESD ve ESAK değerlerini göstermektedir. ESD ve ESAK değerleri fantom kalınlığı arttıkça artmaktadır. İyon odası ile ESAK değeri, iyon odası fantomlar üzerine konularak ölçülmüş içerdiği hata ise 5 farklı iyon odası ölçümünün ortalaması üzerinden hesaplanmıştır.

4.4.3 Ortalama glandüler doz (MGD)

Bölüm (4.4.2)'de elde edilen ESAK değerleri Eşitlik (2.30)'da yerine konularak MGD değerleri elde edilmiş, sonuçlar Çizelge 4.12'de belirtilmiştir.

Çizelge 4.12 Farklı kalınlıklarda PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için iyon odası ve TL dozimetreler ile hesaplanan MGD değerleri

Fantom	Kalınlık (cm)	İyon Odası (mGy)	TLD-100 (mGy)	TLD-100H (mGy)
PMMA	2	0.32 ± 0.05	0.32 ± 0.05	0.29 ± 0.18
	4	0.66 ± 0.04	0.63 ± 0.04	0.63 ± 0.04
	5	1.14 ± 0.06	1.07 ± 0.06	1.11 ± 0.14
	6	2.00 ± 0.08	1.90 ± 0.09	1.95 ± 0.14
BR-12	2	0.35 ± 0.05	-	0.26 ± 0.01
	4	0.63 ± 0.06	-	0.59 ± 0.03
	5	1.09 ± 0.02	-	1.00 ± 0.13
	6	1.93 ± 0.03	-	1.77 ± 0.08
ACR	4.2	0.78 ± 0.04	-	0.69 ± 0.10

Çizelge 4.12'de farklı fantomlar üzerinden dozimetreler ve iyon odasıyla ölçülen ortalama glandüler doz değerleri kendi aralarında uyumlu bulunmuştur. Dozimetrelerle belirlenen MGD değerlerinin, iyon odası yardımıyla belirlenene göre minimum ve maksimum sapmaları ise Çizelge 4.13'de belirtilmiştir.

Çizelge 4.13 TL dozimetrelerle farklı kalınlıklarda PMMA, BR-12 ve ACR fantomları için ölçülen MGD değerlerinin, iyon odası yardımıyla belirlenen MGD değerlerine göre maksimum ve minimum sapmaları

Fantom	Kalınlık (cm)	TLD-100 ile	TLD-100H ile
PMMA	2	%0-32	%0-70
	4	%0-15	%0-16
	5	%0-15	%0-12
	6	%0-10	%0-13
BR-12	2	-	%10-38
	4	-	%0-18
	5	-	%0-21
	6	-	%6-28
ACR	4.2	-	%0-28

Dozimetreler ve iyon odası ölçümleri hata sınırları içerisinde düşünüldüğünde elde edilen sonuçlar birbirleriyle uyumludur. Ancak TLD-100H dozimetreler ile PMMA fantom üzerinden 2 cm’de ölçülen MGD değerlerinde, iyon odası ölçümlerinden %0 ve %70.27 arasında saptığı belirlenmiştir. BR-12 fantomun üzerinde 2 cm’de alınan ölçümlerde ise %10 ve %38 arasında sapmalar görülmüştür. Bu farkların ölçüm geometrisi ve ışınlama farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Belirlenen ortalama glandüler doz (MGD) değerleri, EUREF (2006) protokolü ile uyumludur. Ayrıca TLD-100 dozimetreler ile elde edilen sonuçlar TLD-100H ölçümlerine yakın sonuçlar vermiştir. Her iki dozimetre de genel olarak iyon odası ölçümleriyle uyumlu sonuçlar vermiştir.

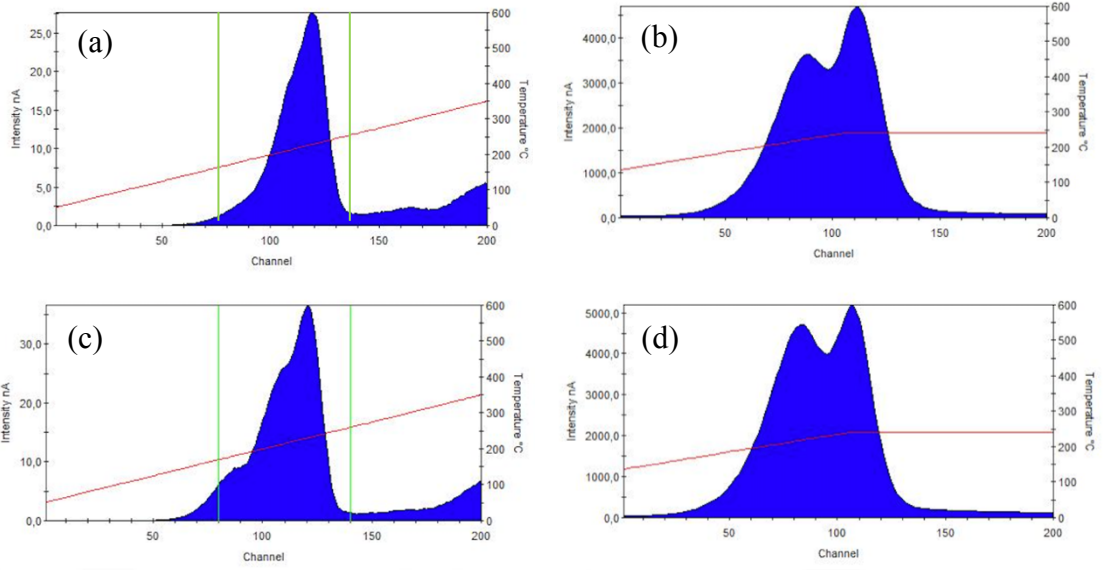
TLD-100 dozimetreler, MGD hesaplamalarında birçok araştırmada kullanılmıştır. Wochos vd. (1978) tarafından farklı mamografi sistemlerinde yapılan ölçümlerde MGD belirlenirken yapılan bütünleşik hataların %20 civarı olduğu rapor edilmiştir. Yapılan çalışmalarında hataların <%10 bulunduğunu bildirmiştir (Fartaria vd. 2016). TLD-100H dozimetreler ile MGD hesaplamaları üzerine çalışmalarda; Nigapruke vd. (2010) tarafından yapılan Monte-Carlo simülasyonu hesaplamalarında bağıl hata %4 olarak rapor edilmiştir. Aşlar vd. (2020) tarafından yapılan çalışmalarda ise MGD, PMMA fantomlar ile değerlendirilmiştir. López-Pineda (2014) tarafından yapılan çalışmalarda TLD dozimetre ile MGD hesaplamalarındaki hataların <%10 olduğu rapor edilmiştir. Bu

tez kapsamında dozimetreler ile belirlenen MGD değerleri hata sınırları içerisinde yukarıda belirtilen çalışmalarla uyumlu olarak elde edilmiştir.

4.5 Tavlama İşleminin Doz Üzerine Etkisi

Tavlama işlemi dozimetrelerde bulunan tuzakların tamamen boşaltılması amacıyla yapılır. Bu işlem, dozimetrik çalışmalarda uzun zaman almaktadır. TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin tavlama prosedürleri izelge 3.1’de paylaşılmıştı. Tavlama işlemi yapılmadığında ise tamamen boşalmayan tuzakların sonraki ölçüme bir katkı vermesi beklenir (Furetta 2010).

Tavlama işleminin doz üzerine etkisini sınamak amacıyla ilk olarak TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerin tamamı tavlannmıştır. Daha sonra bu dozimetreler 28 , 31 ve 34 kVp tüp geriliminde; 4 , 25 ve 200 mAs tüp akımlarında mamografi cihazında ışınlanmıştır. Ardından ön ısıtma işlemine tabii tutulup okuma işlemi gerçekleştirilmiştir. İkinci adımda tavlama işlemi yapılmadan ön ısıtmanın ardından okuma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Yapılan bu iki işlem sonucu elde edilen doz değerleri birbirleriyle kıyaslanmıştır. Karşılaştırma yapılırken her seferinde aynı tüp akımı ve tüp geriliminde elde edilen sonuçlar birbirleriyle kıyaslanmıştır. Tavlama işleminin yapıldığı ve yapılmadığı durumda TLD-100 ve TLD-100H için elde edilen ışıma eğrileri şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapıldığı ve yapılmadığı durumda elde edilen ışıma eğrileri; a) TLD-100 (tavlama var), b) TLD-100H (tavlama var), c) TLD-100 (tavlama yok), d) TLD-100H (tavlama yok)

Şekil 4.7’de görüldüğü üzere tavlama yapılarak gerçekleştirilen okumalarda (Şekil 4.7a ve 4.7b), tavlama yapılmadan gerçekleştirilen okumalardan (Şekil 4.7c ve 4.7d) daha fazla sayım değeri elde edilmektedir. Bu durum tavlama ile, derin tuzakların boşaltılma işleminin gerçekleştirilmemesinden kaynaklanmaktadır. Tavlama olmadan yapılan okumalarda bu boşaltılmamış tuzaklar da doza bir katkı vermektedir. Yapılan bu işlemlerde sadece tavlama süreci atlanmıştır. Diğer bütün işlemler gerçekleşmiştir. Tavlama işlemi yapılmadığında dozimetreler ön ısıtma ile yok olması beklenen kararsız pikleri tekrar göstermiştir. TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerle tavlama işleminin yapıldığı ve yapılmadığı durumda elde edilen doz değerleri Çizelge 4.14 ve 4.15’de verilmiştir.

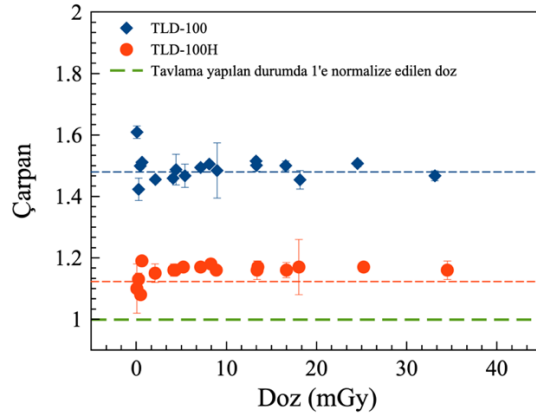
Çizelge 4.14 Mamografi sistemlerinde farklı kVp ve mAs değerlerinde ışınlanmış TLD-100 dozimetrelerin tavlama yapılan ve yapılmayan durumda elde edilen doz değerleri

TLD-100		Tavlama		Çarpan ($\frac{Doz-}{Doz+}$)
Tüp Voltajı (kVp)	Tüp Akımı (mAs)	var Doz+ (mGy)	yok Doz- (mGy)	
21	4	0.08	0.14	1.61
	25	0.64	0.97	1.51
	200	5.22	7.92	1.47
28	4	0.26	0.38	1.42
	25	2.12	3.09	1.46
	200	18.16	25.88	1.43
34	4	0.44	0.66	1.50
	25	4.08	5.95	1.46
	200	33.14	48.61	1.47
Ortalama				1.49

Çizelge 4.15 Mamografi sistemlerinde farklı kVp ve mAs değerlerinde ışınlanmış TLD-100H dozimetrelerin tavlama yapılan ve yapılmayan durumda elde edilen doz değerleri

TLD-100H		Tavlama		Çarpan ($\frac{Doz-}{Doz+}$)
Tüp Voltajı (kVp)	Tüp Akımı (mAs)	var Doz+ (mGy)	yok Doz- (mGy)	
21	4	0.07	0.08	1.10
	25	0.62	0.74	1.19
	200	5.22	6.10	1.17
28	4	0.25	0.28	1.13
	25	2.09	2.41	1.15
	200	18.04	21.11	1.17
34	4	0.48	0.51	1.08
	25	4.16	4.82	1.16
	200	34.50	39.85	1.16
Ortalama				1.15

Çizelge 4.14 ve 4.15’de TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerle tavlama ve tavlama yapılmayan durumda alınan ölçümler sonucu hesaplanan doz değerleri verilmiştir. Bu işlemler sonucunda her iki dozimetre için tavlama işleminin yapılmamasının, çizelgelerde belirtilen çarpanlar kadar doza katkı verdiği belirlenmiştir. Elde edilen veriler Şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8 TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapılmayan durumda alınan ölçüm sonuçlarına göre çarpan değerleri

Şekil 4.8’de farklı tüp gerilimi (21 kVp, 28 kVp, 34 kVp) ve tüp akımı değerlerinde (4 mAs, 25 mAs, 200 mAs), geniş bir doz aralığında (1-40 mGy) ölçümler gösterilmiştir. Tavlama işlemi yapılan durumda farklı dozlarda elde edilen sayım değerleri 1’e normalize edilmiştir. Aynı doz değerlerinde TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama işlemi yapılmadan ölçülen TL sinyalleri TLD-100 için ortalama ~1.49 ve TLD-100H için ortalama ~1.15 kat daha fazladır. Ancak <1 mGy değerlerinde sapma miktarları daha yüksek dozlara göre daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bu ölçümler alınırken okumayeniden ışınlama işlemi art arda yapılmıştır. Ön ısıtma ve tavlama harici diğer okuma parametreleri ise tamamen aynıdır.

4.6 Tavlama İşleminin Ortalama Glandüler Doza (MGD) Etkisi

TLD-100 için 4 saat, TLD-100H için 30 dakika süren tavlama işleminin MGD değerine etkisi incelenmiştir. Art arda yapılan işlemlerde tavlama sürecinin gerçekleştirilmemesi durumunda belirlenen MGD değerleri Çizelge 4.16 ve 4.17’de verilmiştir. Bu çizelgeler oluşturulurken Çizelge 4.14 ve 4.15’deki çarpanlar MGD hesaplamalarında düzeltme faktörü olarak kullanılmıştır.

Çizelge 4.16 Farklı PMMA fantom kalınlıklarında TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapılmayan durumda hesaplanan MGD değerleri

Fantom kalınlığı (cm)	TLD-100 MGD (mGy)	TLD-100H MGD (mGy)
2	0.45 ± 0.09	0.36 ± 0.04
4	0.94 ± 0.11	0.68 ± 0.07
5	1.60 ± 0.06	1.25 ± 0.09
6	2.86 ± 0.05	2.54 ± 0.09

Daha önce Bölüm 4.4’de, TLD-100 dozimetrelerin tavlama olmadan ölçüm alındığında ortalama 1.49 kat, TLD-100H’nin ise 1.14 kat daha yüksek doz gösterdiği belirlenmişti. Çizelge 4.16’da belirtilen MGD değerlerinin TLD-100 için 1.49’a, TLD-100H için 1.15’e bölünmesiyle elde edilen düzeltilmiş sonuçları Çizelge 4.17’de verilmiştir.

Çizelge 4.17 Farklı kalınlıklarda PMMA fantomlar üzerinde TLD-100 ve TLD-100H dozimetreler ile tavlama yapılmadan ve düzeltme faktörü uygulanarak elde edilen MGD değerleri

Fantom kalınlığı (cm)	TLD-100 MGD (mGy)	TLD-100H MGD (mGy)
2	0.31 ± 0.06	0.30 ± 0.03
4	0.64 ± 0.07	0.57 ± 0.06
5	1.09 ± 0.04	1.05 ± 0.08
6	1.95 ± 0.03	2.14 ± 0.08

TLD-100 ve TLD-100H dozimetreleri ile tavlama yapılmadan elde edilen MGD değerlerine düzeltme faktörleri uygulanmış hali ve Çizelge 4.12’de belirtilen, doğrudan belirlenen MGD değerleri, Çizelge 4.18 ve 4.19’da birlikte karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

Çizelge 4.18 Farklı PMMA fantom kalınlıklarında TLD-100 dozimetreler ile ölçülen düzeltme faktörü uygulanan tavlamasız MGD değerleri ve tavlama MGD değerleri

TLD-100			
Fantom kalınlığı (cm)	Düzeltilme faktörü uygulanmış MGD (mGy)	Doğrudan belirlenen MGD (mGy)	%Fark
2	0.31	0.32	4.34
4	0.64	0.63	1.50
5	1.09	1.07	1.72
6	1.96	1.90	2.40

Çizelge 4.19 Farklı PMMA fantom kalınlıklarında TLD-100H dozimetreler ile ölçülen düzeltme faktörü uygulanan tavlamasız MGD değerleri ve tavlama MGD değerleri

TLD-100H			
Fantom kalınlığı (cm)	Düzeltilme faktörü uygulanmış MGD (mGy)	Doğrudan belirlenen MGD (mGy)	%Fark
2	0.30	0.29	4.35
4	0.57	0.63	10.01
5	1.05	1.11	5.44
6	2.13	1.95	8.84

Alınan ölçümler her kalınlıkta üç adet dozimetre ile gerçekleştirilmiştir. Clausen (2019) tarafından yapılan araştırmada tavlama olmaksızın TLD'lerin tekrarlayan ışınlamalarında x-ışını esaslı görüntüleme yöntemlerinde yaygın olarak kullanılan düşük doz aralığında kullanılabilir olduğu bildirilmiştir. Tez kapsamında yapılan ölçümler sonucu tavlama yapılmadan, belirtilen oranlarda hatalar ile MGD hesaplanabileceği belirlenmiştir.

Ara tavlama olmaksızın TLD'lerin tekrarlayan ışınlamalarında elde edilen MGD'lerde %hatalar TLD-100 dozimetreler için ortalama 2.49 ± 1.29 olarak hesaplanırken, TLD-100H dozimetrelerde 7.16 ± 2.69 olarak elde edilmiştir.

4.7 Sıkıştırma Pedalı Konumunun Ortalama Glandüler Doza (MGD) Etkisi

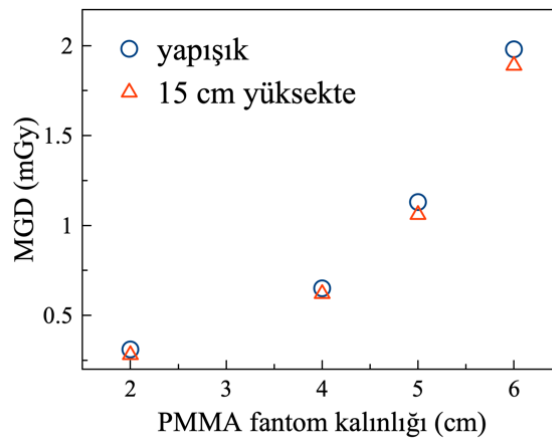
Sıkıştırma pedalı fantoma yapışık ve mamografi cihazının izin verdiği, detektörden itibaren en yüksek noktada (15 cm) elde edilen MGD değerleri Çizelge 4.20'de belirtilmiştir. Burada yapışık olarak adlandırılan MGD değerleri Çizelge 4.12'deki MGD değerlerine karşılık gelir.

Çizelge 4.20 Sıkıştırma pedalı kullanımının ortalama glandüler doza etkisinin TLD-100, TLD-100H ve iyon odası ile ölçümleri

MGD*					
Ölçüm sistemi	Pedal kullanımı	PMMA fantom kalınlığı (cm)			
		2	4	5	6
TLD-100	Yapışık	0.32	0.66	1.14	2.00
	15 cm	0.28	0.61	1.04	1.88
TLD-100H	Yapışık	0.29	0.63	1.10	1.95
	15 cm	0.27	0.60	1.04	1.87
İyon odası	Yapışık	0.32	0.66	1.14	2.00
	15 cm	0.30	0.64	1.11	1.92
Ortalama	Yapışık	0.31	0.65	1.13	1.98
	15 cm	0.28	0.62	1.06	1.91
Dozdaki ortalama %artış		%8.60 ±0.02	%5.13 ±0.02	%5.62 ±0.04	%4.71 ±0.07

*: Meme hacminde meydana gelen değişim ihmal edilmiştir.

Sıkıştırma pedalının yapışık ve 15 cm’de olduğu durumda “ortalama MGD” değerleri TLD 100, TLD-100H ve iyon odası ölçümlerinde elde edilen MGD değerlerinin ortalaması alınarak elde edilmiştir. Çizelge 4.20’de fantom kalınlıklarına ve sıkıştırma pedalı konumuna bağlı olarak ölçülen MGD değerlerinde meydana gelen % artışlar gösterilmiştir. Farklı PMMA fantom kalınlıklarında sıkıştırma pedalı konumunun MGD’ye etkisi Şekil 4.9’da belirtilmiştir. Şekil 4.9; ortalama MGD değerlerini göstermektedir.



Şekil 4.9 Sıkıştırma pedalı konumunun ortalama glandüler doza (MGD) etkisi

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tez çalışması kapsamında, yaygın şekilde kişisel dozimetre uygulamalarında kullanılan termolüminesans dozimetrelerin (TLD) hazırlık, ölçüm ve doz değerlendirme aşamalarında kullanılan parametreleri araştırılmıştır. Farklı kullanım alanlarına sahip TL dozimetrelerin, uzun ölçüm ve değerlendirme aşamaları, yapılan değerlendirme sayısını sınırlandırıcı niteliktedir. Örneğin TLD-100, yaklaşık 4 saat; TLD-100H ise yaklaşık 30 dakika tavlama ve sonrasında fırında soğuma sürelerine sahiptir. Bu durum TLD'lerin acil durum ve zaman darlığı durumlarında, tekrarlanan ışınlama-okuma döngülerinde çalışma verimini niceliksel olarak düşürmektedir. Yani görece olarak uzun olan tavlama işleminin günlük yapılacak deney ve ölçüm sayısını sınırlandırmakta olduğu söylenebilir. Deneyler kapsamında ticari adı TLD-100 (LiF:Mg, Ti) ve TLD-100H (LiF:Mg, Cu, P) olan iki farklı TLD'nin mamografi sistemi ve ^{137}Cs gama kaynağı kullanılarak RCF (*reader calibration factor*: okuyucu kalibrasyon faktörü) değerleri, region of interest (ROI) kullanımı ve tavlama prosedürünün doz üzerine etkileri incelenmiştir. Elde edilen veriler ^{137}Cs gama kaynağı ışınlamalarında, $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı kalibrasyonunda ve PMMA, BR-12 ve ACR olmak üzere üç farklı meme fantomu üzerinde ortalama glandüler doz (MGD) ölçümlerinde karşılaştırmalı olarak çalışılmıştır.

Ölçümlerin ilk aşamasında TLD'lerin, mamografi sisteminde ve ^{137}Cs gama kaynağında kalibrasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. Mamografi sisteminde kalibrasyon işlemleri 28 kVp tüp gerilimi, 63 mAs tüp akımı (~5.6 mGy) değerlerinde gerçekleştirilmiştir. Mamografi sistemi enerji aralığında TLD-100 dozimetreler ile ROI kullanımının RCF faktörüne etkisi %16 olarak elde edilmiştir. RCF değerindeki bu farklılığın doz üzerine etkisi ise 2.5 mGy doz değeri için %13 'dür. TLD-100H için elde edilen RCF değeri 0.727 $\mu\text{C}/\text{mGy}$ olarak elde edilmiş ve ROI kullanımının etkisi ihmal edilecek seviyede düşük bulunmuştur.

^{137}Cs gama kaynağı ile dozimetrelerin kalibrasyonları ise 0.04 – 32 mGy aralığında 16 farklı doz değerinde ve her doz için 3'er adet dozimetre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. ROI kullanımı TLD-100 için RCF değerindeki sapma oranını 0.04, 32 mGy dozlarında ~%96'dan ~%43'e kadar düşürmüştür (Şekil 4.1). TLD-100H dozimetrelerde ise 16 farklı doz değerinde RCF değeri ROI kullanılmadan $768 \pm 36 \text{ nC}/\text{mGy}$ olarak elde edilmiş ve

sapma ~%13 olarak elde edilmiştir. Daha sonra ^{137}Cs gama kaynağı ile 1 mGy ve 16 mGy olmak üzere iki doz değerinde 24'er adet dozimetre yeniden kalibre edilmiş, $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ ve $\text{RCF}_{16\text{mGy}}$ faktörleri elde edilmiştir. ^{137}Cs gama kaynağı çalışmalarında ROI kullanımının RCF değerine etkisi 1 mGy doz değerinde %52, 16 mGy doz değerinde ise %11 olarak elde edilmiştir. Kalibrasyon yapılan doz değeri yükseldikçe ROI kullanımının önemi azalmaktadır. Bunun nedeni background etkilerinin her zaman bulunsada, maruz kalınan doz değeri yükseldikçe yüzdelik olarak giderek düşmesidir (Çizelge 4.2). TLD-100H dozimetreler ile bu iki doz değerlerinde yapılan kalibrasyonlar sonucu elde edilen RCF değerlerinde %4'lük bir fark oluşurken, TLD-100 dozimetreler için ROI kullanılmadığı durumda ~%49 kullanıldığı durumda ise ~%6 olduğu belirlenmiştir (Çizelge 4.4). Ayrıca $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ kullanılarak 1 mGy'den daha düşük doz değerleri ROI'li ölçümlere göre %5'den daha büyük sapmalara uğramış, 32 mGy doz ise ~%5 hata payı içerisinde ölçülebilmektedir. $\text{RCF}_{16\text{mGy}}$ kullanıldığında ise 8 mGy'den daha düşük dozlarda hatalar %5'ten daha büyük olarak elde edilmiştir (Şekil 4.2).

Theldo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağında, elde edilen ROI ve RCF değerlerinin doz üzerine etkisi araştırılmış ve bu kaynağın ^{137}Cs gama kaynağı referans olarak kullanılarak kalibrasyonu gerçekleştirilmiştir. Beta kaynağı içerisinde ışınlanan TLD-100 dozimetrelerin kalibrasyon işlemi sonuçları 18 turda 1.01 ± 0.1 mGy, TLD-100H'nin ise 16 turda 1.02 ± 0.2 mGy olarak belirlenmiştir (Çizelge 4.6). Bu ölçümler sırasında 1mGy doz için gerekli tur sayısı bilgisine ulaşabilmek amacıyla ^{137}Cs gama kaynağı ile yapılan kalibrasyonlarda her iki dozimetre için elde edilen $\text{RCF}_{1\text{mGy}}$ ve TLD-100 için ROI kullanılmıştır. $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağında yapılan doz değerlendirme işlemlerinde 1mGy'lik doz $\text{RCF}_{16\text{mGy}}$ kullanılarak değerlendirildiğinde TLD-100 ile ~%6, TLD-100H ile ~%4 daha fazla doz ölçüldüğü görülmüştür. TL dozimetrelerin kalibre edildikleri doz seviyelerinde kullanımının ölçüm doğruluğunu artırdığı gözlenmiştir.

Mamografi sistemlerinde TLD-100 ve TLD-100H dozimetrelerle MGD değeri, farklı kalınlıklarda PMMA, BR-12 ve ACR meme fantomları kullanılarak belirlenmiştir. MGD hesaplamalarında geri saçılım faktörü (BSF), yüzey giriş hava kerma değeri (ESAK), yüzey giriş dozu (ESD) belirlenmiştir (Çizelge 4.9, 4.10, 4.11, 4.12). TLD-100 ile elde edilen BSF değerlerinin literatür ile (Zoetelief ve Jansen 1995, Kramer vd. 2001, Camargo-Mendoza vd. 2011, Aşlar vd. 2020) uyumlu olduğu görülmüştür. TLD-100H

ile alınan ölçümlerde ise TLD-100 dozimetreler ile uyum içerisinde sonuçlar elde edilmiştir. Artan fantom kalınlıkları ile ESD ve ESAK değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Hesaplanan MGD değerleri, hata sınırları içerisinde her iki dozimetre için de EK 1, Çizelge 5’de verilen EUREF protokollerine göre kabul edilebilir seviyededir.

Tez kapsamında tavlama işleminin TL dozimetrelerle doz hesabına etkileri araştırılmıştır. Böylece doz değerlerdirme işlemlerinde farklı dozimetreler için farklı ve uzun süreç gerektiren tavlama işlemi yapılmadan doz değerlendirilebilecek bir ölçüm protokolü araştırılmıştır. Mamografi sisteminde Mo/Mo hedef/filtre kombinasyonunda, farklı tüp akımı (mAs) ve tüp voltajı (kVp) değerlerinde 9 farklı doz değeri için ışınlamalar yapılmıştır. TLD-100 dozimetreler ile tavlama olmaksızın alınan ölçümlerde sıfırlanmayan tuzaklardan kaynaklandığı düşünülen artık doz miktarı mamografi sistemi enerji mertebesinde ortalama 32 ± 3 daha fazla olarak belirlenmiştir (Çizelge 4.14). Bu oran 9 farklı doz için hesaplanan ortalamaları içermektedir. TLD-100H dozimetreler için ise yine dokuz farklı doz değerinde ortalama 12 ± 3 daha fazla doz hesaplanmıştır (Çizelge 4.15). Bu işlemler sonucunda mamografi sistemlerinde tekrarlanan ışımlar arasında tavlama işlemi uygulanmadığı takdirde TLD-100 dozimetreler için ortalama 1.48, TLD-100H dozimetreler için ise ortalama 1.14 katı daha fazla doz hesaplanmasına neden olduğu görülmüştür ve bir düzeltme faktörü kullanılarak doz hesaplarının yapılabileceği öngörülmüştür.

Elde edilen tavlama süreci verileri, ortalama glandüler doz hesaplamalarında PMMA fantomuna uygulanmıştır. MGD, tavlama yapılarak ve yapılmadan, TLD-100 için 5.piki de içeren ROI kullanımı ile, her iki dozimetre için mamografi sisteminde elde edilen RCF değerleri kullanılarak, %50 glandüler ve yağ doku ihtiva eden PMMA fantom üzerinde uygulanmıştır.

Mamografi sisteminde ışınlanan ve okunan dozimetreler, tavlama yapılmadan yeniden aynı koşullarda ışınlanmış ve MGD değerleri elde edilmiştir (Çizelge 4.16). Bulunan doz değerlerine deneyler sonucu elde edilen düzeltme faktörleri (TLD-100 için 1.48, TLD-100H için 1.14) uygulanmıştır. Bu ölçümlerde RCF değerinin çalışılan doz aralığında elde edilip uygulanması ve TLD-100 için ROI kullanılması, sonuçlardaki hataları azaltıcı

yönde etki yaparken, uzun süreçler alan tavlama işleminin uygulanmaması da hataları artırıcı yönde etki yapmıştır. Bu hataların oranlarının tamamı ortalama glandüler doz değerleri hesaplamalarında TLD-100 dozimetreler için 2, 4, 5, 6 cm kalınlığındaki fantomlar için sırasıyla %4, %1, %2, %2 hata oranlarıyla, TLD-100H dozimetreler için ise %4, %10, %5, %9 olarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre acil durum ve hızlı ölçüm alınması gereken durumlarda termolüminesans dozimetrelerin tavlama işlemine tabi tutmadan art arda gerçekleşen kliniksel ölçümlerde belirlenen hata oranları ile kullanılabileceği gösterilmiştir.

Mamografi sistemlerinde kullanılan sıkıştırma pedalı kullanımına bağlı saçılmaların, ortalama glandüler doza (MGD) katkısı araştırılmıştır. Sıkıştırma pedalı konumunun MGD'ye katkısı, 2 cm, 4 cm, 5 cm, 6 cm fantom kalınlıkları için sırasıyla %9, %5, %6, %5 olarak elde edilmiştir (Şekil 4.8, Çizelge 4.20). Bu hesaplamalarda memenin hacminde meydana gelen değişim ihmal edilmiştir.

Bu tez çalışmasında yapılan çalışmalar ile ilgili literatürdeki dozimetrelerin ölçüm parametrelerinin araştırılması ve ilgili alanlarda daha hassas doz değerlendirilmesi açısından katkılar yapılmıştır. Farklı dozimetreler ve teknikler kullanılarak yapılan bu tür çalışmalar doz değerlendirme, TL dozimetrelerin çalışma mekanizmaları ve sağlık fiziki kişisel doz takibi konularında oldukça önemlidir. Benzer çalışmaların farklı dozimetrelerle ve ölçüm teknikleriyle (OSL: Optik Uyarmalı Lüminesans, ESR: Elektron Spin Rezonans) geliştirilerek, iyonize radyasyonun tedavi ve teşhis amacıyla kullanıldığı farklı çalışmalarda uygulanması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

Ahmed, S. N. 2007. Physics and engineering of radiation detection. Academic Press, 764p., Great Britain.

Anonymous. 2002. Model 3500 Manual TLD Reader with WinREMS. Web Sites: <http://www.developers-uae.com/ASCO/Copy%20of%203500-W-O-0602-004-S5-6.pdf>, Erişim tarihi: 01.11.2020

Anonymous 2007. Alpha RT Operation Instructions. General electric company Inc, Hungary, 74 pages.

Aşlar, E., E. şahiner, G. S. Polymerisand N. Meriç 2020. Feasibility of determining Entrance Surface Dose (ESD) and mean glandular dose (MGD) using OSL signal from BeO dosimeters in mammography. Radiation Physics and Chemistry: 109151.

Beir, V. 1990. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation. Biological effects of ionizing radiations.: 22-45.

Bhatt, B.and M. Kulkarni 2014. Thermoluminescent phosphors for radiation dosimetry. Defect and Diffusion Forum, Trans Tech Publ, Switzerland.

Boone, J. M. 1999. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. Radiology, **213**(1): 23-37.

Bos, A. 2001. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, **184**(1-2): 3-28.

Bos, A. J. J. 2006. Theory of thermoluminescence. Radiation measurements, **41**: S45-S56.

Bos, A. J. J., R. N. M. Vijverberg, T. M. Pitsersand S. W. S. McKeever 1992. Effects of cooling and heating rate on trapping parameters in LiF: Mg, Ti crystals. Journal of Physics D: Applied Physics, **25**(8): 1249.

Bushberg, J. T.and J. M. Boone 2011. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins, 1030p., Philadelphia.

Cai, Z.and Q. Liu 2019. Understanding the Global Cancer Statistics 2018: implications for cancer control. Science China Life Sciences: 1-4.

Camargo-Mendoza, R. E., M. E. Poletti, A. M. Costaand L. V. Caldas 2011. Measurement of some dosimetric parameters for two mammography systems using thermoluminescent dosimetry. Radiation Measurements, **46**(12): 2086-2089.

Cameron, J. 1991. Radiation dosimetry. Environmental health perspectives, **91**: 45-48.

Chen, R. 1969. Glow curves with general order kinetics. Journal of the electrochemical society, **116**(9): 1254.

Chen, R. and S. McKeever 1997. Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena. World Scientific, 576p., Singapore.

Chen, R. and S. McKeever 1997. Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena World Scientific. Singapore.

Clausen, M., P. Kuess, D. Georg and H. Palmans 2019. Repetitive use of TLD-100 without annealing for imaging doses in radiotherapy. Radiotherapy and Oncology, Elsevier House, Ireland.

Dance, D. 1990. Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Physics in Medicine & Biology, **35**(9): 1211.

Dance, D., C. Skinner and G. A. Carlsson 1999. Breast dosimetry. Applied Radiation and isotopes, **50**(1): 185-203.

Dance, D., C. Skinner, K. Young, J. Beckett and C. Kotre 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Physics in medicine & biology, **45**(11): 3225.

Dowsett, D., P. A. Kenny and R. E. Johnston 2006. The physics of diagnostic imaging. CRC Press, 738p., London.

EUREF 2006. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. fourth edition, Belgium.

Fartaria, M. J., G. Bonnier, A. Roche, T. Kober, R. Meuli, D. Rotzinger, R. Frackowiak, M. Schluep, R. Du Pasquier, J. P. Thiran, G. Krueger, M. Bach Cuadra and C. Granziera 2016. Automated detection of white matter and cortical lesions in early stages of multiple sclerosis. J Magn Reson Imaging, **43**(6): 1445-1454.

Furetta, C. 2010. Handbook of thermoluminescence. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 466p., Singapore.

Furetta, C. and P.-S. Weng 1998. Operational thermoluminescence dosimetry. World Scientific Publishing, 260p., Singapore.

Garlick, G. and A. Gibson 1948. The electron trap mechanism of luminescence in sulphide and silicate phosphors. Proceedings of the physical society, **60**(6): 574.

Gingold, E. L., X. Wu and G. T. Barnes 1995. Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh, and Rh-Rh target-filter combinations in mammography. Radiology, **195**(3): 639-644.

Hirning, C. R. 1992. Detection and determination limits for thermoluminescence dosimetry. Health physics, **62**(3): 223-227.

Horowitz, Y. 2001. Theory of thermoluminescence gamma dose response: The unified interaction model. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, **184**(1-2): 68-84.

Ibach, H. and H. Lüth 2013. Solid-state physics: an introduction to principles of materials science. Springer Science & Business Media, 505p., Germany.

ICRP 2007. ICRP publication 103: 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP, **37**(2-4): 1-332.

ICRP 1987. Statement from the 1987 Como Meeting of the International Commission on Radiological Protection. Radiation Protection Dosimetry, **19**(3): 189-192.

ICRP 1991. ICRP publication 60: 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Elsevier Health Sciences. Ann. ICRP 21 (1-3).

IPSM 1994. Institute of Physical Sciences in Medicine. The commissioning and routine testing of mammographic x-ray systems. 59. IPSM.

Kittel, C., P. McEuen and P. McEuen 2004. Introduction to solid state physics. Wiley New York, 704p., United States of America.

Knoll, G. F. 2010. Radiation detection and measurement. John Wiley & Sons, 802p., United States of America.

Kramer, R., G. Drexler, N. Petoussi-Henss, M. Zankl, D. Regulla and W. Panzer 2001. Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods. Physics in Medicine & Biology, **46**(3): 771.

Mahdiraji, G. A., E. Dermosesian, M. Ghomeishi and F. M. Adikan 2016. Photonic Sensors: Glass Optical Fibers as Dosimeters. Reference Module in Materials Science and Materials Engineering.

Martini, F. H., J. Nath and E. Bartholomew 2006. Fundamentals of Anatomy and Physiology, ed. PEI San Francisco 2006.

May, C. and J. Partridge 1964. Thermoluminescent kinetics of alpha-irradiated alkali halides. The Journal of Chemical Physics, **40**(5): 1401-1409.

McKeever, S. 1985. Thermoluminescence of Solids, Cambridge University Press. London New York.

McKeever, S. W., M. Moscovitch and P. D. Townsend 1995. Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses.

Meriç, N. 1996. Monte Carlo Hesaplarının Saçılma Kesri ve Doz Ölçümlerine Uygulanması, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı. Doktora tezi, 146 s.

Meriç, N. 2018. Gama ve X-ışınları. Web Sitesi: <https://acikders.ankara.edu.tr>, Erişim tarihi: 09.11.2020

Nigaprucke, K., P. Puwanich, N. Phaisangittisakuland W. Youngdee 2010. Monte Carlo simulation of average glandular dose and an investigation of influencing factors. Journal of radiation research: 1006010155-1006010155.

Patrick, J. L. 2006. Breast normal anatomy cross-section. Web Sitesi: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Breast_anatomy_normal.jpg, Erişim tarihi: 23.11.2020

Radcal. 2020. The 10X6-6M is a Dedicated Mammography Chamber. Web Sitesi: <https://radcal.com/10x6-6m-mammography-ion-chamber/>, Erişim tarihi: 01.11.2020

Randall, J. T. and M. H. F. Wilkins 1945. Phosphorescence and electron traps-I. The study of trap distributions. Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences, **184**(999): 365-389.

Sardanelli, F., C. Boetes, B. Borisch, T. Decker, M. Federico, F. J. Gilbert, T. Helbich, S. H. Heywang-Köbrunner, W. A. Kaiser and M. J. Kerin 2010. Magnetic resonance imaging of the breast: recommendations from the EUSOMA working group. European journal of cancer, **46**(8): 1296-1316.

Stabin, M. G. 2007. Radiation protection and dosimetry: an introduction to health physics. Springer Science & Business Media, 374p., United States of America.

Şahiner, E. 2015. TL/OSL and ESR Methods Used in Paleoseismology Studies: Kütahya-Simav and North Anatolian Fault Zone, Ankara University, (in Turkish) PhD Thesis, 216 s.

TAEK. 2020. Dozimetre Nedir, Kullanılan Dozimetreler Hangileridir ve Hangi Amaçlar İçin Kullanılmaktadır? Web Sitesi: <https://www.taek.gov.tr/>, Erişim tarihi: 01.10.2020

ThermoScientific. 2020. Harshaw 4500 Ordering Information. Web Sitesi: <https://www.thermofisher.com>, Erişim tarihi: 01.11.2020

Veronese, I. 2005. The thermoluminescence peaks of quartz at intermediate temperatures and their use in dating and dose reconstruction. Università Degli Studi Milano.

Wochos, J. F., G. D. Fullerton and L. A. DeWerd 1978. Mailed thermoluminescent dosimeter determination of entrance skin exposure and half-value layer in mammography. AJR Am J Roentgenol, **131**(4): 617-619.

Wu, X., E. L. Gingold, G. T. Barnes and D. M. Tucker 1994. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. Radiology, **193**(1): 83-89.

Zoetelief, J. and J. T. M. Jansen 1995. Calculation of air kerma to average glandular tissue dose conversion factors for mammography. *Radiation Protection Dosimetry*, **57**(1-4): 397-400.



EK 1: ORTALAMA GLANDÜLER DOZ (MGD) HESAPLARI İÇİN GEREKLİ FAKTÖRLER

Çizelge 1 Farklı kalınlıklarda meme fantomu ve farklı HVL değerleri için g faktörleri (Dance vd. 2000)

Fantom kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	g faktörü							
		HVL (mmAl)							
		0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	0.329	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585
30	32	0.222	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
40	45	0.155	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
45	53	0.130	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295
50	60	0.112	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
60	75	0.088	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
70	90		0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
80	103		0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149

Çizelge 2 Farklı kalınlıklarda meme fantomu ve farklı HVL değerleri için c faktörleri (Dance vd. 2000)

Fantom kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	Meme glandüler doku oranı	c faktörü						
			HVL (mmAl)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262

Çizelge 3 Farklı tüp gerilim ve hedef/filtre kombinasyonları için HVL değerleri (EUREF 2006)

kV	Mo+30µmMo	Mo+25µmRh	Rh+25µmRh	W+50µmRh	W+0.45µmAl
25	0.33 ± 0.02	0.40 ± 0.02	0.38 ± 0.02	0.52 ± 0.02	0.31 ± 0.02
28	0.36 ± 0.02	0.42 ± 0.02	0.43 ± 0.02	0.54 ± 0.02	0.37 ± 0.02
31	0.39 ± 0.02	0.44 ± 0.02	0.48 ± 0.02	0.56 ± 0.02	0.42 ± 0.02
34		0.47 ± 0.02		0.59 ± 0.02	0.47 ± 0.02
37		0.50 ± 0.02			0.51 ± 0.02

Çizelge 4 Farklı hedef/filtre kombinasyonları için s faktörü değerleri (Dance vd. 2000)

Spektrum	s faktörü
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/AI	1.044
W/Rh	1.042

Çizelge 5 Fantom kalınlığına göre ortalama glandüler doz değerleri (EUREF 2006)

Fantom kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	Kabul (mGy)	Ulaşılabilir (mGy)
2.0	2.1	<1.0	<0.6
3.0	3.2	<1.5	<1.0
4.0	4.5	<2.0	<1.6
4.5	5.3	<2.5	<2.0
5.0	6.0	<3.0	<2.4
6.0	7.5	<4.5	<3.6
7.0	9.0	<6.5	<5.1

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Akay Abacıgil
Doğum Yeri : Antakya/HATAY
Doğum Tarihi : 06.05.1992
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dil : İngilizce, Rusça

Eğitim Durumu

Lise : Hatay Osman Ötken Anadolu Lisesi (2006-2010)
Lisans : Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü (2010-2018)
Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik
Anabilim Dalı (2018-2020)