

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİJİTAL MEME TOMOSENTEZİ VE DİJİTAL MAMOGRAFİDE
ORTALAMA GLANDÜLER DOKU DOZUNUN KARŞILAŞTIRILMASI

HASAN KEREM UZUN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

ANKARA

2020

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Hasan Kerem UZUN tarafından hazırlanan “**Dijital Meme Tomosentezi ve Dijital Mamografide Ortalama Glandüler Doku Dozunun Karşılaştırılması**” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Turan OLĞAR

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Serap GÜLTEKİN

(Gazi Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı)

Prof. Dr. Ali Ulvi YILMAZER

(Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü)

Doç. Dr. Turan OLĞAR

(Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü)

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ETİK

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, bunlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Adı Soyadı: Hasan Kerem UZUN

İmza:



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DİJİTAL MEME TOMOSENTEZİ VE DİJİTAL MAMOGRAFİDE ORTALAMA GLANDÜLER DOKU DOZUNUN KARŞILAŞTIRILMASI

HASAN KEREM UZUN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLĞAR

Bu tez çalışmasının amacı, iki boyutlu ve üç boyutlu dijital mamografi çekimlerinde ortalama glandüler doku dozunun hesaplanmasıdır. Tez çalışması Gazi Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji bölümünde kurulu Hologic Selenia Dimension Meme Tomosentezi cihazında gerçekleştirilmiştir. Toplam 666 hastanın ortalama glandüler doku dozu, iki boyutlu standart dijital mamografi modunda sol ve sağ memenin kraniokaudal ve mediolateral oblik projeksiyonları için ve üç boyutlu meme tomosentezi modunda ise sadece sol ve sağ memenin mediolateral oblik projeksiyonları için hesaplanmıştır. Glandüler doku dozu hesabında kullanılmak üzere, dijital meme tomosentezi sisteminin farklı hedef filtre kombinasyonu ve tüp voltajlarında, tüp çıkış dozu ve yarı değer kalınlığı ölçümleri yapılmıştır. Tüp çıkışından elde edilen meme girişindeki hava kerma değerinin, sıkıştırılmış meme kalınlığı, yarı değer kalınlığı, memedeki glandüler doku oranı ve hedef-filtre kombinasyonuna göre Monte Carlo teknikleri ile türetilen bir dizi faktörle çarpılması sonucu iki boyutlu standart dijital mamografi için ortalama glandüler doku dozu hesaplanmıştır. Üç boyutlu mamografi için ortalama glandüler doku dozu hesabı, iki boyutlu mamografi için doz hesaplamasında kullanılan faktörlere ek olarak tomo faktörünün hesaba katılmasıyla gerçekleştirilmiştir. Ortalama glandüler doku dozu, standart meme dokusu bileşimi (% 50 glandüler-% 50 yağ), 40-49 ve 50-64 yaş aralığındaki kadınlar için Dance tarafından tahmin edilen tipik meme glandüleriteleri ve ImageJ açık kaynaklı Java tabanlı görüntü işleme programından hesaplanan meme dokusu bileşimi için hesaplandı. Ortalama hasta yaşı 51 ve glandüler doku yüzdesi % 31 olarak bulunmuştur. ImageJ programından her bir hasta memesi için hesaplanan glandülerite oranı kullanılarak, iki boyutlu dijital mamografi kraniokaudal ve mediolateral oblik projeksiyonları için hesaplanan ortalama glandüler doku dozu sırasıyla, 1.94 ve 2.14 mGy'dir. Üç boyutlu mamografi çekiminde ise sol ve sağ mediolateral oblik projeksiyonları için hesaplanan ortalama glandüler doku dozları ise sırasıyla, 2.83 ve 2.84 mGy'dir. Üç boyutlu mamografide elde edilen ortalama glandüler doku dozu, iki boyutlu standart dijital mamografi için bulunan değerden % 33 daha yüksek bulunmuştur.

2020, 73 sayfa

Anahtar Kelimeler: Ortalama glandüler doz, glandüler doku, yağ dokusu, meme tomosentezi, dijital mamografi, yüzey giriş hava kerma

ABSTRACT

Master Thesis

COMPARISON OF AVERAGE GLANDULAR DOSE IN DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS AND DIGITAL MAMMOGRAPHY

HASAN KEREM UZUN

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Health Physics Master Program

Supervisor: Doç. Dr. Turan OLĞAR

The aim of this thesis is to calculate the average glandular tissue dose in standard two-dimensional and three-dimensional digital mammography. The study was carried out on the Hologic Selenia Dimension Breast Tomosynthesis device installed in the Radiology Department of Gazi University Hospital. The average glandular tissue dose of a total of 666 patients was calculated for craniocaudal (CC) and mediolateral oblique (MLO) projections of the left and right breasts in two-dimensional standard digital mammography mode, and for the mediolateral oblique projections of the left and right breasts in the three-dimensional breast tomosynthesis mode. For the calculation of average glandular tissue dose, tube output dose and half value layer (HVL) measurements were carried out at different target filter combinations and tube voltages of the digital breast tomosynthesis system. The average glandular tissue dose was calculated for the two-dimensional standard digital mammography by multiplying the Entrance Surface Air Kerma (ESAK) obtained from the tube output measurement and a number of factors derived by Monte Carlo techniques according to the target / filter combination, compressed breast thickness and half value layer measurements. The average glandular tissue dose calculation for the three-dimensional mammography was performed by taking into account the tomo factor in addition to the factors used in the dose calculation for the two-dimensional mammography. Average glandular tissue dose, was calculated for standard breast tissue composition (50% glandular- 50% adipose), for typical breast glandularities estimated by Dance for women in the age ranges 40-49 and 50-64 years, and for breast tissue composition calculated from the ImageJ open source Java-based image processing program. The mean age of the patients was 51 and the percentage of glandular tissue was 31%. The average glandular tissue dose calculated for craniocaudal and mediolateral oblique projections for two-dimensional digital mammography using the glandularity ratio calculated for each patient breast from the ImageJ program is 1.94 and 2.14 mGy, respectively. The average glandular tissue doses calculated for left and right mediolateral oblique projections in the three-dimensional mammography were 2.83 and 2.84 mGy, respectively. The average glandular tissue dose obtained in three-dimensional mammography was 33% higher than the value found for two-dimensional standard digital mammography.

2020, 73 pages

Key Words: Average glandular dose, glandular tissue, adipose tissue, breast tomosynthesis, digital mammography, entrance surface air kerma

TEŞEKKÜR

Tez alışmam boyunca hi bir konuda yardımını benden esirgemeyen, her fırsatta bilgisine danıştığım ve kendisinden birçok Őey đrendiđim danışmanım, sayın Do. Dr. Turan OLĐAR'a, alışmam sırasında teknik ekipmanları kullanmama imkân sağlayan enstitü m¼d¼r¼m¼z sayın Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e, l¼mlerim sırasında ve hesaplamalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen Arř. Gör. İbrahim DEMİREL ve Arř. Gör. Asena YALÇIN'a, her zaman yardımları ve işbirliği içerisindeki tutumu ile başta Prof. Dr. Serap G¼LTEKİN'e, Dr. Oya AKYOL, Elif ALTAY ve Gazi Üniversitesi Hastanesi Radyoloji B¼l¼m¼ çalışanlarına ve her zaman yanımda olan desteklerini esirgemeyen değerli aileme teŐekk¼rlerimi sunarım.

Hasan Kerem UZUN

Ankara, Ocak 2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	4
2.1 Memenin anatomik yapısı	4
2.2 Meme kanseri	5
2.3 Meme Görüntüleme, Raporlama ve Veri Sistemi (Breast Imaging, Reporting and Data Systems, BIRADS) Sınıflaması.....	6
2.4 Mamografi	8
2.4.1 Dijital mamografi	12
2.4.2 Dijital meme tomosentezi (DMT)	16
2.5 Ortalama glandüler dozun hesaplanması	17
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	19
3.1 Materyal.....	19
3.1.1 Hologic Selenia Dimension dijital meme tomosentez sistemi	19
3.1.2 Radcal iyon odası	21
3.1.3 Alüminyum plaka (Al plate).....	21
3.1.4 ImageJ görüntü işleme programı	22
3.2 Yöntem	23
3.2.1 Mamografi sisteminin kalite kontrol testleri	23
3.2.1.1 Tüp çıkışı.....	23
3.2.1.2 Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi	24
3.2.1.3 Yarı-değer kalınlığı (HVL) testi.....	25
3.2.2 Memenin glandüler-yağ kompozisyonunun hesaplanması	26
3.2.3 Ortalama glandüler dozun (AGD) hesaplanması.....	29
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	35
4.1 Mamografi Sisteminin Kalite Kontrol Testleri	36
4.1.1 Tüp çıkışı testi sonuçları.....	36

4.1.2 Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testinin sonuçları.....	39
4.1.3 Yarı-değer kalınlığı (HVL) testi.....	40
4.2 Mamografi görüntülerinin incelenmesi	45
4.3 Meme glandüler-yağ doku kompozisyonunun belirlenmesi	47
4.4 Ortalama glandüler doku dozunun hesaplanması.....	49
5. SONUÇ	59
KAYNAKLAR	67
ÖZGEÇMİŞ.....	73



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ACR	Amerikan Radyoloji Koleji (American College of Radiology)
AEC	Otomatik Işınlama Kontrolü (Automatic Exposure Control)
Ag	Gümüş
AGD	Ortalama Glandüler Doz (Average Glandular Dose)
Al	Alüminyum
a-Se	Amorf Selenyum
BIRADS	Meme Görüntüleme, Raporlama ve Veri Sistemi (Breast Imaging Reporting and Data Systems)
CBT	Sıkıştırılmış Meme Kalınlığı (Compressed Breast Thickness)
CC	Kranio Kaudal
c	Meme İçeriğinin Standart Meme İçeriğinden (%50 Glandüler-%50 Yağ) Farklı Olması Durumunda g Faktörüne Uygulanan Düzeltme Faktörü
CsI	Sezyum İyodür
CsI(TI)	Talyumla Aktive Edilmiş Sezyum İyodür
DM	Dijital Mamografi
DMT	Dijital Meme Tomosentezi
ESAK	Meme Girişinde Ölçülen Hava Kerma (Entrance Surface Air Kerma)
FDA	ABD Gıda ve İlaç Dairesi (U.S. Food and Drug Administration)
g	ESAK Değerinden %50 Glandüler - %50 Yağ Dokusu Oranı İçin Glandüler Doku Dozuna Geçiş Faktörü
g	Gram
Gy	Gray
HVL	Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer)
K_T	Tüp 0⁰'de ESAK Değeri
K	Meme Girişindeki ESAK Değeri
keV	Kiloelektronvolt (10³ eV)
kVp	Kilovoltaj pik
LCC	Sol Kranio Kaudal (Left Cranio-Caudal)

LMLO	Sol Medio-lateral Oblik (Left Medio-Lateral Oblique)
m	Metre
mAs	Miliamper×Saniye
MLO	Medio-lateral Oblik (Medio-Lateral Oblique)
Mo	Molibdenyum
NCI	Ulusal Kanser Enstitüsü (National Cancer Institute)
R	Röntgen
RCC	Sağ Kranio Kaudal (Right Cranio-Caudal)
Rh	Rodyum
RMLO	Sağ Medio-lateral Oblik (Right Medio-Lateral Oblique)
ROI	İlgili alan (Region Of Interest)
R/s	Doz hızı
s	Saniye
s	Mamografik İnceleme Sırasında Molibdenyum Hedef/Molibdenyum Filtre X-Işın Spektrumu Dışındaki Hedef-Filtre Seçenekleri İçin X-Işın Spektrumu Düzeltme Faktörü
T	Tomo Faktörü
TFT	İnce Film Transistör (Thin Film Transistor)
TI	Talyum
TMLO	Tomo Medio-lateral Oblik
TRMLO	Tomo Sağ Medio-lateral Oblik (Tomo RightMedio-Lateral Oblique)
TLMLO	Tomo Sol Medio-lateral Oblik (Tomo Left Medio-Lateral Oblique)
°C	Celcius
W	Tungsten
Z	Atom Numarası

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Meme anatomisi (Gerard 2013)	4
Şekil 2.2 Meme kanseri.....	5
Şekil 2.3 Kadınlarda en sık görülen 10 kanser türünün % dağılımı)	6
Şekil 2.4 A: % 25'den az, B: % 25-50, C: % 50-75, D: %75'den büyük meme yoğunluklarının gösterilmesi.....	8
Şekil 2.5 Mamografi görüntüleme sistemi	9
Şekil 2.6 Mamografi sisteminin ana bileşenlerinin gösterilmesi	10
Şekil 2.7 Dijital dedektörlerin lineer bir tepki göstermesi ve geniş dinamik aralığı.....	13
Şekil 2.8 İndirekt ve direkt dönüşümün gösterilmesi (Bushberg vd. 2012)	15
Şekil 2.9 Dijital meme tomosentezinde meme görüntüsü elde etmenin şematik gösterimi.....	16
Şekil 3.1 Hologic Selenia Dimension mamografi cihazı.....	20
Şekil 3.2 Alüminyum plakalar	22
Şekil 3.3 Tüp çıkışı testi ölçüm düzeneği	24
Şekil 3.4 a: Memenin toplam alan sınırı b: Glandüler alan sınırı	28
Şekil 4.1 A: Sağ memenin CC görüntüsü, B: Sağ memenin MLO görüntüsü, C: Tomosentez görüntüsü.....	35
Şekil 4.2 W/Rh hedef-filtre için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiği	37
Şekil 4.3 W/Ag hedef-filtre için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiği.....	38
Şekil 4.4 W/Al hedef-filtre için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiği.....	39
Şekil 4.5 30 kVp'de W-Rh hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiği.....	43
Şekil 4.6 W/Rh hedef-filtre kombinasyonu için tüp gerilimine karşı HVL grafiği	43
Şekil 4.7 35 kVp'de W/Ag hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık çıkışı (mGy) grafiği.....	44
Şekil 4.8 W/Ag hedef-filtre kombinasyonu için tüp gerilimine karşı HVL grafiği	44
Şekil 4.9 40 kVp'de W-Al hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiği.....	44
Şekil 4.10 W/Al hedef-filtre kombinasyonu için tüp gerilimine karşı HVL grafiği	45
Şekil 4.11 Yaş aralığına göre incelenen kişilerin % oranı	46

Şekil 4.12 CC görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığının (CBT) bir fonksiyonu olarak gerçek meme glandülerite yüzdesi	48
Şekil 4.13 MLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığının (CBT) bir fonksiyonu olarak gerçek meme glandülerite yüzdesi	48
Şekil 4.14 CC görüntüleri için yaşın bir fonksiyonu olarak gerçek meme glandülerite yüzdesi	49
Şekil 4.15 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 2D görüntüleme modunda CC görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doz grafiği	54
Şekil 4.16 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 2D görüntüleme modunda MLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doz grafiği	54
Şekil 4.17 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 3D görüntüleme modunda TRMLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doz grafiği	56
Şekil 4.18 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 3D görüntüleme modunda TLMLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doz grafiği	57
Şekil 4.19 Standart meme içeriğine göre 2D ve 3D görüntüleme projeksiyonları için AGD değerlerinin gösterilmesi	57
Şekil 4.20 Gerçek meme içeriğine göre 2D ve 3D görüntüleme projeksiyonları için AGD değerlerinin gösterilmesi	58
Şekil 4.21 40-64 yaş aralığında incelenen hastalar için üç farklı meme içeriğinin farklı projeksiyonlarına göre AGD değerlerinin gösterilmesi	58

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 BIRADS kategorisine göre klinik tedavi önerileri.....	7
Çizelge 2.2 BIRADS 4. ve 5. versiyonuna göre meme kompozisyonunun tanımlanması (Spak vd. 2017)	7
Çizelge 3.1 Hologic Selenia Dimension sisteminin özellikleri (Smith 2016).....	19
Çizelge 3.2 Konvensiyonel 2D görüntülemenin teknik özellikleri.....	19
Çizelge 3.3 Tomosentez görüntülemenin teknik özellikleri (Smith 2016)	20
Çizelge 3.4 10x6-6M Radcal iyon odasının teknik özellikleri.....	21
Çizelge 3.5 Farklı tüp voltajı ve hedef-filtre kombinasyonları için tipik yarı değer kalınlığı değerleri (European 2013).....	26
Çizelge 3.6 Sıkıştırılmış meme kalınlığının bir fonksiyonu olarak meme yoğunluğu (Dance vd. 2000).....	29
Çizelge 3.7 Meme kalınlıkları (2-11 cm) ve HVL aralığı (0.30-0.60 mm Al) için g faktörleri (Dance vd. 2000)	30
Çizelge 3.8 Meme kalınlıkları (2–11 cm) ve HVL aralığı (0.30–0.80 mm Al) için c faktörleri (Dance vd. 2010).....	31
Çizelge 3.9 W/Rh ve W/Ag hedef filtre kombinasyonları için s faktörleri (Dance vd. 2000).....	33
Çizelge 3.10 0.7 mm Al filtre ile filtrelenmiş tungsten hedef için s faktörleri (Dance vd. 2010)....	34
Çizelge 3.11 20–100 mm aralığında Hologic Selenia Dimension sistemi için T faktörleri (Bouwman vd. 2015).....	34
Çizelge 4.1 W/Rh hedef-filtre için tüp çıkış değerleri.....	37
Çizelge 4.2 W/Ag hedef-filtre için tüp çıkış değerleri.....	38
Çizelge 4.3 W/Al hedef-filtre için tüp çıkış değerleri.....	39
Çizelge 4.4 28 kVp, 50 mAs için tüp çıkışlarının gösterilmesi	40
Çizelge 4.5 W/Rh hedef-filtre için 25, 30 ve 35 kVp’de ölçülen Al kalınlığına karşılık gelen tüp çıkışları ve HVL değerlerinin gösterilmesi	41
Çizelge 4.6 W/Ag hedef-filtre için 25, 30, 35 ve 39 kVp’de ölçülen Al kalınlığına karşılık gelen tüp çıkışları ve HVL değerlerinin gösterilmesi	42

Çizelge 4.7 W/AI hedef-filtre için 25, 30, 35, 40, 45 ve 49 kVp’de ölçülen Al kalınlığına karşılık gelen tüp çıkışları ve HVL değerlerinin gösterilmesi	42
Çizelge 4.8 İncelenen kişilerin yaş aralığı	46
Çizelge 4.9 Sırasıyla sağ ve sol meme için RCC, LCC, RMLO ve LMLO.....	
projeksiyonlarında gerçek ortalama glandüler doku yoğunlukları.....	47
Çizelge 4.10 Standart meme içeriğine göre 2D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için hastanın ışınlama parametreleri, sıkıştırılmış meme kalınlığı (CBT), meme girişindeki hava kerma (ESAK) ve ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri	52
Çizelge 4.11 2D görüntüleme modunda, Dance tarafından yayınlanan 40-49 ve 50-64 yaş gruplarına göre sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık glandülerite oranları kullanılarak hesaplanan AGD değerleri (Dance vd. 2000)	52
Çizelge 4.12 ImageJ programında hesaplanan glandüler-yağ kompozisyonuna göre 2D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri	53
Çizelge 4.13 2D görüntüleme modunda, 40-64 yaş aralığına göre x: standart meme içeriği (%50 glandüler - %50 yağ), y: Dance tarafından yayınlanan glandülerite oranları, z: ImageJ programından hesaplanan gerçek glandüler doku için AGD değerleri.....	53
Çizelge 4.14 Standart meme içeriğine göre 3D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için hastanın ışınlama parametreleri, sıkıştırılmış meme kalınlığı (CBT), meme girişindeki hava kerma (ESAK) ve ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri	55
Çizelge 4.15 3D görüntüleme modunda, Dance tarafından yayınlanan 40-49 ve 50-64 yaş gruplarına göre sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık glandülerite oranları kullanılarak hesaplanan AGD değerleri (Dance vd. 2000).....	55
Çizelge 4.16 ImageJ programında hesaplanan glandüler-yağ kompozisyonuna göre 3D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri	55
Çizelge 4.17 3D görüntüleme modunda, 40-64 yaş aralığına göre x: standart meme içeriği (%50 glandüler - %50 yağ), y: Dance tarafından yayınlanan glandülerite	

oranları, z: ImageJ programından hesaplanan gerçek değerler için AGD değerleri.....	56
Çizelge 5.1 Bu ve diğer çalışmalarda bulunan ülkelere göre meme glandülerite değerleri.....	61
Çizelge 5.2 2D ve 3D görüntüleme modunda farklı projeksiyonlar için literatürde yayınlanmış AGD değerleri.....	64
Çizelge 5.3 Dijital meme tomosentezi modunda literatürde yayınlanmış AGD değerlerinin gösterilmesi.....	66



1. GİRİŞ

Meme kanseri, günümüzde kadınlarda en sık gözlenen kanser türüdür. Ulusal Kanser Enstitüsü (National Cancer Institute, NCI)'ne göre, yapılan son araştırmalar her sekiz kadından birinin hayatının bir döneminde meme kanserine yakalandığını göstermektedir. Türkiye'de meme kanseri, Türkiye Halk Sağlığı Kurumunun mevcut verilerine göre kadınlar arasında en çok görülen kanser çeşididir. Erken teşhis, meme kanserinin tedavisinde ve ölüm oranlarının azaltılmasında oldukça önemlidir. Mamografi, meme kanserinin erken teşhisinde kullanılan en etkin görüntüleme yöntemidir. Meme içindeki glandüler dokunun radyasyona karşı hassasiyeti yağ dokusuna göre daha fazladır. Bu nedenle, mamografide radyasyon kaynaklı meme dozları rapor edilirken glandüler doku dozları verilmektedir. Glandüler doku dozları, memenin girişinde ölçülen hava kerma değerinin, bir dizi faktörlerle çarpılması sonucu elde edilir. Glandüler doku dozları hesaplanırken incelenen hastaların meme yoğunluk değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Standart meme dokusu %50 glandüler, %50 yağ dokusu olarak kabul edilir. Ancak, standart meme dokusunun her toplum için gerçek değeri yansıtmadığı ve glandüler doku yoğunluğu fazla olan kadınlarda meme kanserine yakalanma riskinin daha yüksek olduğu görülmüştür (Jamal vd. 2004). Bu nedenle, bu çalışmada incelenen hastaların gerçek meme glandülerite oranları bulunmuştur. Meme kanseri taramasında geçmişte standart teknik olarak kullanılan film-ekran mamografi sisteminin yerini, günümüzde dijital sistemler almıştır (Skaane vd. 2013). Dijital mamografi (DM) ile mamografi taramalarının, meme kanserinden ölüm oranını %20-30 azalttığı ve %70-90 oranında hassasiyete sahip olduğu belirtilmiştir (Kang vd. 2016). Ayrıca, DM ile film-ekran sistemleri karşılaştırıldığında DM'nin ortalama glandüler doku dozunu yaklaşık %22 azalttığı yapılan çalışmalarda görülmüştür (Meyblum vd. 2015). İki boyutlu dijital mamografide, meme içindeki normal ile patolojik dokular üst üste binebilmektedir. Böylece, meme kanserlerinin dedekte edilmesi zorlaşmaktadır. Ayrıca fibroglandüler dokunun üst üste gelmesi sonucu sanki memede lezyon varmış gibi (yalancı pozitif) yanlış değerlendirmeler yapılabilmektedir. Dijital meme tomosentezi (DMT), günümüzde memenin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için geliştirilen ve böylece iki boyutlu standart mamografide üst üste binen normal ile patolojik dokuların ayrı ayrı görüntülenebilmesini sağlayan bir görüntüleme sistemidir. Tomosentez teknolojisinin prensibi, 1930 yılında Ziedses des Plantes tarafından ortaya atılmıştır. 1990'lı yıllarda

meme görüntüleme uygulamalarına yönelik çalışmalar yapılmıştır (Niklason vd. 1999). 1997'de Niklason ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, dijital tomosentezin uygulanabilirliği gösterilmiştir (Niklason vd. 1997). Meme görüntüleme uygulamaları için dijital X-ışın tomosentezinin kapsamlı incelemesi Dobbins ve Godfrey tarafından yapılmıştır (Dobbins ve Godfrey 2003) ve 2009 yılında tomosentez teknolojisi sağlık merkezlerinde kullanılmaya başlanmıştır. 2013 yılında çok sayıda çalışmalar yapılmış, tomosentez teknolojisi büyük ilgi görmüştür (Meyblum vd. 2014). DM'deki son gelişmeler, üç boyutlu meme görüntüleme uygulamalarında etkili bir teknoloji olarak ortaya çıkan DMT görüntüleme tekniğinin ilerlemesine yol açmıştır. DMT sisteminde, meme üzerinde sınırlı bir açı aralığında çok sayıda düşük dozlu görüntü elde edilir. Memenin kesit görüntüleri yeniden oluşturularak memenin üç boyutlu görüntüsü elde edilir. DMT, DM'ye göre meme kanserinin teşhis edilmesinde önemli gelişmeler göstermiştir (Alakhras vd. 2013). ABD Gıda ve İlaç Dairesi (U.S. Food and Drug Administration, FDA) 2011 yılında DM ile DMT'nin kombine olduğu sistemi onayladıktan sonra bu teknolojinin etkinliği, birçok büyük ölçekli çalışmalarda değerlendirilmiştir. Bu çalışmaların çoğu, DM ile karşılaştırıldığında yalancı pozitif sonuçlarında azalma ve DMT-DM kullanımı ile kanserin teşhis edilme oranında artış olduğu görülmüştür (Aujero vd. 2017). DMT-DM'nin klinik avantajlarına rağmen dezavantajları olduğu belirtilmiştir. DMT-DM kombinasyonu ile radyasyon dozunun %39-45 oranında yükseldiği ve memenin sıkıştırma pedalında kalma süresinin arttığı görülmüştür (Bernardi vd. 2016). Bazı üretici firmalar, artan radyasyon dozunu azaltmak ve sıkıştırma pedalında kalınan süreyi düşürmek için DMT görüntü setinden elde edilen projeksiyon görüntüleri kullanılarak sentezlenmiş iki boyutlu (s2D) görüntüler elde etmek için yöntemler geliştirmişlerdir. FDA, 2013 yılında meme kanseri taramasında DMT'ye ek olarak DM yerine kullanılacak s2D yazılımının geliştirilmiş bir versiyonunu onaylamıştır. Meme taramasında, kanserli yapıları DM'den daha iyi teşhis edebildiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (Aujero vd. 2017). Yapılan ilk çalışmalarda, s2D-DBT görüntülerini kullanırken radyologların performans seviyelerinin, DBT-DM görüntülerine kıyasla daha düşük olduğu görülmüştür (Gur vd. 2012). Ancak, yapılan çalışmalarda geliştirilen yazılımlar sayesinde 2D projeksiyon bilgilerinden kesit elde etme algoritmaları kullanılarak sentezlenmiş 2D görüntüler klinik kullanıma uygun hale gelmiştir (Skaane vd. 2013).

Bu tez çalışması, Gazi Üniversitesi Hastanesi, Radyoloji bölümünde kurulu Hologic Selenia Dimension Meme Tomosentezi cihazında gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın başında cihazın kalite kontrolü, Avrupa Birliği'nin ilgili protokolleri takip edilerek yapılmıştır. Dijital meme tomosentezi sisteminin farklı hedef-filtre kombinasyonu ve tüp voltajlarında, tüp çıkış dozu ve yarı değer kalınlığı ölçümleri ortalama glandüler doku dozu hesabında kullanılmak üzere yapılmıştır. Tüp çıkışları hem DM hem de DMT görüntüleme modu için ölçülmüştür. Hasta incelemelerinde kullanılan ışınlama parametreleri, sıkıştırılmış meme kalınlığı (Compressed Breast Thickness, CBT) ve önceden tüp odak noktasından belli mesafede ölçülmüş tüp çıkış değerleri kullanılarak her bir hasta için meme girişindeki hava kerma değerleri (Entrance Surface Air Kerma, ESAK) hesaplanmıştır. DM'de, her bir memenin (sol-sağ) kranio kaudal (Cranio-Caudal, CC) ve mediolateral oblik (Medio-Lateral Oblique, MLO), DMT'de ise her bir memenin tomo mediolateral oblik (Tomo Medio-Lateral Oblique, TMLO) projeksiyonları için ESAK değerleri bulunmuştur. Tüp çıkışları ölçümünde mamografi doz ölçüm bölgesine duyarlı 10X6-6M Radcal iyon odası kullanılmıştır. Tüp çıkışından elde edilen ESAK değerinin, sıkıştırılmış meme kalınlığı, yarı değer kalınlığı, memedeki glandüler doku oranı ve hedef-filtre kombinasyonuna göre Monte Carlo teknikleri ile türetilen bir dizi faktörle çarpılması sonucu iki boyutlu standart DM için ortalama glandüler doku dozu hesaplanmıştır. Üç boyutlu DMT için ortalama glandüler doku dozu hesabı, iki boyutlu mamografi için doz hesaplamasında kullanılan faktörlere ek olarak tomo faktörünün hesaba katılmasıyla gerçekleştirilmiştir. Yaş ortalaması 51 olan toplam 666 hastanın ortalama glandüler doku dozu, standart meme dokusu içeriğine göre (%50 glandüler - %50 yağ), Dance'in meme kalınlığına bağlı olarak 40-49 ve 50-64 yaşlarındaki kadınlar için glandülerlik tahminine ve ImageJ açık kaynaklı Java tabanlı görüntü işleme programından hesaplanan gerçek meme dokusu içeriğine göre hesaplanmıştır.

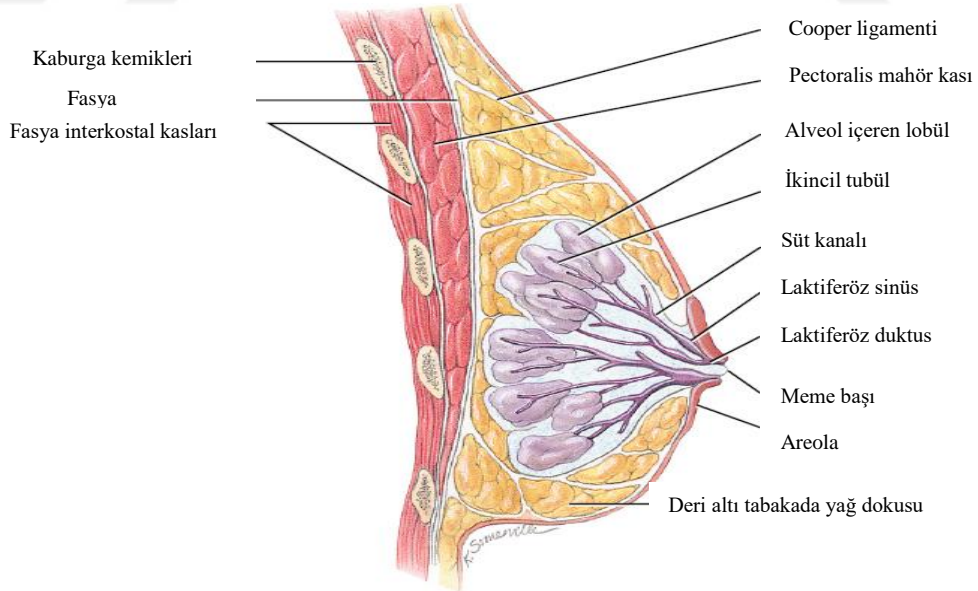
Bu tez çalışması beş ana bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde tez çalışmanın amacı, önemi ve kullanılan yöntemler hakkında genel bilgilerden bahsedilmiştir. İkinci bölümde memenin anatomik yapısı, meme kanseri, BIRADS sınıflaması, mamografi sistemleri ve ortalama glandüler doku dozu hesaplamalarının yapılışı hakkında bilgi verilmiştir. Üçüncü bölümde kullanılan materyal ve yöntem anlatılmıştır. Dördüncü bölümde araştırma bulguları sunulmuş ve tartışılmıştır. Son bölümde ise elde edilen sonuçlar değerlendirilerek literatürde yapılan çalışmalar ile karşılaştırılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Memenin anatomik yapısı

Memede meydana gelebilecek değişiklikleri tespit etmek için memenin anatomik yapısını bilmek önemlidir. İnsanın meme yapısı, kişiden kişiye farklılık gösteren kubbe şeklindeki çıkıntılardır. Ön göğüs duvarının üzerinde üçüncü ve yedinci kaburgaların arasında bulunur. Kas ve kemik içermez. Memede çok sayıda süt üreten bezler bulunur. Genel olarak olgun bir kadının meme yapısında süt bezleri, yağ dokusu, bağ doku, sütü meme ucuna ileten süt kanalları, kan ve lenf damarları vardır. Prolaktin denilen bir hormon süt üretimini kontrol eder. Meme pigmentli bir alana sahiptir ve meme ucunu saran cildin dairesel pigmentli alanına areola denir (<https://pathology.jhu.edu>, 2019).

Süt bezleri, süt üretimini yapan lobüller ve sütü meme ucuna taşıyan kanallardan oluşur. Memeyi destekleyen ve memeyi 15 ile 20 loba bölen lifli doku grupları vardır. Loblar, meme ucuna açılan kanallarla birleşen alveol bezlerden oluşur. Her lobda, süt salgılayan bezler tarafından oluşturulan lobüller bulunur (Peate ve Nair 2016).



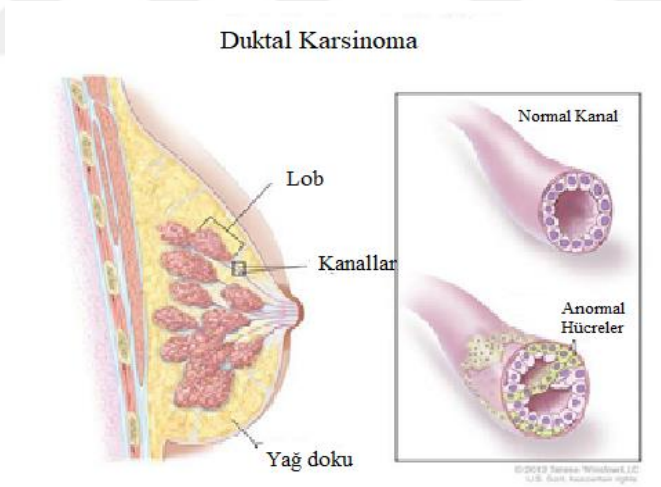
Şekil 2.1 Meme anatomisi (Gerard 2013)

2.2 Meme kanseri

Meme kanseri, memeyi oluşturan hücrelerin kontrolsüz çoğalmaları sonucunda meydana gelir. Bu kanserli hücreler, genellikle X ışınları kullanılarak görülebilen ya da yumru olarak hissedilen bir tümörden oluşur. Meme kanserinin farklı türleri vardır ve meme kanserinin türü, memedeki hangi hücrelerin kansere dönüştüğüne bağlıdır.

Bir meme üç ana bölümden oluşur. Bunlar lobüller, süt kanalları ve bağ dokusudur. Lobüller süt üreten bezlerdir ve birbirilerine süt kanalları ile bağlanırlar. Süt kanalları, sütü meme ucuna taşıyan tüplerdir. Bağ doku ise memeyi destekler ve bir arada tutar. Meme kanserlerinin çoğu lobüllerde ya da süt kanallarında başlar. Meme kanseri, kan ve lenf damaları yoluyla meme dışına yayılabilir (<https://www.cdc.gov/>, 2019).

Meme kanserlerinin yaklaşık % 85'i süt kanallarının içinde oluşur. Süt kanalları nedeniyle oluşan kanser türüne duktal karsinom denir. Kalan % 15'i ise lobülü oluşturan hücrelerin kontrolsüz çoğalmasından kaynaklanan durumdur ve buna lobüler karsinom denmektedir (Al-Naggar 2014).

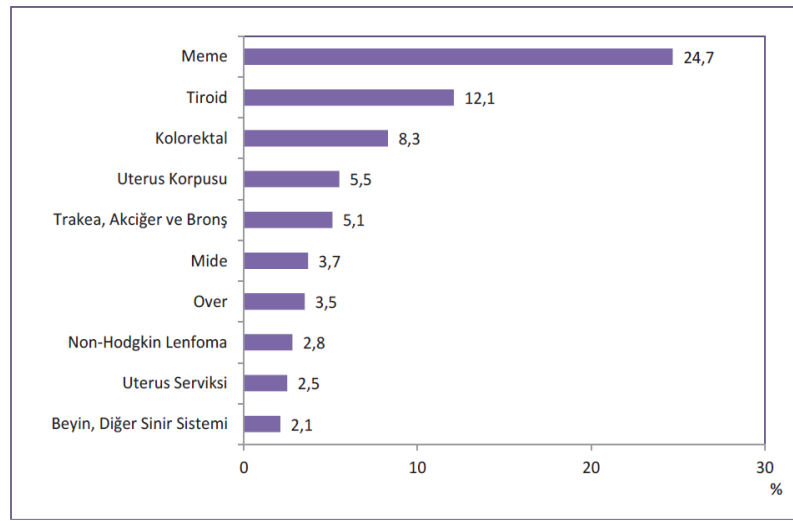


Şekil 2.2 Meme kanseri (<https://www.cancer.gov.tr>, 2019)

Her kadın meme kanseri olma riski altındadır. Yapılan araştırmalar 50 yaşından sonra kadınların meme kanserine yakalanma riskinin daha fazla olduğunu göstermektedir. Kadınlar yaşlandıkça kanser olma riski de artmaktadır. Meme kanserinin gelişimi çok unsurlu bir süreçtir. Meme kanserinin oluşum nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte

kişinin biyolojik, genetik, çevresel, hormonal ve yaşam tarzı gibi faktörlere bağlı olduğu düşünülmektedir. Meme kanseri için ana risk faktörleri arasında ise cinsiyet, artan yaş, gen mutasyonu, soy geçmişi bulunmaktadır (Gross 2000).

Türkiye’de meme kanseri Türkiye Halk Sağlığı Kurumunun mevcut verilerine göre kadınlar arasında en sık görülen kanser türü olup, meme kanserinin toplam kanser türlerine oranı 2015 yılındaki verilere göre %24,7 olarak belirtilmiştir (<https://saglik.gov.tr>, 2019).



Şekil 2.3 Kadınlarda en sık görülen 10 kanser türünün % dağılımı (<https://www.saglik.gov.tr>, 2019)

2.3 Meme Görüntüleme, Raporlama ve Veri Sistemi (Breast Imaging, Reporting and Data Systems, BIRADS) Sınıflaması

Raporlamayı standartlaştırmak, meme görüntüleme yorumlarındaki karışıklığı azaltmak ve sonuç takibini kolaylaştırmak amacıyla mamografik bulgular tanımlanmalı, değerlendirilmeli ve sınıflandırılmalıdır. Bu amaç doğrultusunda, BIRADS esas olarak Amerikan Radyoloji Koleji (American College of Radiology, ACR) başta olmak üzere çeşitli komitelerin üyeleri arasındaki işbirliğinin bir sonucu olarak oluşturulmuştur. Mamografi sonrası değerlendirme, BIRADS kategorisine göre 0 ile 6 kategori arasında değişebilir ve ileri klinik tedavi için önerilere yol açar.

Çizelge 2.1 BIRADS kategorisine göre klinik tedavi önerileri

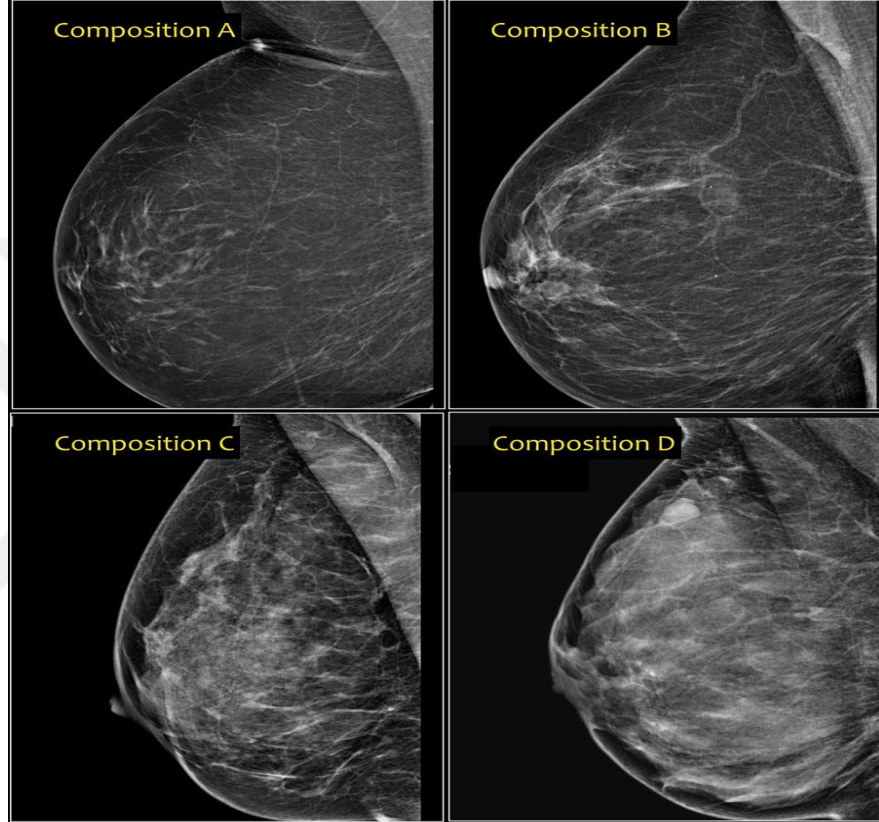
BI-RADS Kategorisi	Değerlendirme	Klinik Yönetim için Öneriler
0	Değerlendirme yetersiz. Karar vermek için ek tetkik gerektirir.	Önceki çalışmalarını gözden geçirmek ve ek görüntüleme işlemini tamamlamak gerekiyor.
1	Negatif	Rutin taramaya devam edilmesi gerekiyor.
2	İyi huylu bulgular	Rutin taramaya devam edilmesi gerekiyor.
3	Muhtemelen iyi huylu bulgular	Kısa süreli tarama gerektiriyor
4	Şüpheli	Biyopsi önerilir.
5	Kötü huylu olma şüphesi yüksek	Gerektiğinde tedavi ve biyopsi
6	Bilinen (biyopside kanıtlanmış) kötü huylu	Tedaviye cevabın takip edilmesi

Meme içeriği, kompozisyonu veya yoğunluğu, memedeki fibroglandüler dokuya karşı göreceli yağ oranının karşılaştırılmasıdır. BIRADS 4. versiyonu, meme yoğunluğunu yüzde fibroglandüler doku değerleriyle ilişkilendirilmiştir.

Çizelge 2.2 BIRADS 4. ve 5. versiyonuna göre meme kompozisyonunun tanımlanması (Spak vd. 2017)

Kategori	4. Versiyon	5. Versiyon
A	Neredeyse tamamen yağ (% 25'den az)	Meme neredeyse tamamen yağlı
B	Dağınık fibroglandüler yoğunluklar (% 25-50)	Fibroglandüler yoğunluklu dağınık alanlar var.
C	Meme heterojen olarak yoğun (% 50-75)	Meme heterojen olarak yoğundur. Bu küçük kitleleri gizleyebilir.
D	Son derece yoğun (% 75'ten büyük)	Meme son derece yoğundur. Bu da mamografinin hassasiyetini azaltır.

BIRADS 5. versiyonu, meme yoğunluğunu en azdan en yoğuna göre tanımlamıştır. Radyoloğun fibroglandüler yoğunluk miktarını görsel değerlendirmesine dayanır. BIRADS 5. versiyonu, meme yoğunluğunu tanımlamak için artık sayısal yüzde değerler içermemektedir (Spak vd. 2017).



Şekil 2.4 A: % 25'den az, B: % 25-50, C: % 50-75, D: %75'den büyük meme yoğunluklarının gösterilmesi (<http://www.radiologyassistant.nl/en>, 2019)

2.4 Mamografi

Mamografi, insan memesini tanı ve tarama amacıyla incelemek için kullanılan görüntüleme yöntemidir. X ışınları yardımıyla memenin yapısında bulunan lifli bağ doku, yağ doku ve glandüler dokunun görüntülenmesini sağlar. Karakteristik lezyonların veya mikrokalsifikasyonların saptanması ile meme kanseri erken teşhis edilir. Günümüzde mamografi, meme kanserinin teşhisinde mevcut olan en etkili yöntemdir. Bu yöntem, meme kanserini tedavi edilebilir aşamada daha erken tespit etmeye yardımcı olur. Meme

kanserinin erken teşhisi, ölüm oranının azaltılmasında ve doktorların hastalığın seyrini tahmin etmesinde önemli bir rol oynar (Simonetti vd. 1998).

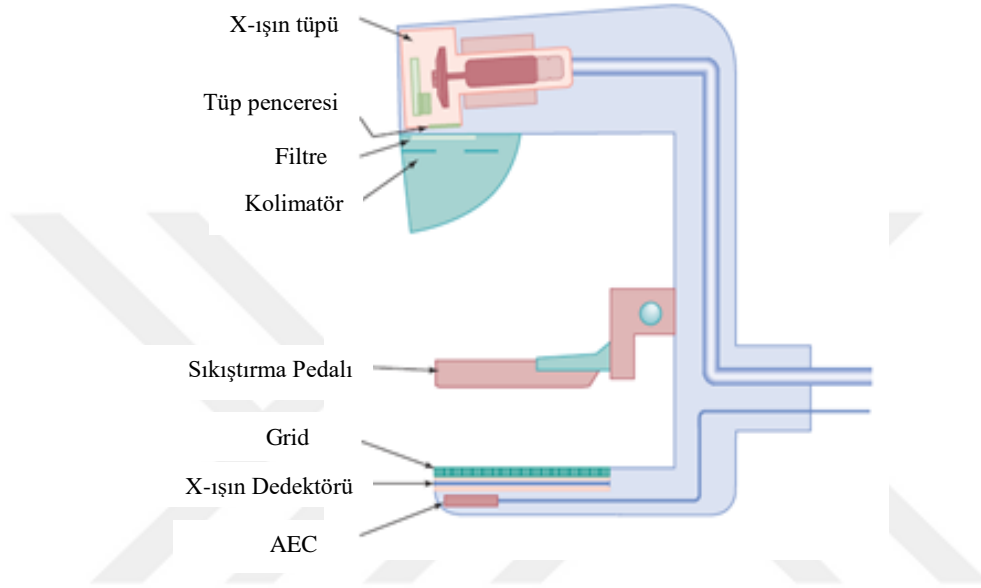


Şekil 2.5 Mamografi görüntüleme sistemi (www.hologic.com, 2019)

Mamografi sistemi, özel tasarlanmış X ışın tüpü, meme sıkıştırma pedalı, saçılan fotonların dedektöre ulaşmasını engelleyen grid, X ışın dedektör sistemi (film/ekran veya dijital dedektör) ve otomatik ışınlama kontrolü (Automatic Exposure Control, AEC) sisteminden oluşur. Günümüzde konvansiyonel film-ekran sistemlerinin yerine dijital dedektörler kullanılır.

Mamografi sistemi, meme taraması için diğer tüm konvansiyonel radyografi sistemlerinden daha etkili ve elverişli kılan iki ana bileşene sahiptir. Bu iki bileşen, X-ışın tüpü (hedef-filtre kombinasyonu) ve meme sıkıştırma pedalıdır. Mamografi sisteminde, Bremsstrahlung radyasyonunun istenmeyen düşük ve yüksek enerjili X-ışınlarını engellemek için ilave filtreler ve özel anot hedef materyali kullanılır. Böylece, memenin kalınlığı ve yoğunluğuna bağlı olarak en uygun X-ışını spektrumları elde edilir. Memenin karakteristiğine göre optimum görüntü kalitesini elde etmek için uygun hedef-filtre seçimi ve uygulanan tüp voltajı önemli parametrelerdir.

Tüp penceresi ve demet önüne eklenmiş ilave filtreler X-ışını enerji spektrumunun şekillenmesinde önemli rol oynar. Tüp penceresi berilyumdan yapılmıştır. Berilyumun düşük atom numarası ($Z=4$) ve tüp penceresinin düşük kalınlıkta (0,5-1,0 mm) olması nedeniyle düşük enerjili (5 keV'den az) Bremsstrahlung X-ışınları hariç tüm X-ışınları pencereden geçer (Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.6 Mamografi sisteminin ana bileşenlerinin gösterilmesi (Bushberg vd. 2012)

Mamografide X-ışını tüpleri üreticiye bağlı olarak anot açıları 0° ile 16° arasında değişen döner anotlara sahiptir. Molibdenyum, film-ekran mamografi sistemleri için kullanılan en yaygın anot hedef malzemesi olmasına karşın Rodyum (Rh) da hedef malzemesi olarak kullanılır. Dijital sistemlerde, anot hedef malzemesi olarak Tungsten (W) tercih edilir. Tungstende, yüksek atom numarası ($Z=74$) nedeniyle X-ışını üretim verimliliği daha fazladır. Tungsten, erime noktası (3410°C) ve ısı iletiminin yüksek olmasından dolayı tercih edilen bir hedef malzemedir (Flower 2012).

Film-ekran sistemlerinde, en yaygın filtre materyallerinden biri Molibdenyum'dur. Mo/Mo, Mo/Rh ve Rh/Rh film-ekran sistemlerinde tercih edilen hedef-filtre kombinasyonları arasındadır. Dijital mamografi sistemlerinde, hedef-filtre malzemesi olarak Tungsten/Rodyum (W/Rh) ve Tungsten/Gümüş (W/Ag), dijital meme tomosentez sistemlerinde ise bunlara ek olarak Tungsten/Alüminyum (W/Al) hedef filtre

kombinasyonları tercih edilir (Bouwman vd. 2015). Mamografi X-ışın tüpü, çift flamanla yapılandırılmıştır. Mamografi taramalarında genellikle büyük flaman yani büyük odak noktası (0,30 – 0,40 mm) tercih edilir. Küçük odak noktası (0,10 – 0,15 mm) magnifikasyon çalışmaları için kullanılır (Bushberg vd. 2012).

Katot tarafında X-ışın şiddeti daha fazladır. Homojen bir görüntü sağlamak amacıyla, X-ışın tüpünün katot tarafı hastanın göğüs duvarına yakın olarak ayarlanır. Böylece görüntü üzerinde eşit yoğunluk elde edilmeye çalışılır.

Mamografi incelemelerinde meme sıkıştırılır, bunun birkaç nedeni vardır: Sıkıştırma, meme dokularının yayılmasını sağlar. Böylece anatomik yapıların üst üste gelmesi en aza indirilerek yapıların belirginliğinin artırılması sağlanır. Farklı dokular (yağlı, glandüler, kanserli) farklı esnekliklere sahiptir. Çeşitli dokuların farklı miktarlarda yayılması, kanserli yapının görülme potansiyelini kolaylaştırabilir. Memenin sıkıştırılmasıyla meme kalınlığı azalır. Bu durum, X-ışınlarının memeye daha homojen nüfus etmesini sağlar. Görüntünün netliği artarken, geometrik bulanıklık azalır. Meme kalınlığının azalması sayesinde dedektöre ulaşan saçılan X-ışınlarının miktarı azalır. Ayrıca, meme içindeki herhangi bir düzlemden dedektöre olan mesafenin kısalması sonucu, geometrik yarı gölge etkisi azalır (Bushberg vd. 2012).

Mamografi sisteminin komponenti olan grid, dedektöre doğru gelen, görüntüde yanlış değerlendirmelere sebep olabilecek saçılan radyasyonu engeller. Meme içinden geçen X-ışınlarının saçılması sonucu görüntünün kontrastı azalır. Böylece görüntü kalitesi düşer. Gridler, dedektöre gelen saçılan radyasyonu engellemeye çalışarak görüntü kalitesinin artırılması için tasarlanmıştır (Dance vd. 2014).

AEC sistemi, memenin yoğunluğu ve kalınlığına göre optimum optik yoğunluk/piksel değeri elde etmek için tüp akımı, tüp voltajı ve hedef-filtre parametrelerini otomatik olarak ayarlayan bir sistemdir. Sistem, bu ışınlama parametrelerinin değerini belirlemek için gerçek ışınlama yapmadan önce ön ışınlama uygular. Yeterli sinyal sağlandığında ışınlama otomatik olarak durdurulur.

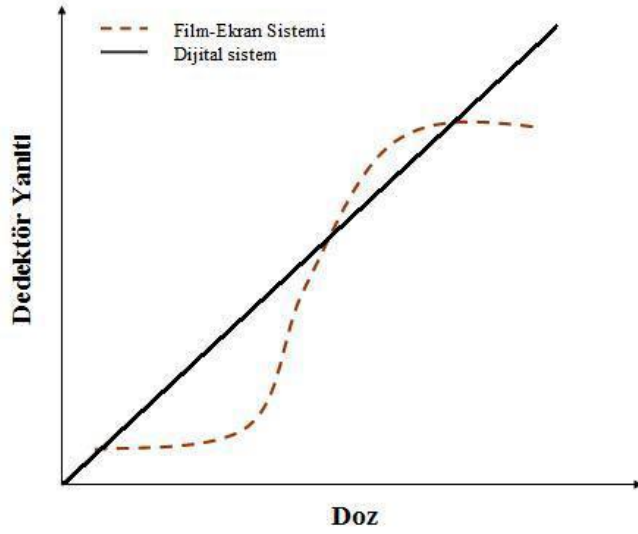
2.4.1 Dijital mamografi

Film-ekran sistemi, meme kanserinin tespiti ve radyolojik tanısı için geliştirilmiş ve belirti vermeden seyreden kanserlerin tespiti için kullanılmıştır. Bu sistemin meme kanserinden kaynaklanan ölümlerin azalmasına katkıda bulunduğu gözlenmiştir. Ancak, sistemde bazı teknik sınırlamalar olduğundan dolayı 2000 yılında ticari olarak tanıtılan dijital mamografi, film-ekran mamografi sistemindeki bu teknik sınırlamaların üstesinden gelmek için geliştirilmiştir (Dance vd. 2014).

Bu sınırlamalar ise;

- Filmin sınırlı ışınlama aralığı
- Hem düşük hem de yüksek ışınlama yapılması durumunda filmin tepkisi
- Görüntü parlaklığı ve kontrastı ayarlamadaki esneklik ve ışınlama seviyesine göre sabit kalması
- Film ve ekran yapısı ile ilgili gürültü
- Görüntüyü optimize etmedeki sınırlamalar
- Görüntülerin saklanması ve alınmasındaki zorluklar
- Filmlerin imhası ile ilgili çevresel durumlardır (Dance vd. 2014).

Şekil 2.7’de dijital sistemlerin, film-ekran sistemlerine göre daha geniş bir dinamik aralığa ve doğrusal bir tepkiye sahip oldukları görülmektedir. Dijital dedektörlerin X-ışın fotonlarını soğurmada yüksek etkinliği, artan radyasyon dozuna lineer tepki vermesi ve düşük sistem gürültüsü sayesinde lezyonların tespit edilebilirliğini arttırdığı görülmektedir (Feig ve Yaffe 1998). Dijital mamografinin potansiyel avantajları arasında ayrıca, yoğun memelerde gelişmiş tanı doğruluğu, daha düşük hasta dozu ve yeni tekniklerin tanıtılmasına olanak sunması yer almaktadır (Tabar 2012). İşlem sonrası radyolog, gelişmiş yazılımlar sayesinde şüpheli bulguları daha iyi değerlendirmek için kontrast ve parlaklığı değiştirebilmektedir.



Şekil 2.7 Dijital dedektörlerin lineer bir tepki göstermesi ve geniş dinamik aralığı (Bushberg vd. 2012)

Dijital mamografide dedektör, film-ekran sisteminin yerini alır. Dedektör, memeyi geçtikten sonra dedektöre ulaşan fotonların yoğunluğu ile doğru orantılı olan bir sinyal üretir. Dijital sistemlerde görüntü, film/ekran sistemlerindeki optik yoğunluklar yerine piksellerden oluşan matris olarak oluşturulur. Matrislerdeki rakamların her biri, film-ekran sistemlerinde o noktadaki optik yoğunluk değerlerine denk gelir.

Dijital mamografi için AEC dedektörleri önemli bir rol oynamaktadır ve memeye optimum radyasyon dozu verilmesine yardımcı olur. Otomatik ışınlama kontrolü sistemi, farklı meme kalınlıklarına ve yoğunluklarına karşı dedektöre sabit doz gelmesini sağlar. Bunun için X-ışın tüpü asıl ışınlamadan önce kısa süreli ışınlama yapar ve meme içeriği hakkında bilgi toplanır. Üretici firma tarafından ayarlanan referans dedektör dozunu verecek ışınlama parametrelerini otomatik olarak seçer ve görüntü bu şekilde elde edilir.

Dijital mamografide görüntü elde etme, işleme ve depolama birbirinden bağımsız olarak gerçekleştirilir. Böylece her biri optimize edilebilir. Görüntü elde etme, geniş bir dinamik aralığa sahip olan düşük gürültülü X-ışın dedektörleri ile gerçekleştirilir. Bu dedektör aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır:

- Gelen radyasyon ışınının verimli bir şekilde soğrulması ve doğrusal veya logaritmik bir yanıt elde edilmesi

- Görüntülerin X-ışın kuantum gürültüsü ile sınırlı olmasını sağlamak için düşük intrinsik gürültü ve yeterli uzaysal ayırma gücü
- Minimum 18 cm x 24 cm ve tercihen 24 cm x 30 cm alan boyutuna sahip olması (Dance vd. 2014)

Görüntü elde edilmesinde dedektör sistemi olarak bilgisayarlı radyografi, indirekt flat panel (düz alan), direkt flat panel, alan taramalı ve katı hal dedektörleri kullanılır (Cowen vd. 2008).

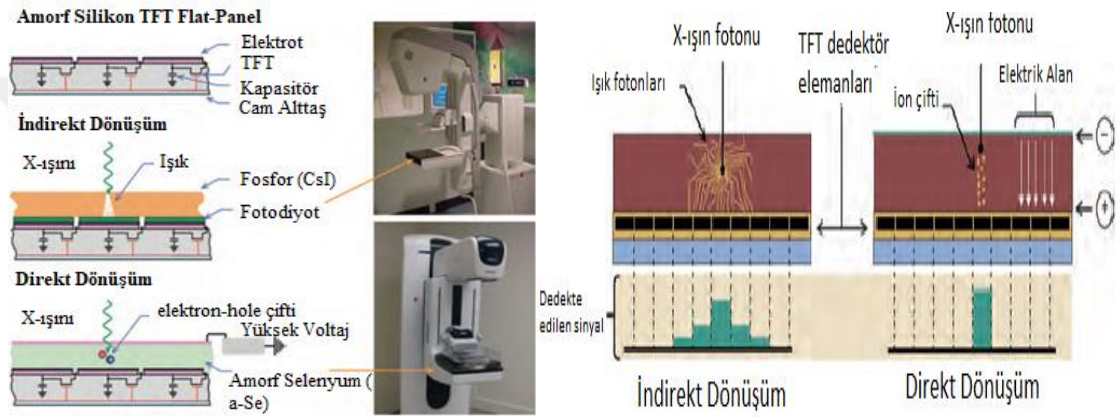
Flat panel (düz alan) dedektörleri

Flat panel dedektör dizileri, klinik olarak son 20 yıldır dijital mamografide kullanılan başlıca dedektör teknolojileridir. Işınlama boyunca meydana gelen elektronik sinyalleri (elektrik yükü) toplayan bir dizi pikseller vardır. Oluşan elektrik yükleri her bir dedektör elemanında bulunan kapasitörde depo edilir ve hemen ardından görüntü elde etmek için sinyal okuma işlemi ince film transistörler (thin film transistor, TFT) aracılığıyla gerçekleşir (Smith 2003). Her dedektör elemanında bulunan bileşenler arasında açma-kapama anahtar görevi gören transistör, yük toplama elektrodu ve depolama kapasitörü vardır. Görüntü elde etme sırasında, kapı hattı (gate line) tarafından kontrol edilen transistör 'kapalı' konumdadır ve elektrot tarafından toplanan yük kapasitörde depolanır. Okuma işlemi, her sıra boyunca transistörler açılarak her bir kapı hattının aktive edilmesiyle ve her bir sütun boyunca boşaltma hatları üzerinden sayısallaştırıcılara ve yükselteçlere gönderilecek olan yüklerin transferine izin verilmesiyle gerçekleştirilir. Yükselteçler ve sayısallaştırıcılar, sinyalleri dijital görüntü matrisine aktarmak için dijital değerlere dönüştürür. Dijital görüntü daha sonra bilgisayar belleğinde saklanır. Bazı hızlı flat panel tasarımlarında, tüm dizinin okunması milisaniye mertebesinde gerçekleştirilir. Flat panel ince film transistör yapısı, amorf silikon malzemesinden yapılır. Flat panel dedektörler indirekt ve direkt olarak ikiye ayrılırlar (Bushberg vd. 2012).

İndirekt flat panel dedektörler

İndirekt sistemlerde, X-ışını enerjisini görünür ışık fotonlarına dönüştürmek için sintilasyon malzemesi kullanılır. X-ışın enerjisi ile doğru orantılı olarak oluşan ışık fotonları daha sonra fotodiyotlar aracılığıyla yüke dönüştürülür. Talyum katkılı sezyum iyodür (CsI(Tl)), X-ışınlarını görünür ışığa dönüştürmek için yaygın olarak kullanılan

sintilasyon malzemesidir (Smith 2003). CsI(Tl)'ün iğne şeklindeki kristal yapısı sayesinde görünür ışık fotonlarının minimum saçılma göstererek doğrusal bir yönde fotodiyota ulaşması sağlanır. Fotodiyota ulaşan ışık fotonları, elektriksel yüke dönüştürülür. Oluşan elektriksel yük, fotodiyot üzerine düşen ışık fotonu ile orantılıdır ve kondansatörde depolanır. TFT'lerde okunan yükler sayesinde oluşacak görüntüye ait bilgi edinilir (Yaffe ve Mainprize 2004). Şekil 2.8'de gösterilen indirekt dönüşümde, fotonların yanal yönde hareket etmesiyle sintilatörde oluşan ışık dağılımı, uzaysal ayırma gücü ve görüntü bulanıklığına sebep olur (Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.8 İndirekt ve direkt dönüşümün gösterilmesi (Bushberg vd. 2012)

Direkt flat panel dedektörler

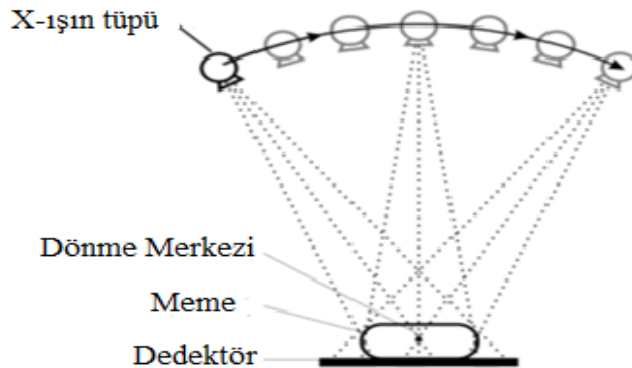
Direkt flat panel dedektörlerde, gelen X-ışını yoğunluğu ile orantılı olarak elektron-hole çiftleri oluşturan yarıiletken bir malzeme kullanılır. Amorf selenyum (a-Se) en yaygın olarak kullanılan yarı iletkenidir. a-Se tabakasında X-ışın enerjisi direkt olarak elektrik yüküne dönüştürülür ve ara işlem yoktur (Zhao vd. 2005). a-Se, dedektör alanı üzerine yer alan yüzey elektrotu ve her bir dedektör elemanında bulunan yük toplama elektrotu arasında yerleştirilir. Yaklaşık 0.5 mm kalınlığa sahiptir ve elektron-hole çiftleri bu yarı iletken tabakada oluşur. Dışardan uygulanan elektrik alan etkisi altında, elektron ve holler elektrotlara doğru sürüklenir (Bushberg vd. 2012). Dışardan uygulanan gerilim sayesinde oluşan elektron-hole çiftleri sinyale dönüştürülür ve TFT'lerde okunurlar. İndirekt sistemlerde meydana gelen ışık dağılım problemi, X-ışınları direkt olarak yüke dönüştürüldüğü için direkt sistemlerde yoktur (Zhao vd. 2005). Elektron ve holler elektrik alan çizgileri yönünde hareket ederler ve yükün yanal hareketi yoktur. Bu durum, elektron

ve hollerin 1µm gibi son derece dar bir bölgede yayılması ile sonuçlanır. Böylece, direkt flat panel dedektörler yüksek uzaysal ayırma gücüne sahiptir. Şekil 2.8’de gösterildiği gibi direk dedektör sistemleri için X-ışını etkileşimi ile serbest kalan iyon çiftleri elektrik alan çizgilerini takip eder (holler yukarı, elektronlar aşağı doğru) ve ihmal edilebilir yanıl yayılım gösterir. (Bushberg vd. 2012). Direkt sistemlerde, sintilatör kullanılmadığından dolayı ışık dağılımı etkisinden kaynaklanan bir kayıp yoktur.

Flat panel dedektörler, film-ekran ve bilgisayarlı radyografiye göre kıyaslandığında daha iyi bir görüntü kalitesine sahiptir. Gelen radyasyonu ışınımı verimli bir şekilde soğurması, geniş dinamik aralığı, doğrusal bir yanıt elde edilmesi, ergonomik yapıya sahip olmaları, düşük intrinsik gürültü ve iyi uzaysal ayırma gücü flat panel dedektörlerinin avantajları arasındadır (Bushberg vd. 2012).

2.4.2 Dijital meme tomosentezi (DMT)

Dijital radyografik görüntüleme, konvansiyonel film-ekran sistemlerinde mümkün olmayan görüntü üzerinde işlem yapma olanakları sunar. İki boyutlu mamografinin en büyük sorunlardan biri, meme yapısındaki normal ve patolojik dokular üst üste binebilmektedir. Şüpheli lezyonların ve fibroglandüler dokunun üst üste binmesinden dolayı meme kanserini veya meme içindeki diğer anormal yapıları tespit etmek zorlaşabilmektedir (Kim vd. 2013). İki boyutlu projeksiyonlar, yeniden oluşturma algoritmaları kullanılarak görüntülenen nesnenin üç boyutlu bilgisini sağlayabilir. Böylece üç boyutlu X-ışın görüntüleme teknikleri kullanılarak dokuların üst üste binmesinden dolayı tespit edilemeyen lezyonlar saptanabilir.



Şekil 2.9 Dijital meme tomosentezinde meme görüntüsü elde etmenin şematik gösterimi (Yaffe 2008)

DMT, günümüzde memenin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için geliştirilen ve böylece iki boyutlu standart mamografide üst üste binen normal ile patolojik dokuların ayrı ayrı görüntülenebilmesini sağlayan bir sistemdir. Bu yöntemde, kısa okuma süresi içinde (4-20 s) X-ışın tüpü meme etrafında sınırlı bir açı aralığında ($\pm 7.5^\circ$ ile $\pm 50^\circ$) hareket ederken, birkaç açısal pozisyonda çok sayıda ardışık görüntü (11-51) elde edilir. Her görüntü, meme hacmindeki içeriği farklı yansıtır. Farklı açılarda elde edilen projeksiyon bilgilerinden kesit elde etme algoritmaları kullanılarak, genellikle 1 mm'lik kesitler halinde memenin kesit görüntüleri yeniden oluşturulur. Bu projeksiyon görüntü veri setleri birleştirilerek memenin üç boyutlu görüntüsü elde edilir. Yüksek hızlı dijital okuma ile 10 saniyeden daha kısa sürede birkaç projeksiyon görüntüsü elde edilir. DMT teknolojisinin üstün tanı yöntemi ile hasta gereksiz ek incelemelerden kurtulur ve meme kanseri erken evrede tedavi edilebilir (Bushberg vd. 2012).

2.5 Ortalama glandüler dozun hesaplanması

Mamografi incelemelerinde her ne kadar hasta düşük doza maruz kalsa da, iyonlaştırıcı radyasyon kullanımı, ölümcül meme kanserine neden olma riskini barındırır. Meme içindeki glandüler doku, hassas ve radyasyona duyarlı bir dokudur. Bu nedenle, mamografi kaynaklı radyasyona bağlı kanser gelişme riskini tahmin etmek için ortalama glandüler doku dozunun (Average Glandular Dose, AGD) bilinmesi gerekir. Ancak, direkt ortalama glandüler doku dozu değerini ölçmek mümkün değildir. Bu sebeple hesaplama yapılır. İki boyutlu dijital mamografi için AGD, ESAK (K) ve Monte Carlo simülasyon tekniği ile türetilen dönüşüm faktörleri (g, c, s) kullanılarak hesaplanır. Dijital mamografi için AGD, Denklem (2.1) ile hesaplanır.

$$AGD = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad (2.1)$$

Burada K, ESAK değerini; g, ESAK değerinden %50 glandüler - %50 yağ dokusu oranı için glandüler doku dozuna geçiş faktörünü; c, meme içeriğinin standart meme içeriğinden (%50 glandüler-%50 yağ) farklı olması durumunda g faktörüne uygulanan düzeltme faktörünü; s, mamografik inceleme sırasında Molibdenyum hedef/Molibdenyum filtre X-ışın spektrumu dışındaki hedef-filtre seçenekleri için X-ışın spektrumu düzeltme faktörünü ifade eder (Dance vd.2009).

AGD hesabında kullanılan dönüşüm faktörleri aşağıdaki parametrelere bağlıdır:

- Meme kalınlığı
- Memenin glandüler doku-yağ kompozisyonu
- Mamografik çekimde kullanılan hedef-filtre
- HVL

Dijital meme tomosentezinde, X-ışın tüpü meme etrafında belli bir açı aralığında hareket ederken belli projeksiyonlarda düşük dozda ışınlama yapılarak görüntüler elde edilir. Bu nedenle dijital meme tomosentezinde, tüpün belli açı arkında hareketi nedeniyle tomo faktörü eklenilerek denklem genişletilebilir. Dijital meme tomosentezi için AGD, Denklem (2.2) ile hesaplanır:

$$AGD_T = K_T \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T \quad (2.2)$$

Burada K_T , toplam mAs değeri için tüp 0^0 pozisyonundayken meme girişinde ölçülen ESAK değeridir. T ise tomo faktördür (Dance vd. 2010).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

3.1.1 Hologic Selenia Dimension dijital meme tomosentez sistemi

Hologic Selenia Dimension sistemin özellikleri ve bu cihazda gerçekleştirilen konvensiyonel 2D görüntüleme ve tomosentez görüntülemenin teknik özellikleri sırasıyla Çizelge 3.1, 3.2 ve 3.3'te gösterilmiştir. Hologic selenia dimension mamografi cihazı Şekil 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1 Hologic Selenia Dimension sisteminin özellikleri (Smith 2016)

Geometri tipi	Tam alan
Dedektör tipi	Amorf Selenyum (a-Se)
Dedektör eleman aralığı (μm)	70
X-ışını tüpü hareketi	Sürekli
Hedef	Tungsten (W)
Filtre (μm)	Al: 700
Açısal aralık ($^{\circ}$)	15
Projeksiyon görüntülerin sayısı	15
Kaynak – dedektör mesafesi (mm)	700
Dedektör ve dönme merkezi arasındaki mesafe	0

Çizelge 3.2 Konvensiyonel 2D görüntülemenin teknik özellikleri (Smith 2016)

Konvensiyonel 2D görüntüleme
* Amorf Selenyum (a-Se) dedektör, 24x29 dedektör alanı
* 70 μm piksel boyutu
* Rh ve Ag filtre
* 20-39 kVp
* HTC grid
* Büyütme modunda grid yok

Çizelge 3.3 Tomosentez görüntülemenin teknik özellikleri (Smith 2016)

Tomosentez Görüntüleme

- * Amorf Selenyum (a-Se) dedektör, 24x29 dedektör alanı
 - * 140 μm (2x2) piksel boyutu
 - * Al filtre
 - * Saçılma önleyici grid yok
 - * 15° açı arkında tarama yaparak hareket eden X-ışını tüpü
 - * 15 projeksiyon görüntü sayısı
 - * 3.7 saniyede görüntü elde etme
 - * Yeniden oluşturma (Reconstruction)
 - * ~100 μm piksel boyutu, 1 mm kesit kalınlığı
-



Şekil 3.1 Hologic Selenia Dimension mamografi cihazı

3.1.2 Radcal iyon odası

Tüp çıkışları ve yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) ölçümünde mamografi doz ölçüm bölgesine duyarlı 10x6-6M Radcal iyon odası kullanılmıştır. Teknik özellikleri Çizelge 3.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4 10x6-6M Radcal iyon odasının teknik özellikleri (<https://radcal.com>, 2019)

Işınlama Hızı (Exposure Rate)	2 μ R/s – 10 R/s 20 nGy/s – 88mGy/s
Işınlama	10 μ R – 59 kR 100 nGy – 516 Gy
Otomatik Doz Eşiği	2 mR/s 19 μ Gy/s
Kalibrasyon Doğruluğu	\pm % 4 X-ışını kullanarak @ 30kVp ve 0.50 mm Al (HVL)
Işınlama Hızı Bağımlılığı	\pm % 5, 0.02 R/min - 600 R/min
Enerji Bağımlılığı	\pm % 5, 10 keV - 40 keV
Yapı	0.7 mg / cm ² metalize polyester pencereleli paralel plaka Poliasetal dış 6 cm ³ aktif hacim 0.08 kg

3.1.3 Alüminyum plaka (Al plate)

Bu tez kapsamında, yarı değer kalınlık değerinin hesabı ve testi için gerekli olan 0.1 mm kalınlıkta ve %99.9 saflıkta olan Al plakalar kullanılmıştır. Yarı değer kalınlığı, hem demet kalitesini değerlendirmek hem de ortalama glandüler doku dozunun hesaplanması için önemli bir parametredir. Kullanılan Al plakalar Şekil 3.2'de gösterilmektedir.



Şekil 3.2 Alüminyum plakalar

3.1.4 ImageJ görüntü işleme programı

ImageJ, ulusal sağlık enstitüleri ve optik laboratuvarında geliştirilen Java tabanlı bir görüntü işleme programıdır. Memenin glandüler-yağ dokusu kompozisyonu hesaplanmasında java tabanlı ImageJ görüntü işleme programı kullanılmıştır. Maddeler halinde ImageJ programını teknik özellikleri aşağıda belirtilmiştir:

- Bu görüntü işleme yazılımı, 8 bit renkli ve gri tonlamalı, 16 bit ve 32 bit görüntüleri düzenleyebilir, analiz edebilir, işleyebilir ve yazdırabilir.
- TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS birçok görüntü formatında okunabilir.
- Kullanıcı tanımlı seçimlerin alan ve piksel değeri istatistiklerini hesaplayabilir.
- Mesafeleri ve açıları ölçebilir.
- Yoğunluk histogramları ve çizgi profil grafikleri oluşturabilir.
- Kontrast yönetimi, görüntüyü keskinleştirme, düzleştirme ve kenar algılama gibi standart görüntü işleme fonksiyonlarını destekler.
- Ölçekleme, döndürme ve çevirme gibi geometrik dönüşümler yapar. Tüm analiz ve işleme fonksiyonları büyütme faktöründe mevcuttur. Yoğunluk veya gri tonlama kalibrasyon mevcuttur.
- ImageJ, Java eklentileri ile genişletilebilen bir program olarak tasarlanmıştır.

3.2 Yöntem

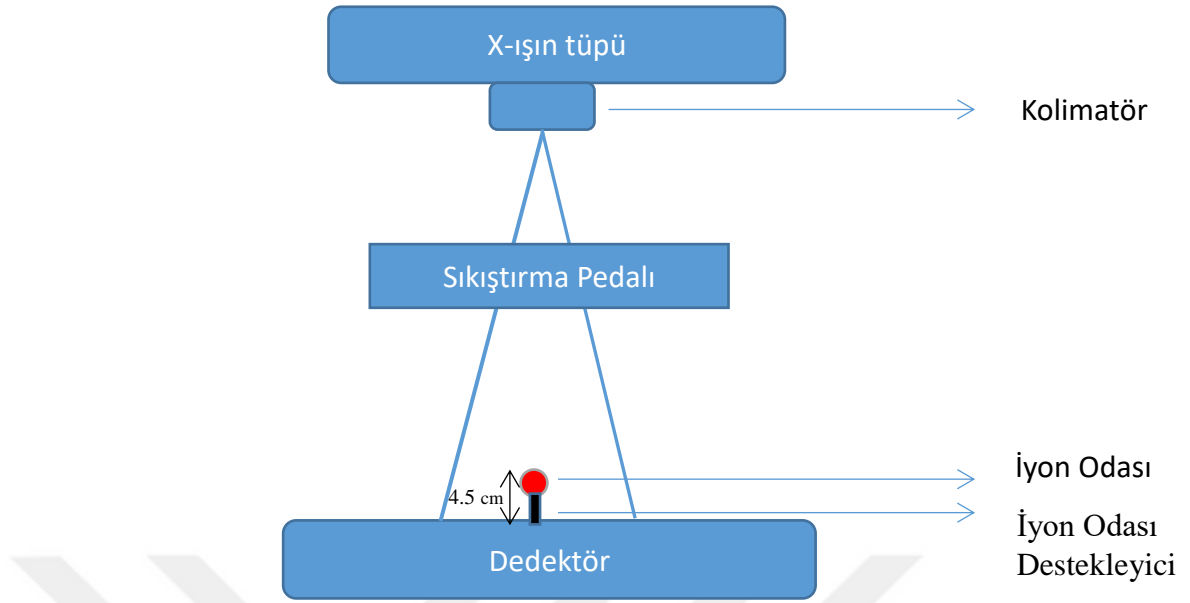
3.2.1 Mamografi sisteminin kalite kontrol testleri

3.2.1.1 Tüp çıkışı

Tüp çıkışı testi, radyolojik çekimlerde X-ışını sistemlerinin performansını değerlendirmeyi hedefleyen bir testtir. Bu test sayesinde hasta incelemelerinde kullanılan, tüp voltajı (kilovoltaj, kVp), mAs (miliamper × saniye) ve hedef-filtre kombinasyonu parametrelerine karşılık ışınlama ile ilgili bilgi edinilir. Tüp çıkış değeri, kVp ve mAs parametreleri ile yakından ilişkilidir. Bu parametrelerin artması ile tüp çıkışı değeri de artmaktadır. Belli bir sabit mAs değeri belirlenerek demet kalitesini gösteren farklı kVp ve hedef-filtre kombinasyonu için tüp çıkışı değeri $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ cinsinden hesaplanır.

Dijital meme tomosentez sistemlerinin fiziksel ve teknik yönlerinin kalite kontrolü protokolüne göre tüp çıkış değeri için herhangi limit belirtilmemiştir. Bu protokol, sıfır derece açılı sabit modda ve iyon odası, göğüs duvarı kenarından 60 mm içeriye doğru meme platformunu ortalayacak şekilde yerleştirilerek ölçümlerin alınması gerektiğini belirtmektedir (Yan Engen vd. 2018).

Hasta incelemelerinde seçilen hedef-filtrelerin kVp aralığında, farklı kVp'lerde ölçülen tüp çıkış değerleri grafiğe geçirilerek eğri fit denkleminde, ölçüm alınmayan kVp değerlerine karşılık gelen tüp çıkış değerleri $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ cinsinden hesaplanmıştır. Tez çalışmasında, Şekil 3.3'deki tüp çıkışı testi deney düzeneği kullanılarak ölçülen tüp çıkışları, ortalama glandüler doku dozunun hesabında kullanılan 'ESAK' değerinin belirlenmesinde kullanılmıştır.



Şekil 3.3 Tüp çıkışı testi ölçüm düzeneği

3.2.1.2 Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi

Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testi, aynı ışınlama parametreleri kullanılarak tüp çıkışı değerlerinin birbirine benzer olup olmadığını kontrol eden bir testtir. Mamografi sisteminde, tüp çıkışı değerlerinin aynı ışınlama şartlarında benzer sonuçlar vermesi, tüp çıkışının kararlı olduğunu göstermektedir. Bu testi uygulamak için mamografi doz ölçüm bölgesine duyarlı iyon odasından yararlanılır.

Tekrarlanabilirlik değeri Avrupa Komisyonu protokolüne göre % 5'ten küçük olması gerekmektedir. X ışın demeti kolimatör yardımıyla iyon odasını kapsayacak şekilde ayarlanmaktadır. Ölçümler, belli kVp, mAs ve hedef-filtre kombinasyonunda üst üste on ışınlama yapılarak alınmaktadır. Tekrarlanabilirlik, Denklem (3.1) kullanılarak hesaplanır.

$$\% T = \frac{\left(\frac{mR}{mAs}\right)_{maks} - \left(\frac{mR}{mAs}\right)_{min}}{\left(\frac{mR}{mAs}\right)_{ort}} \quad (3.1)$$

3.2.1.3 Yarı-değer kalınlığı (HVL) testi

Yarı değer kalınlığı, aynı ölçüm parametrelerinde (kVp, mAs, hedef-filtre) yapılan ışınlamanın başlangıç doz değerini, yarı değerine indirecek şekilde azaltan alüminyum kalınlığıdır. HVL, demet kalitesini değerlendirmek için önemli bir parametredir ve mm Al cinsinden ifade edilir. Mamografide, düşük enerjili ışınların kullanılması tercih edilir. Bunun sebebi yumuşak dokunun görüntülenmesidir.

HVL testi, mamografi sisteminin tüp filtrasyonunu değerlendirmek için yapılan önemli bir testtir. Bu test için, mamografi doz ölçüm bölgesine duyarlı iyon odası kullanılır. X-ışını demetinin önüne ince Alüminyum (Al) plakalar koyulur ve demetin azalımı hesaplanır (Yan Engen vd. 2018).

Ölçümler hem dijital mamografide hem de dijital meme tomosentez yönteminde, sıfır derece açılı sabit moda ayarlanarak yapılır. Ölçüm için sıkıştırma pedalı, tüpe mümkün olan en yakın konumda olacak şekilde yerleştirilir. X-ışın demeti, dedektör (iyon odası) alanını kaplayacak şekilde kolime edilir. Ölçümde kullanılacak dedektör, meme platformunun 4.5 cm üstüne ve meme platformunu ortalayacak şekilde yerleştirilir. İlk olarak X-ışın tüpü ile dedektör arasına Al plaka yerleştirilmeden, direkt olarak ışınlama gerçekleştirilerek ölçümler alınır. Sıkıştırma pedalının üstüne 0.1 mm kalınlıkta Al plakalar konularak ışınlama tekrarlanır. Bu işlemler, Al plaka yokken ölçülen ilk ışınlama değerinin, yarısı ya da yarısının altına düşene kadar tekrarlanır.

Hasta incelemelerinde kullanılan belli bir hedef-filtre kombinasyonunun (W/Rh, W/Ag ve W/Al) kVp aralığında, farklı kVp'lerde ölçümler alınarak HVL değerleri bulunur. Alüminyum kalınlığına karşı çizdirilen doz değerleri grafiğinde, alüminyum plaka yokken (0 mm Al) elde edilen doz değerini yarıya düşüren Al kalınlığı, grafik değerlerinin fit denkleminde hesaplanır. Belirli bir hedef-filtre kombinasyonu için farklı kVp'lerde ölçülen HVL değerleri grafiğe geçirilerek eğri fit denkleminde, ölçüm alınmayan kVp değerlerine karşılık gelen HVL değerleri hesaplanır.

Avrupa Komisyonu protokolüne göre farklı tüp voltajı ve hedef-filtre kombinasyonları için tipik HVL değerleri Çizelge 3.5'te gösterilmektedir. Hesaplanan HVL değerleri bu protokole göre kıyaslanarak değerlendirilmektedir. Yarı değer kalınlığı, hem demet

kalitesini değerlendirmek hem de ortalama glandüler doku dozunun hesaplanması için kullanılır.

Çizelge 3.5 Farklı tüp voltajı ve hedef-filtre kombinasyonları için tipik yarı değer kalınlığı değerleri (Amendoeira vd. 2013)

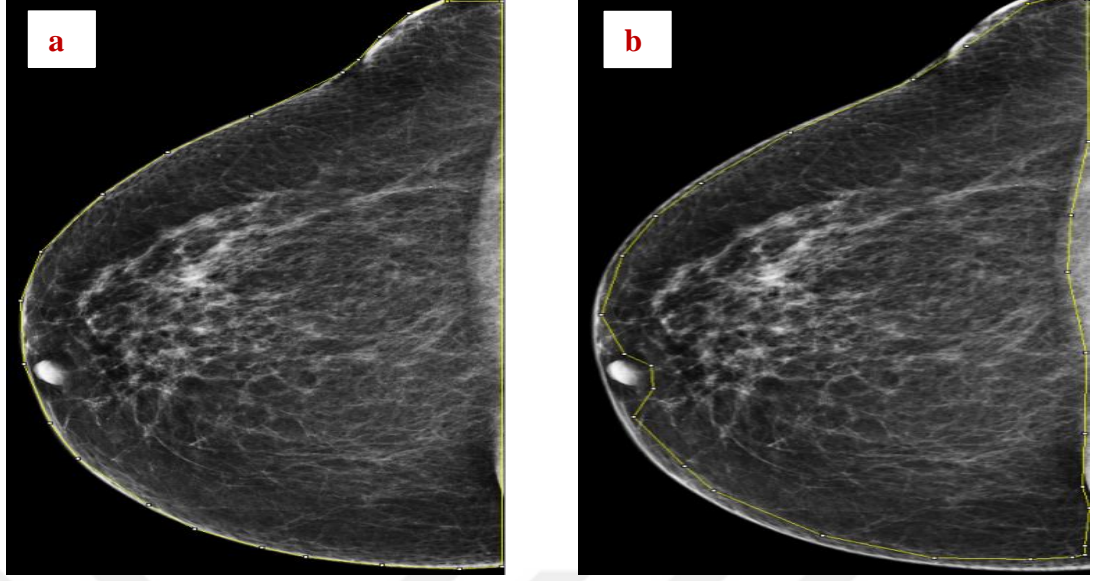
Hedef-filtre kombinasyonu için HVL (mm Al)							
kV	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh	W/Ag	W/Al (0.5 mm)	W/Al (0.7 mm)
25	0.32 ± 0.02	0.38 ± 0.02	0.37 ± 0.02	0.50 ± 0.03	0.51 ± 0.03	0.34 ± 0.03	0.42 ± 0.03
28	0.35 ± 0.02	0.42 ± 0.02	0.42 ± 0.02	0.53 ± 0.03	0.58 ± 0.03	0.39 ± 0.03	0.49 ± 0.03
31	0.38 ± 0.02	0.45 ± 0.02	0.45 ± 0.02	0.56 ± 0.03	0.61 ± 0.03	0.44 ± 0.03	0.55 ± 0.03
34	0.40 ± 0.02	0.47 ± 0.02	0.47 ± 0.02	0.59 ± 0.03	0.64 ± 0.03	0.49 ± 0.03	0.61 ± 0.03
37	-	-	-	0.62 ± 0.03	0.67 ± 0.03	0.53 ± 0.03	0.66 ± 0.03

3.2.2 Memenin glandüler-yağ kompozisyonunun hesaplanması

Operasyona uğramış veya şüpheli mikrokalsifikasyon içeren hastaların mamografi görüntüleri, glandüler doku ile karıştırılıp yanlış değerlendirmede bulunulmaması için bu tez çalışması kapsamında çıkarılmıştır. Dijital mamografide alınan görüntüler, her bir memenin kranio kaudal (Cranio-Caudal, CC) ve mediolateral oblik (Medio-Lateral Oblique, MLO) projeksiyonlarında alınmıştır. Dijital meme tomosentezinde ise görüntüler, tomo modda TMLO (Tomo Mediolateral Oblik) projeksiyonlarında alınmıştır. Glandüler doku alanının belirlenmesinde kullanılan görüntüler, DICOM formatında elde edilmiştir.

Memenin glandüler-yağ doku içeriği, ortalama glandüler doku dozu hesaplanmasında kullanılan c düzeltme faktörünün belirlenmesinde önemli bir parametredir. Memenin yoğunluğunu, glandüler alan belirler ve memenin toplam alanı ile ilişkisine bağlı olarak hesaplanır.

Meme yoğunluğunu hesaplamak için Java tabanlı ImageJ görüntü işleme programı kullanılır. Öncelikle memenin toplam alanını hesaplamak için memenin en dış sınırlarından ROI (Region of Interest) çizilir. ImageJ programında memenin toplam alanı, seçilen ROI'de (Şekil 3.4a) bulunan toplam piksel sayısı ile piksel boyutunun çarpılması sonucu mm^2 cinsinden bulunur. Glandüler alan değerini belirlemek için ise threshold (eşik) yöntemi kullanılır. Bu yöntem ile görüntüde yer alan gri seviye alanlarına bir sınırlama oluşturulur. İncelenen hastanın meme içeriğine göre threshold değerleri belirlenerek, belli piksel değerlerinin üstündeki bölgeler seçilir. Belirlenen threshold değeri ve üzerine ait gri seviye değerleri hesaba katılır. Seçilen threshold değeri ile seçilen ROI'de belirlenmiş gri seviyesine karşılık gelen toplam piksel sayısının, piksel boyutu ile çarpılması sonucunda glandüler alan bulunur. Piksel boyutu ve görüntü ile ilgili bütün bilgiler, programın 'Show info' kısmından alınır. Glandüler alan sınırı belirlenirken memenin dış yüzeyini çevreleyen 0.50 cm kalınlığındaki % 100 yüzey yağ katmanı ve meme ucu dâhil edilmez (Şekil 3.4b). Memenin glandüler doku oranı, glandüler doku alanının toplam meme dokusu alanına bölünmesiyle hesaplanır. ImageJ programından incelenen meme görüntülerinden tek bir threshold değerinin seçilmesinin doğru olmadığı düşünülmüştür. Hekim gözetiminde, normal, yağlı ve yoğun memeler için üç farklı threshold değerinin seçilmesinin daha doğru olacağına karar verilmiştir. Yağlı memelerde farklı threshold değeri seçilmesinin nedeni, glandüler doku ile diğer meme dokularının iç içe girmesinden kaynaklanır. Daha yüksek bir threshold değeri belirlenerek belli piksel değerlerinin üstündeki glandüler doku bölgeleri seçilir. Böylece, glandüler dokunun, diğer meme dokularından ayırt edilmesi sağlanır. Yoğun memelerde ise daha düşük threshold seçilir. Bunun nedeni, daha düşük piksel değerlerine karşılık gelen glandüler doku bölgelerinin de glandüler alana dahil edilmesidir.



Şekil 3.4 a: Memenin toplam alan sınırı b: Glandüler alan sınırı

Bu tezde, ortalama glandüler doku dozu, hem standart meme içeriğine (%50 glandüler - %50 yağ) göre hem de memenin gerçek glandüler doku içeriği göz önünde bulundurularak hesaplanır. Gerçek meme yoğunluğunu hesaplamak için ImageJ görüntü işleme programı kullanılır. Dance'in 2000 yılında yayınlanan makalesinde, sıkıştırılmış meme kalınlıklarına göre 40-49 ve 50-64 yaş aralığındaki kadınlar için ortalama meme yoğunluğu Çizelge 3.6'da belirtilmiştir. Ayrıca, Dance tarafından belirtilen glandülerite yoğunlukları için AGD değerleri bulunmuştur.

Çizelge 3.6'da bulunmayan ara değerler, yaş gruplarına göre sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık meme yoğunluğu grafiğinin üçüncü derece polinoma fit edilmiş denkleminde bulunmuştur. Memenin dış yüzeyi, 0.50 cm kalınlığındaki % 100 yüzey yağ katmanı olarak varsayılır (Dance 2000).

Çizelge 3.6 Sıkıştırılmış meme kalınlığının bir fonksiyonu olarak meme yoğunluğu (Dance 2000)

Sıkıştırılmış meme kalınlığı (cm)	40-49 yaş aralığı için meme yoğunluğu (%)	50-64 yaş aralığı için meme yoğunluğu (%)
2	100	100
3	82	72
4	65	50
5	49	33
6	35	21
7	24	12
8	14	7
9	8	4
10	5	3
11	5	3

3.2.3 Ortalama glandüler dozun (AGD) hesaplanması

Meme içindeki glandüler doku, hassas ve radyasyona duyarlıdır. Bu nedenle mamografi kaynaklı radyasyona bağlı kanser gelişme riskini tahmin etmek için ortalama glandüler doku dozunun hesaplanması önemlidir. AGD değeri iki boyutlu dijital mamografi için Denklem (2.1) ve dijital meme tomosentezi için Denklem (2.2) kullanılarak hesaplanır.

Her bir hasta için meme girişindeki hava kerma değerleri (ESAK);

1. Hasta incelemelerinde kullanılan ışınlama parametreleri (kVp, mAs)
2. Sıkıştırılmış meme kalınlığı
3. Ölçülen tüp çıkış değerleri kullanılarak hesaplanır.

Ortalama glandüler doku dozu, Dance ve arkadaşları tarafından Monte Carlo simülasyon tekniği ile türetilen düzeltme faktörleri (g, c, s, T) kullanılarak hesaplanır. Bu dönüşüm faktörlerinin değerleri, HVL, sıkıştırılmış meme kalınlığı ve memenin glandüler-yağ içeriğine bağlı olarak verilir. Ortalama glandüler doku dozu, aşağıda gösterilen üç farklı meme yoğunluğu içeriğine göre hesaplanmıştır.

- Standart meme içeriği (%50 glandüler - %50 yağ)
- Dance'in 2000 yılında yayınladığı 40-49 ve 50-64 yaş aralığındaki kadınların sıkıştırılmış meme kalınlıklarına karşılık gelen glandüler doku oranı

- Memenin ImageJ programından yararlanılarak elde edilen gerçek glandüler doku içeriği

Çizelge 3.7’de farklı meme kalınlıklarına ve HVL değerlerine karşılık gelen g faktörleri verilmiştir. Çizelgede yer almayan HVL ya da sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık gelen g değerleri şu şekilde türetilmiştir: Çizelge 3.7’de bulunmayan HVL değerlerine karşılık gelen g faktörü, sıkıştırılmış meme kalınlığı sabit tutularak, HVL - g değerleri grafiğinin lineer fit denkleminde hesaplanır. Aynı şekilde, çizelgede bulunmayan sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık gelen g değerleri, HVL değeri sabit tutularak, meme kalınlığı - g değerleri grafiğinin üçüncü derece polinoma fit edilmiş denkleminde bulunur. Böylece, Çizelge 3.7’de bulunmayan, hastanın sıkıştırılmış meme kalınlığına ve HVL değerlerine karşılık gelen ‘g’ düzeltme faktörünün ara değerleri elde edilir (Dance vd. 2000).

Çizelge 3.7 Meme kalınlıkları (2-11 cm) ve HVL aralığı (0.30-0.60 mm Al) için g faktörleri (Dance vd. 2000)

Meme kalınlığı (cm)	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

Çizelge 3.8 Meme kalınlıkları (2–11 cm) ve HVL aralığı (0.30–0.80 mm Al) için c faktörleri (Dance vd. 2000, 2010)

HVL (mmAl)	Meme kalınlığı (cm)	c faktörü				
		%0.1	%25	%50	%75	%100
0.30	2	1.130	1.059	1.000	0.938	0.885
0.35	2	1.123	1.058	1.000	0.943	0.891
0.40	2	1.111	1.054	1.000	0.949	0.900
0.45	2	1.099	1.052	1.000	0.948	0.905
0.50	2	1.098	1.050	1.000	0.955	0.910
0.55	2	1.086	1.043	1.000	0.955	0.914
0.60	2	1.089	1.045	1.000	0.959	0.919
0.65	2	1.081	1.040	1.000	0.961	0.923
0.70	2	1.076	1.038	1.000	0.963	0.928
0.75	2	1.072	1.035	1.000	0.966	0.932
0.80	2	1.067	1.033	1.000	0.968	0.936
0.30	3	1.206	1.098	1.000	0.915	0.836
0.35	3	1.196	1.090	1.000	0.919	0.842
0.40	3	1.181	1.087	1.000	0.922	0.851
0.45	3	1.169	1.080	1.000	0.924	0.858
0.50	3	1.164	1.078	1.000	0.928	0.864
0.55	3	1.154	1.071	1.000	0.932	0.870
0.60	3	1.142	1.065	1.000	0.933	0.874
0.65	3	1.134	1.065	1.000	0.939	0.883
0.70	3	1.125	1.061	1.000	0.943	0.889
0.75	3	1.117	1.057	1.000	0.946	0.896
0.80	3	1.110	1.053	1.000	0.950	0.902
0.30	4	1.253	1.120	1.000	0.898	0.808
0.35	4	1.244	1.112	1.000	0.903	0.816
0.40	4	1.227	1.105	1.000	0.907	0.825
0.45	4	1.209	1.102	1.000	0.909	0.829
0.50	4	1.209	1.094	1.000	0.912	0.835
0.55	4	1.196	1.093	1.000	0.918	0.843
0.60	4	1.185	1.090	1.000	0.923	0.850
0.65	4	1.172	1.082	1.000	0.925	0.857
0.70	4	1.162	1.077	1.000	0.929	0.864
0.75	4	1.151	1.073	1.000	0.933	0.872
0.80	4	1.141	1.068	1.000	0.938	0.880
0.30	5	1.282	1.127	1.000	0.886	0.794
0.35	5	1.272	1.121	1.000	0.890	0.801
0.40	5	1.258	1.120	1.000	0.899	0.810
0.45	5	1.248	1.115	1.000	0.898	0.815
0.50	5	1.242	1.111	1.000	0.903	0.817
0.55	5	1.227	1.105	1.000	0.906	0.824
0.60	5	1.216	1.102	1.000	0.910	0.830
0.65	5	1.201	1.095	1.000	0.915	0.840
0.70	5	1.189	1.089	1.000	0.920	0.847

HVL (mmAl)	Meme kalınlığı (cm)	c faktörü				
		%0.1	%25	%50	%75	%100
0.80	5	1.164	1.078	1.000	0.929	0.863
0.30	6	1.303	1.135	1.000	0.882	0.785
0.35	6	1.294	1.132	1.000	0.886	0.793
0.40	6	1.276	1.125	1.000	0.890	0.798
0.45	6	1.267	1.125	1.000	0.891	0.801
0.50	6	1.263	1.120	1.000	0.896	0.807
0.55	6	1.252	1.115	1.000	0.900	0.814
0.60	6	1.238	1.113	1.000	0.904	0.820
0.65	6	1.223	1.104	1.000	0.909	0.828
0.70	6	1.210	1.099	1.000	0.913	0.836
0.75	6	1.197	1.093	1.000	0.917	0.843
0.80	6	1.183	1.087	1.000	0.922	0.852
0.30	7	1.317	1.142	1.000	0.881	0.784
0.35	7	1.308	1.138	1.000	0.886	0.788
0.40	7	1.292	1.132	1.000	0.887	0.793
0.45	7	1.283	1.129	1.000	0.892	0.797
0.50	7	1.278	1.127	1.000	0.890	0.800
0.55	7	1.267	1.122	1.000	0.896	0.805
0.60	7	1.252	1.120	1.000	0.899	0.812
0.65	7	1.238	1.111	1.000	0.904	0.820
0.70	7	1.225	1.105	1.000	0.908	0.827
0.75	7	1.212	1.099	1.000	0.913	0.835
0.80	7	1.198	1.093	1.000	0.917	0.843
0.30	8	1.325	1.143	1.000	0.879	0.780
0.35	8	1.312	1.140	1.000	0.884	0.786
0.40	8	1.302	1.136	1.000	0.885	0.790
0.45	8	1.298	1.137	1.000	0.887	0.799
0.50	8	1.289	1.132	1.000	0.889	0.794
0.55	8	1.278	1.125	1.000	0.890	0.800
0.60	8	1.266	1.123	1.000	0.894	0.806
0.65	8	1.250	1.115	1.000	0.901	0.815
0.70	8	1.237	1.110	1.000	0.905	0.822
0.75	8	1.223	1.104	1.000	0.909	0.829
0.80	8	1.209	1.097	1.000	0.914	0.837
0.30	9	1.328	1.145	1.000	0.879	0.780
0.35	9	1.319	1.145	1.000	0.884	0.786
0.40	9	1.308	1.138	1.000	0.884	0.789
0.45	9	1.301	1.135	1.000	0.886	0.792
0.50	9	1.295	1.134	1.000	0.887	0.793
0.55	9	1.285	1.128	1.000	0.890	0.798
0.60	9	1.272	1.124	1.000	0.893	0.801
0.65	9	1.258	1.119	1.000	0.899	0.811
0.70	9	1.246	1.113	1.000	0.903	0.818
0.75	9	1.232	1.108	1.000	0.907	0.825

HVL (mmAl)	Meme kalınlığı (cm)	c faktörü				
		%0.1	%25	%50	%75	%100
0.30	10	1.329	1.147	1.000	0.880	0.780
0.35	10	1.319	1.144	1.000	0.881	0.785
0.40	10	1.311	1.138	1.000	0.883	0.788
0.45	10	1.305	1.138	1.000	0.886	0.791
0.50	10	1.302	1.138	1.000	0.886	0.791
0.55	10	1.290	1.133	1.000	0.889	0.796
0.60	10	1.279	1.125	1.000	0.891	0.797
0.65	10	1.265	1.121	1.000	0.897	0.809
0.70	10	1.252	1.116	1.000	0.901	0.815
0.75	10	1.239	1.110	1.000	0.905	0.822
0.80	10	1.225	1.104	1.000	0.909	0.829
0.30	11	1.328	1.143	1.000	0.879	0.779
0.35	11	1.322	1.142	1.000	0.882	0.784
0.40	11	1.315	1.140	1.000	0.885	0.791
0.45	11	1.312	1.138	1.000	0.885	0.789
0.50	11	1.303	1.140	1.000	0.885	0.789
0.55	11	1.293	1.134	1.000	0.888	0.793
0.60	11	1.284	1.129	1.000	0.893	0.798
0.65	11	1.269	1.123	1.000	0.896	0.807
0.70	11	1.257	1.118	1.000	0.900	0.813
0.75	11	1.244	1.112	1.000	0.903	0.820
0.80	11	1.230	1.106	1.000	0.908	0.827

Çizelge 3.8’de c faktörünün bulunmayan ara değerlerinin belirlenmesinde lineer interpolasyon yöntemi kullanılmaktadır (Dance vd. 2010).

Çizelge 3.9 W/Rh ve W/Ag hedef filtre kombinasyonları için s faktörleri (Dance vd. 2000)

s faktörü

Rh (50 µm)	Ag (50 µm)
1.042	1.063

Çizelge 3.10 ve Çizelge 3.11’de yer almayan, incelenen hastaların sıkıştırılmış meme kalınlıklarının ara değerleri için s ve T faktörleri, lineer interpolasyon yöntemi ile bulunmaktadır (Dance vd. 2010, Bouwman vd. 2015).

Çizelge 3.10 0.7 mm Al filtre ile filtrelenmiş tungsten hedef için s faktörleri (Dance vd. 2010)

Meme Kalınlığı (mm)	s faktörü
20	1.052
30	1.060
40	1.076
50	1.087
60	1.105
70	1.121
80	1.129
90	1.136
100	1.140
110	1.144

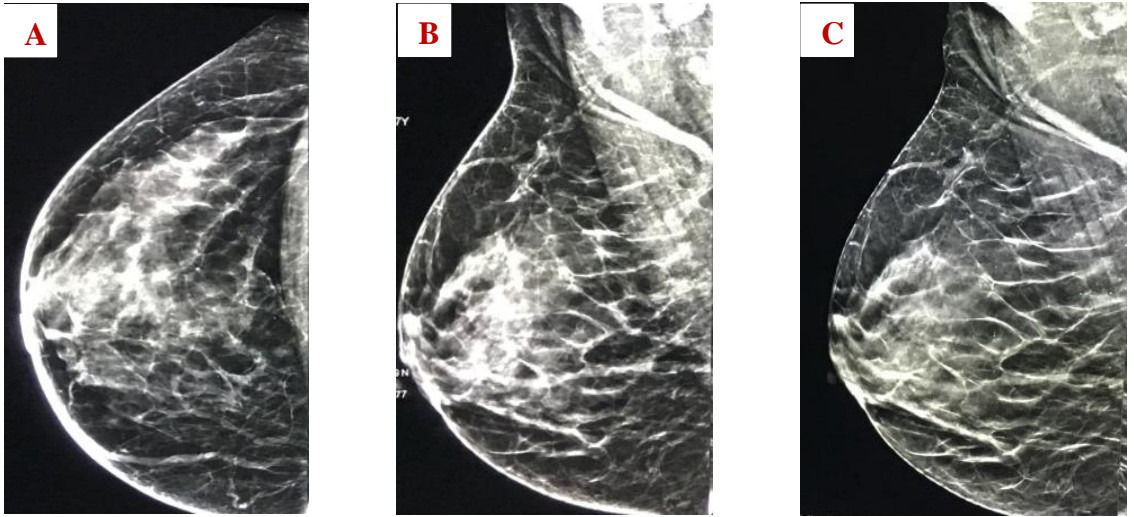
Çizelge 3.11 20–100 mm aralığında Hologic Selenia Dimension sistemi için T faktörleri (Bouwman vd. 2015)

Meme Kalınlığı (mm)	T faktör
20	0.997
30	0.996
40	0.996
50	0.995
60	0.994
70	0.994
80	0.993
90	0.992
100	0.993

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Tezin bu bölümü, tez çalışmasının yapıldığı meme tomosentezi cihazının kalite kontrol test sonuçlarını ve mamografi çekimi yapılan hastalardan hesaplanan ortalama glandüler doku yoğunluğu ve ortalama glandüler doku dozunun ölçümlerini içermektedir.

Ortalama glandüler doku dozunun hesabında kullanılmak üzere tüp çıkışları, hem iki boyutlu dijital mamografi hem de dijital meme tomosentez görüntüleme modu için ölçülmüştür. Hasta incelemelerinde kullanılan ışınlama parametreleri, sıkıştırılmış meme kalınlığı ve önceden tüp odak noktasından belli mesafede ölçülmüş tüp çıkış değerleri kullanılarak her bir hasta için ESAK değerleri hesaplanmıştır. ESAK değerleri her bir memenin (sol-sağ) her iki projeksiyonu (CC ve MLO) için bulunmuştur. Dijital meme tomosentezinde ölçümler, sıfır derece açılı sabit modda alınarak ESAK değerleri bulunmuştur. Ortalama glandüler doku dozu, ESAK değerlerinden ve Monte Carlo simülasyon tekniği ile türetilen dönüşüm faktörleri kullanılarak hesaplanmıştır. Memenin glandüler-yağ doku içeriğini belirlemek için hastaların mamografi görüntüleri kullanılmıştır. Glandüler-yağ doku içeriği, java tabanlı ImageJ görüntü işleme programından yararlanılarak belirlenmiştir.



Şekil 4.1 A: Sağ memenin CC görüntüsü, B: MLO görüntüsü, C: Tomosentez görüntüsü

4.1 Mamografi Sisteminin Kalite Kontrol Testleri

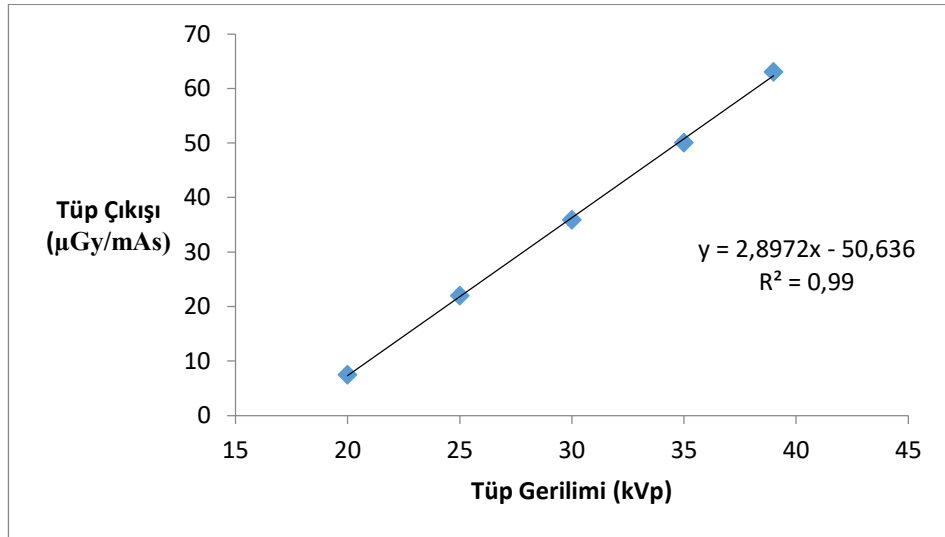
4.1.1 Tüp çıkışı testi sonuçları

Hologic Selenia Dimension dijital meme tomosentezi cihazından tüp çıkışı değerleri, W/Rh, W/Ag ve W/Al hedef-filtre kombinasyonlarının farklı kVp aralığında, belli kVp değerleri için hesaplanmıştır. Bulunan değerlerin sonuçları aşağıdaki çizelgelerde gösterilmiştir. Belirtilen hedef-filtreler için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiklerinin lineer eğri fit denkleminde, ölçüm alınamayan kVp değerlerine karşılık gelen tüp çıkışları $\mu\text{Gy/mAs}$ cinsinden hesaplanmıştır.

63 cm'de ölçülen tüp çıkışlarının ters kare faktörü ile çarpılması sonucu, X-ışın tüpü odak noktasından meme platformu arasındaki mesafe olan 67.5 cm için tüp çıkışı elde edilmiştir. Bu işlemin amacı, incelenen hastaların ESAK değerleri hesaplanırken kolaylık sağlamaktır. ESAK değerini hesaplamak için odak noktası ve meme arasındaki mesafenin bilinmesi gerekmektedir. Bu mesafe için tüp çıkış değeri, ters kare kanunu kullanılarak bulunmuştur. Ters kare kanunu, radyasyon dozunun uzaklığın karesi ile ters orantılı olduğunu belirten kanundur. Tüp kaynağı ve meme platformu arasındaki mesafenin, tüp kaynağı ve meme arasındaki uzaklığa oranının karesi düzeltme faktörünü vermektedir. 67.5 cm'de ölçülen tüp çıkış değerinin ($\mu\text{Gy/mAs}$), hastanın sıkıştırılmış meme kalınlığına göre düzeltme faktörü ve hastanın ışınlama parametresi olan mAs değeri ile çarpılması sonucu ESAK (μGy) değeri elde edilir.

Çizelge 4.1 W/Rh hedef-filtre için tüp çıkış değerleri

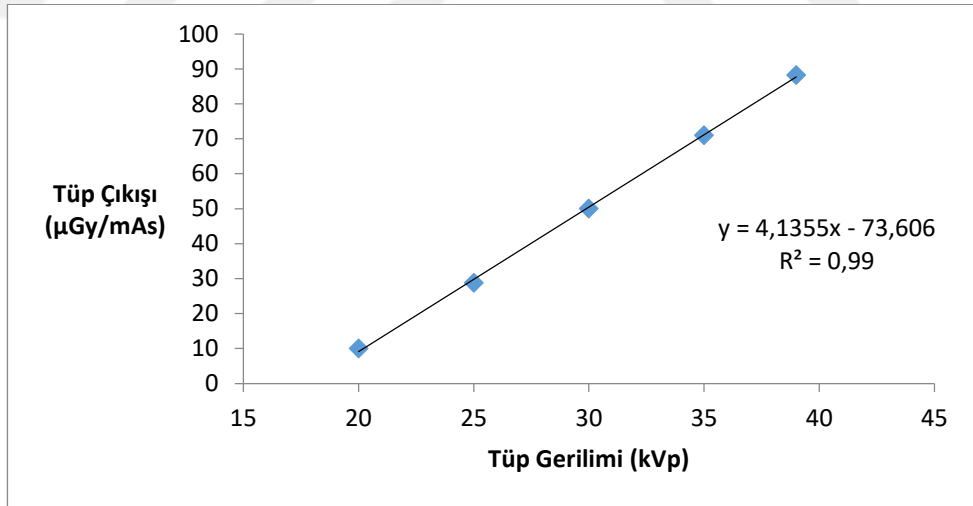
Hedef Filtre	kVp	mAs	63 cm'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	Ters Kare Faktörü	67.5 cm'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	Ortalama Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
W/Rh	20	50	8.86	0.87	7.71	7.49
		100	8.51		7.41	
		160	8.43		7.34	
	25	50	25.67		22.36	21.98
		100	25.11		21.87	
		160	24.91		21.70	
	30	50	41.53		36.18	35.92
		100	41.29		35.97	
		160	40.88		35.61	
	35	50	57.60		50.18	50.07
		100	57.52		50.11	
		160	57.30		49.92	
39	50	73.93	64.40	63.04		
	100	72.01	62.73			
		160	71.17	62.01		



Şekil 4.2 W/Rh hedef-filtre için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiği

Çizelge 4.2 W/Ag hedef-filtre için tüp çıkış değerleri

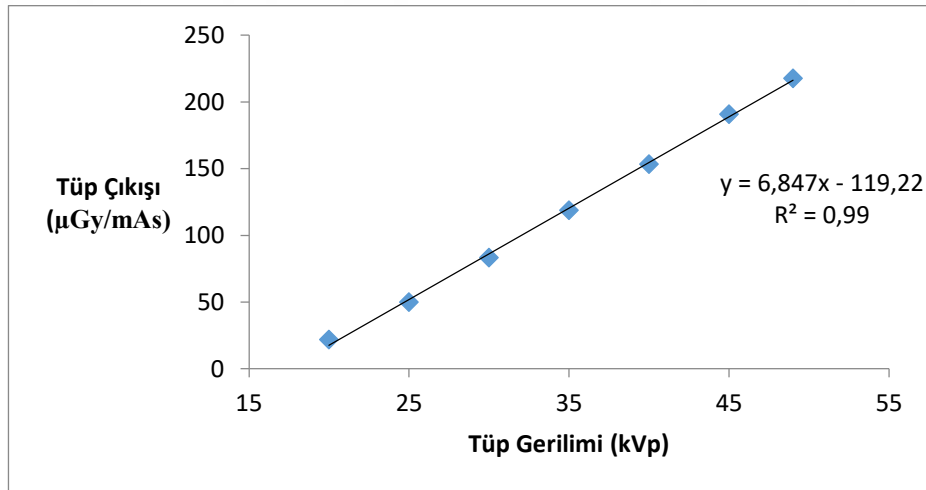
Hedef-Filtre	kVp	mAs	63 cm'de Tüp Çıkışı (μGy/mAs)	Ters Kare Faktörü	67.5 cm'de Tüp Çıkışı (μGy/mAs)	Ortalama Tüp Çıkışı (μGy/mAs)
W/Ag	20	50	11.83	0.87	10.30	10.04
		100	11.47		9.99	
		160	11.28		9.83	
	25	50	33.60		29.27	28.78
		100	32.82		28.59	
		160	32.68		28.47	
	30	50	58.26		50.75	50.08
		100	57.56		50.14	
		160	56.64		49.34	
	35	50	82.06		71.49	71.05
		100	81.18		70.71	
		160	81.46		70.96	
	39	50	101.41		88.34	88.21
		100	100.62		87.65	
		160	101.74		88.63	



Şekil 4.3 W/Ag hedef-filtre için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiği

Çizelge 4.3 W/Al hedef-filtre için tüp çıkış değerleri

Hedef-Filtre	kVp	mAs	63 cm'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	Ters Kare Faktörü	67.5 cm'de Tüp Çıkışı (µGy/mAs)	Ortalama Tüp Çıkışı (µGy/mAs)
W/Al	20	40	24,57	0.87	21.40	21.97
		50	25.02		21.80	
		75	26.09		22.72	
	25	40	58.45		50.92	50.13
		50	56.88		49.55	
		75	57.31		49.92	
	30	40	96.43		84.00	83.45
		50	94.42		82.25	
		75	96.53		84.09	
	35	40	137.2		119.52	118.81
		50	134.36		117.04	
		75	137.60		119.86	
	40	40	178.40		155.41	153.34
		50	175.30		152.71	
		75	174.40		151.92	
	45	40	221.38		192.84	190.78
		70	218.86		190.65	
		100	216.80		188.86	
49	40	250.75	218.43	217.68		
	70	250.71	218.40			
	100	248.20	216.21			



Şekil 4.4 W/Al hedef-filtre için tüp gerilimine karşı tüp çıkışı grafiği

4.1.2 Tüp çıkışının tekrarlanabilirliği testinin sonuçları

Ölçümler, belli kVp, mAs ve hedef-filtre kombinasyonunda üst üste on ışınlama yapılarak alınmıştır. Bu değerlerin ortalaması 1.522 mGy olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.4 28 kVp, 50 mAs için tüp çıkışlarının gösterilmesi

28 kVp, 50 mAs	
Tekrar	Tüp Çıkışı (mGy)
1	1.520
2	1.523
3	1.523
4	1.522
5	1.521
6	1.522
7	1.523
8	1.522
9	1.520
10	1.522

$$\%T = \frac{\left(\frac{1.523 \text{ mGy}}{50 \text{ mAs}}\right)_{\text{maks}} - \left(\frac{1.520 \text{ mGy}}{50 \text{ mAs}}\right)_{\text{min}}}{\left(\frac{1.522 \text{ mGy}}{50 \text{ mAs}}\right)_{\text{ort}}} \times 100$$

%T= %0.2 olarak bulunmuştur.

Avrupa Komisyonu protokolüne göre tekrarlanabilirlik değerinin % 5'ten küçük olması gerekmektedir. Hesaplanan yüzde tekrarlanabilirlik değeri %0.2 olarak bulunmuştur.

4.1.3 Yarı-değer kalınlığı (HVL) testi

W/Rh, W/Ag ve W/Al hedef-filtre kombinasyonu için farklı kVp değerlerinde, alüminyum kalınlığına karşılık tüp çıkış değerleri ölçülmüştür. HVL, tüp çıkışı – alüminyum kalınlığı grafiğinin üstel fit denkleminde bulunmuştur. Şekil 4.5, 4.7, 4.9'da

30, 35 ve 40 kVp için sırasıyla, W/Rh, W/Ag ve W/Al hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiği ve denklemi gösterilmiştir. Ölçülen diğer kVp değerleri için aynı işlemler tekrarlanarak Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiğinin üstel fit denkleminde HVL değerleri hesaplanmıştır.

Tüp gerilimine (kVp) karşılık hesaplanan HVL değerleri grafiğe geçirilerek (Şekil 4.6, 4.8 ve 4.10) lineer eğri fit denkleminde, ölçüm alınmayan kVp değerlerine karşılık gelen HVL değerleri hesaplanmıştır. W/Rh, W/Ag ve W/Al için farklı kVp’de yapılan HVL ölçümleri çizelge 4.5, 4.6, 4.7’de verilmiştir.

Çizelge 4.5 W/Rh hedef-filtre için 25, 30 ve 35 kVp’de ölçülen Al kalınlığına karşılık gelen tüp çıkışları ve HVL değerlerinin gösterilmesi

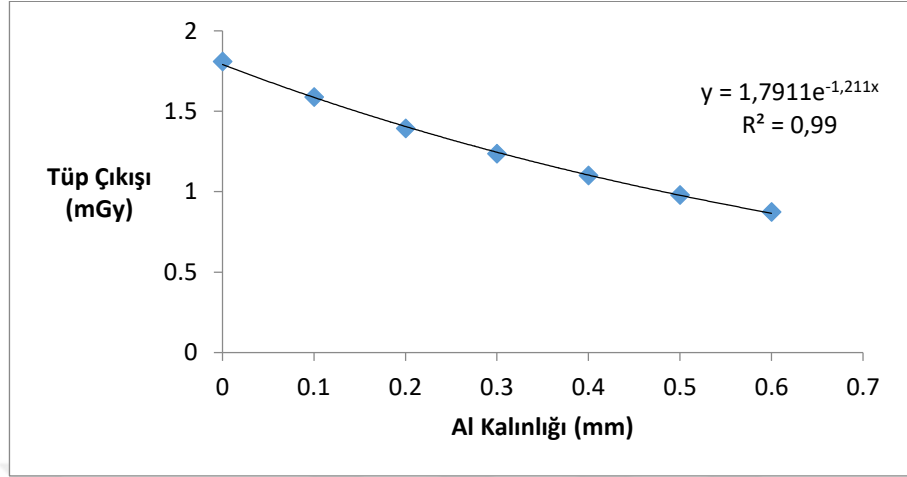
Alüminyum Kalınlığı (mm)	25 kVp’de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	30 kVp’de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	35 kVp’de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)
0	1.12	1.81	2.51
0.1	0.96	1.59	2.21
0.2	0.83	1.39	1.91
0.3	0.73	1.24	1.69
0.4	0.64	1.10	1.52
0.5	0.56	0.98	1.37
0.6	0.50	0.87	1.24
0.7	-	-	1.12
HVL (mm Al)	0.50	0.56	0.58

Çizelge 4.6 W/Ag hedef-filtre için 25, 30, 35 ve 39 kVp'de ölçülen Al kalınlığına karşılık gelen tüp çıkışları ve HVL değerlerinin gösterilmesi

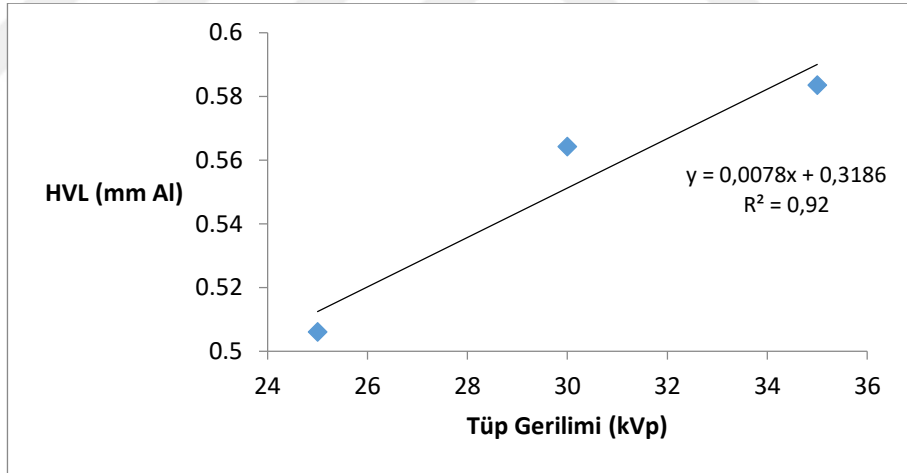
Alüminyum Kalınlığı (mm)	25 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	30 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	35 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	39 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)
0	1.48	2.57	3.62	4.47
0.1	1.27	2.25	3.20	3.91
0.2	1.11	1.99	2.87	3.53
0.3	0.97	1.78	2.58	3.19
0.4	0.85	1.59	2.33	2.89
0.5	0.75	1.43	2.11	2.64
0.6	0.66	1.29	1.92	2.43
0.7	-	1.16	1.74	2.23
0.8	-	-	-	2.05
HVL (mm Al)	0.51	0.60	0.65	0.69

Çizelge 4.7 W/Al (0.7mm) hedef-filtre için 25, 30, 35, 40, 45 ve 49 kVp'de ölçülen Al kalınlığına karşılık gelen tüp çıkışları ve HVL değerlerinin gösterilmesi

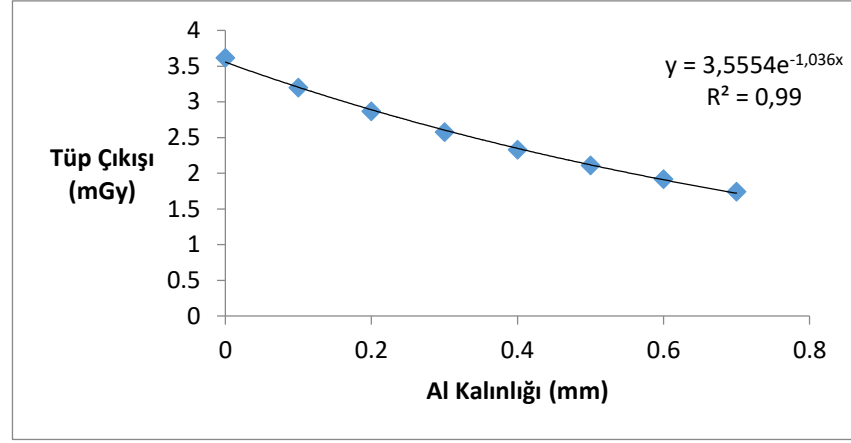
Alüminyum Kalınlığı (mm)	25 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	30 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	35 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	40 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	45 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)	49 kVp'de Ölçülen Tüp Çıkışı (mGy)
0	2.84	4.72	6.72	8.77	0.86	12.36
0.2	2.01	3.49	5.13	6.84	7.05	-
0.3	-	-	-	-	-	9.12
0.4	1.54	2.81	4.23	5.73	5.99	-
0.5	1.36	2.53	-	-	-	-
0.6	1.21	2.32	3.58	4.90	5.20	7.48
0.7	-	-	3.30	4.57	-	-
0.8	-	-	-	4.29	4.56	6.62
0.9	-	-	-	-	4.29	6.26
1.0	-	-	-	-	-	6.06
HVL	0.47	0.56	0.66	0.74	0.83	0.92



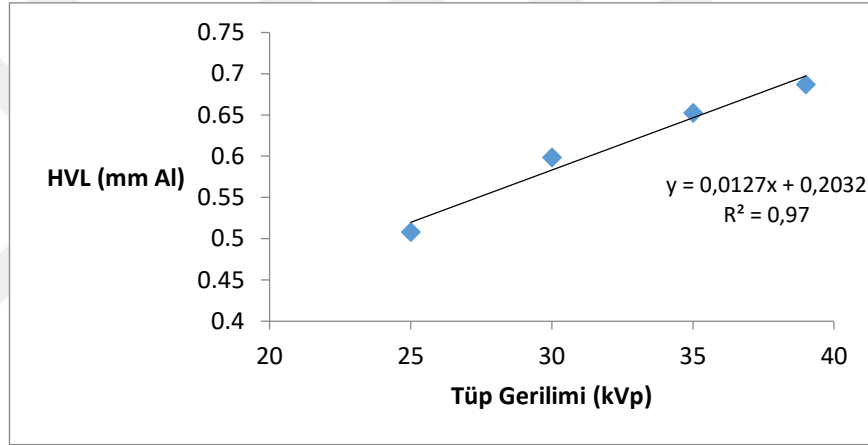
Şekil 4.5 30 kVp'de W-Rh hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiği



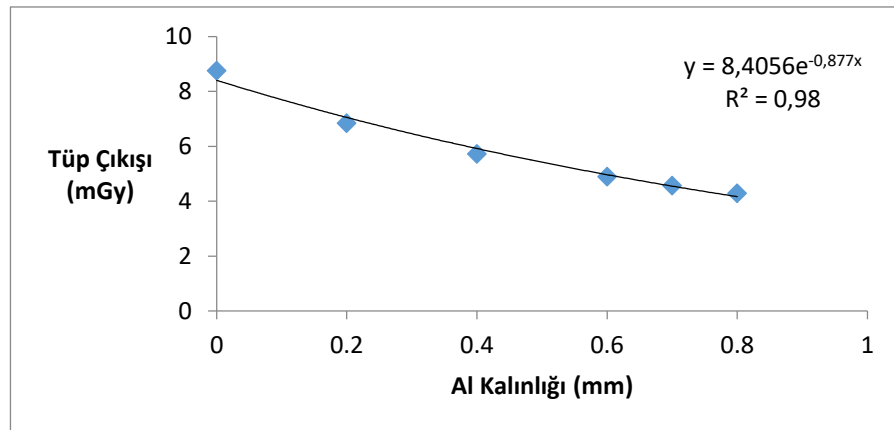
Şekil 4.6 W/Rh hedef-filte kombinasyonu için tüp gerilimine karşı HVL grafiği



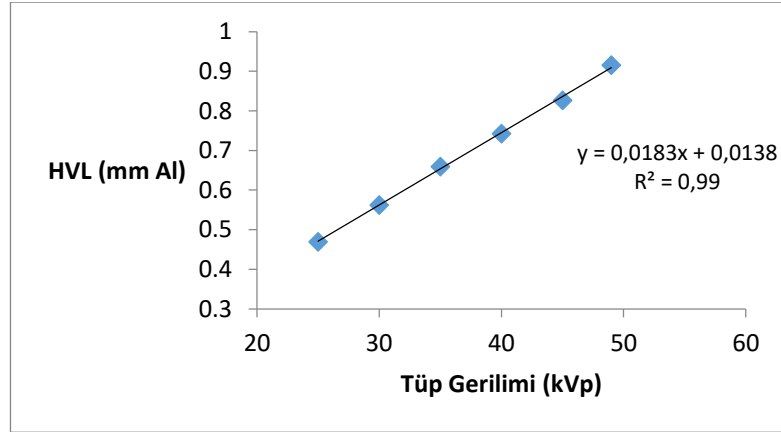
Şekil 4.7 35 kVp’de W/Ag hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiği



Şekil 4.8 W/Ag hedef-filtre kombinasyonu için tüp gerilimine karşı HVL grafiği



Şekil 4.9 40 kVp’de W-Al hedef-filtre kombinasyonuna göre Al kalınlığına (mm) karşılık tüp çıkışı (mGy) grafiği



Şekil 4.10 W/Al hedef-filte kombinasyonu için tüp gerilimine karşı HVL grafiği

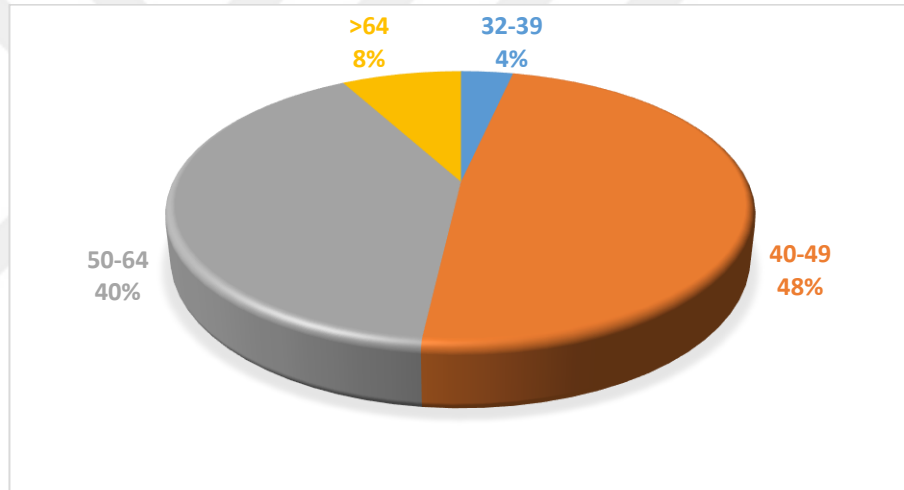
4.2 Mamografi görüntülerinin incelenmesi

Bu tez çalışmasında, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Mamografi bölümünde incelenen 826 hasta için farklı projeksiyonlarda mamografi görüntüleri alınmıştır. Fakat, 160 hastanın mamografik görüntüleri, operasyona uğramış veya şüpheli mikrokalsifikasyonlar içerdiği için değerlendirmeye alınmamıştır. Her hastanın hem sağ hem de sol memesi için iki boyutlu CC, MLO ve tomosentez görüntüsü (TRMLO ve TLMLO) olmak üzere toplam 6 adet görüntü alınmıştır. Dijital mamografide, hastanın her bir memesinin (sol-sağ) her iki projeksiyonu için (CC ve MLO) toplam 4 adet meme görüntüsü incelenmiştir. Dijital meme tomosentezinde ise 15 projeksiyondan alınan görüntüler, çeşitli algoritmalar sayesinde tek bir görüntüde birleştirilerek hem sağ hem de sol meme için toplam 2 adet üç boyutlu dijital meme tomosentez görüntüsü elde edilmiştir.

İncelenen hastalar, 32-90 yaş aralığında yer almaktadır. Yaş gruplarına göre sınıflandırıldığında, incelenen kadınların yaş aralığı 40-49 için en çok iken yaş aralığı 31-39 için en az olduğu Çizelge 4.8'de görülmektedir. Şekil 4.11'de yaş aralığına göre incelenen 666 kişinin yüzde oranları gösterilmiştir. İncelenen 666 kişinin ortalama yaş değeri, 50.9 yıl ve standart sapma değeri 8.3 yıl olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.8 İncelenen kişilerin yaş aralığı

Yaş aralığı	İncelenen kişi sayısı
32-39	23
40-49	322
50-64	268
>64	53



Şekil 4.11 Yaş aralığına göre incelenen kişilerin % oranı

2 boyutlu görüntüleme modundaki incelemelerde, CC görüntülerinde % 90.4, MLO görüntülerinde % 76.6 oranında Rh filtre seçilmiştir. Ag filtresi, CC projeksiyon görüntülerine göre MLO görüntülerinde artan meme kalınlığı nedeniyle daha çok kullanılmıştır. W/Rh hedef-filtre kombinasyonu 70 mm meme kalınlığına kadar, W/Ag kombinasyonu ise 70 mm ve daha büyük meme kalınlığında seçilmektedir.

4.3 Meme glandüler-yağ doku kompozisyonunun belirlenmesi

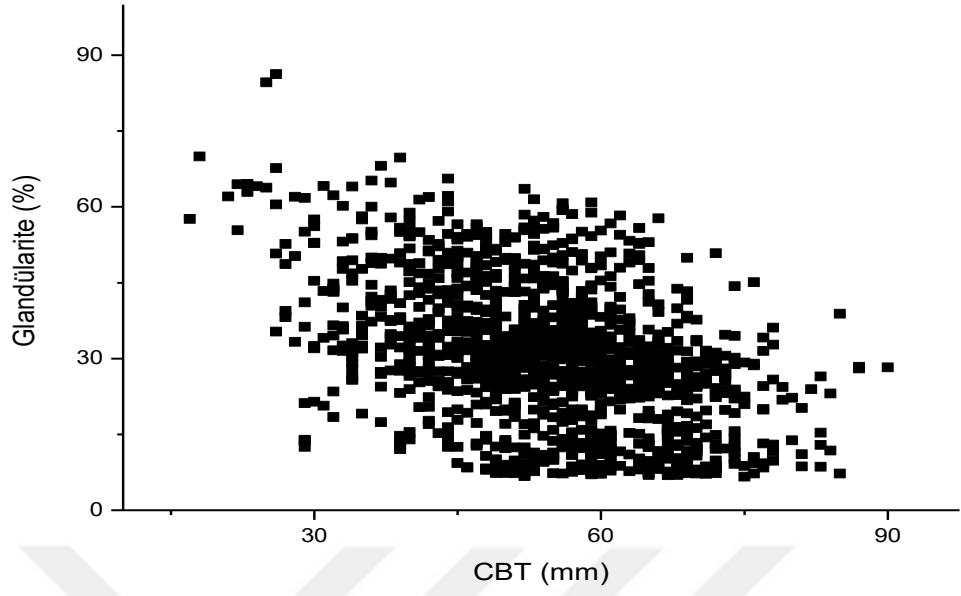
Her hastanın hem sağ hem de sol memesi için CC ve MLO projeksiyonlarında gerçek meme yoğunluğu, incelenen mamografi görüntüleri üzerinden hesaplanmıştır. Bölüm 3.2.2’de memenin glandüler-yağ doku içeriğinin nasıl hesaplandığı belirtilmiştir.

Çizelge 4.9’da ImageJ programından hesaplanan hem sol hem de sağ meme için RCC, LCC, RMLO ve LMLO projeksiyonlarında gerçek glandüler doku yoğunluğu gösterilmiştir. Yaş yükseldikçe glandüler doku yoğunluğunun düştüğü görülmektedir. MLO projeksiyonlarında CC’ye göre glandüler doku yoğunluğu daha yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni, koltuk altında bulunan glandüler dokuların oblik projeksiyon çekimlerinde görülmesi ve glandüler doku yoğunluğu hesabına dahil edilmesidir.

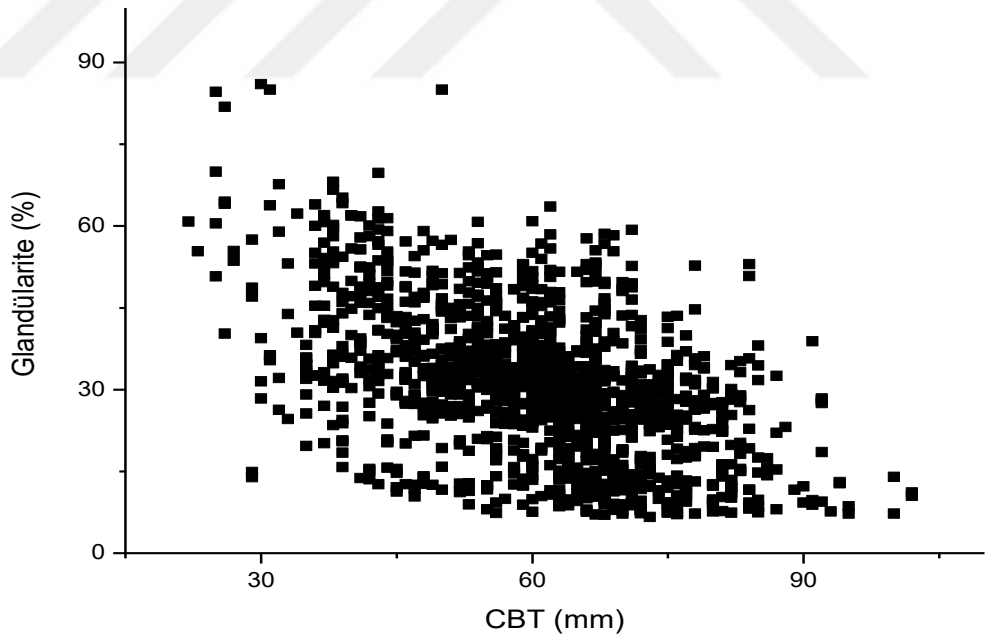
Şekil 4.12 ve 13’de CC ve MLO projeksiyonlarında glandülerite yüzdesi, artan sıkıştırılmış meme kalınlığıyla azaldığı görülmüştür. Şekil 4.14’de görüldüğü gibi artan yaşla beraber glandülerite yüzdesi düşmektedir. Artan yaş ve sıkıştırılmış meme kalınlığıyla meme glandülerite yüzdesinin azalmasının sebebi, memedeki yağ doku miktarındaki artıştan dolayı olduğu düşünülmektedir.

Çizelge 4.9 Sırasıyla sağ ve sol meme için RCC, LCC, RMLO ve LMLO projeksiyonlarında gerçek ortalama glandüler doku yoğunlukları

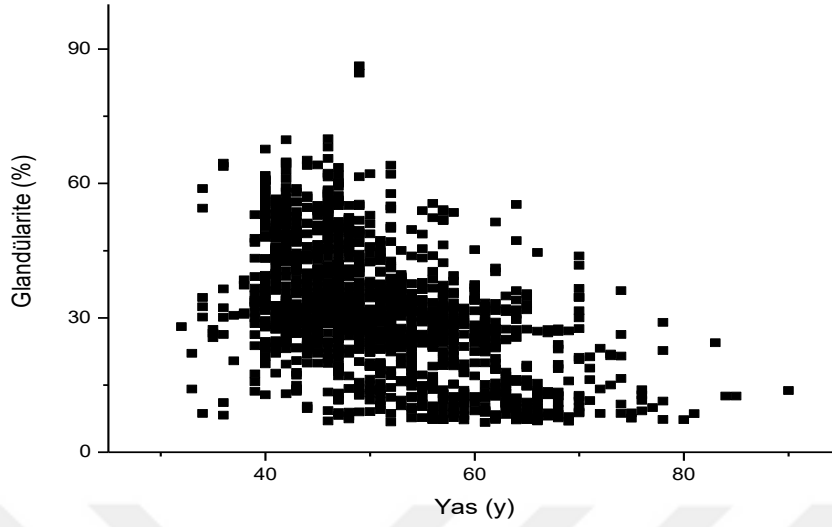
Yaş Aralığı	RCC ort (%)	RMLO ort (%)	Yaş Aralığı	LCC ort (%)	LMLO ort (%)
32-39	37.3 ± 12.9 (11.0-73.7)	37.4 ± 12.6 (12.6-81.1)	32-39	37.2 ± 12.9 (12.03-85.5)	37.9 ± 13.6 (13.6-84.1)
40-49	37.1 ± 13.1 (7.4-84.6)	37.2 ± 12.2 (7.4-82.7)	40-49	37.0 ± 14.1 (8.4-89.6)	37.5 ± 13.2 (7.4-85.7)
50-64	26.0 ± 11.2 (7.2-64.1)	26.5 ± 10.3 (6.9-59.7)	50-64	26.7 ± 12.2 (8.2-63.1)	27.0 ± 10.9 (6.9-59.7)
>64	17.1 ± 11.1 (7.0-55.3)	18.6 ± 9.6 (7.2-50.0)	>64	17.8 ± 11.9 (7.4-55.9)	19.3 ± 9.6 (8.2-52.0)
Sağ meme için genel ortalama	30.7 ± 13.9 (7.0-84.6)	31.1 ± 12.9 (6.9-82.7)	Sol meme için genel ortalama	31.6 ± 13.8 (7.8-85.6)	31.6 ± 12.9 (6.9-83.7)



Şekil 4.12 CC görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığının (CBT) bir fonksiyonu olarak gerçek meme glandülerite yüzdesi



Şekil 4.13 MLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığının (CBT) bir fonksiyonu olarak gerçek meme glandülerite yüzdesi



Şekil 4.14 CC görüntüleri için yaşın bir fonksiyonu olarak gerçek meme glandülerite oranı yüzdesi

4.4 Ortalama glandüler doku dozunun hesaplanması

Ortalama glandüler doku dozu, standart meme içeriğine (%50 glandüler - %50 yağ), memenin ImageJ programında hesaplanan gerçek glandüler-yağ doku içeriğine ve Dance ve arkadaşlarının makalesinde yaş aralığına göre yayınlanan glandüler doku yoğunlukları için üç farklı yöntem kullanılarak hesaplanmıştır. Hastaların tamamı hem 2D görüntüleme hem de 3D tomosentez modunda incelenmiştir.

CC (RCC ve LCC) modu için hesaplanan ortalama sıkıştırılmış meme kalınlığı 54.4 ± 11.7 mm ve MLO (RMLO ve LMLO) modu için hesaplanan ortalama CBT değerleri ise 59.3 ± 13.0 mm olarak bulunmuştur. Dijital meme tomosentezinde ise TRMLO ve TLMLO için CBT değerleri sırasıyla, 58.6 ± 11.7 mm ve 58.4 ± 11.5 mm olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.10'da standart meme içeriğine göre farklı projeksiyonlar için verilen AGD değerleri, Çizelge 4.12'de gösterilen gerçek meme içeriğine göre hesaplanan AGD değerlerine göre daha düşük çıkmıştır. Bunun sebebi, hesaplanan gerçek glandüler doku oranının %50'den daha az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çizelge 4.11'de 2D görüntüleme modunda, Dance tarafından yayınlanan 40-49 ve 50-64 yaş gruplarına göre glandülarite oranları ve AGD değerleri verilmiştir. Gerçek meme

glandüler doku oranları kullanılarak bulunan AGD değerlerine kıyasla daha düşük AGD değerleri bulunmuştur.

Çizelge 4.12.'de 2D görüntüleme modunda, gerçek glandüler doku içeriğine göre her bir projeksiyon için ortalama glandülerite oranlarına karşılık AGD değerleri belirtilmiştir. İncelenen hastaların tamamı için 2D görüntüleme modunda RCC, LCC, RMLO ve LMLO projeksiyonlarına göre meme glandüler doku yoğunluğu yüzdesi gösterilmiştir. Oblik projeksiyonların, CC'ye göre AGD değerlerinin daha yüksek çıktığı görülmüştür. Bunun nedeni, ortalama sıkıştırılmış meme kalınlığı oblik projeksiyonlarda daha yüksek olduğundan dolayı meme giriş dozu daha fazladır.

Çizelge 4.13'de standart meme içeriği, Dance ve arkadaşlarının 40-49 ve 50-64 yaş aralığı için glandülerite oranları ve ImageJ programından hesaplanan gerçek meme glandülerite oranlarına göre 40-64 yaş aralığındaki hastalar için hesaplanan AGD değerleri karşılaştırılmıştır. Gerçek glandülerite oranları kullanılarak hesaplanan AGD değeri, standart meme içeriği ve Dance ve arkadaşlarının yaş aralığına bağlı olarak yayınladığı glandülerite oranlarına göre elde edilen AGD değerinden daha yüksek çıkarken, standart meme içeriğine göre hesaplanan AGD değeri diğerlerine göre daha düşük çıkmıştır. Bunun nedeni, hesaplanan glandülerite oranı %50'den daha az olduğu için c faktörü artmaktadır. Meme kalınlığı arttıkça glandüler dokunun meme içindeki konumu demetin giriş noktasından uzaklaşmaktadır. Artan derinlik dozu nedeniyle de c artmaktadır (Dance vd. 2000). Aynı şekilde Çizelge 4.17'de gösterilen 3D görüntüleme modunda, gerçek meme içeriğine göre hesaplanan AGD değeri daha yüksek çıkarken, standart meme içeriğine göre hesaplanan AGD değeri daha düşük bulunmuştur.

Çizelge 4.14 'de verilen 3D görüntüleme modunda, standart meme içeriğine göre TRMLO ve TLMLO projeksiyonları için hesaplanan AGD, 2D görüntüleme modunda RMLO ve LMLO için hesaplanan AGD değerine göre sırasıyla, %24 ve %25 daha yüksek çıkmıştır.

Çizelge 4.15'de gösterilen 3D görüntüleme modu (TRMLO ve TLMLO) için Dance ve arkadaşlarının 40-49 ve 50-64 yaş gruplarına göre glandüler doku yoğunluğu verileri kullanılarak bulunan AGD değerlerinin, 2D görüntülemeye (RMLO ve LMLO) kıyasla sırasıyla, %23 ve %24 daha yüksek çıktığı görülmüştür.

Çizelge 4.16'da gösterilen 3D görüntüleme modunda gerçek meme içeriğine göre TRMLO ve TLMLO projeksiyonları için hesaplanan AGD, 2D görüntüleme modunda RMLO ve LMLO için bulunan AGD değerine göre sırasıyla, %32 ve %33 daha yüksek bulunmuştur. 3D DMT yönteminde TRMLO ve TLMLO projeksiyonları için AGD hesaplanırken, RMLO ve LMLO oblik projeksiyonlarının glandüler doku oranları kullanılmıştır.

Gerçek meme glandülerite oranına göre CC görüntülerinde, W/Rh ve W/Ag hedef-filtre kombinasyonları ile hesaplanan AGD değerleri sırasıyla, 1.88 mGy ve 2.49 mGy'dir. W/Ag için hesaplanan AGD, W/Rh hedef-filtre kombinasyonuna göre daha yüksektir. Bunun nedeni, W/Ag kombinasyonu daha kalın meme kalınlıkları (CBT>70 mm) için seçilir. W/Rh ve W/Ag kombinasyonu için tüp gerilimi sırasıyla, 25-32 kVp ve 30-34 kVp aralığında seçilmiştir.

Şekil 4.15 ve 4.16'da 2D görüntüleme modunda gerçek glandüler doku yoğunluğa göre CC ve MLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığının fonksiyonu olarak hesaplanan AGD değişimi verilmiştir. Meme kalınlığı ve AGD arasındaki ilişkinin yaklaşık olarak üstel olduğu ve sıkıştırılmış meme kalınlığı arttıkça AGD değerlerinin yükseldiği görülmüştür. Benzer ilişki, 3D görüntüleme modu için Şekil 4.17 ve 4.18'de görülmektedir. 3D'deki korelasyon 2D'den daha iyi olduğu görülmüştür. Bunun nedeni, aynı CBT için 3D görüntülemelerde klinik olarak kullanılan kVp aralığı 2D görüntüleme modundan daha geniş olması ve 3D görüntülemelerde alınan tüm ölçümlerde sadece Al filtre kullanılmasıdır. Ancak, 2D görüntülemelerde ise CBT'ye bağlı olarak farklı filtreler (Rh veya Ag) seçilmiştir (Olgar vd. 2012).

Şekil 4.19 ve 4.20'de sırasıyla, tüm incelenen hastaların standart meme içeriğine ve gerçek glandüler doku oranına göre 2D ve 3D görüntüleme projeksiyonları için AGD değerleri gösterilmiştir. Şekil 4.21'de ise 40-64 yaş aralığında incelenen hastalar için 2D ve 3D görüntülemelerde yer alan projeksiyonların AGD değerleri, üç farklı meme içeriğine göre gösterilmiştir. Belirtilen şekillerden görüldüğü gibi 3D DMT için hesaplanan AGD değerleri, 2D dijital mamografi değerlerine göre daha yüksek çıkmıştır. Hasta incelemelerinde kullanılan kVp'lerde W/Al hedef-filtre seçeneği, W/Rh ve W/Ag hedef-filtre seçeneklerine göre daha düşük HVL'ye sahiptir. Ayrıca aynı kVp'lerde W/Al hedef-filtre seçeneğinde mAs başına tüp çıkış değerleri, W/Rh ve W/Ag'ye göre yaklaşık 2 kat

daha yüksektir. Tomosentez modunda AGD'nin, 2D'ye göre daha yüksek çıkmasının sebebi yukarıda ifade edilen parametrelerden kaynaklanabilir.

Çizelge 4.10 Standart meme içeriğine göre 2D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için hastanın ışınlama parametreleri, sıkıştırılmış meme kalınlığı (CBT), meme girişindeki hava kerma (ESAK) ve ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri

Projeksiyon	Hasta Sayısı	kVp	mAs	CBT (mm)	ESAK (mGy)	AGD (mGy)
RCC	650	29.4 ± 1.7 (25-34)	154.8 ± 52.5 (64-361)	54.5 ± 12.0 (22-90)	6.95 ± 3.32 (1.47-19.83)	1.81 ± 0.66 (0.73-4.30)
LCC	619	29.4 ± 1.6 (25-32)	148.8 ± 49.8 (47-348)	54.3 ± 11.4 (21-84)	6.92 ± 3.29 (1.10-19.98)	1.80 ± 0.63 (0.59-4.41)
RMLO	650	30.1 ± 1.7 (25-34)	171.2 ± 53.3 (59-427)	59.4 ± 13.1 (22-92)	7.57 ± 3.82 (1.40-22.36)	2.01 ± 0.72 (0.71-4.98)
LMLO	619	30.0 ± 1.7 (25-34)	168.9 ± 52.1 (41-394)	59.1 ± 12.8 (22-92)	7.53 ± 3.73 (0.73-20.98)	1.99 ± 0.70 (0.50-5.48)

Çizelge 4.11 2D görüntüleme modunda, Dance tarafından yayınlanan 40-49 ve 50-64 yaş gruplarına göre sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık glandülerite oranları kullanılarak hesaplanan AGD değerleri (Dance vd. 2000)

Projeksiyon	Glandülerite Oranı (%)		AGD (mGy)
	40-49 yaş aralığı (y)	50-64 yaş aralığı (y)	
RCC	45.7 ± 13.3 (8-96)	27.7 ± 12.0 (4-88)	1.89 ± 0.78 (0.67-4.95)
LCC	46.9 ± 12.9 (12-94)	27.5 ± 12.1 (5-97)	1.87 ± 0.64 (0.59-4.41)
RMLO	43.2 ± 12.5 (6-96)	26.2 ± 12.2 (3-80)	2.10 ± 0.90 (0.67-5.91)
LMLO	44.1 ± 12.3 (9-96)	26.0 ± 11.8 (3-94)	2.08 ± 0.54 (0.67-5.91)

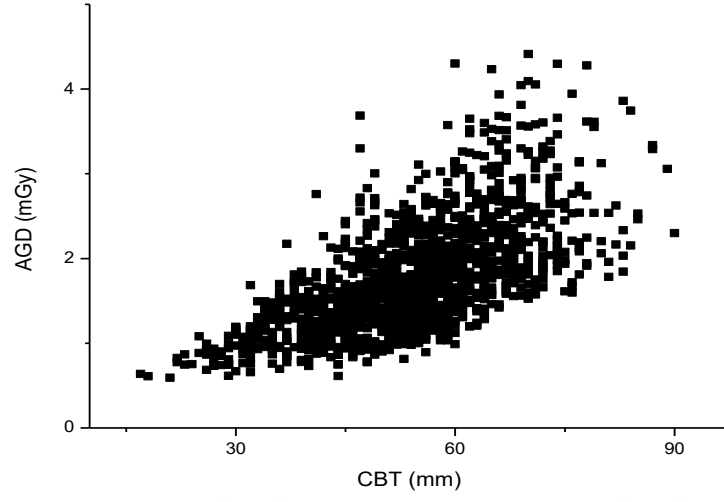
Çizelge 4.12 ImageJ programında hesaplanan glandüler-yağ kompozisyonuna göre 2D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri

Projeksiyon	Ortalama Glandülerite Oranı (%)	AGD (mGy)
RCC	30.7 ± 13.9 (7.0-84.6)	1.95 ± 0.65 (0.61-4.30)
LCC	31.6 ± 13.8 (7.8-85.6)	1.93 ± 0.64 (0.61- 4.41)
RMLO	31.1 ± 12.9 (6.9-82.7)	2.15 ± 0.73 (0.71-5.04)
LMLO	31.6 ± 12.9 (6.9-83.7)	2.13 ± 0.57 (0.70-5.23)

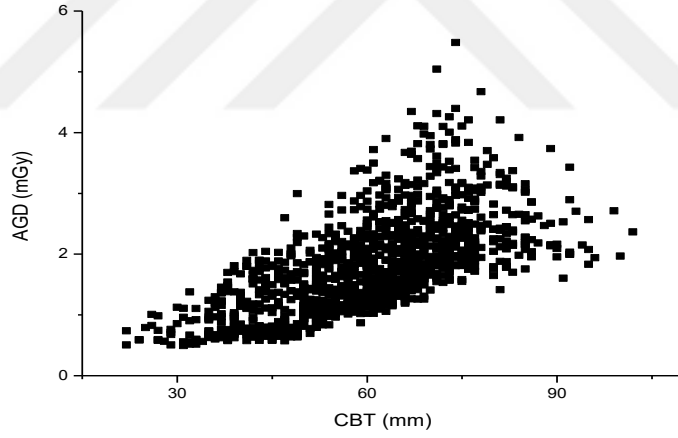
Çizelge 4.13 2D görüntüleme modunda, 40-64 yaş aralığına göre x: standart meme içeriği (%50 glandüler - %50 yağ), y: Dance tarafından yayınlanan glandülerite oranları, z: ImageJ programından hesaplanan gerçek glandüler doku oranı için AGD değerleri

Projeksiyon	AGD (mGy)		
	x	y	z
RCC	1.80 ± 0.62 (0.61-4.30)	1.89 ± 0.78 (0.67-4.95)	1.94 ± 0.63 (0.60-4.31)
LCC	1.79 ± 0.64 (0.59-4.28)	1.87 ± 0.64 (0.59-4.41)	1.92 ± 0.65 (0.62- 4.42)
RMLO	1.99 ± 0.72 (0.72-5.04)	2.10 ± 0.90 (0.67-5.91)	2.14 ± 0.72 (0.71-5.05)
LMLO	1.98 ± 0.88 (0.65-4.84)	2.08 ± 0.54 (0.67-5.91)	2.13 ± 0.67 (0.71-5.24)

Çizelge 4.10, 4.11, 4.12 ve 4.13'teki veriler ortalama ± standart sapma (min-max) olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.15 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 2D görüntüleme modunda CC görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doz grafiği



Şekil 4.16 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 2D görüntüleme modunda MLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doz grafiği

Çizelge 4.14 Standart meme içeriğine göre 3D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için hastanın ışınlama parametreleri, sıkıştırılmış meme kalınlığı (CBT), meme girişindeki hava kerma (ESAK) ve ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri

Projeksiyon	Hasta Sayısı	kVp	mAs	CBT (mm)	ESAK (mGy)	AGD (mGy)
TRMLO	650	32.5 ± 2.4 (29-42)	60.1 ± 10.8 (34-87)	58.6 ± 11.7 (35-90)	8.09 ± 2.79 (2.95-15.8)	2.49 ± 0.61 (1.10-3.90)
TLMLO	619	32.4 ± 2.4 (28-42)	59.8 ± 10.7 (34-80)	58.4 ± 11.5 (34-90)	8.05 ± 2.72 (2.72-15.6)	2.48 ± 0.59 (1.11-3.81)

Çizelge 4.15 3D görüntüleme modunda, Dance tarafından yayınlanan 40-49 ve 50-64 yaş gruplarına göre sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık glandülerite oranları kullanılarak hesaplanan AGD değerleri (Dance 2000)

Projeksiyon	AGD (mGy)
TRMLO	2.59 ± 0.81 (1.00-3.70)
TLMLO	2.57 ± 0.79 (1.08-3.84)

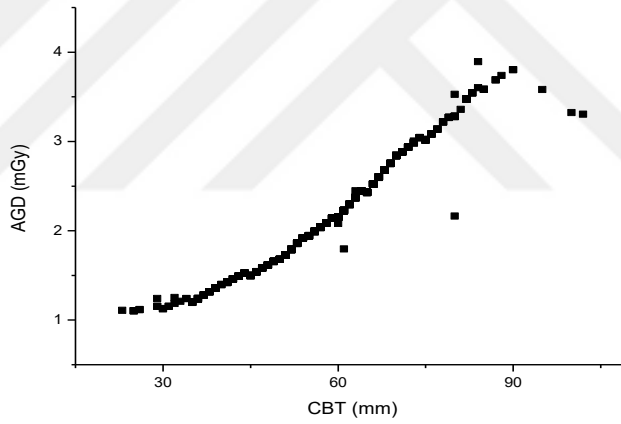
Çizelge 4.16 ImageJ programında hesaplanan glandüler-yağ kompozisyonuna göre 3D görüntüleme modunda her bir projeksiyon için ortalama glandüler doku dozu (AGD) değerleri

Projeksiyon	AGD (mGy)
TRMLO	2.83 ± 0.60 (1.10-3.88)
TLMLO	2.84 ± 0.59 (1.08-3.85)

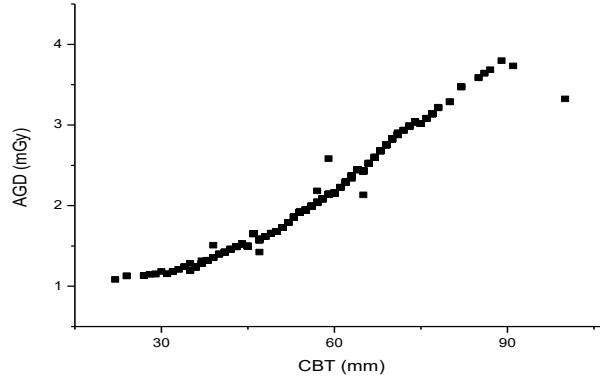
Çizelge 4.17 3D görüntüleme modunda, 40-64 yaş aralığına göre x: standart meme içeriği (%50 glandüler - %50 yağ), y: Dance tarafından yayınlanan glandülerite oranları, z: ImageJ programından hesaplanan gerçek değerler için AGD değerleri

Projeksiyon	AGD (mGy)		
	x	y	z
TRMLO	2.49 ± 0.60 (1.11-3.89)	2.59 ± 0.81 (1.10-3.80)	2.84 ± 0.61 (1.10-3.85)
TLMLO	2.48 ± 0.58 (1.13-3.85)	2.57 ± 0.79 (1.12-4.54)	2.83 ± 0.58 (1.07-3.83)

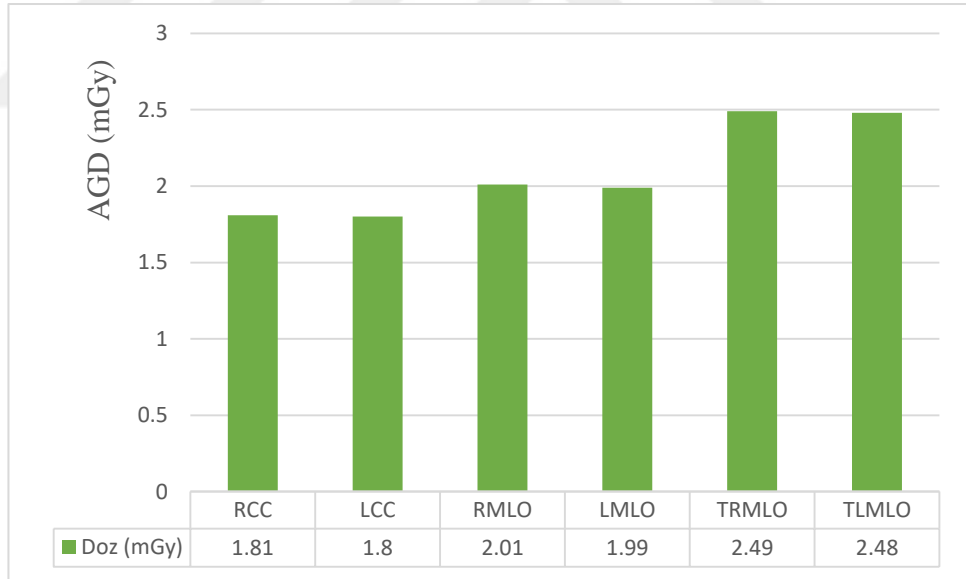
Çizelge 4.14, 4.15, 4.16 ve 4.17'teki veriler ortalama ± standart sapma (min-max) olarak gösterilmiştir.



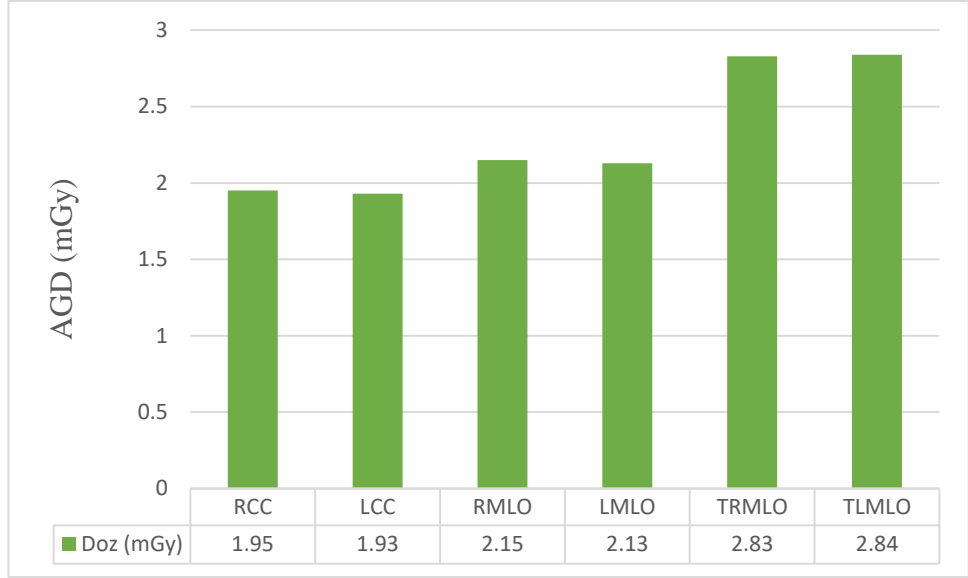
Şekil 4.17 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 3D görüntüleme modunda TRMLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doku dozu grafiği



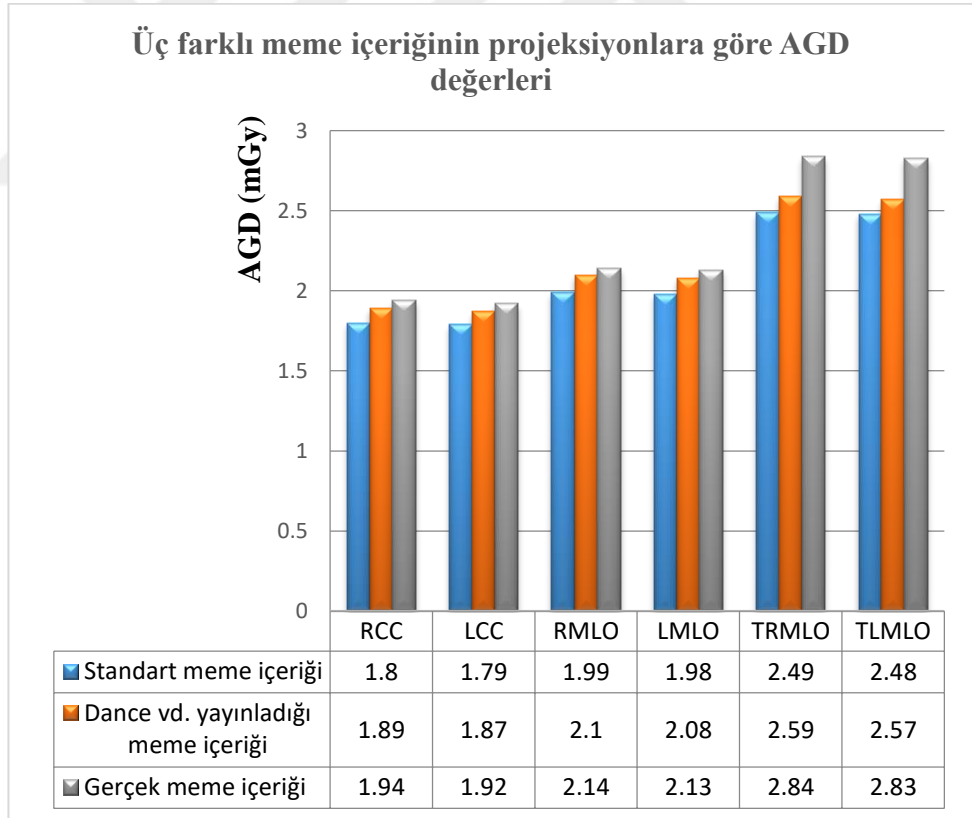
Şekil 4. 18 Gerçek glandüler doku yoğunluğuna göre 3D görüntüleme modunda TLMLO görüntüleri için sıkıştırılmış meme kalınlığına karşılık ortalama glandüler doku doz grafiği



Şekil 4. 19 Standart meme içeriğine göre 2D ve 3D görüntüleme projeksiyonları için AGD değerlerinin gösterilmesi



Şekil 4. 20 Gerçek meme içeriğine göre 2D ve 3D görüntüleme projeksiyonları için AGD değerlerinin gösterilmesi



Şekil 4.21 40-64 yaş aralığında incelenen hastalar için üç farklı meme içeriğinin farklı projeksiyonlarına göre AGD değerlerinin gösterilmesi

5. SONUÇ

Meme içindeki glandüler doku, hassas ve radyasyona duyarlı bir dokudur. Mamografi incelemelerinde hasta düşük doza maruz kalsa da iyonlaştırıcı radyasyon kullanımı, meme kanserine neden olma riski barındırır. Bu nedenle mamografi kaynaklı radyasyona bağlı kanser gelişme riskini tahmin etmek için ortalama glandüler doku dozunun hesaplanması önemlidir. İki boyutlu dijital mamografi ve dijital meme tomosentezi için AGD sırasıyla, Denklem (2.1) ve (2.2)'den hesaplanmıştır.

Ölçümlere başlamadan önce tüp çıkışının kararlı olup olmadığını gösteren tekrarlanabilirlik testi yapılmıştır. Avrupa Komisyonu protokolüne göre tekrarlanabilirlik değeri % 5'ten küçük olması gerekmektedir. Tekrarlanabilirlik değeri bu çalışmada % 0.2 olarak bulunmuştur.

Hasta incelemelerinde kullanılan belli bir hedef-filtre kombinasyonunun (W/Rh, W/Ag ve W/Al) kVp çalışma aralığında, farklı kVp'lerde ölçümler alınarak HVL değerleri bulunmuştur. Avrupa Komisyonu protokolüne göre farklı tüp voltajı ve hedef-filtre kombinasyonları için HVL değerleri Çizelge 3.5'te gösterilmektedir. W/Rh ve W/Ag için farklı kVp'de hesaplanan HVL değerleri bu protokole göre karşılaştırıldığında sonuçlar uyumlu iken, W/Al hedef-filtre kombinasyonunda bulunan HVL değerleri çok az sapma göstermektedir.

Bu tez çalışmasında, toplam 666 hastanın mamografi görüntüleri incelenmiştir. Hasta sayısının en fazla olduğu yaş aralığı 40-49, hasta sayısının en az olduğu yaş aralığı ise 31-39 'dur. Bu hastaların ortalama yaşı 50.9 ± 8.3 yıl (32-90 yıl)'dır. Hastaların tamamı hem 2D görüntüleme hem de 3D tomosentez modunda incelenmiştir. 2D görüntüleme, her iki meme (sol-sağ) için CC (RCC ve LCC) ve MLO (RMLO ve LMLO) projeksiyonlarında toplam 4 adet görüntü, tomosentezde ise TRMLO ve TLMLO projeksiyonlarında toplam 2 adet görüntü elde edilmiştir.

2D görüntüleme modunda, incelenen mamografi görüntüleri üzerinden CC ve MLO projeksiyonlarında java tabanlı ImageJ görüntü işleme programı kullanılarak glandüler yağ içeriği hesaplanmıştır. Çizelge 4.9'da hem sağ ve hem de sol meme için RCC, LCC, RMLO ve LMLO projeksiyonlarında gerçek ortalama glandüler doku yüzdeleri

gösterilmiştir. Hekim gözetiminde görüntülerin incelenmesi sonucu üç farklı threshold değerinin seçilmesinin daha doğru olacağına karar verilmiştir.

MLO projeksiyonlarında çekilen görüntülerden bulunan glandüler doku oranı, CC projeksiyonlarına göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi, MLO çekiminde koltuk altındaki bulunan glandüler dokunun da hesaba katıldığı için glandüler doku yoğunluğunun daha yüksek çıktığı düşünülmektedir.

2D görüntüleme modunda Rh filtre CC görüntülerinde % 90.4, MLO görüntülerinde %76.6 oranında seçilmiştir. W/Rh hedef-filtre kombinasyonu 70 mm sıkıştırılmış meme kalınlığına kadar, W/Ag kombinasyonu ise 70 mm ve daha büyük meme kalınlıklarında kullanılmıştır. Dijital Meme Tomosentezi sistemi (Hologic Selenia Dimensions cihazı) AGD sonuçlarını, c faktörünün 1 olarak kabul edildiği standart meme içeriğine göre vermektedir. 2D görüntüleme modunda, hesaplanan ve sistem tarafından verilen ESAK değerleri arasındaki ortalama fark % 1.0'dan azdır. Standart meme için hem 2D hem de 3D görüntüleme modunda hesaplanan ve sistem tarafından verilen AGD değerleri arasındaki ortalama fark ise sırasıyla, % 1.0 ve % 1.5'dan az olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, bu çalışmada hesaplanan AGD, ESAK ve dönüşüm faktörlerinin (g, s ve T) doğru hesaplandığını göstermektedir.

Glandüler doku oranının artan yaş ve sıkıştırılmış meme kalınlığı (Compressed Breast Thickness, CBT) değerleriyle azaldığı görülmüştür. Artan yaşla birlikte meme glandülerite oranının azalmasının sebebi, memedeki yağ dokusu miktarındaki artıştan kaynaklanmıştır. Literatürde yapılan benzer çalışmalarda da glandüler doku oranının artan sıkıştırılmış meme kalınlığı ve yaş değerleriyle azaldığı görülmüştür (Gennaro vd. 2017, Olgar vd. 2012, Dance vd. 2010, Beckett ve Kotre 2000).

Çizelge 5.1'de bu tez çalışması ve farklı kıtalardaki ülkeler için literatürde yayınlanmış ortalama meme glandülerite oranları gösterilmiştir. Bu çalışmada, CC ve MLO projeksiyonlarının ortalama glandüler doku oranı % 31.2 olarak bulunmuştur. Literatür çalışmalarında, Avustralya ve Asya ülkeleri olan Malezya, Bangladeş, Tayvan ve Hindistan'da kadınların meme glandülerite oranları diğer ülkelere göre daha yüksektir. Geise ve Palchevsky'in (1996) Amerika'da yaptığı çalışmada, ortalama meme glandüleritesi % 34.0 iken, Olgar vd. (2012) Almanya'da yaptığı çalışmada kadınlar için ortalama meme glandüleritesinin %17.7 olduğu belirtilmiştir. Gedik'in (2017)

Türkiye’de 2000 hasta için yaptığı çalışmada, 40-49 yaş aralığındaki hastalar için glandüler doku oranı % 31.0 olarak bulmuştur. Bu tez çalışmasında, 40-49 yaş için glandüler doku oranı % 37.2 olarak hesaplanmıştır. Sonuçlar arasındaki farkın nedeni, farklı hesaplama yöntemlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Etnik yapı, çevresel etki, yaş ve meme kalınlığı gibi değişken parametrelere bağlı olarak ülkeden ülkeye ortalama meme glandülerite oranlarının değiştiği görülmektedir.

Çizelge 5.1 Bu ve diğer çalışmalarda bulunan ülkelere göre meme glandülerite değerleri

	Ülke	Meme Glandüleritesi (%)
Jamal vd. 2004	Malezya	48.9
Nahar vd. 2016	Bangladeş	43.7
Jamal vd. 2014	Hindistan	48.1
Dong vd. 2011	Tayvan	36.0
Geise ve Palchevsky 1996	Amerika	34.0
Olgar vd. 2012	Almanya	17.7
Heggie 1996	Avustralya	42.0
Gedik 2017	Türkiye	31.0
Bu çalışma	Türkiye	31.2

2D ve 3D görüntüleme modu için incelenen hastaların gerçek meme glandüler doku oranları, standart meme içeriğine göre daha düşük çıkmıştır. Memenin glandülerite oranı azalması nedeniyle c faktörünün artması, yağlı memeler için artan yüzde derinlik dozundan kaynaklanmaktadır. Yağlı memeler, yoğun memelere kıyasla daha fazla foton penetrasyonuna sebep olur. Bu sonuç, literatür çalışmalarıyla örtüşmektedir (Klein vd. 1997, Young vd. 1998, Kruger ve Schueler 2001, Olgar vd. 2012, Shin vd. 2015, Suleiman vd. 2018).

Bu çalışmada, gerçek glandüler doku içeriğine göre CC ve MLO modu için AGD değerleri sırasıyla, 1.94 ve 2.14 mGy, CBT değeri ise 54.4 ve 59.3 mm olarak hesaplanmıştır.

Riabi vd. (2010) çalışmasında, CC ve MLO projeksiyonları için AGD değerleri sırasıyla, 2.00 ve 2.40 mGy, CBT değeri ise 49.7 ve 58.5 mm olarak hesaplanmıştır. Riabi vd. (2010) çalışmasında bulunan AGD değerleri bu tez çalışması ile kıyaslandığında CC ve MLO projeksiyonları için sırasıyla, % 3 ve % 12 daha yüksektir. Bu tez çalışmasında AGD değerlerinin daha düşük çıkmasının sebebi, farklı hedef materyalin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Riabi vd. (2010) çalışmasında kullanılan Mo yerine, hedef materyali olarak bu çalışmada W kullanılmıştır. Literatürde yapılan çalışmalar, hedef materyal olarak Mo yerine W kullanıldığında, AGD değerinde yaklaşık %50'ye kadar bir azalma olabileceğini göstermektedir (Toroi vd. 2007, Thilander-Klang vd. 1997).

Chevalier vd. (2004) yaptığı çalışmada, hedef materyali olarak Mo ve Rh kullanılarak 5034 kadının meme dozu incelemesi yapılmıştır. CC ve MLO projeksiyonları için CBT değeri sırasıyla, 49 ve 54 mm, AGD değeri ise 1.80 ve 1.95 mGy olarak bulunmuştur. Chevalier vd. (2004) çalışmasında, glandüler doku oranını bulmak için Dance ve arkadaşlarının sıkıştırılmış meme kalınlıklarına karşı 40-49 ve 50-64 yaş aralığında yayınladığı meme glandüler doku içeriğinden yararlanılmıştır. Bu tez çalışmasında, CC ve MLO için bulunan AGD değerleri, Chevalier vd. (2004) çalışmasında bulunan AGD değerlerine göre sırasıyla, % 8 ve % 10 daha yüksek hesaplanmıştır. Ayrıca, glandüler doku içeriği bu tez çalışmasında daha düşük bulunmuştur. Chevalier vd. (2004) çalışmasında bulunan AGD değerinin, Mo ve Rh hedef kullanıldığı için W hedefin kullanıldığı bu tez çalışmasında bulunan AGD değerinden daha yüksek çıkması beklenir. Ancak, bu tez çalışmasında ortalama glandüler doku içeriğinin daha az olmasından dolayı c faktörü ve daha yüksek CBT değeri nedeniyle meme giriş dozu daha yüksektir. Böylece, bu tez çalışmasında AGD değeri daha yüksek çıkmıştır.

Bu tez çalışmasında, gerçek meme içeriğine göre 3D görüntüleme modunda (TRMLO ve TLMLO) hesaplanan AGD değerleri, 2D görüntüleme moduna (RMLO ve LMLO) göre sırasıyla, % 32 ve % 33 daha yüksek bulunmuştur.

Çizelge 5.2’de 2D dijital mamografi ve 3D dijital meme tomosentezinde farklı projeksiyonlar için literatürdeki AGD değerleri karşılaştırılmıştır. Bu sonuçlardan görüldüğü gibi 3D dijital meme tomosentezinde bulunan AGD değerleri, 2D dijital mamografiye göre daha yüksek çıkmıştır.

Saadi vd. (2018) IMS-Giotto Tomo cihazı ile yaptıkları çalışmada, 2D MLO çekimleri için buldukları ortalama AGD değeri 2.03 mGy iken, 3D TRMLO ve TLMLO projeksiyonları için ortalama AGD değeri 2.71 mGy olarak hesaplamıştır. Saadi vd. (2018) çalışmasında, 3D görüntüleme hesaplanan AGD değeri, 2D görüntülemeye göre % 33 daha yüksek bulunmuştur ve bu tez çalışmasında bulunan değerler ile uyum içindedir.

Olgar vd. (2012) Almanya’da yaptığı çalışmada, Hologic Selenia Dimensions meme tomosentezi cihazı kullanarak farklı projeksiyonlara göre AGD değerlerini rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında bulunan glandüler doku içeriği ve AGD değerleri daha yüksek bulunmuştur. Olgar vd. (2012) çalışmasındaki daha düşük glandüler doku oranına rağmen buldukları AGD değeri bu tez çalışmasında bulunan değerden daha düşük çıkmıştır. Bunun nedeni, bu tez çalışmasındaki MLO projeksiyon için CBT değeri yaklaşık 4 mm daha yüksektir. CBT’nin yüksek olması meme giriş dozunu etkilemektedir. Glandüler dokunun bu tez çalışmasında yüksek olması c faktörünü azaltsa da, AGD değerine meme giriş dozunun etkisi daha fazladır. Olgar vd. (2012), 3D görüntüleme modunda incelenen hastalar için hesaplanan AGD değerini, 2D görüntüleme moduna göre %34 daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Bu sonuç, bu tez çalışmasında bulunan değerlere uyumlu olduğunu göstermektedir.

Gennaro vd. (2017) yaptığı çalışmada, MLO projeksiyonları için 1.37 mGy, DMT projeksiyonları için AGD değeri 1.88 mGy olarak bulunmuştur. Gennaro vd. (2017) yaptığı çalışmada kullanılan cihaz, Hologic Selenia Dimensions sistemidir ve hacimsel glandüler doku yoğunluğu Volpara v. 1.5.2.0 yazılım algoritması ile tahmin edilmiştir. 3D görüntüleme modu için hesaplanan AGD değeri, MLO projeksiyonlarına göre %37 daha yüksek bulunmuştur. Bu tez çalışmasında bulunan AGD değerleri, Gennaro vd. (2017) yaptığı çalışmada hesaplanan AGD değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni, bu tez çalışmasındaki CBT (~56 mm) değeri, Gennaro vd. (2017) çalışmasında bulunan CBT (48 mm) değerinden daha yüksektir. Diğer bir sebep ise her

iki çalışmada incelenen hastaların ortalama glandüler doku içeriğinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çizelge 5.2 2D ve 3D görüntüleme modunda farklı projeksiyonlar için literatürde yayınlanmış AGD değerleri

	2D DM				3D DMT	
	AGD (mGy)				AGD (mGy)	
	RCC	LCC	RMLO	LMLO	TRMLO	TLMLO
Saadi vd. 2018	1.87	1.73	2.15	1.90	2.85	2.57
Olgar vd. 2012	1.84	1.81	1.97	1.91	2.62	2.64
Gennaro vd. 2017	1.37	1.36	1.37	1.37	1.86	1.90
Bu çalışma	1.95	1.93	2.15	2.13	2.83	2.84

Çizelge 5.3’de 3D dijital meme tomosentezi modunda literatürde yayınlanan AGD değerleri gösterilmiştir. Michell vd. (2012) yaptığı çalışmada, standart meme içeriğine göre 2D görüntüleme modu için AGD değerleri 1.37-1.57 mGy, 3D görüntüleme modu için 1.66-1.90 mGy olarak belirtilmiştir Michell vd. (2012) yaptığı çalışmada Hologic Selenia Dimensions cihazı kullanılmıştır. Üst doz sınırı referans alındığında 3D görüntüleme modu için AGD, 2D’ye göre % 21 daha yüksek çıkmıştır. Bu tez çalışmasında, standart meme içeriği için 3D görüntüleme modunda hesaplanan AGD değeri, 2D görüntüleme modunda hesaplanan AGD değerine göre % 24 daha yüksek bulunmuştur. İki çalışmada bulunan değerler birbirine yakın çıkmıştır.

Park vd. (2007) makalesinde, standart meme içeriğine sahip ve 4.2 cm sıkıştırılmış meme kalınlığına eşdeğer olan ACR (RMI, Model 156) fantomu kullanılarak 29 kVp ve 44 mAs için 3D tomosentez modunda AGD değeri 1.45 mGy olarak bulunmuştur. Bu çalışmada, standart meme içeriğine göre aynı ışınlama parametrelerine sahip hastalar için AGD 1.42 mGy olarak bulunmuştur ve her iki çalışma için bulunan değerler karşılaştırıldığında birbirine uyumlu olduğu görülmüştür.

Skaane vd. (2013) çalışmasında 2D, 2D+3D ve 3D projeksiyon görüntülerinden elde edilen sentezlenmiş iki boyutlu (s2D) görüntülere ek olarak 3D görüntüleme yapılmıştır. 2D için AGD 1.56 mGy, 2D+3D için 3.52 mGy ve s2D+3D için 1.95 mGy olduğu yapılan çalışmada belirtilmiştir. Belirtilen çalışmada yapılan hesaplamalar standart meme

içeriğine göre yapılmıştır. 3D görüntüleme modundaki doz artışı, 2D'ye göre %23 daha fazladır. Ayrıca sentetik iki boyutlu 2D görüntüler kullanılması (s2D+3D), 2D+3D moduna göre %45 doz azalımı sağlamıştır. Bu tez çalışmasında, standart meme içeriğine göre 3D görüntüleme modunda AGD değeri, 2D görüntüleme modunda hesaplanan AGD değerine göre % 24 daha yüksek çıkarken, gerçek glandüler doku içeriğine göre %33 daha yüksek çıkmıştır.

Teertstra vd. (2010) tarafından yapılan çalışmada, 53 mm gerçek meme eşdeğeri olan 45 mm PMMA fantomu kullanılarak 2D görüntüleme modunda 30 kVp ve 86 mAs ışınlama parametreleri için AGD değeri 1.70 mGy olarak bulunmuştur. 3D görüntüleme modunda AGD değeri 29 kVp ve 62 mAs ışınlama parametreleri için 1.74 mGy olarak hesaplanmıştır. Bu tez çalışmasında, 3D görüntüleme modunda standart meme içeriğine göre incelenen hastaların ışınlama parametreleri, 53 mm CBT değeri için ortalama 56 mAs ve 31 kVp tüp gerilimi seçildiği görülmüştür. Bu ışınlama parametreleri kullanılarak bu tez çalışmasında AGD değeri 1.85 mGy olarak bulunmuştur. Bu tez çalışması ve Teertstra vd. (2010) tarafından yapılan çalışma karşılaştırıldığında aralarındaki % 6'lık doz farkı, ışınlama parametrelerinin farklılığından kaynaklanmaktadır.

Lång vd. (2016) yaptığı çalışmada, Siemens Mammomat Inspiration tomosentez cihazı ve standart meme içeriğine göre 53 mm'lik meme eşdeğeri olan 45 mm PMMA fantomu kullanılmıştır. 2D görüntüleme modu için 1.2 mGy, 3D görüntüleme modu için 1.6 mGy bulunmuştur. 3D görüntüleme modundaki doz artışı %33'dür. Bu tez çalışmasında, Lång vd. (2016) göre daha yüksek AGD değeri elde etmemizin sebebi, CBT'nin daha yüksek olmasıdır.

Feng ve Sechopoulos (2012) makalesinde, 60 mm meme kalınlığında ve % 14.3 glandüler doku oranına eşdeğer memeyi temsil eden fantom ile çalışmalar yapılarak 3D ve 2D görüntüleme modundaki AGD değerleri sırasıyla, 2.12 ve 1.16 mGy olarak bulunmuştur. 3D görüntüleme modundaki AGD, 2D'ye göre %83 daha yüksek bulunmuştur. Bu değerlerin yüksek çıkmasının sebebi, fantom çalışmasında meme kalınlığı ve meme yoğunluğu birbirinden bağımsız şekilde artmaktadır. Ancak, gerçek incelenen hastalardaki durum bunun tersidir. Artan CBT ile glandüler doku oranı düşmektedir. Kalın memedeki glandüler oran, ince memeye göre daha düşüktür.

Çizelge 5.3 Dijital meme tomosentezi modunda literatürde yayınlanmış AGD değerlerinin gösterilmesi

3D Dijital MemeTomosentezi	
	AGD (mGy)
Michell vd. 2012	1.90
Park vd. 2007	1.45
Skaane vd. 2013	1.95
Teertstra vd. 2010	1.74
Lång vd. 2016	1.60
Feng ve Sechopoulos 2012	2.12
Saadi vd. 2018	2.71
Bu çalışma	2.84

Sonuç olarak, bu çalışmada 3D dijital meme tomosentezinde AGD değeri, 2D görüntüleme moduna göre %33 daha yüksek bulunmuştur. Gerçek meme glandüler doku oranı için hesaplanan ortalama AGD değerleri, standart meme içeriğine göre daha yüksek bulunmuştur. Yapılan çalışma, benzer literatür çalışmaları ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular, dijital sistemler için rapor edilen literatür sonuçları ile uyumludur.

Amerikan Radyoloji Koleji (The American Colleague of Radiology, ACR), %50 glandüler- %50 yağ standart meme içeriğine göre 4.2 cm sıkıştırılmış meme kalınlığı için ışınlama başına 3 mGy lik üst sınır belirlemiştir (Hendrick 1999). Avrupa protokolüne (EUREF) göre sıkıştırılmış meme kalınlığı 53 mm olan standart meme için ışınlama başına 2.5 mGy referans doz limiti önerilmektedir (Amendoeira 2013). Hesaplanan AGD değerleri aynı CBT değerine göre, önerilen bu limitlerin aşağısında bulunmuştur.

Ülkemizde hem iki boyutlu dijital mamografi hem de dijital meme tomosentezi için rapor edilmiş meme dozu verisi yok denecek kadar azdır. Bu tez çalışması ile her iki inceleme modu için meme dozları ölçülüp ülkemizdeki durum hakkında bilgi edinilmiştir. Elde edilen bulgular, konu kapsamında yapılan diğer tez çalışmalarına katkı sağlayacak ve farklı düşüncelere ışık tutacaktır.

KAYNAKLAR

- Alakhras, M., Bourne, R., Rickard, M., Ng, K. H., Pietrzyk, M., and Brennan, P. C. 2013. Digital tomosynthesis: a new future for breast imaging?. *Clinical radiology*, 68(5), 225-236.
- Alizadeh Riabi, H., Mehnati, P., and Mesbahi, A. 2010. Evaluation of mean glandular dose in a full-field digital mammography unit in Tabriz, Iran. *Radiation protection dosimetry*, 142(2-4), 222-227.
- Al-Naggar, R. A. 2013. *Principles and Practice of Cancer Prevention and Control*. OMICS Group eBooks, 6 p, Foster City.
- Amendoeira, I., Perry, N., Broeders, M., de Wolf, C., Törnberg, S., Holland, R., and von Karsa, L. 2013. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. European Commission, pp. 1-160, Luxembourg.
- ABD Gıda ve İlaç Dairesi, Web sitesi. <https://www.fda.gov/> Erişim Tarihi: 25.11.2019.
- Amerikan Kanser Koleji, Web sitesi. <https://www.cancer.org/content/dam/-CRC/PDF/Public/8577.00.pdf> Erişim Tarihi: 30.07.2019.
- Asbeutah, A. M., Brindhaban, A., AlMajran, A. A., and Asbeutah, S. A. 2019. The effect of different exposure parameters on radiation dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis: A phantom study. *Radiography*.
- Aujero, M. P., Gavenonis, S. C., Benjamin, R., Zhang, Z., and Holt, J. S. 2017. Clinical performance of synthesized two-dimensional mammography combined with tomosynthesis in a large screening population. *Radiology*, 283(1), 70-76.
- Beckett, J. R., and Kotre, C. J. 2000. Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. *Physics in Medicine & Biology*, 45(3), 801.
- Beckett, J. R., and Kotre, C. J. 2000. Estimation of mean glandular dose for mammography of augmented breasts. *Physics in Medicine & Biology*, 45(11), 3241.
- Bernardi, D., Macaskill, P., Pellegrini, M., Valentini, M., Fantò, C., Ostillio, L., ... and Houssami, N. 2016. Breast cancer screening with tomosynthesis (3D mammography) with acquired or synthetic 2D mammography compared with 2D mammography alone (STORM-2): a population-based prospective study. *The Lancet Oncology*, 17(8), 1105-1113.
- Bouwman, R. W., Van Engen, R. E., Young, K. C., den Heeten, G. J., Broeders, M. J. M., Schopphoven, S., ... and Dance, D. R. 2015. Average glandular dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis: comparison of phantom and patient data. *Physics in Medicine & Biology*, 60(20), 7893.
- Bouwman, R. W., Van Engen, R. E., Young, K. C., den Heeten, G. J., Broeders, M. J. M., Schopphoven, S., ... and Dance, D. R. 2015. Average glandular dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis: comparison of phantom and patient data. *Physics in Medicine & Biology*, 60(20), 7893.

- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., and Boone, J. M. (n.d.). 2012. The essential physics of medical imaging (3rd ed.). Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, pp. 238-282, Philadelphia.
- Chevalier, M., Morán, P., Ten, J. I., Fernández Soto, J. M., Cepeda, T., and Vañó, E. 2004. Patient dose in digital mammography. *Medical physics*, 31(9), 2471-2479.
- Cowen, A. R., Kengyelics, S. M., and Davies, A. G. 2008. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clinical radiology*, 63(5), 487-498.
- Dance, D. R., Skinner, C. L., Young, K. C., Beckett, J. R., and Kotre, C. J. 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in medicine & biology*, 45(11), 3225.
- Dance, D. R., Young, K. C., and Van Engen, R. E. 2009. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Physics in Medicine & Biology*, 54(14), 4361.
- Dance, D. R., Young, K. C., and Van Engen, R. E. 2010. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Physics in Medicine & Biology*, 56(2), 453.
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I. D., and Ng, K. H. 2014. Diagnostic radiology physics. International Atomic Energy Agency, pp. 167-176, Vienna.
- Dobbins III, J. T., and Godfrey, D. J. 2003. Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential. *Physics in medicine & biology*, 48(19), R65.
- Dong, S. L., Chu, T. C., Lin, Y. C., Lan, G. Y., Yeh, Y. H., Chen, S., and Chuang, K. S. 2011. Determination of equivalent breast phantoms for different age groups of Taiwanese women: An experimental approach. *Medical physics*, 38(7), 4094-4100.
- Flower, M. A. 2012. Webb's physics of medical imaging (2nd ed.). CRC, 28 p., United States of America.
- Feig, S. A., and Yaffe, M. J. 1998. Digital mammography. *Radiographics*, 18(4), 893-901.
- Feng, S. S. J., and Sechopoulos, I. 2012. Clinical digital breast tomosynthesis system: dosimetric characterization. *Radiology*, 263(1), 35-42.
- Gedik, G. 2017. Mamografi görüntüleri kullanılarak glandülerite/yağ oranlarının belirlenmesi ve epoksi esaslı meme dokusu eşdeğer fantomun x-ışın spektroskopisi ile karakterizasyonu. Yüksek lisans tezi. Ankara Üniversitesi, 32 s., Ankara.
- Geise, R. A., and Palchevsky, A. 1996. Composition of mammographic phantom materials. *Radiology*, 198(2), 347-350.
- Gennaro, G., and Di Maggio, C. 2006. Dose comparison between screen/film and full-field digital mammography. *European radiology*, 16(11), 2559-2566.

- Gennaro, G., Toledano, A., Di Maggio, C., Baldan, E., Bezzon, E., La Grassa, M., ... and Muzzio, P. C. 2010. Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study. *European radiology*, 20(7), 1545-1553.
- Gennaro, G., Bernardi, D., and Houssami, N. 2017. Radiation dose with digital breast tomosynthesis compared to digital mammography: per-view analysis. *European radiology*, 28(2), 573-581.
- Gerard, J. T. 2013. *Principles of Anatomy and Physiology 14th Edition*. WILEY, p. 1063, Versailles.
- Gosch, D., Jendrass, S., Scholz, M., and Kahn, T. 2006. Radiation exposure in full-field digital mammography with a selenium flat-panel detector. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 178(7), 693-697.
- Gross, R. E. 2000. Breast cancer: risk factors, screening, and prevention. In *Seminars in oncology nursing*, WB Saunders Vol. 16, No. 3, pp. 176-184, New York
- Gur, D., Zuley, M. L., Anello, M. I., Rathfon, G. Y., Chough, D. M., Ganott, M. A., ... and Bandos, A. I. 2012. Dose reduction in digital breast tomosynthesis (DBT) screening using synthetically reconstructed projection images: an observer performance study. *Academic radiology*, 19(2), 166-171.
- Hastalık Kontrol ve Önleme Merkezi, Web sitesi. https://www.cdc.gov/cancer/breast/basic_info/what-is-breast-cancer.htm Erişim Tarihi: 16.09.2019.
- Heggie, J. C. 1996. Survey of doses in screening mammography. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 19(4), 207-216.
- Hendrick RE, Bassett L, Botsco MA et al. American College of Radiology Committee on Quality Assurance in Mammography. *Mammography quality control manual: medical physicist's section*. Reston, VA: ACR 1999
- Hendrick, R. E., Pisano, E. D., Averbukh, A., Moran, C., Berns, E. A., Yaffe, M. J., ... and Gatsonis, C. 2010. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network digital mammographic imaging screening trial. *American journal of roentgenology*, 194(2), 362-369.
- Hermann, K. P., Obenauer, S., Marten, K., Kehbel, S., Fischer, U., and Grabbe, E. 2002, June. Average glandular dose with amorphous silicon full-field digital mammography-Clinical results. In *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* (Vol. 174, No. 06, pp. 696-699). © Georg Thieme Verlag Stuttgart· New York.
- Jamal, N., Cheung, H. S., Hamid, S. S. A., and Napiyah, J. M. 2014. Breast glandularity in Malaysian women from a full-field digital mamamography system. *JNRT* Volume, 11, 10-14.
- Jamal, N., Ng, K. H., McLean, D., Looi, L. M., and Moosa, F. 2004. Mammographic breast glandularity in Malaysian women: data derived from radiography. *American Journal of Roentgenology*, 182(3), 713-717.

- Jamal, N., Ng, K. H., and McLean, D. 2003. A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it. *The British journal of radiology*, 76(904), 238-245.
- John Hopkins Medikal Web sitesi <https://pathology.jhu.edu/breast/overview/> Erişim Tarihi: 12.08.2019.
- Kang, H. J., Chang, J. M., Lee, J., Song, S. E., Shin, S. U., Kim, W. H., ... and Moon, W. K. 2016. Replacing single-view mediolateral oblique (MLO) digital mammography (DM) with synthesized mammography (SM) with digital breast tomosynthesis (DBT) images: Comparison of the diagnostic performance and radiation dose with two-view DM with or without MLO-DBT. *European journal of radiology*, 85(11), 2042-2048.
- Klein, R., Aichinger, H., Dierker, J., Jansen, J. T., Joite-Barfu, S., Sabel, M., Schul Wendtland, R., and Zoetelief, J. 1997. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. *Phys. Med. Biol.*, vol. 42, pp. 651-671
- Kim, Y. S., Park, H. S., Park, S., Kim, H. J., Choi, J. G., Choi, Y. W., ... and Lee, J. J. 2013. Digital breast tomosynthesis and digital mammography: A comparison of figures of merit for various average glandular doses. *Journal of the Korean Physical Society*, 62(9), 1346-1353.
- Kruger, R. L., and Schueler, B. A. 2001. A survey of clinical factors and patient dose in mammography. *Medical physics*, 28(7), 1449-1454.
- Lång, K., Andersson, I., Rosso, A., Tingberg, A., Timberg, P., and Zackrisson, S. 2016. Performance of one-view breast tomosynthesis as a stand-alone breast cancer screening modality: results from the Malmö Breast Tomosynthesis Screening Trial, a population-based study. *European radiology*, 26(1), 184-190.
- Meyblum, E., Gardavaud, F., DAO, T. H., Beaussart, P., Pigneur, F., Rahmouni, A. and Luciani, A. 2014. Digital Breast Tomosynthesis: evaluation on breast phantoms of the dosimetry and faisability of quality control. *European Congress of Radiology*, p.1-27, Creteil.
- Michell, M. J., Iqbal, A., Wasan, R. K., Evans, D. R., Peacock, C., Lawinski, C. P., ... and Whelehan, P. 2012. A comparison of the accuracy of film-screen mammography, full-field digital mammography, and digital breast tomosynthesis. *Clinical radiology*, 67(10), 976-981.
- Nahar, M., Hossain, M. S., Mollah, A. S., and Akramuzzamsan, M. M. 2016. A Preliminary Study of Percentage Breast Glandularity of Bangladeshi Women from Mammography Data. *Journal of Medical Physics and Biophysics*, 3(1), 56-60.
- Niklason, L. T., Niklason, L. E., and Kopans, D. B. 1999. U.S. Patent No. 5,872,828. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Niklason, L. T., Christian, B. T., Niklason, L. E., Kopans, D. B., Castleberry, D. E., Opsahl-Ong, B. H., ... and Albagli, D. 1997. Digital tomosynthesis in breast imaging. *Radiology*, 205(2), 399-406.

- Nsiah-Akoto, I., Andam, A. B., Adisson, E. K., and Forson, A. J. 2011. Preliminary studies into the determination of mean glandular dose during diagnostic mammography procedure in Ghana.
- Olgar, T., Kahn, T., and Gosch, D. 2012. Average glandular dose in digital mammography and breast tomosynthesis. In *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* (Vol. 184, No. 10, pp. 911-918).
- Park, J. M., Franken Jr, E. A., Garg, M., Fajardo, L. L., and Niklason, L. T. 2007. Breast tomosynthesis: present considerations and future applications. *Radiographics*, 27(suppl_1), 231-240
- Peate, I., and Nair, M. (Eds.). 2016. *Fundamentals of anatomy and physiology for nursing and healthcare students*. John Wiley & Sons, 383-393, UK.
- Radcal X-ışın ölçümleri firması Web sitesi <https://radcal.com/10x6-6m-mammography-ion-chamber/> Erişim Tarihi: 23.06.2019.
- Radioloji Asistanları, Web sitesi. <http://www.radiologyassistant.nl/-en> Erişim Tarihi: 14.08.2019.
- Saadi, S., Merad, A., Khelassi-Toutaoui, N., and Boubrit, M. 2018, August. Dose assessment in 2D and 3D mammography. In *AIP Conference Proceedings* (Vol. 1994, No. 1, p. 060010). AIP Publishing.
- Simonetti, G., Cossu, E., Montanaro, M., Caschili, C., and Giuliani, V. 1998. What's new in mammography. *European journal of radiology*, 27, 234-241.
- Shin, S. U., Chang, J. M., Bae, M. S., Lee, S. H., Cho, N., Seo, M., ... and Moon, W. K. 2015. Comparative evaluation of average glandular dose and breast cancer detection between single-view digital breast tomosynthesis (DBT) plus single-view digital mammography (DM) and two-view DM: correlation with breast thickness and density. *European radiology*, 25(1), 1-8.
- Skaane, P., Bandos, A. I., Gullien, R., Eben, E. B., Ekseth, U., Haakenaasen, U., ... and Hofvind, S. 2013. Prospective trial comparing full-field digital mammography (FFDM) versus combined FFDM and tomosynthesis in a population-based screening programme using independent double reading with arbitration. *European radiology*, 23(8), 2061-2071.
- Smith, A. 2016. *Advanced X-ray Breast Imaging* Web sitesi <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/115-34577-397514-125224.pdf> Erişim Tarihi: 27.08.2019.
- Smith, A. P. 2003. *Fundamentals of digital mammography. Physics, technology and practical considerations*, <https://pdfs.semanticscholar.org/> Erişim Tarihi: 12.11.2019.
- Spak, D. A., Plaxco, J. S., Santiago, L., Dryden, M. J., and Dogan, B. E. 2017. BI-RADS® fifth edition: A summary of changes. *Diagnostic and interventional imaging*, 98(3), 179-190.

- Suleiman, M. E., Brennan, P. C., Ekpo, E., Kench, P., and McEntee, M. F. 2018. Integrating mammographic breast density in glandular dose calculation. *The British journal of radiology*, 91(1085), 20180032.
- Tabar, L. (Ed.). 2012. *Imaging of the Breast: Technical Aspects and Clinical Implication*. Intech, pp. 81-115, Rijeka.
- Teertstra, H. J., Loo, C. E., van den Bosch, M. A., van Tinteren, H., Rutgers, E. J., Muller, S. H., and Gilhuijs, K. G. 2010. Breast tomosynthesis in clinical practice: initial results. *European radiology*, 20(1), 16-24.
- Thilander-Klang, A. C., Ackerholm, P. H., Berlin, I. C., Bjurstam, N. G., Mattsson, S. L., Månsson, L. G., ... and Thunberg, S. J. 1997. Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography. *Radiology*, 203(2), 348-354.
- Toroi, P., Zanca, F., Young, K. C., van Ongeval, C., Marchal, G., & Bosmans, H. (2007). Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium-based digital mammography system. *European radiology*, 17(9), 2368-2375.
- Türk Halk Sağlığı Kurumu İstatistikleri, Web sitesi. <https://dosyasb.saglik.gov.tr/Eklenti/31096,turkcesiydijiv1pdf.pdf?0> Erişim Tarihi: 5.07.2019.
- Ulusal Kanser Enstitüsü, Web sitesi. <https://www.cancer.gov/types/breast/risk-fact-sheet> Erişim Tarihi: 08.10.2019.
- Ulusal Kanser Enstitüsü, Web sitesi. <https://www.cancer.gov/news-events/cancer-currents-blog/2015/dcis-low-risk> Erişim Tarihi: 10.09.2019.
- Yaffe, M. J. 2008. Mammographic density. Measurement of mammographic density. *Breast Cancer Research*, 10(3), 209.
- Yaffe, M. J., and Mainprize, J. G. 2004. Detectors for digital mammography. *Technology in cancer research & treatment*, 3(4), 309-324.
- Yan Engen, R. E., Bosmans, H., Bouwman, R. W., Dance, D. R., Heid, P., Lazzari, B., ... and Young, K. C. 2018. Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis System. *European Commission* pp. 7-62, Nijmegen.
- Young, K. C., Ramsdale, M. L., and Bignell, F. 1998. Review of dosimetric methods for mammography in the UK breast screening programme. *Radiation protection dosimetry*, 80(1-3), 183-186.
- Zhao, W., Huntb, D. C., Taniokac, K., and Rowlands, J. A. 2005. Amorphous selenium flat panel detectors for medical applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 549, 205-209.
- Weigel, S., Girnus, R., Czwoydzinski, J., Decker, T., Spital, S., and Heindel, W. 2007, September. Digital mammography screening: average glandular dose and first performance parameters. In *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* (Vol. 179, No. 09, pp. 892-895). © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart· New York.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Hasan Kerem Uzun

Doğum Yeri: Merzifon/Amasya

Doğum Tarihi: 01.01.1993

Medeni Hali: Bekâr

Yabancı Dil(ler)i: İngilizce

Eğitim Durumu

Lise: MEV Koleji, Fen Bilimleri, 2011

Lisans: Hacettepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, 2016

Bildiri(ler)

Hasan Kerem UZUN, Turan OLĞAR. Dijital Meme Tomosentezi ve Dijital Mamografide Ortalama Glandüler Doku Dozunun Karşılaştırılması. Nükleer Bilimler Lisansüstü Öğrenci Kongresi, 3-5 Mayıs 2019, Ankara (Sözlü Sunum).