



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

# MAMOGRAFİK İNCELEMELERDE MEME YAPISININ MEME ORGAN DOZUNA ETKİLERİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Orhan BULĞAN

Samsun  
Temmuz-2014



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

# MAMOGRAFİK İNCELEMELERDE MEME YAPISININ MEME ORGAN DOZUNA ETKİLERİ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Orhan BULĞAN**

**Danışman**

**Doç.Dr.İlkay Koray BAYRAK**

**Samsun**

**Temmuz-2014**

## TEŞEKKÜR

Bu tezi yazmamda bana yardımcı olan başta sevgili danışman hocam Doç.Dr.İlkay Koray BAYRAK'a , Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji ABD.'da bana ders veren ve bu tezi hazırlamamda bana yön gösteren tüm hocalarıma (Özellikle Yrd.Doç.Dr.A.Veysel POLAT,Prof.Dr.Lütfi İNCESU , Doç.Dr.Muzaffer ELMALI), desteğini üzerimden hiç eksik etmeyen Prof.Dr.Süleyman KAPLAN hocama, Histoloji bölümünden yardımlarından dolayı teşekkürü borç bildiğim Elif KAYHAN arkadaşşıma, okumamda ve bu tezi yazmamda bana maddi ve manevi desteği olan Atatürk Üniversitesinde görevli Prof.Dr.İsmail CEYLAN , Prof.Dr.Yusuf ŞAHİN ve Prof.Dr.Ahmet KÜÇÜK hocalarıma, tez hazırlarken desteğini hiç eksik etmeyen çok kıymetli arkadaşşıım ve bir nevi öğrencim olan tıp fakültesi 2. Sınıf öğrencisi Erdoğan İNEZ'e tezi düzenlememde yardımcı geçen ve her zaman destek veren tıp fakültesi 3. Sınıf öğrencisi Arif CANDEMİR'e, Samsunda bir an olsun yabancılık çekmememi sağlayan ailem gibi olan Yrd.Doç.Dr.Tamer ASLAN ve ailesine, desteğini ve duasını benden hiç esirgemeyen manevi teyzem Hülya YÜCEL'e ve özellikle benim her şeyim benim okuyamasa da bilgi kaynağım bana en temel şeyleri öğreten biricik **Annem**'e sonsuz teşekkürler...

## ÖZET

### MEMEDE KOMPRESYON ETKİSİ

**Amaç:** Meme görüntülemesinde gelişmeye yönelik tüm çalışmalar, meme kanserinin erken tanısına katkıda bulunmayı ve bunu yaparken hastalara verilebilecek olası zararın minimal olmasını amaçlamaktadır. Glandüler doz, 4,5 cm kalınlıkta komprese edilmiş, %50 glandüler doku, %50 yağ doku paternindeki bir meme için 3,0 mGy'den az olmalıdır.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı mamografi bölümüne Şubat 2014 tarihinde başvuran ve standart pozisyon olan kraniokaudal (CC) ve mediolateral oblik (MLO) grafi ile meme görüntülemesi yapılan 100 hastanın sol memesine ait görüntüler kullanılmıştır. Osirix adlı DICOM görüntüleme programında açılan mamografik görüntülerde memenin, glandüler dokunun ve pektoral kasın görüntüde kapladığı alan ilgi alanı çizilerek cm<sup>2</sup> olarak ölçüldü. Memenin bu yapısal bilgileri ile kompresyon basıncı ve kalınlığı yine cihaz programı üzerinden öğrenilen organ dozu ile karşılaştırıldı.

**Bulgular:** Meme glandüler dozunu belirleyen parametreler arasında komprese meme kalınlığı en önemli parametre olarak tespit edilmiştir. Memede glandüler yapının kapladığı alan, bu alanın memenin görüntülerde kapladığı alana oranı ve memenin görüntülerde kapladığı alan kompresyon kalınlığına oranla glandüler doz ile daha az ilişkilidir. Meme glandüler konfigürasyonunun BI-RADS'a göre sınıflandırılması ile elde edilen 4 kategorinin dozla korelasyonu ölçümler yapılarak değerlendirilmesi kadar güçlü değildir.

**Sonuç:** Mamografik görüntüleme yapılan hastanın grafi başına aldığı meme glandüler dozu kompresyon kalınlığı, glandüler dokunun memede kapsadığı alan ve bu alanın meme alanına oranı ölçülerek öngörülebilir. Sık aralıklı takiplere ya da alınacak ek grafielerde glandüler doz hakkında yaklaşık bilgi sahibi olunması bu kararların verilmesi aşamasında önemli olacaktır.

**Anahtar Kelimeler:** Glandüler doz ;Kompresyon ;Mamografi ;Meme Görüntüleme

**Orhan BULĞAN, Yüksek Lisans Tezi**

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Temmuz-2014**

## **ABSTRACT**

### **BREAST COMPRESSION EFFECT**

**Aim:** All studies that improve breast imaging is done in order to diagnose malignancies early by using as low glandular dose as possible to lower potential harms to the patient. Glandular dose must be lower than 3.0 mGy in 50% glandular, 50% fatty breast with 4.5 compression thickness.

**Material and Method:** Standard left craniocaudal (CC) and mediolateral oblique (MLO) mammography of 100 patients applied in February 2014 included in the study. The information of compression thickness, compression pressure, exposure, entrance dose and glandular dose was noted both for CC and MLO views from the report computer of mammography machine. The images transferred to the DICOM viewer program called Osirix. The area of breast, glandular tissue and pectoral muscle comprise in the whole image was measured in cm<sup>2</sup>. These architectural data of breast, compression thickness and the pressure was compared with the glandular dose.

**Results:** Among the parameters that determine glandular dose, compression thickness was established as the most important parameter. The glandular area, rate for the glandular are to the whole breast area, area of the breast in mammography were correlated with glandular dose lower than the compression thickness. The correlations of 4 categories of glandular composition classified according to the BI-RADS lexicon were not as strong as the measurements described above.

**Conclusion:** The glandular dose in the patient to whom breast imaging was done can be estimated by evaluating compression thickness, the area of the glandular tissue in the breast and the rate of this area to the whole breast area. The information of the approximate glandular dose in one view can be important in deciding short follow up or taking additional views.

**Key Words:** Breast Imaging ; Compression ;Glandular dose ;Mammography

**Orhan BULĞAN, Master Thesis  
Ondokuz Mayıs University - Samsun, July-2014**

## KISALTMALAR

- AC** : Alternatif Akım  
**ACR** : The American College of Radiology  
**ADK** : Alt dış kadran  
**AEC** : Otomatik Işınlama Kontrolü  
**AİK** : Alt iç kadran  
**BI-RADS** : Breast İmaging Reporting and Data System  
**BI-RADS 1**: Tama yakın yağlı meme dokusu  
**BI-RADS 2**: Yağ ağırlıklı meme ve glandüler yapılar  
**BI-RADS 3**: Heterojen yoğun meme  
**BI-RADS 4**: İleri derecede yoğun meme  
**BT** : Bilgisayarlı Tomografi  
**CC** : Kraniokaudal  
**Cd** : Kandela  
**CT** : Computerized Tomography  
**DC** : Doğru Akım  
**DCİS** : Duktal Karsinoma in situ  
**FKD** : Fibrokistik Değişiklik  
**Gy** : Gray  
**İİAB** : İnce iğne aspirasyon biyopsisi  
**Kev** : Kilo Elektron Volt  
**kVp** : Kilo Voltaj  
**kV** : Kilovolt  
**Kw** : Kilo Watt  
**LCİS** : Lobüler Karsinoma in situ  
**M** : Magnifikasyon  
**mAs** : Miliamper Saniye  
**mA** : Miliamper  
**MG** : Mamografi  
**MHz** : Megahertz  
**MRG** : Manyetik Rezonans Görüntüleme  
**MLO** : Mediolateral oblik

**ML** : Mediolateral

**NPD** : Negatif prediktiv değer

**NCRP** : Radyasyondan Korunma ve Radyasyon Ölçümleri Ulusal Konseyi

**PPD** : Pozitif prediktiv değer

**PI** : Pulsatilite İndeksi

**RI** : Rezistif İndeks

**SI** : Uluslar arası Ölçüm Sistemi

**SID** : Odak Noktası Görüntü Mesafesi

**SMG** : Sintimamografi

**US** : Ultrason

**ÜDK** : Üst dış kadran

**ÜİK** : Üst iç kadran

**3D** : Üç boyutlu

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	viii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Meme Hakkında Genel Bilgiler .....	3
2.1.1. Memenin Embriyoloji, Histoloji ve Anatomisi .....	4
2.1.2. Memenin Radyolojik Anatomisi .....	8
2.2. Meme Hastalıkları .....	11
2.3. Mamografik Tarama .....	12
2.4. Mamografide Pozisyon Çeşitleri .....	14
2.4.1. Kraniokaudal (CC) Pozisyon .....	14
2.4.2. Mediolateral- Oblik (MLO) Pozisyon .....	14
2.4.3. Medio- Lateral (ML) Pozisyon .....	14
2.4.4. Medial- Oblik (MO) Pozisyon .....	15
2.4.5. Ekzajare (Abartılmış) CC (EX- CC) Pozisyon .....	15
2.4.6. Spot Kompresyon Pozisyonu .....	15
2.4.7. Aksiller Pozisyon .....	15
2.4.8. Magnifikasyon Grafileleri .....	15
2.5. Konvansiyonel Mamografi .....	16
2.6. Dijital Mamografi .....	20
2.7. Dijital Mamografinin Konvansiyonel Mamografiye Olan Üstünlükleri .....	22
2.8. Dijital Mamografideki Fizik Kavramları .....	24
2.8.1. Spasyal Rezolüsyon .....	24
2.8.2. Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF) .....	25
2.8.3. Kontrast Rezolüsyonu .....	26
2.8.4. Detective Quantum Efficiency (DQE) .....	26
2.8.5. Sinyal- Gürültü Oranı (SNR: Signal- to- Noise Ratio) .....	27
2.9. Mamografik Detektör Tipleri .....	28



2.9.1. Alan Detektörleri .....	29
2.9.2. Slot Tarayıcı Detektörler .....	29
2.9.3. TDI (Time Delay and Integration) - CCD Slot Tarayıcı Cihazları.....	30
2.10. Mamografi Fiziği .....	30
2.11. İnceleme Yöntemleri.....	34
2.12. Mamografide Kullanılan X-ışını Tüplerinin Özellikleri.....	34
2.13. Mamografide Görüntü Nitelikleri .....	35
2.13.1. Pozisyonlama.....	36
2.13.2. Sıkıştırma.....	40
2.13.3. Işınlama .....	42
2.13.4. Karşıtlık .....	43
2.13.5. Görüntü Keskinliği .....	44
2.13.6. Gürültü.....	45
2.13.7. Artefaktlar.....	45
2.13.8. Yönlendirme .....	48
2.13.9. Film Etiketleme .....	48
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>50</b>
3.1. Materyal .....	50
3.2. Metot .....	51
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>55</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>62</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>64</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>65</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>75</b>

## 1.GİRİŞ

Memenin X ışını kullanılarak görüntülenmesi olarak tanımlanan mamografi, en sık uygulanan meme görüntüleme işlemidir. 1930'lu yıllarda ABD'de mamografi hakkında çıkan ilk yayını takiben mamografinin sensitivitesini ve doğruluğunu artıran gelişmeler olmuştur (Juan ve ark., 2004).

Mamografinin iki ana tipi tarama mamografisi ve tanısal mamografidir. Tarama mamografisi asemptomatik kadınlarda meme kanserini tespit etmek için kullanılır. Tanısal mamografi ise kitle ya da meme ucu akıntısı gibi yakınmaları olan hastaları değerlendirmek için kullanılır. Mamografi ayrıca preoperatif iğne lokalizasyonu, iğne aspirasyonu, kor iğne biyopsisi ve duktografi gibi girişimsel işlemlere kılavuzluk etmek için kullanılır (Kaya, 1997; Fajardo, 1999).

Dijital mamografi meme hastalarının tespit ve tanısında sağladığı fayda sebebiyle giderek popülerlik kazanan modern bir yöntemdir. Konvansiyonel mamografinin tersine dijital mamografide meme görüntüleri film yerine elektronik olarak bilgisayar ortamına kaydedilir. Dijital mamografinin en büyük avantajı sınırsız kontrast rezolüsyonudur. Bu durum özellikle radyografik olarak yoğun meme dokusuna sahip kadınlarda, elli yaşının altındakilerde ve premenazol veya perimenazol dönemdekilerde fayda sağlar (Voyvoda, 2006).

Mamografi tetkiği sırasında her iki memeden kraniokaudal ve mediolateral oblik olarak iki pozisyonda grafiler alınmaktadır. Bu grafiler çekilirken meme kompresyon plakları ile sıkıştırılıp sabitlenmektedir. Bu sıkıştırma meme glandlarının dağılmasını, memenin incelmesini, kalınlığının homojen hale getirilmesini ve bu sayede de organ dozunun azalmasını sağlamaktadır.

Ayrıca meme dokusundaki glandüler doku yoğunluğu ve miktarı arttıkça yeterli penetrasyon sağlanabilmesi için ekspojur faktörlerinin arttırılması gerekir. Bu da meme glandüler dozunda artışa sebep olur.

Hem konvansiyonel hem de dijital mamografi özellikle de hiçbir şikâyeti bulunmayan klinik olarak sağlıklı kadınlarda tarama amacıyla yıllık ya da 2 yıllık aralıklarla kullanıldıklarından bu inceleme sırasında alınan organ dozu önemlidir.

Bu çalışmada amacımız komprese edilen memenin komprese haldeki kalınlığı, kompresyon basıncı, memenin, glandüler dokunun ve pektoral kasın görüntüde kapladığı alan gibi parametrelerin, giriş dozu, glandüler doz ve ekspozura etkilerini belirlemektir.



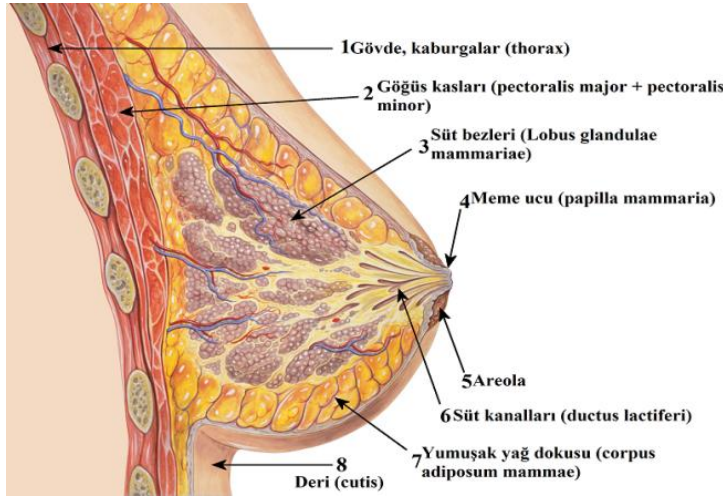
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Meme Hakkında Genel Bilgiler

Meme glandı süt üretimi gibi özel bir görevi olan modifiye bir apokrin ter bezidir. Memenin şekil, büyüklük ve durumu kadının hayatı boyunca sürekli bir değişim içerisinde. Ayrıca ırk ve yaş faktörleri yanında; doğum, menstruasyon, gebelik, emzirme ve menapoz gibi çeşitli fizyolojik faktörlerle değişiklik gösterir. Puberteden sonra her bir menstruel siklusa, gebelik ve laktasyondaki değişiklikler ve son olarak menapozda memelerde involüsyon izlenir.

Bütün bu dönemlerde memenin makro ve mikro anatomisi farklı özellikler gösterir. Memenin dış görünümünün tanımlanmasında normalin tanımlanması güçtür. Memenin dış görünümünü genetik etkenler belirler. Diskoid, hemisferik, konik ve benzeri biçimlerde olabilir. Her yaşta memede pitozis görülebilir (Adler ve ark., 1987; Beller ve ark.,1990). Meme genellikle hiç doğurmamış kadınlarda koniktir.

Doğurmuş kadınlarda ve yaş ilerledikçe, belirgin yağlanma yoksa gevşer, daha sarkık bir biçim alır. Ortalama bir meme laktasyon dışında 150- 400 g ağırlığında, 10-12 cm çapındadır. Kalınlığı orta kısımda 5- 7 cm dir. (Bir memenin kısımlarının görülmesi bakınız Şekil 1). Laktasyonda ağırlığı 500 gramın üzerine çıkar (Beller ve ark.,1990; Romrell ve Bland , 1991).



Şekil 1 . Memenin Kısımları (<http://www.ercumentekin.com/tr/meme-anatomisi> , 2014)

Normal erişkin kadın meme dokusu epitelyal ve stromal elemanlardan oluşur. Dallanan duktus yapıları ile birleşen lobüller epitelyal komponenti oluştururken; değişik oranlardaki adipoz ve fibröz bağ dokusu, stromal komponenti meydana getirir. Yaş ve

hormonların etkisi altında meme dokusunun belirgin bir iç dinamiği vardır (Beller ve ark., 1990). Eksojen hormonların, hormon replasman tedavilerinin memelerin mamografik görünümüne etkisi olabilir. Östrojen tedavisi altındaki bazı kadınlarda memelerin dansitesinde diffüz artış, multifokal asimetrik dansiteler, kist oluşumları görülebilir (Page ve Winfield, 1986).

### **2.1.1. Memenin Embriyoloji, Histoloji ve Anatomisi**

#### **Meme Embriyolojisi**

Memeler ektodermal orjinli cilt glandlarıdır (apokrin bezlerdir). 5. gestasyonel haftada embriyoda gelişen ve orta hattın her iki yanında aksilladan inguinal bölgeye kadar uzanan ektodermal- kütanöz katlantılar primitif süt bantlarına karşılık gelir. 7- 8. haftalarda göğüs duvarı mezenkimine doğru bir invajinasyon oluşur. 16. haftada epitelyal tomurcuklar gelişir ve dallanır. 20- 32. haftalarda fetal dolaşıma giren plasental seks hormonları, meme kanalları oluşturmak için epitelyal tomurcukların kanalizasyonunu indükler (Sadler, 1985; Beller ve ark., 1990; Cosgrove, 1994).

Bilateral meme tomurcukları 5. ayda bu katlantıların üst 1/3 kısımlarının ortasında mezensimal proliferasyon ile oluşur. Bu sırada katlantıların diğer kısımları geriler. Eğer primitif süt bandının gerilemesinde ya da dağılımında bir yetersizlik olursa, kadınların % 2- 6'sında görülen aksesuar meme dokusu oluşur. Özellikle aksiller bölgede bulunan aksesuar meme dokusu mamografide asıl meme parankiminden ayrı olarak görülebilir. Meme tomurcuklarından sekonder epitelyal büyümeler ve ileride laktifer duktusları oluşturacak olan dallanmalar meydana gelir. 8. gestasyonel ayda epitelyal kordonlar içerisinde lümen gelişir.

Eş zamanlı olarak santralde bağ doku proliferasyonu ile meme bası ortaya çıkar. Doğumda anneden geçen hormonların etkisiyle, gelişen primordial süt kanallarından geçici süt salgılanması izlenebilir (Sadler, 1985; Adler ve ark., 1987; Beller ve ark., 1990; Cosgrove, 1994).

Polimasti, süt bandı boyunca aksesuar memeler; politeli, aksesuar meme başları; hipoplazi; amasti, meme yokluğu; amazi, memenin parankiminin yokluğu gelişimsel meme anomalileridir (Osborne, 1987; Cosgrove, 1994).

Doğumda ve çocukluk döneminde memede sadece rudimenter duktuslar bulunur. Pubertede hipofizer FSH ve LH overlerden östrojen salgılanmasını uyarır.

Östrojen uyarısı ile memeler büyür ve olgunlaşır. Erken adolesan dönemde overlerin östrojen sentezi progesteron sentezinden fazladır. Gelişmekte olan memeye östrojenin etkisi longitudinal duktal büyümeyi ve terminal duktül tomurcuklarının oluşumunu stimüle etmektedir. Periduktal bağ dokusu ve yağ depolanması artar. Pubertede mamografik olarak meme çok dens ve homojen görülür.

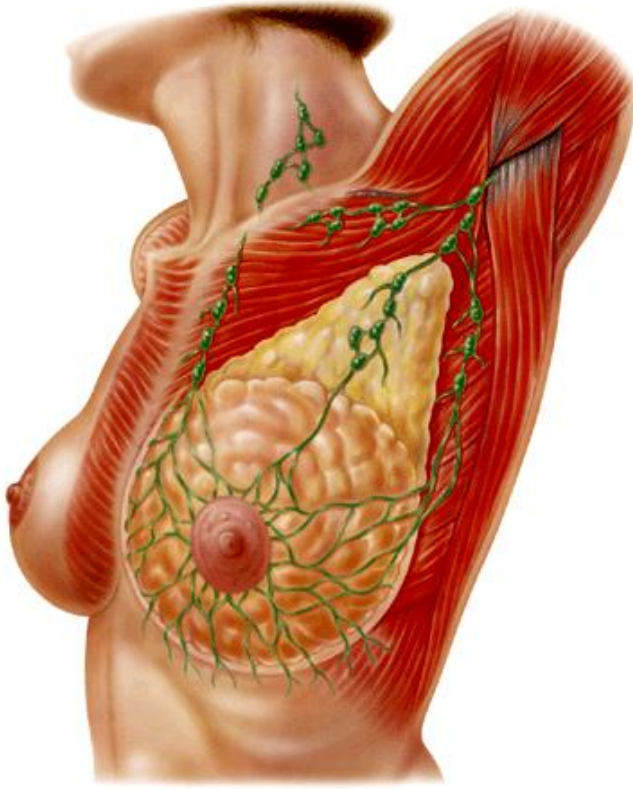
Erişkin memesinde progesterona yanıt olarak lobüllerin oluşumu ile karakterize olan glandüler gelişimin ikinci evresi oluşur (Cosgrove, 1994; Sutton, 1998).

### **Memenin Anatomi ve Histolojisi**

Meme reproduktif sistemin fonksiyonel yönden bir parçası olmakla beraber yapı ve gelişim açısından deriye bağlı bir çeşit apokrin bezdir. Meme dokusu üç temel yapıdan oluşur: cilt, cilt altı yağ dokusu ve meme dokusu (parankim ve stroma) (Beller ve ark.,1990; Harold ve ark., 1992; Cosgrove, 1994; Santel ve Mansel, 2005 ).

Erişkin kadın memesi üstte, ikinci kosta ya da üçüncü kostanın üst sınırından başlar. Altta, altıncı kosta hizasında biter. İç sınırı sternumun kenarında, dış sınırı orta veya ön aksiller hattadır (Harold ve ark., 1992; Sutton, 1998). Meme üst dış ucunda, m. pectoralis major kasının alt kenarı boyunca koltuk altına doğru uzanır (Spence'in aksiller kuyruğu). Bu uzantı bazen ele gelen, hatta gözle görülebilen bir kitle oluşturabilir. Meme dokusunun ana kitlesi genellikle üst yarıda ve daha çok dış kadranda yerleşmiştir. Bu nedenle lezyonlar daha sık üst dış kadranda görülür (Romrell ve Bland, 1991; Harold ve ark., 1992; Cosgrove, 1994). Derin planda, memenin yaklaşık dörtte üçü m. pectoralis major üzerinde bulunur. Dışta m. serratus anteriorun, altta kısmen m. serratus anterior ve eksternal oblik kasın, içte de rektus kılıfının üst kısmını örter (McCarty ve ark., 1992; Suttan, 1998).

Meme göğüs ön duvarında yüzeysel fasya içerisinde yer alır. Yüzeysel fasyanın yüzeysel veya subkütan tabakası hemen dermisin altındadır. Bu tabakadan başlayan fibröz lifler deriye ve meme başına uzanır. Bunlar memenin üst kısmında daha fazla gelişmiş olup Cooper ligamentlerini oluşturur (Şekil 2 de görüldüğü gibi). Cooper ligamentleri cilt ile yüzeysel fasyanın yüzeysel tabakası arasında uzanan ve meme parankimini saran, yönleri cilde dik olan ve meme dokusunu septalara ayıran fibröz bantlardır (ligamanlardır). Bunların uzanımlarına ‘‘Duret Crestleri’’ denir.



Şekil 2. Memenin Anatomik Yeri (<http://www.cosmedicistanbul.com/meme-estetigi/meme-anatomisi/>, 2013)

Cooper ligamanlarının malign tümörlerle infiltre olması sonucu ya da herhangi bir nedenle gelişen fibrozis nedeniyle kısılması ile deride karakteristik içeri çekilmeye neden olur (Portakal kabuğu görünümü- Peau D'orange).

Kanserin sekonder işaretlerinden olan ciltte retraksiyonun nedeni budur. Kansere yanıt olarak gelişen bu desmoplastik reaksiyon komsu duktusların duvarlarını da kalınlaştırır. Bunların mammogramlarda belirginleşmesine, kısılmalarıyla da meme başı çekintisi oluşmasına neden olur.

Mamografilerde Cooper ligamanları ve arterlere ait kalsifikasyonların meme kanserlerinde görülen spiküllerle karıştırılmamaları önemlidir. Meme dokusu normalde bilateral ve simetrik bir patternededir. Simetrinin bozulması meme kanserinin işareti olabilir. Mamografiler daima bilateral ve birbirinin ayna görüntüsünü verecek şekilde elde edilmelidir (Beller ve ark., 1990; Harold , 1992).

Arteryel dolaşım üç kaynaktan gelir (Osborne ve ark., 1987; Beller ve ark., 1990; Romrell ve Bland , 1991; Wolfgang , 1996).

1- İnternal torasik arterin iki, üç ve dördüncü anterior perforan dalları göğüs duvarını sternumun kenarından delerek memenin medialini ve orta kısımlarını besler. Bunlar memenin en büyük damarlarıdır. Laktasyon sırasında büyük oranda genişlerler.

2- Torasik aortadan çıkan iki, üç, dört ve beşinci posterior interkostal arterlerin perforan dalları göğüs kafesi yanında kasları deldikten sonra ikiye ayrılırlar. Ön dallar meme derisini ve parankiminin lateralini beslerken, arka dallar da kaslara gider.

3- Aksiller arterin dalları daha çok üst dış kadranı ve memenin kuyruğunu besler. Başlıca dört adet dal vardır. Lateral torasik arter, süperior torasik arter, torakoakromial arterin pektoral dalı, subskapular arter. Memenin yaklaşık olarak % 60 mı internal torasik arterin perforan dalları, % 30 unu da lateral torasik arter besler. Ancak tüm arterler arasında yaygın anastomozlar vardır (Beller ve ark., 1990).

Memenin venleri; Memenin venöz akımı genel olarak aksillaya doğrudur. Meme başı çevresinde venler bir anastomoz çemberi "circulus venosus" oluştururlar. Memenin ve göğüs duvarının venöz kanını taşıyan başlıca üç grup ven vardır (Beller ve ark., 1990).

1- İnternal torasik venanın perforan dalları

2- Aksiller venaya dökülen dallar

3- Posterior interkostal venaların perforan dalları (Bunlar arkada vertebral ven pleksusuna, santralde ise azygos venine açılırlar).

Memenin lenfatik drenajı başlıca üç yoldan olur (Romrell ve Bland , 1991; McCarty ve ark., 1992);

1- Aksiller lenf nodları, meme lenf akımının % 75- 97'si aksiller lenf nodlarına olmaktadır.

a. Mammaria eksterna lenf nodları

b. Scapular lenf nodları

c. Santral ganglionlar

d. İnterpektoral ganglionlar (Roter Ganglionları)

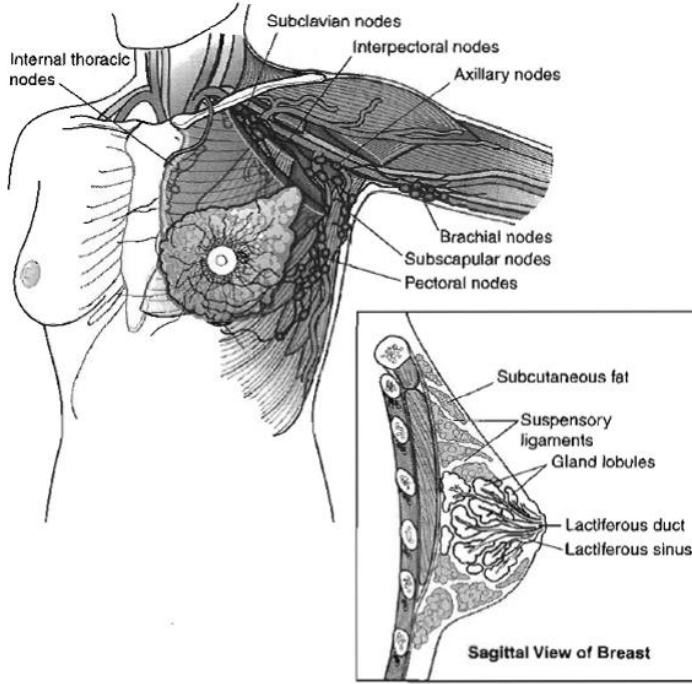
e. Vena aksillaris civarındaki lateral ganglionlar

f. Subklaviküler ganglionlar



2. Parasternal (mammaria interna) lenf nodları, memenin toplam lenfatik akımının % 3- 25'ini alır.

3. Posterior interkostal lenf düğümleri, sözüne ettiğimiz kısımları bir şekilde görmek istersek (Şekil 3 );



Şekil 3. Memenin vücuttaki yeri ve üzerinde bulunan yapılar (<http://www.ekosut.com/meme-anatomisi/>, 2014)

### 2.1.2. Memenin Radyolojik Anatomisi

#### Memenin Mamografik Anatomisi

Memenin yumuşak dokusunu ve patolojik değişikliklerini yansıtan primer görüntüleme yöntemi mamografidir. Memenin temel radyografik dansitelerini yağ dokusu, yumuşak dokular ve kalsiyum oluşturmaktadır. Mamografik olarak meme; Kütanöz yapılar (deri, areola, meme başı), cilt altı yağ tabakası ve glandüler tabaka olmak üzere üç bölümde izlenir.

Areola, meme başı, cilt ve meme parankiminin hepsi yumuşak doku dansitesindedir. Cilt altı ve destek yağ dokusu, yağ dansitesini oluşturur. Retromammer mesafe ile meme venleri de görülür. Venler cilt altı dokuda 2- 4 mm çapında uzun kûrvi lineer dansitelerdir ve yağlı memelerde daha iyi görülebilirler. Venöz pattern genellikle

her iki memede simetrik olup, her hastada farklıdır (Lamarque, 1984; Wolfgang, 1996; Osborne ve Harris, 2000).

Arterlerin genç hastaların mamografilerinde seçilebilmeleri veya venlerden ayrılabilmesi zordur. Arterlerin kıvrımlı olmaları ve aterosklerotik kalsifikasyon içermeleri nedeni ile yaşlı veya orta yaşlı kadınların mamografilerinde izlenebilirler. Mamografilerde lenfatik damarlar görülemezler. Ancak duktografi esnasında fazla miktarda kontrast maddenin enjekte edilmesine ve ekstrasvazyona bağlı olarak lenfatikler oldukça ince ve dallanma göstermeyen lineer opasiteler şeklinde görülürler (Lamarque, 1984; Osborne ve Harris, 2000).

Meme başı ve areola; uygun teknikte elde olunan mamografilerde meme başı mamografi parlak ışık ile incelenirken memeden öne doğru projekte olan yumuşak doku dansitesi olarak görülür. Bazı kadınlarda ise anatomik varyasyonla çökük, retrakte veya içe çekiktir. Areola normalde santralde ve önde yumuşak doku dansitesi olarak görülür. Ancak çoğu kadında mamografilerde areola seçilemeyebilir. Meme başı inversiyonu pubertede normalde görülebilir (Topuz ve Aydın, 2000), benign formlar normal nipple pozisyonunun bir versiyonu olabilir veya emzirme, mastit ve abse formasyonlarını takiben oluşan subareoler parankim ve meme başı arasındaki fibröz dokuya bağlı oluşabilir. Yetişkin bir kadında akut olarak gelişen meme başı inversiyonu daima fizik muayene ve mamografi ile değerlendirilmelidir. Bu vakalarda meme kanseri insidansı % 5- 50 arasında görülebilir (Lamarque, 1984; Kalbhen ve Kezdi-Rogus, 1998; Osborne ve Harris, 2000).

Cilt, mammogramlarda memeyi saran yumuşak doku dansitesinde ince bir çizgi olarak görülür. Normal mamografik cilt kalınlığı 0,7- 2,7 mm arasındadır. Meme cildinin en kalın kısımları medialde ve aşağıdadır (Cardenosa, 1997). Cilt altı yağ dokusu; normalde memede cilt altında parankimi çepeçevre kuşatan yağ dokusu bulunur. Bunun dansitesi boylu boyunca uniform olmalıdır. Yağ lobülleri arasında, meme parankiminden cildin iç yüzüne doğru uzanan ve eğimli seyir gösteren fibröz septalar (Cooper ligamanları) bulunur. Bunlar mamografik olarak en iyi cilt altı yağ dokusu içinde görülür. Bunların eğimli olmaları önemlidir, çünkü düzleşmeleri ya da kalınlaşmaları altındaki meme parankiminde olan bir patolojinin indirekt bulgusu olabilir (Lamarque, 1984; Osborne ve Harris, 2000).

## **Meme Dansitesi**

Meme parankimi ve stroma; mamografilerdeki yumuşak doku dansitesinin çoğunluğunu meme parankimi ve destek elemanları olan stroma oluşturur. Normal kadınlarda glandüler yapılar üst dış kadran ve subareoler alanlarda çoğunlukla simetrik olarak bulunur. Ancak belirli bir oranda herhangi bir patoloji olmaksızın parankimal asimetri görülebilir (Lamarque, 1984; Osborne ve Harris, 2000).

Premenapozal nullipar kadınlarda glandüler yapılar çok fazladır ve meme hacminin büyük kısmını kapsar. Laktasyonda bu yapılar çok daha belirgindir. Memeler daha dens görülür (Harold, 1992). Bu durumlarda yumuşak doku kitleleri, normal parankimal yapılarla örtülebilir.

Postmenapozal kadınlarda glandüler yapıların involüsyona uğraması ve yağ dokusunun artmasıyla meme parankim dansitesi belirgin derecede azalır ve yağ dokusundan zengin memelerde yumuşak doku kitleleri kolaylıkla görülebilir (Stomper ve D'Souza, 1996).

Mamografik olarak memenin yapısının değerlendirilmesinde glandüler ve stromal yapıların miktarına göre meme parankimi genel olarak 3 patterne(BIRADS sistemine göre 4 kategori bulgular kısmında açıklanmıştır) ayrılır (Stomper ve D'Souza, 1996);Skleroze pattern(BIRADS 4), glandüler ve stromal yapılar fazla, yağ dokusu oldukça azdır. Bazen tüm memeyi kapsayan radyoopasite nedeni ile yağ doku alanları hiç yoktur.

Mamografik incelemelerde yorumu en zor olan bu patternde izlenen memelerdir. Meme kanseri gelişiminde bir risk faktörü olarak mamografide parankim dansite artışının klinik öneminin minimal olduğu gösterilmiştir. Bununla beraber parankim dansitesindeki artış yanlış negatif mamografi sonuçlarına neden olması açısından klinik önem taşır (Page ve Winfield, 1986; Stomper ve D'Souza, 1996; Cardenosa, 1997). Dens memelerde mamografik yorum güç olduğundan US etkin bir tanı yöntemidir.

Liposkleroze pattern(BIRADS 2 VE 3 MEME YAPISI); eşit miktarlarda glandüler ve yağ dokusu içeren pattern, fibroglandüler ve fibrokonjunktif doku opasiteleri memede iç ve arka kadran dışındaki alanda nodüleri retiküler, retikülonodüler ya da örtü tarzında radyoopasiteler oluşturur (Stomper ve D'Souza, 1996). Lipomatö Pattern(BIRADS 1 MEME YAPISI); fazla miktarda yağ dokusu ve

ileri derecede az glandüler doku patterni nedeniyle memede belirgin radyolüsend görünüm izlenir (Stomper ve D'Souza, 1996).

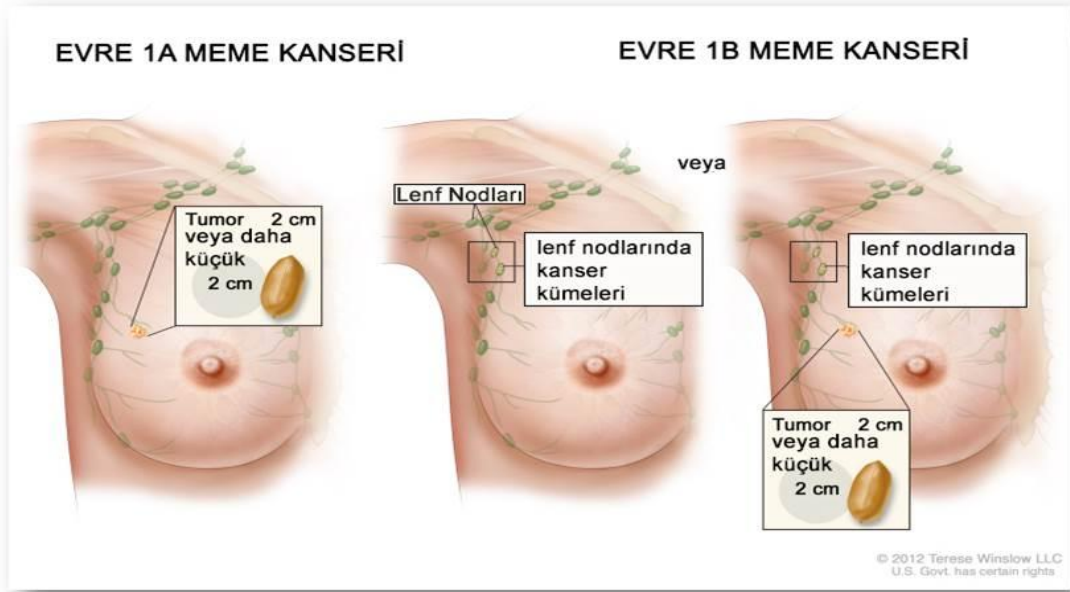
## **2.2.Meme Hastalıkları**

Memede görülen hastalıklar yerleşim ve tutulum lokalizasyonlarına göre gruplandırılırsa; Meme derisinde; Epidermal ve sebace kistler, nörofibromatozis, Mondor hastalığı, steatositoma multipleks, inflamatuvar karsinoma, deri nekrozu, piyoderma gangrenozum, candidal intertrigo, herpes zoster enfeksiyonu (zona), sifiliz ve melanom görülen hastalıklardır. Meme başı- areola kompleksinde görülen hastalıklar; Dermatit, meme başı adenomu, hidradenitis süpurativa, leomyom, paget hastalığı. Majör subareoler duktuslarda; Duktal ektazi, soliter papillomlar, papiller karsinom (Cardenosa, 1997).

Terminal duktuslarda; Duktal hiperplaziler, multiple periferik papillomlar, radyal skar ve kompleks sklerozan lezyonlar, duktal adenom, duktal insitu karsinom, invaziv duktal karsinom, tübüler karsinom, müsinöz karsinom, meduller karsinom, invaziv kribriform karsinom, adenoid kistik karsinom, yassı hücreli kanser, metaplastik karsinom ve sekretuar karsinom görülebilir (Cardenosa, 1997).

Meme lobüllerinin hastalıkları; Kistler, galaktosel, juvenil papillomatozis, fibroadenomlar ve kompleks fibroadenomlar, filloides tümör, tübüler adenom, laktasyon adenomu, sklerozan adenozis, lobüler neoplaziler ve invaziv lobüler karsinomdur (Cardenosa, 1997).

Memenin stromasında ise; Yağ nekrozu, lipom, fibroadenolipom (hamartom), fibrozis, mastit ve meme absesi, pseudoanjioamatöz stromal hiperplazi, sütür kalsifikasyonu, hemanjiom, diabetik fibröz meme hastalığı, ekstraabdominal desmoid tümör, lenfoma, anjiosarkom ve metastatik meme hastalıkları görülür (Cardenosa , 1997). Örneğin meme kanserinin evrelerine bakalım (Şekil 4) ;



Şekil 4. Meme Hastalıklarından Meme Kanserinin Evreleri (<http://www.gurkanavci.com/tr/meme-kanserinin-evreleri>, 2013)

### 2.3.Mammografik Tarama

Amerikan Kanser Birliği önerilerine göre Base- Line ilk mamografi 35- 40 yaş arasında çekilmelidir, 40- 49 yaş arasında kadınlara yılda veya iki yılda bir kez mamografi çekilmelidir. Elli yaş ve üzerindeki kadınlara yılda bir kez mamografi çekilmelidir. Ayrıca kadınların en az ayda bir kez meme muayenelerini yapmaları için gereken eğitim verilmelidir. Yüksek risk taşıyan kadınlarda tarama 30 yaşında başlatılmalıdır (Cardenosa, 1997).

Yaş gruplarına göre anormal mamografi oranları yaş ilerledikçe azalmakta olup, 40- 49 yaş grubunda % 7,4, 50- 59 yaş grubunda % 6,5, 60- 69 yaş grubunda % 5,8 ve 70 ve üzeri yaş grubunda ise % 5,1 dir. Bu çalışmada birinci taramalarda toplam malignite oranı % 5,1, 40- 49 yaş grubunda % 3,6, 50- 59 yaş grubunda % 5,8, 60- 69 yaş grubunda % 5,8 ve 70 yaş ve üzeri grupta % 7,3 olarak bulunmuş. İkinci dönem yapılan mamografilerde ise tüm olguların % 2' sinde meme kanseri tesbit edilmiştir. Yine bu dönem için yaş gruplarına göre 40- 49 yaş grubunda % 1,2, 50- 59 yaş grubunda % 1,8, 60- 69 yaş grubunda % 2,6, 70 ve üzeri yaş grubunda ise % 4,1 oranında meme kanseri izlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ileri yaş grubunda meme kanseri oranı yüksektir (Patchefsky, 1977).

ABD’de yapılan 1991- 1994 yıllarını kapsayan ve çok sayıda 50 yaş ve üzerindeki olgunun tarama mamografi sonuçlarına göre 1991- 1992 yıllarında tarama mamografisi yapılan popülasyonda 6,2 / 1000 oranında kanser tesbit edilmiştir, 1992-1993 yılında bu oran 5,7 / 1000, 1993- 1994 yılında ise 5,5 / 1000 olarak bulunmuştur. Yine aynı çalışmaların sonucunda 50- 64 yaş kadınlarda 6 / 1000 oranında meme kanseri tesbit edilmiştir (Love ve ark., 1982).

Handel E. Reynolds ve arkadaşlarının 1997 yılında 40 yaşının üzerinde 4210 kadın hastada yaptıkları tarama mamografisi çalışmasının sonuçlarına göre 3761 (% 89) olgu normal veya benign iken 438 (% 10) vaka için ek bir tanı yöntemine ihtiyaç duyulmuştur. Bu olgulardan 418 (% 95) olguya ikinci kez mamografi çekilmiş, 59 (% 14) vakaya biyopsi önerilmiş. 4 vakaya da kist aspirasyonu önerilmiştir, 60 hastaya biyopsi yapılmıştır, bunların 42 si benign 18’i malign olarak sonuçlandırılmıştır. Bu popülasyon üzerinde yapılan çalışma sonucunda 4210 hastadan 18’inde (% 0.43) kanser tesbit edilmiştir (Handel, 1997).

Daniel. S. May ve arkadaşları tarafından yapılan, 1998 yılında Amerika Birleşik Devletleri’ndeki bütün sağlık merkezlerini içine alan, Temmuz- 1991 ve Temmuz- 1995 tarihleri arasında 40 yaş ve üzerindeki 284 503 kadının mamografi sonucunun değerlendirilmesini içine alan ulusal tarama çalışmasının sonuçlarına göre (The National Breast and Cervical Cancer Early Detection Program- The Breast Cancer Detection Demonstration Project- BCDDP) taranan vakaların tümünün % 6,5 unda anormal mamografik bulgular tesbit edilmiştir. Ancak bu yüzde 40- 45 yaşlar arasında % 7,4 iken, 70 yaş üzerinde % 5,1 olarak tesbit edilmiştir. Ancak yaş ilerledikçe kanser tesbit edilme oranı yükselmektedir (May, 1998).

Meme kanseri oranı 40- 49 yaşlar arasında % 3,6 iken, 50- 69 yaşlar arasında % 5,8, 70 yaş ve üzerinde % 7,3 tür (May, 1998). Daniel S. May ve arkadaşlarınca yapılan bu çalışmaya göre; toplam 284 503 olgunun mamografi sonuçları şöyledir; olguların % 68’ i negatif , %18’ i benign, % 7,9 olgu şüpheli benign, % 2,1 olgu şüpheli anormallik, % 0,3 vaka yüksek oranda malign, % 4,1 yetersiz değerlendirme olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada 3557 meme kanseri tesbit edilmiştir.

Günümüzde tarama amaçlı mamografinin yaygınlaşması nedeniyle klinik bulgu vermeyen nonpalpabl meme lezyonları çok erken evrelerde saptanabilmektedir. Bu lezyonlar mammogramlarda mikrokalsifikasyonlar, asimetrik (dansite) yoğunluklar,

düzensiz konturlu kitleler şeklinde görülürler. Mikrokalsifikasyonlar magnifikasyon grafipleri ile asimetrik dansiteler spot kompresyon grafipleri ile tekrar değerlendirilir.

Mikrokalsifikasyonlar grup halinde ise ve malignite açısından şüpheli mamografik özellikler taşıyorlarsa stereotaksik biyopsi yapılmalı veya işaretlenip çıkarılmalıdır. Asimetrik dansiteler hastanın eski filmlerinde izlenmiyorsa veya boyutları artıyorsa malignite açısından şüpheli kabul edilmeli ve biyopsi yapılmalıdır. Mamografide izlenen benign kalsifikasyonların özellikleri; deri, vasküler, patlamış mısır benzeri, yuvarlak, ortası lusen, yumurta kabuğu veya halka şeklinde, kalsiyum sütü, distrofik ve punktat şekillerde olabilir (Cardenosa, 1997; Acunas, 1998; Suttan, 1998; Fajardo, 1999).

#### **2.4.Mammografik Pozisyon Çeşitleri**

Tarama mamografisinde MLO ( mediolateral oblik ) ve CC (kraniyokaudal ) olmak üzere memenin iki yönlü çekilmiş grafipleri kullanılır.

##### **2.4.1.Kraniyokaudal (CC) Pozisyon:** Memenin standart transvers pozisyonudur.

**2.4.2.Mediolateral- Oblik (MLO) Pozisyon:** Bu pozisyonda pectoralis major kası ve memenin alt kısmı ile memenin aksiller kuyruk kısmını içerecek şekilde tamamı görüntülenebilir. Kasete 30- 45 derece açı verilir, Hastada aynı tarafa doğru yan olarak uzanır. Bu pozisyonda pectoralis majör kası en kolay şekilde göğüs duvarından öne doğru çekilir, memenin arka kısımlarının en iyi şekilde görüntülenmesi sağlanır (Logan ve Janus, 1987; Cardenosa, 1997).

**2.4.3.Medio- Lateral (ML) Pozisyon:** Memenin arka ve kuyruk kısımlarını tam olarak içermediği için rutinde oblik pozisyon kullanılır. Ancak ML pozisyon lezyonların lokalizasyonu için gereklidir. Lezyon ile glandüler dokunun süper pozisyonu ayırt edilir. ML görüntü gerçek bir sagittal görüntüdür. Yine üst- iç kadranın üst kısımlarındaki lezyonları oblik pozisyondan daha iyi gösterir.

Ayrıca derinde göğüs duvarı yakınında, memenin inferomedial veya inferolateral kısmındaki lezyonları da daha iyi gösterir. Oblik grafide izlenebilen ancak CC pozisyonda görülmeyen lezyonların lokalizasyonunda da ML görüntü yararlı olur. ML

görüntüde oblik grafi görüntüsünden daha aşağıda olan lezyon lateral yerlesimli, daha yukarıda olan medial yerleşimlidir (Logan ve Janus, 1987).

**2.4.4. Medial- Oblik (MO) Pozisyon:** Bu pozisyon ile uzak medioposteriorda yerleşik ve sadece CC mammogramda görülebilen ya da mamografide görülemeyen iç kadranlardaki palpabl lezyonların görüntülenebilir (Cardenosa, 1997).

**2.4.5. Ekzajare (Abartılmış) CC (EX- CC) Pozisyon:** Lateroposterior ya da medioposteriorun derinindeki doku rutin CC görüntüde görülemeyebilir. Rutin LO pozisyonda görülen bir lezyon. CC pozisyonda görülmediğinde ekzajare lateral veya medial CC pozisyon yararlı olur (Cardenosa, 1997).

**2.4.6. Spot Kompresyon Pozisyonu:** Standart grafilerde daha ayrıntılı görülmek istenen bir alan, spot kompresyon tekniği ile çevre dokular uzaklaştırılarak daha iyi görüntülenebilir. Spot kompresyon özellikle bir nodülün kenarlarının değerlendirilmesinde ya da fokal bir dansitenin gerçek bir lezyon mu yoksa dokuların üst üste gelmesinin yalancı görüntüsü mü olduğunun ayırımında oldukça faydalıdır. Küçük nodül ya da kalsifikasyonların değerlendirilmesinde spot kompresyonla birlikte magnifikasyon da kullanılabilir (Logan ve Janus, 1987; Cardenosa, 1997).

**2.4.7. Aksiller Pozisyon:** Genellikle oblik grafilerde memenin aksiller kuyruğu ve aksillanın aşağı kısmının görüntülenmesine karşın aksillanın üst kısmını değerlendirebilmek için aksiler projeksiyon gereklidir (Logan ve Janus , 1987; Cardenosa, 1997).

**2.4.8. Magnifikasyon Grafileri:** Magnifikasyon kitle lezyonlarının sınırlarının ve mikrokalsifikasyonların sayı ve morfolojilerinin belirlenmesinde yararlıdır. Ayrıca multisentrik tümörlerin tanımlanmasında da faydalı olur. Magnifikasyon grafilерinde memeye verilen radyasyon dozunda konvansiyonel mamografiye oranla 1,5- 4 katlık bir artış vardır (Logan ve Janus, 1987; Cardenosa, 1997).



MLO, en geniş miktarda meme dokusunun kapsamı ve üst dış kadran ile aksillar kuyruğun tümünün dahil olduğu tek grafi olması sebebiyle en faydalı tek yön grafidir (Skaane ve Engedal , 1998).

CC grafide ise MLO grafiye göre memenin daha fazla kompresyonun mümkün olması sebebiyle memenin medial kısmının görüntüsü ve görüntü detayı daha iyi sağlanır (Brinck ve Fisher, 1997). Bahsettiğimiz pozisyonları şekille göstermek isteyecek olursak Şekil 5' i örnek olarak verebiliriz.



Şekil 5. Mamografi Cihazında Çekim Pozisyonları ([http://www.metam.org/mamografi\\_cekimleri/](http://www.metam.org/mamografi_cekimleri/), 2013)

## 2.5.Konvansiyonel Mamografi

Memede bez dokusunun ve ondan çıkan kanser dokusunun tek kontrastı yağdır. X- ışınlarının zayıflatması bakımından normal ve kanserli doku arasındaki farkın düşük olması subje kontrastının da düşük olmasına neden olur ve tümoral dokunun saptanmasını zorlaştırır. Kanserin diğer bulgusu olan mikrokalsifikasyonların boyutunun küçüklüğü de ( 0,1mm ) subje kontrastını düşürür ve görülmesini zorlaştırır. Hem meme dokusunun kontrast farklılıklarının az olması hem de kanseri erken saptamanın prognozdaki önemli nedeniyle mamografide yüksek kalitede görüntü elde etmek esastır. Bu açıdan mamografi, radyografik yöntemler içerisinde görüntü kalitesi en yüksek yöntem olmak zorundadır. Gerçektende mamografi, teknik açıdan radyografinin amiral gemisidir. Yöntemin genel radyografiden temel farklılıkları şunlardır :

1- Memenin yumuřak dokuları arasındaki röntgenolojik kontrast dūřüktür. Meme kanserinin bulgusu olan malign kalsifikasyonlar ise hem boyut olarak küçüktür hem yoğunlukları dūřüktür. Bu iki güçlüğü ařabilmek için mamografik incelemelerde hem kontrast çözümlene hem geometrik çözümlene yüksek olmalıdır. Bu nedenle mamografide radyografideki en ileri teknoloji kullanılır.

2- Meme yađ dokusuna gömülü yumuşak doku dansitesinden oluşur. Dūřük enerjili X- ışınları ile penetre edilebilir: dūřük enerjili ışınların doku ile karşılaşmasında ortaya çıkan olay fotoelektrik soğrulmadır. Fotoelektrik soğrulmada saçılmanın olmaması, kontrastın çok iyi olmasını sağlar. Molibden anot hedefleri ve molibden filtreler kullanılarak elde edilen ışının spektrumu daraltılır ve monokromatik demete yakın homojenitede X – ışını demeti elde edilir. Bu kalite ve kantitedeki X – ışını demeti çok iyi bir subje kontrastı sağlar.

3- Mamografi yapılırken meme dokusu ışın geçiren plakalarla sıkıştırılarak inceltir. Memeyi sıkıştırarak inceltip sabitlemekle, hareket artefaktları, geometrik bulanıklık, saçılma ve hastanın aldığı doz azaltılır.

4- Mamografide geometrik çözümlenmeyi yükseltmek amacıyla tek taraflı emülsiyonlu filmler ve ranforsatörler kullanılır.

5- Mamografide kullanılan jeneratörler yüksek frekanslıdır; filtrasyon, gridler ve banyo şartları olabildiğince yüksek kalitede tutulur.

Modern mamografi aygıtlarında, küçük fokal spot, dūřük tüp voltaj tekniği, dūřük oranlı grid ve phototiming dūřük tüp voltajı fotoelektrik etkiyi artırarak subje kontrastını artırır ve saçılmayı en aza indirir. Yöntemde özel ekranlar, filmler ve film banyoları kullanılır. Diagnostik değeri yüksek mamogramlar elde etmek için sadece araç gerecin kalitesi yetmez, uygulamanın da kaliteli olması gerekir. Bu nedenle , mamografi merkezlerinde düzenli kalite kontrolü ( QC) yapılır. Banyo makinası ve karanlık oda her gün kontrol edilir. Ranforsatörler ve negatoskoplar her hafta temizlenir. Sistemin performansı fantom görüntülerle her hafta ölçülmelidir. 3 ay ve 6 ay aralarla daha ayrıntılı kalite kontrolleri yapılır. Mamografi merkezlerinin kalite kontrolü her ülkede ilgili meslek kuruluşları veya yetkili organlarca yakından takip edilir.

Mamografiler yumuşak doku radyografisinin en güzel örneğidir, yoğunlukları ve atom numaraları birbirine yakın olan memenin kas, yağ ve glandüler yapılarını incelemek amacıyla kullanılır. Mamografinin esası, memeyi oluşturan yumuşak dokular arasındaki dansite değişikliğinin, röntgen ışınını farklı absorpsiyonuna dayanmaktadır. Düşük enerjili röntgen ışınları ve kompresyon uygulanarak elde edilen özel bir radyografi tekniğidir.

Mamografik incelemelerde normal röntgen tüpünden farklı olarak anod materyali Molibden olan X- Ray tüpleri kullanılır. Bu şekilde yumuşak doku bölümleri arasındaki dansite farklılıkları daha iyi belirlenir. Molibden targetlerde 0.03 mm lik molibden filtrasyon kullanılır. Molibden targetlerin karakteristik olarak peak değerleri 17,9 ve 19,5 KeV tur, mamografi için uygundur (Has, 1987).

Molibden targetlerde çekim kV değerleri genellikle 25- 28 Kv tur. Mamografilerde yüksek rezolüsyon gerektiği için fokal spot büyüklüğünün özel önemi vardır. Geometrik bulanıklaşmayı azaltmak için mamografi cihazlarının fokal spotları küçüktür. Fokal spot büyüklüğü magnifikasyon tekniğinde daha da önem kazanır; magnifikasyon için fokal spot büyüklüğü 0,3 mm den fazla olmamalı ve tercihen 0.1-0,2 mm değerlerinde olmalıdır. Meme ile görüntü reseptörü arasındaki uzaklık olabildiğince küçük olmalıdır (Smith ve ark., 1990).

Cihazın filtrasyonu konvansiyonel röntgen cihazlarından farklıdır. Minimal radyasyon dozu ile optimal görüntü sağlayabilen cihazlardır. Özel amaçlı mamografi cihazlarında göğüs duvarlarıyla 90 derece açı yapabilen sert, radyolusend kompresyon aleti bulunmalıdır. Kompresyon radyasyonun saçılımını azaltmada önemli bir faktördür; kompresyonla dokular birbirinden ayrılır ve parankimdeki küçük lezyonlar daha kolay ayırılır, memelerin immobilizasyonu ile hareket bulanıklaşması azalır ve film reseptörüne daha yakın meme yapılarının lokalizasyonu geometrik bulanıklaşmayı azaltır. Ayrıca kompresyon ile memeye radyasyon dozunu da azaltır (Zheng, 1996; Cardenosa, 1997; Acunas, 1998; Suttan, 1998).

Mamografik tanıda malign veya benign bir kitlenin varlığından bahsedilir. Nonpalpabl lezyonları saptamak için kullanılır. Mamografide düşük voltaj uygulanmalıdır, düşük yoğunluk farkı olan meme yapılarının birbirinden ayrılması için bu özellik gereklidir (Has, 1987; Acunas, 1998).

Radyasyona bağlı kanser riski taşıyan memeye mümkün olduğunca düşük doz verilmesi gerekmektedir (Smith ve ark., 1990). Son 15 yıl içerisinde mamografik X ısını ünitelerinde, film screen görüntü reseptöründe, film prosesinde ve radyografik teknikte çok önemli değişiklikler meydana gelmiştir. Radyogramların, mammogramların kalitesi artmış ve hastanın aldığı radyasyon dozu da önemli ölçüde azalmıştır. Screen film kombinasyonları mamografide radyasyon dozunda azalmayı sağlar, radyasyon dozunu % 30- % 50 oranında azaltır (Has, 1987). Bir konvansiyonel mamografik cihazı ve kullanılan aparatlarını görmek için Şekil 6' ya bakabiliriz.

Konvansiyonel mamografinin genel özellikleri (Smith ve ark., 1990):

- a) Ucuzdur.
- b) Ekran ile kombine edildiğinde (birlikte) görüntü oluşturmada oldukça başarılıdır.
- c) Milimetrede 17- 20 çizgi çiftini çözümleyebilme yeteneğine sahiptir, bu özelliği bilgi depolamadaki üstün yeteneğini göstermektedir.

Dezavantajlar:

- a)Filmler, hem detektör, hem de görüntüleme ortamıdır. Film ve banyoya ait teknik faktörler kontrast ve spasiyal rezolusyonu direkt etkiler bunlardaki problemler veri değerine geri dönüşümsüz olarak yansır.
- b) Kontrast rezolusyonu digital yöntemle göre düşüktür.
- c) Görüntü bir kez oluştuktan sonra değiştirilemez. Bu da expojure özelliklerine ait koşulların meme yapısıyla da uyumlu optimum olmasını gerektirir tüm bunlar uygun pencere ayarı seçimi açısından bir limitasyon oluşturur.



**Şekil 6.** Konvansiyonel Mamografi (<http://kanit.com.tr/EN/belge/1-68/konvansiyonel-mamografi.html>, 2014)

## 2.6.Dijital Mamografi

Konvansiyonel mamografideki birçok teknik gelişmelere rağmen, film- screen sistemlerinde film hem dedektör hem de gelen bilgiyi görüntüleyen ve depolayan araçtır.

Mamografide dijital teknoloji ile dedektör, görüntüleme ve depolama fonksiyonları birbirinden bağımsız olarak gerçekleştirilir. Böylece bu fonksiyonlar birbirinden bağımsız olarak optimize edilebilir. Son 10 yıldır dijital mamografi cihazları (Computer- assisted diagnosis) meme hastalıkları tanısında kullanıma girmiştir (Logan ve Janus, 1987).

Meme görüntülemeye gelişmeye yönelik tüm çalışmalar, meme kanserinin erken tanısına katkıda bulunmayı ve bunu yaparken hastalara verilebilecek olası zararın minimal olmasını amaçlamaktadır. Yani hedef, erken dönem tanı oranını arttırmak, bunu daha az x-ışını kullanarak gerçekleştirmektir. Bu amaçla geliştirilmiş olan dijital mamografi, 1992 yılında National Cancer Institute tarafından "meme kanserinin ele alınışında en yüksek potansiyel etkiye sahip gelişen teknoloji" şeklinde tanımlanmıştır. Bu tanımlamadan da anlaşılacağı gibi mamografi artan ilgi ile güncelliğini ve önemini korumaktadır (Shtern, 1992).

Analog görüntülerde hastadan elde edilen X ışını patterni, hem şiddeti hem de uzaysal boyutları devamlılık gösteren bir şekilde kaydedilir. Dijital görüntüde ise görüntüyü oluşturan her bir değer belirli uzaysal intervallerde ve belirli şiddetlerde kaydedilir. Görüntü kaydı devamlılık göstermez, kesintilidir. Dijital görüntü sabit boyutlarda pixellerden yani karesel görüntü elementlerinden oluşan iki boyutlu bir matrix şeklinde ortaya çıkar. Her bir pixelin bir kenarı 0.05 veya 0.1 mm boyutundadır. Her bir pixel, birleşiklerinde esas görüntüyü oluşturmak üzere birer görüntü değeri taşır (Logan ve Janus, 1987).

Dijital dedektör X ışınlarını absorbe ederek her bir pixel için bir elektronik sinyal oluşturur ve bu elektrik sinyal analog- dijital çeviricide (ADC) dijital (sayısal) bir değere çevrilir. Daha sonra bu dijital değerler bilgisayar hafızasında depolanır. Dijital görüntü istendiği zaman hafızadan geri çağrılabilir. Görüntülerin değerlendirilmesi esnasında görüntü kontrast ve rezolüsyonunda radyologun istemleri doğrultusunda her türlü değişiklik yapılabilir. Bu dijital mamografinin en önemli avantajıdır (Webb, 1992).

Mamografinin bazı limitasyonları mevcuttur. Bunların çoğu Dijital Mamografi

sistemlerinde aşılabilmektedir. Dijital mamografik sistemlerde görüntünün elde edilmesi, sunumu ve saklanması birbirinden bağımsız şekilde yapılmakta ve bu üç unsurun her biri optimal şartlara göre ayarlanabilmektedir. Ancak kitlelerin sınırlarını, mikrokalsifikasyonları ve bunların karakterlerini saptanma için gereken yüksek rezolüsyon, dijital mamografi cihazlarında yeterince sağlanamamaktadır (Shtern, 1992; Altug, 1998).

Meme kanserinin en erken bulgusu olan ve %30- 50 olguda izlenen mikrokalsifikasyonlar, mamografilerin değerlendirilmesinde kritik bir öneme sahiptir. Mikrokalsifikasyonların görüntülenmesi için yüksek spasyal rezolüsyon ve yüksek kontrast sensitivite gerekmektedir. Bunu elde etmedeki teknik güçlükler nedeniyle dijital görüntülemenin memede kullanımı gecikmiştir (Black ve Young, 1965; Sickles, 1982).

Komputerize radyografilerin klinik kullanımları hakkındaki ilk çalışmalar 90'lı yılların ilk yarısında yayınlanmıştır (Jarlman ve ark., 1991; Nawano, 1995). Konvansiyonel filmlerin dijitalize edilmesiyle elde edilen bu deneyimin, spot görüntülerden tüm alan dijital mamografiye geçişte önemli katkısı olmuştur Spot dijital görüntüler 1992'den bu yana stereotaksik işlemlerde veya spot magnifikasyon görüntülemeye kullanılmaktadır. Tüm alan dijital mamografinin (TADM) rutin kullanımı ancak son zamanlarda mümkün olmuştur (Cowen ve ark., 1997).

Bilgisayarlı tomografide olduğu gibi, dijital mamografide de radyasyon reseptörü olarak detektör sistemi kullanılmaktadır.

Dijital mamografi radyografik görüntüyü direkt olarak film yerine elektronik olarak dijital ortama kaydeden bir mamografi tipidir. Görüntülü bir bilgisayarda dijital formatta saklanır ve floresans bir monitöre veya konvansiyonel filme aktarılabilir. Dijital mamografinin film kullanılan mamografide yaşanan sınırlı kontrast rezolüsyonu, film arşivlenmesi ve kayıp filmler gibi bir çok problemi çözmesi beklenmektedir (Hindle , 1990).

Dijital mamografinin potansiyel avantajları arasında sınırsız kontrast rezolüsyonu, bilgisayar yardımlı tanı ve teleradyoloji ( görüntülerin uzun mesafelere transferi) sayılabilir (Parkin ve ark., 1988).

Bilgisayar yardımlı tanı anomalije ait görüntüyü tanıyarak bilgisayarın yorumlamaya katkıda bulunması veya yapay zeka kullanılarak malignansı ihtimalinin belirlenmesi olarak tanımlanabilir (May . 1998; Schweitzer, 1999).

Konvansiyonel ekran – film mamografisi hala daha yaygın olarak kullanılsa da, dijital mamografinin popülaritesi giderek artmaktadır. Mamografi ünitelerinin yaklaşık %20 si dijitaldir, dijital bir mamografi (Şekil 7).



Şekil 7. Dijital Mamografi (<http://tr.medwow.com/med/mammography-unit/siemens/mammomat-3000-nova/8905.model-spec>, 2014)

## 2.7.Dijital Mamografinin Konvansiyonel Mamografiye Olan Üstünlükleri

1. Expojurlar daha geniş aralıkla yapılabilir.
2. En küçük kontrast farklılıkları bile kolayca saptanıp amplifiye edilebilir, exposure hataları en aza indirilebilir.
3. Bilgisayarla dijitalize edilmiş görüntülere her türlü manüplasyon yapılabilir.
4. Görüntüler daha kolay depolanır ve merkezler arasında transfer edilebilir.
5. Hastanın aldığı radyasyon % 30- 50 oranında azdır.
6. Bilgisayar destekli tanılara imkan sağlar.

Dijital mamografinin yoğun meme dokusuna ait üstün özellikleri:

a) Geniş dinamik ranja sahiptir. Böylece görüntü bilgisinde herhangi bir kayıp olmaksızın daha düşük doz kullanılabilir Kontrast rezolüsyonu artar. Bu yöntemle tanısal bilgide önemli kayıp olmaksızın %50- 70 oranında doz tasarrufu sağlanabilir. Tekrar ekspozür gereksinimi olmaz.

b) Verilerin islenmesinde değişik seçeneklere sahip olmak mümkündür. Değişik gri değerlerini, latitüde'yi, kontrastı, dansiteyi, gürültüyü kullanmak gibi pek çok seçenek sağlar. Yani aynı verilerin çeşitli prezantasyonu sağlanabilir.

c) Dijital sistemler "dual energy- subtraction" (DES) çalışmalarının geliştirilmesine uygundur. Bu sistem geliştiğinde subtraksiyon ile kalsifikasyonların saptanması daha kolay ve tanı doğruluk oranı daha yüksek olacaktır. DES direkt olarak kalsifikasyonu gösterebilecektir. Kalsifikasyonlar, düşük enerjili X- ışınıyla çalışıldığında, yumuşak dokudan daha fazla sayıda foton absorbe eder. Yüksek enerjili çalışmalarda atenüasyon farklılığı ortadan kalkar ve kalsifikasyonların gösterilmesi güçleşir. Yüksek ve düşük enerjili iki görüntü subtrakte edildiğinde sadece kalsifikasyon izlenir.

d) Yine dijital kontrast subtraksiyon yöntemi yoğun- heterojen dens parankim özelliği nedeniyle takibi zor olan risk grubu hastalarda yarar sağlar. (araştırmak istediğimiz konuya paralel olarak)

e) Gerçek dijital sistemler, şüpheli kalsifikasyon kümelerinin identifikasyonu ve nonkalsifiye lezyonların da saptanması ve tanısında radyoloğa yardımcı olmak ve görüntü kalitesini arttırmak için yapay zeka sistemleri tanı gücünün artırılmasına izin verir (Sickles, 1982; Shtern, 1992; Nawano, 1995).

Dezavantajlar:

a) Spasyal rezolüsyonu sınırlıdır. (dijital mamografinin klinik uygulamalarında karşılaşılan teknik güçlükler son yıllarda asılmıştır ve sağladığı olanaklar ümit vericidir. Yöntemin üstünlüğü çoğu merkezde kabul görmüş, rutin kullanıma girmiştir. Hatta artık "manual intensity windowing (MIW), histogram- based intensity windowing (HIW), mixture model intensity windowing (MMIW), contrast- limited adaptive histogram equalization (CLAHE), peripheral equalization, multiscale image contrast amplification



(MUSICA)..” gibi görüntüleme seçeneklerinin birbirine üstünlüklerini araştıran çalışmalar başlamıştır (Pisano ve ark., 2000).

b) Birbirine komşu ve kontrast farkı çok fazla olan yapıların görüntülenmesinde artefaktlar oluşabilir.

c) Henüz sistem maliyeti yüksektir.

Meme kanserinin iki primer bulgusu, mikrokalsifikasyonlar ve düzensiz sınırlı kitle lezyonlarıdır. Mikrokalsifikasyonların saptanabilmesi için tüm meme alanında 0.15 mm’den küçük kalsifikasyonlar gösterilebilmelidir ve kitle lezyonunun fondaki karmaşık meme doku paterninden ayırt edilebilmesi için üstün kontrast rezolüsyonu gerekmektedir. Bunlar sağlanırken 4.5 cm kalınlıkta komprese edilmiş, 50/50 oranında glandüler/yağ doku paternindeki bir memeye verilen radyasyon dozu 3.0 mGy’den az olmalıdır (Kopans, 1998). Tüm bunların sağlanabilmesi için dijital mamografi detektörlerinde aranan dört özellik vardır (Fajardos, 1999; Reynolds, 1999):

- 1-Geniş alanda yüksek spasyal rezolüsyon
- 2-Yüksek dinamik ranjla birlikte iyi kontrast rezolüsyonu
- 3-Yüksek "detective quantum efficiency" (DQE)
- 4-Yüksek modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)

## **2.8.Dijital Mamografilerdeki Fizik Kavramları**

### **2.8.1. Spasyal Rezolüsyon**

Spasyal rezolüsyon birbirine yakın iki çizgiyi ayırt edebilme özelliği, yani uzaysal çözümüleme yeteneğidir. Birbirine yakın iki kitle spasyal rezolüsyonu düşük bir teknikle tek bir kitle gibi görüntülenir. Ancak sistemin kontrast rezolüsyonu yeterli ise, spasyal rezolüsyondan bağımsız olarak bu iki kitle ayrı olarak algılanabilir (Fajardos, 1999; Reynolds, 1999).

Mamografide spasyal rezolüsyon önemlidir. Milimetrede çözümlenebilen çizgi sayısı yani spasyal rezolüsyon arttıkça, sistem kalitesi artar. Film mamografilerde milimetrede 17-20 çizgi çifti (line pairs per milimeter, l p/mm) çözümlenebilmektedir. Oysa bilgi depolamadaki teknik güçlükler nedeniyle dijital mamografide bu sayı 10 civarındadır (Fajardos, 1999; Reynolds, 1999).

Çözünürlüğü 10 l p/mm olan bir sistem, 50 µm’lik piksel ölçüsünde olacaktır. Böyle bir sistemin piksel ölçüsü 4800x6000 yani 28.800.000 olacaktır. Bu da dijital

ortamda pikselin gri değerlerine bakmaksızın 28,8 megabyte değerindedir. Bir pikselinin gri değerinin 16 bit kapasitede olduğu düşünülürse, komputer hafızasının 2 byte'mı kaplar. Sonuç olarak milimetrede 10 çizgi çifti (50 µm piksel ölçüsü) çözümleyebilen bir sistemde görüntünün bilgisayarda kapladığı alan  $28.8 \times 2 = 57,6$  megabyte olacaktır. Gerekli olan bu oldukça geniş imaj kapasitesi, sistemin rutin kullanımındaki gecikme nedenlerinden biridir. Ancak son zamanlarda bilgisayar hafızası genişletilerek sorun çözümlenmiştir (Fajardos , 1999).

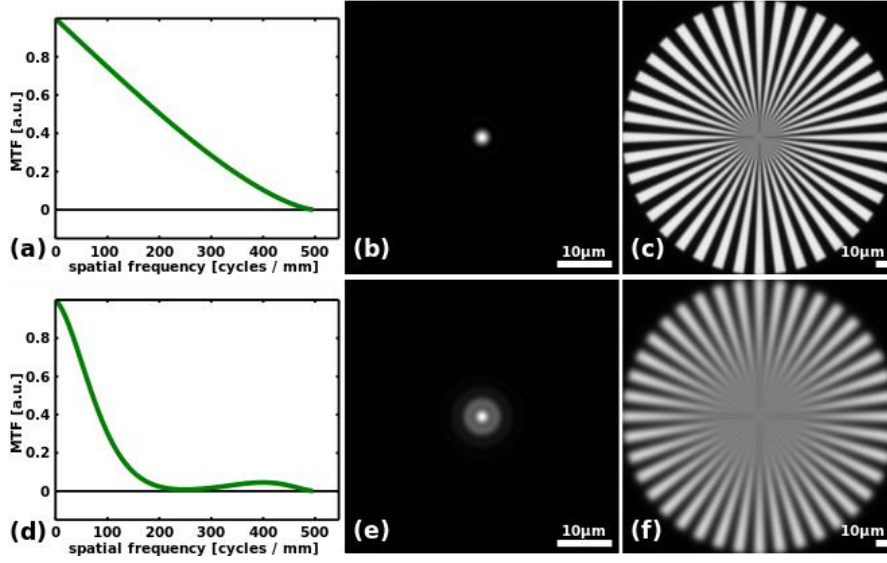
Spasyal rezolüsyon, sistemin piksel ölçüsünün mikrometre cinsinden değeri ve matris boyutu ile belirlenir. Piksel başına mikrometre sayısı küçüldükçe, oluşan görüntüde daha küçük değerler ölçülebilir. Kontrast rezolüsyonu ise bit cinsinden gri değer kapasitesi ile belirlenir. Kapasite arttıkça yani bit değeri yükseldikçe daha ince dansite farklılıklarının algılanmasını sağlar (Fajardos, 1999).

### **2.8.2.Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)**

MTF, giren sinyalin çıkan sinyale sinüzoidal amplitüd oranıdır. Maksimum "1", minimum " 0" değerindedir ve değeri spasyal frekansın bir fonksiyonudur. Yani görüntüleme sisteminin spasyal rezolüsyon kuvveti MTF ile ifade edilir ve genel olarak sistem performansını ifade eder. Spasyal frekansın birim değeri milimetrede sıkluslar (mm- 1) veya milimetrede çizgi çiftleri (lp/mm) olarak ifade edilir ve MTF çeşitli spasyal frekanslarda sistemin sinyal transferinin ölçüsü ya da fonksiyonu şeklinde tanımlanabilir , MTF yi grafi ile bir şekilde gösterecek olursak Şekil 8'e bakabiliriz (Tesic ve ark., 1997; Kopans, 1998).

Çoğu görüntüleme sisteminin güvenilir olarak bilgi aktarımı, artan spasyal frekans ile azalmaktadır (birim değer 1'den 0'a doğru gider) Görüntülenen yapı küçüldükçe, buna ait sinyalin frekansı büyür ve sistemin gürültüsünde kaybolabilir. Bu da görüntü kalitesi için negatif bir faktördür (Tesic ve ark., 1997).

Ekran- film kombinasyonlarında MTF üstün özellikte olmasına rağmen, fosfor ekranda yayılan ışık tarafından sınırlanmaktadır. Ayrıca film emülsiyonlarının oluşturduğu granülarite gürültüsü, yüksek frekansta ekran film sistemlerinin çözümüleme gücünü etkilemektedir (Tesic ve ark., 1997).



**Şekil 8.** Spasyal Rezolüsyon ve Modülasyon Transfer Fonksiyonu  
([http://en.wikipedia.org/wiki/Optical\\_transfer\\_function](http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_transfer_function), 2014)

### 2.8.3.Kontrast Rezolüsyonu

Birbirine çok yakın, minimal x- ışın atenüasyon farklılığı gösteren iki yapıyı ayırt edebilme yeteneği, bir sistemin kontrast rezolüsyonudur. Dinamik ranj ile ifade edilir. Dinamik ranj, doğru olarak ölçülebilen maksimum ve minimum sinyallerin oranıdır. Dinamik ranjin artışı, kontrast çözünürlüğünü artırır (Tesic ve ark., 1997; Fajardos, 1999).

Ekran- film mamografilerde dinamik ranj oldukça dardır. Görüntülerken bu aralığa uygun ısın kalitesi gerekir. Bunu sağlamak için daha fazla x- ışını kullanmak gerekir. Uygun olmayan dozlar kullanıldığında görüntü kalitesi düşük olur. Dijital sistemin böyle bir sınırlaması yoktur, kontrast rezolüsyonu çok daha fazladır. Sahip olduğu geniş dinamik ranj bu sistemin üstünlüğüdür (Tesic ve ark., 1997; Fajardos, 1999).

### 2.8.4.Detective Quantum Efficiency (DQE)

DQE'de değerlendirmeler sezgisel değildir ve görüntüleme sisteminin performansını ölçen tek kantitatif değerlendirme yoludur. Quantum etkinliği foton başına üretilen elektron sayısı olarak tanımlanır Çıkan sinyal/gürültü oranının, giren sinyal/gürültü oranına bölümünün karesi olarak tanımlanır (Williams ve Simoni, 1999).

Küçük ve düşük kontrastlı objelerin güvenilir biçimde ayırt edilebilmesi görüntü

kontrastına ve sinyal gürültü oranına (SNR) bağlıdır. Ayrıca, sisteminin DQE'si, görüntünün algılanması, çevrilmesi, amplifikasyonu işlemleri devam ederken, sistem girişinde görüntüde mevcut olan SNR değerlerinin ne kadar iyi korunduğuna bağlıdır (Williams ve Simoni, 1999).

Dedektörlerde X ışın fotonlarının değerlendirilebilir verilere dönüşmesi, birkaç basamakta olmaktadır. Örneğin dedektör sistemlerinde ısın etkisini arttırmak için kullanılan Sezyum İyodür (CsI) sintilatöründe absorbe edilen X ışın fotonu, daha fazla sayıda görülebilir ışına dönüşmektedir. Işık fotonları optik olarak elektriksel bir yük oluşturacak şekilde fiberoptik diskler aracılığı ile CCD'ye (charged coupled device) eşleştirilirler. Daha sonra piksellerde oluşan bu elektron yükü analog- dijital (AD) dönüştürücüler tarafından dijital sinyale çevrilir. AD çeviricilerin kapasitesi, analog dijital unite (ADU) ile ifade edilir (Williams ve Simoni, 1999).

Her 20 keV X ışını fotonu tarafından oluşturulan 800 görülebilir fotonun sadece %40'ı fiberoptik disk tarafından CCD'ye eşleştirilir. Bunların da %40'ı CCD için uygun CsI emisyon dalga boyundadır. Yani net kuantum kazancı her X ışın fotonu için 120 elektron olacaktır (Williams ve Simoni, 1999).

CsI'nın madde özelliği nedeniyle, ekranın X ışın absorpsiyon düzeyi artırıldığında (kalınlık ve partikül boyutunu arttırarak) MTF'deki istenmeyen artışı engellemektedir. Emüsyon kalınlığı 0.150 mm (0.0675q/m<sup>2</sup>) olduğunda, MTF ve absorpsiyon arasındaki denge ideal olacaktır (Tescic ve ark., 1997).

Anlaşılacağı gibi sistem etkinliğinin değerlendirilmesi için görüntüdeki her piksel için maksimum X ışın kuantumu, sintilatör X ışını dönüşüm etkinliği, optik eşleştirme kayıpları, CCD quantum etkinliği gibi birkaç parametrenin bilinmesi gerekmektedir (Pisano, 2000).

#### **2.8.5.Sinyal- Gürültü Oranı (SNR: Signal- to- Noise Ratio)**

Sistem potansiyelinin bir diğer ölçüsüdür. Bir görüntü arzu edilen (sinyal) ve edilmeyen (gürültü) bilgilerin kombinasyonu olarak düşünülebilir. Bunların birbirine oranı da sistem performansını etkiler. Klasik radyografilerde filmle birlikte kullanılan "ekran"ın oluşturduğu bulanıklık, sistemin (ekran- film kombinasyonunun) spasyal rezolüsyonunu azaltır (Shtern, 1992).

Yüksek frekanslarda (küçük ayrıntılar) SNR çok düşüktür ve görüntü ekran- film

detektörünün gürültüsünde kaybolur. Büyütme mamografilerinde, sinyal geniş bir alana yayılır. Bu alandaki gürültü oranı aynı kalacağından sinyal bölgesini büyütme, sinyalin gürültüye oranını yükseltir. Ekran- film grafileri ile karşılaştırıldığında, dijital detektörlerin SNR değerleri daha yüksektir (bu sistemin avantajıdır), ancak ekran- film sistemi daha yüksek MTF oranına sahiptir (Shtern, 1992).

Meme görüntüleme sistemlerinde saçılma önemlidir ve görüntü kontrastını olumsuz yönde etkiler. Elektronik filtrelerle bu etki azaltılmaya çalışılmıştır. Kompresyonla 4- 5 cm'den daha fazla sıkıştırılmayan memelerde, grid kullanarak saçılmanın olumsuz etkisini azaltmak ve görüntü kalitesini arttırmak mümkündür (Shtern, 1992).

## **2.9.Mamografik Dedektör Tipleri**

### **2.9.1.Alan Dedektörleri**

a) Fotostimülasyonlu fosfor plakaları: Fotostimülasyonlu fosfor plakalarına kaydedilen latent imaj, fotomultiplier tüp (PMT) ile fark edilebilir fotonlar oluşturarak lazer okuyucularla okunur. Ancak fosfor tabakasındaki ışık yansıması nedeniyle spasyal rezolüsyonu daha azdır. Bu nedenle mamografi gibi kesin rezolüsyon gerektiren işlemlerde tercih edilmemektedir.

b) Amorf silikon dizileri

c) Amorf selenyum dizileri: Silikon ve selenyum plakaları ile uygulama benzer uygulamalardır. Aralarındaki fark silikon dedektörlerde X ışınının görülebilir ışığa çevrimi söz konusudur. Diğerinde X ışını selenyum fotokondüktörlerde direkt emilir, daha sonra lazer tarayıcılar ile okunur. Günlük pratikte sınırlamaları vardır ve halen geliştirilmeye çalışılmaktadır.

d) Yan yana dizilmiş CCD dedektör mozayağı: Fosfor- fiber optik şeritlerle yan yana bağlanmış CCD dedektörlerinden oluşturulan sistemlerdir. Tüm alan görüntüleme kullanılmaktadır.

e) Dijitalize filmler: Filmlerin dijitalize edilmesiyle, film sınırlamalarının tümü dijitalizasyonda da mevcut olacaktır. Bu da rutin kullanımda tercih edilmemektedir (Fajardos, 1999).

### **2.9.2.Slot Tarayıcı Dedektörler**

Dar bir ışın demeti, aynı boyuttaki sezyum iyodürden oluşan bir dedektör sistemi ile eşleştirilir ve boydan boya hareketle tüm memeyi tarar. Tüp ve detektör eş zamanlı hareket eder ve memeden çıkarak dedektöre gelen X- ışınları fiberoptik kablolarla görüntü oluşturmak üzere CCD'lere gönderilir.

Saçılan ışını azalttığı için kontrast rezolüsyonu büyük ölçüde artırır (yaklaşık 2 katına çıkar) Grid kullanıldığı zamanki ek doz gereksinimi azalır. Buna karşın, tüm meme ince bir hatta taranarak görüntülediği için tarama süresi fazla olacaktır, tarama süresini azaltmak için slot genişliklerinin arttırmak gerekir (genişlikleri 5- 15 mm arasında olabilir) Her iki durumda da dönen anotta oluşan ısı, sistemin sınırlayıcı faktörüdür (Fajardos, 1999).

### **2.9.3.TDI (Time Delay and Integration) - CCD Slot Tarayıcı Cihazları**

İki tiptir (Fajardos, 1999):

I. X ışını optik değiştiricileri

X ışın optik değiştiricileri fiberoptik bağlantılar ile eşleştirilmiş fosfor kullanan TDI- CCD sistemleridir ve tüm alan görüntülemeye kullanılmaktadır. Tarama yönündeki rezolüsyon, fosforun parçalanması (decay) ile sınırlıdır.

II. Fotodiod okuyucu dizileri TDI- CCD varyasyonlarından olan bu sistemde, indiyum metali ile piksel- piksel birbirine bağlanmış, silikon kristalinden oluşan iki ayrı semikondüktör çip vardır. Gelen X ışınları direkt olarak üst çipte absorbe olur.

Oluşan şarj yükü sürekli olarak yandaki okuyucu çipin yüksek yoğunluktaki (piksel boyutu 40 mikron) entegre devresi kullanılarak okunur. 18x24 cm'lik mamografik görüntünün oluşturulması için 448 sıralı 16 sütunlu detektör seması kullanılmaktadır. Bu sistemin ön testleri çok yüksek rezolüsyonlu yüksek DQE'ler saptamıştır. Ancak maliyeti yüksektir.

Asemptomatik hastalarda mamografi en iyi tarama yöntemidir. Bu hastalarda US, BT ve MR'ın mamografi üzerine belirgin bir üstünlüğü yoktur 280000 hastanın tarandığı bir projede mamografi tek başına meme kanserlerinin %32'sini saptamıştır. Oysa fizik muayenede bu oran %9 dur (Baker, 1982).

Tüm başarılarına rağmen mamografinin bazı kısıtlayıcı yanları vardır. Mamografinin meme kanseri yönünden spesifitesi %20 civarındadır. Yani mamografide kanser şüphesi beş vakanın bir tanesinde doğrudur. Bundan dolayı maliyet artmaktadır. (Nedeni biyopsi) (Kopans, 1996).

Meme kanseri, çeşitli ülkelerde görülme insidansları arasında 4-5 kat farklılık izlense de kadınlar arasında en sık görülen malign hastalıktır ve kadınlarda görülen kanser ölümlerinin en sık ikinci nedenidir (Jeman ve ark., 1994).

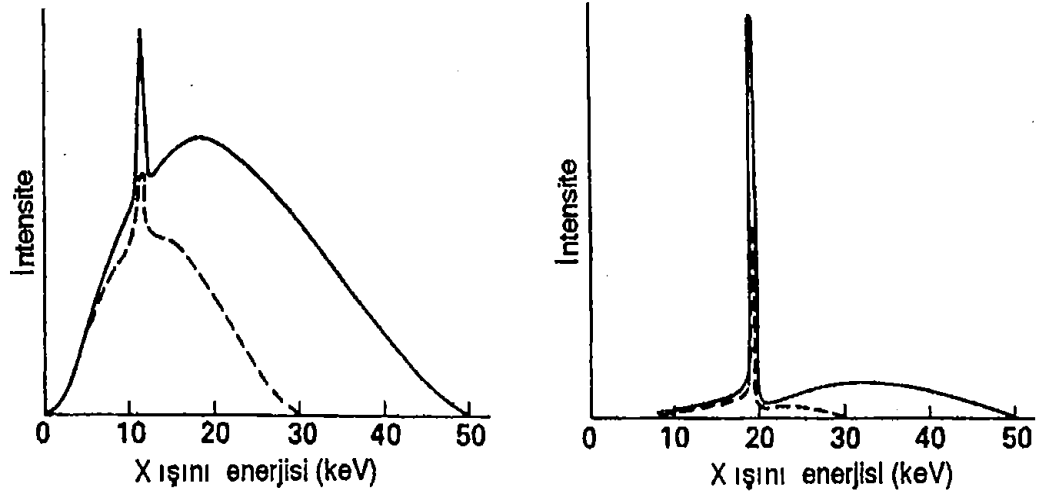
Mamografi meme kanseri taramasında ve tanısında halen en yaygın olarak kullanılan, yüksek tanısal değere sahip bir görüntüleme yöntemi olmasına karşın tümörün malignens potansiyelini değerlendiremez (Bone ve ark., 1998).

Mamografi, meme kanseri tarama ve tanısında en yaygın kullanılan tarama metodudur. Mamografinin tarama metodu kullanılarak 50 yaş üzeri meme kanserli kadınlarda ki mortalitenin %30 oranında azaldığı düşünülmektedir. 50 yaş altı kadınlarda ise mamografik olarak yoğun meme dokusu görünmesi MG ve palpasyonun duyarlılığını önemli ölçüde azaltmaktadır (Skaane ve Engedal, 1998).

## **2.10.Mamografi Fiziği**

Mamografi; yoğunlukları ve atom numaraları birbirine yakın olan memenin kas, yağ ve glandüler yapılarını incelemek amacıyla kullanılan bir yumuşak doku radyolojisi yöntemidir. Mamografi, günümüzde yüksek teknolojiye sahip diğer görüntüleme yöntemlerine rağmen meme kanserinin erken tanısında en iyi görüntüleme yöntemidir. Geçtiğimiz son 20 yıl içinde gelişen film ve banyo teknikleri ile kazanılan yüksek kontrast rezolüsyonu özelliği, imaj kalitesinde artış ve hastanın aldığı radyasyon dozundaki azalma bu konvensiyonel yöntemi diğer yöntemler yanında ayrıcalıklı bir yere oturtmaktadır. Günümüzde mamografi sadece fizik muayenede şüphelenilen meme dokusunun görüntülenmesinde değil asemptomatik olgularda tarama amaçlı olarak da kullanılmaktadır. Dijital görüntüleme yöntemlerine göre en az 3-4 kat üstün olan spatiel rezolüsyonu, duyarlılığı, pozitif prediktif değerinin yüksekliği ve kolay uygulanabilirliği nedeniyle tarama alanında rakipsiz kalmıştır.

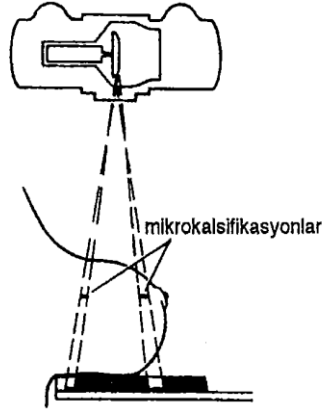
Mamografi tekniği klasik röntgen incelemelerine göre bazı farklılıklar taşımaktadır. Mamografide yumuşak doku elemanlarının birbirinden ayrılması çok önemli olduğundan incelemeler düşük kV tekniği ile gerçekleştirilmektedir. Mamografi cihazlarında 25-50 kV arası voltaj, 25-100 arası mA , 0,1-0,2 saniyelik süreler ve genellikle 0,1-0,6 mm'lik fokal spotlar kullanılmaktadır.İstenilen yumuşak doku kontrastını sağlayabilmesi için seçilen düşük kV da etki spektrumu en fazla olan X – ışını tüpleri tercih edilmektedir. (Oyar O ve Ark, 2003). Mamografi cihazlarında kullanılan tungsten ve molybden maddelerinin oluşturacağı pik değerlerini görmek için Şekil 9' a bakalım.



Şekil 9.Klasik radyolojide kullanılan tungsten anotlu (solda) ve mamografide tercih edilen molybden anotlu tüplerin (sağda) X-ışını emisyon spektrumları karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir (Oyar O ve Ark, 2003)

Memenin morfolojik olarak farklı doku kalınlıkları içermesinden dolayı mamogram çekilirken X – ışını tüpünün topuk etkisinden faydalanılır. Bu amaçlar tüpün katot tarafı, özellikle mediolateral incelemelerde, memenin yumuşak doku bakımından nispeten daha kalın olan toraks duvarına doğru çevrilir. Ancak topuk etkisinden faydalanılmak istendiği durumlarda memede olası mikro kalsifikasyonların keskin imajlarının flulaşacağı da göz önüne alınmalıdır. Şekil 10'da topuk etkisine bağlı flulaşma görülmektedir.





**Şekil 10** .Mikrokalsifikasyonların topuk etkisine bağlı olan flulaşması(Oyar O ve Ark, 2003)

Cihazların tüpü ve kaset yerleştirilen kısmı, kraniokaudal, lateral ve oblik projeksiyonlarda rahatlıkla görüntüleme sağlayacak şekilde döndürülebilmektedir. Memenin sıkıştırılarak daha iyi görüntülenmesini sağlamak üzere mekanik veya pnömatik olarak kompresyon yapabilen aletleri mevcuttur. Bu tür bir uygulama teknik sırasında memenin sıkıştırılarak hareketsiz kalmasını kenarlarının daha net olarak seçilmesini ve doku kalınlığının her seviyede aynı olmasını sağlar. Yanı sıra meme içi yapıların birbirine süperpoze olma olasılığını ve aşırı radyasyon dozunu önler.

Mamografik incelemelerde imaj reseptörü olarak röntgen filmi ya da xeroradyogram kullanılmaktadır. Film uygulamalarında klasik röntgen filmi gibi iki yüzü emülsiyonlu veya tek yüzü emülsiyonlu filmler tercih edilmektedir. Tek yüzü emülsiyonlu filmin direkt X – ışını ile ekspozuru ya da ekran film kombinasyonu ile pozlandırılması mümkündür. Direkt X- ışını ile ekspozur durumunda film ışık geçirmeyen bir poşet içerisinde yer alır.

Ekran film kombinasyonunda ise yumuşak dokulara yönelik X – ışını dozunu azaltmak amacıyla kaset ve içerisinde ranforsatör veya ekran adı verilen fosfor tabakası yer almaktadır. Günümüz mamografi çalışmalarında, daha ziyade bu teknik uygulanmaktadır.

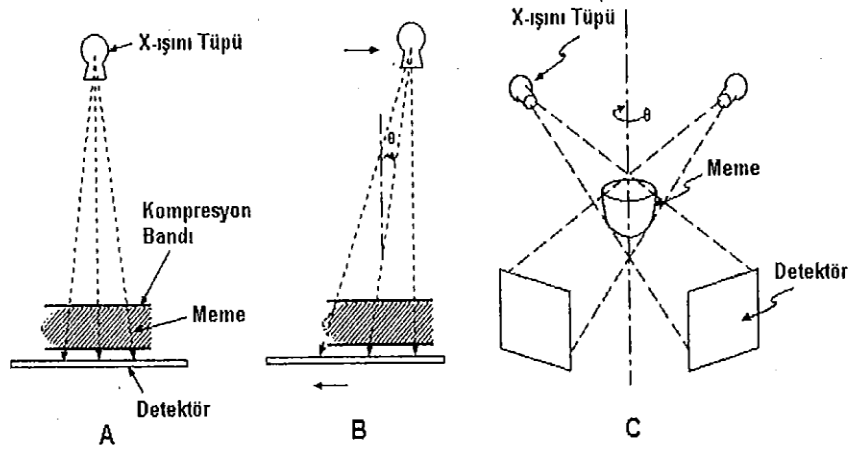
Xeroradyogram uygulamalarında yumuşak doku kontrast ayırımı röntgen filmine oranla daha iyi bir şekilde gerçekleştirebilmekle beraber hastanın aldığı radyasyon dozu film uygulamalarından çok daha fazla olduğundan rutinde sıklıkla kullanılamamaktadır.

Günümüzde mamografi uygulamaları dijital röntgen teknolojisi ile gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Böylece radyasyona son derece hassas bir doku olarak kabul edilen ancak ileri yaşlarda belirli periyotlar da yapmak zorunda olduğumuz mamografik incelemelerde olası hatalı doz, banyo ve diğer teknik faktörlere bağlı oluşabilecek tekrarların önüne geçilmiştir.

Dijital mamografi ünitesinde analog cihazda, memenin yerleştirildiği ve komprese edildiği apaneyin karşısında yer alan kaset taşıyıcı ve kaset yerine, imaj reseptörü olarak görev yapan, yaklaşık 150-250 mikron kalınlığında fotoreseptör tabakası bulunmaktadır. Bu tabaka bazı cihazlarda CsI'den imal edilmişken son gelişmelerde fotokondüktör (fotoiletken) amorf selenyum tabakası bulunur. Bu tabaka üzerine düşen X – ışınları, pozitif yükle yüklenmiş amorf selenyum tabakası içinde negatif yüklü elektron oyuk çiftleri oluştururlar. Her bir yüklü negatif elektron selenyum tabakasındaki pozitif yük ile birleşerek saçılma göstermeksizin piksel array (sırası)'a ulaşmaktadır. Bu da görüntülerin daha keskin ve net olmasını sağlamaktadır.

Günümüzde meme taramaları ve görüntülenmesinde mamografi ile ultrasonografi çoğu merkezde kombine bir şekilde uygulanmaktadır. Yanı sıra mamografi eşliğinde gelişimsel uygulamalarda gerçekleştirilebilmektedir. Bu uygulamaların başında galaktografi, kistografi, biyopsi ve işaretleme gelmektedir. Biyopsi ve işaretleme işlemleri için mamografi aygıtlarının özel lokalizasyon apaneyleri mevcuttur. Ayrıca bu cihazlara monte edilebilen sterotaktik biyopsi ve işaretleme üniteleri de bulunmaktadır.

Bu alanda yeni geliştirilen güncel uygulamalardan biride 3 boyutlu mamografidir. Özellikle dens memelerde, konvansiyonel incelemelerle saptanan neoplazik lezyonların ortaya komasında yararlı olan bu yöntemde X – ışını tüpü ve dedektörler meme etrafında dönüş hareketi içinde olup farklı açılardan görüntüler elde edilmektedir (Şekil 11' de görülmektedir).



**Şekil 11** .Konvansiyonel mamografi çekimi (a), tomosentezde rölatif tüp ve dedektör hareketi (b) ve 3 boyutlu mamografide çok açılı görüntülerin elde edilişi (burada sadece 2 farklı açıdan görülmektedir) (Oyar O ve Ark, 2003)

Bu şekil bir incelemede X – ışını demeti 3 boyutlu memenin 2 boyutlu projeksiyon görüntüsünü oluşturmaktadır. Memenin 3 boyutlu rekonstrüksiyonu 2 boyutlu planların ayrı birer sekansı ( kesiti ) gibi değerlendirilir.

## 2.11.İnceleme Yöntemleri

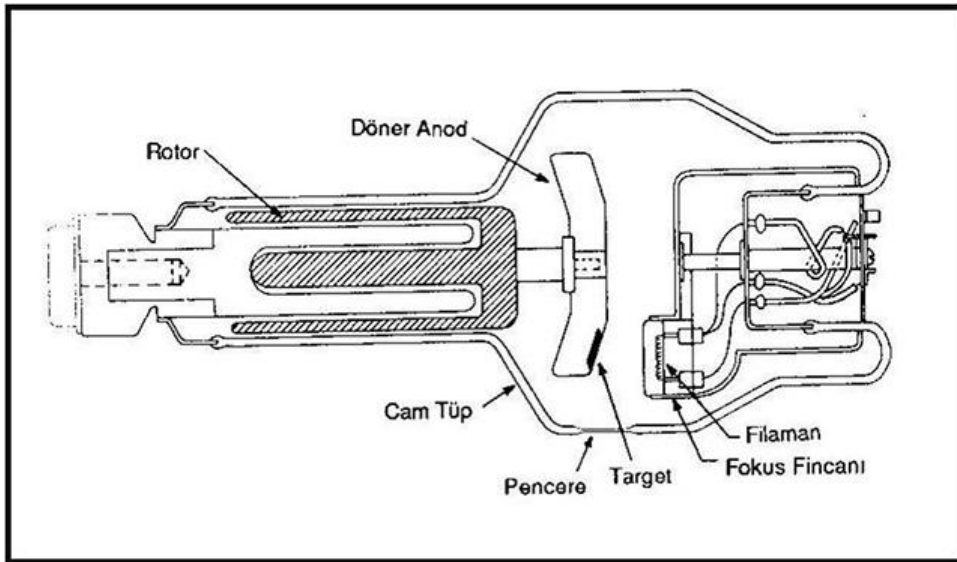
Memenin temel inceleme yöntemi mamografidir. Konvansiyonel ve dijital olabilir. Konvansiyonel olanı ekran film mamografisidir. Meme başından akıntısı olan olgularda süt kanallarına seyreltik kontrast madde vererek yapılan mamografi ise galaktografi olarak adlandırılır.

Mamografi, ucuz ve düşük dozlu bir işlemdir ve meme kanserini erken saptayabilir. Yüksek kaliteli ekran – film mamografisi meme kanseri tanısında standart referans yöntem kabul edilir. Bununla birlikte yöntem fizik muayenede saptanan lezyonların %10-20 sini saptamayabilir. Ayrıca mamografi ile saptanan lezyonların biyopsi sonuçları ancak %5-40'ını malign olduğunu gösterir. Bu da yöntemin yalancı pozitif oranının hayli yüksek olması demektir. Bu sonuçlar mamografinin meme kanserinin tanısında duyarlılığının ve özgünlüğünün yeteri kadar yüksek olmadığını göstermektedir. Konunun popüler olması nedeniyle bu gerçeğin hastalar tarafından bilinmesi önemlidir.

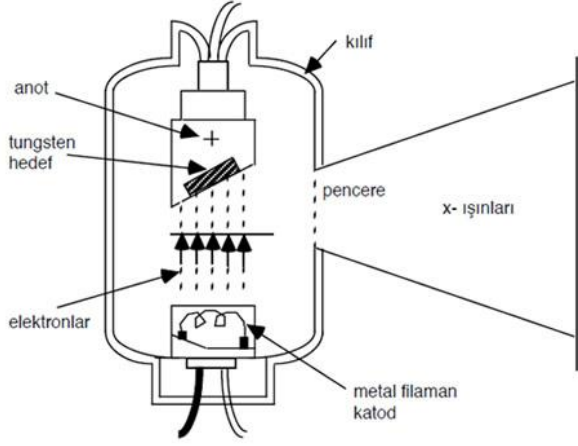
## 2.12.Mamografide Kullanılan X- Işını Tüplerinin Özellikleri

Voltaj dalgalanmasını en azda tutmak ve ekspojur süresinin kısaltmak için trifaze veya yüksek frekanslı jeneratörler kullanılır. Tipik tüp akımı 20-200 mA dir. Ekspojur süresi yaklaşık 1 saniyedir, ancak dens ve kalın memelerde bu süre 4 saniyeye kadar çıkabilmektedir. Sıkıştırılmış normal bir meme için (4,5 cm) ekran - film radyografisinde tipik tüp akımı 25 kVp ve tüp akım ekspojur süresi 120 mA/s olmalıdır.

Fokal spot bulanıklığını en aza indirebilmek için fokal spot küçük (0,3 mm) olmalıdır. Etkin fokal spot boyutunu en aza indirebilmek için mamografi tüplerinin uzun aksı yaklaşık 25 derece eğilir.0,1 mm'lik fokal spot, magnifikasyon mamografisi kullanılır. Küçük fokal spot ancak düşük tüp akımını (25 mA) tolere edebilir, bu da ekspojur süresinin saniyeler ölçüsünde artmasına neden olur. Tüpün penceresinin berilyum ( $Z=4$ ) olması X - ışını demetinin zayıflamasını en aza indirir. Tüpün katot tarafı hasta tarafındadır. Katodun hasta tarafında olması topuk etkisinden yararlanmamızı sağlar. Daha fazla penetrasyona gereksinim duyulan göğüs duvarı tarafında X - ışını intensitesi daha fazladır. Bir X ışını tüpünün iç görüntüsü ve X ışını üretilmesi (Şekil 12 ve 13);



Şekil 12.X-ışını Tüpünün Görünümü (<http://tipvefizik.wordpress.com/2013/02/14/rontgen-1/>, 2013)



Şekil 13.X-Işınlarının Üretilmesinin Şematik Görünümü

(<http://bunubenbugunogrendim.wordpress.com/tag/yan-pencere-tupu/>, 2013)

### 2.13.Mamografide Görüntü Nitelikleri

Görüntü değerlendirilmesi, günlük mamografi uygulamalarında süreklilik gerektiren ve radyoloğun teknisyen ile iletişim içinde yapması gereken bir uygulamadır. Mamografik görüntüler, pozisyonlama (konumlama), kompresyon (sıkıştırma), artefaktlar, ekspozur (ışınlama), kontrast (karşıtlık), keskinlik, noise (gürültü) ve etiketleme yönünden değerlendirilmelidir (Food and Drug, 1993; Food and Drug, 1997). Görüntülerde yetersizlik olduğunda gerekli düzenlemeler anında yapılmalıdır.

#### 2.13.1.Pozisyonlama

Mamografide karşılaşılan yetersiz görüntü niteliğinin en sık nedeni yanlış konumlama'dır. Mamografide memeye uygun konum verilmesi sanatsal bir nitelik taşır. Memeye uygun konum verilebilmesi için normal meme anatomisinin ve hareket yeteneğinin anlaşılması gerekmektedir (Eklund ve Cardenosa, 1992). Memenin hareketli bölümleri dış ve alt kesimleridir. İç ve üst kesimleri ise hareketsizdir. Başarılı bir konumlama için memenin değişik kesimlerinin hareket sınırlamalarına uymak ve sıkıştırma plağını hareketsiz dokulara karşı hareket ettirmekten kaçınmak gerekmektedir.

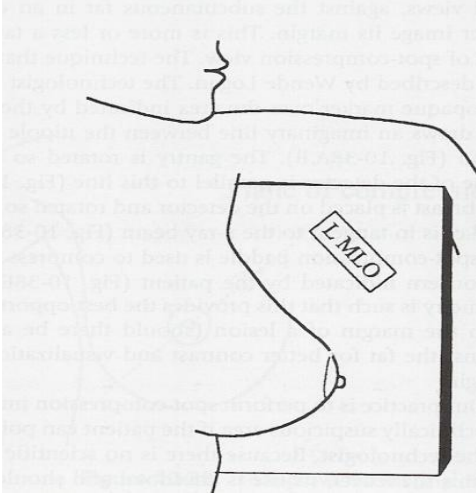
Meme konumlamasında esas amaç olabildiğince çok dokunun görüntülenmesidir (Bassett ve ark., 1993). Yanlış konumlama yapılması, görüntüde doku kaybıyla sonuçlanır ve kitleler görüntü dışında kalarak atlanabilir.

Mamografik incelemelerde tek biçim olarak, MLO ve CC konumlar kullanılır. Bu iki konum, tüm mamografik incelemelerde en fazla meme dokusunu içerdiği için kullanılır. Ancak mamografi aygıtı ile diğer yönlerde de görüntüler elde edilebilir (Hindle , 1990).

### **Mediolateral Oblik (MLO)**

Uygun çekilmiş bir “MLO” grafi, tek bir planda en fazla meme dokusunun görüntülenmesini sağladığı için tarama incelemelerinde öncelikli grafidir (88,74). Bu konumda kaset, pektoral kasa paralele olacak şekilde, yatay eksene göre 30-60 derece açılıdır. Uzun ve ince hastalarda açısı (50-60 derece), kısa ve kilolu hastalara (30-40 derece) göre daha fazla olmalıdır (Şekil 14). X ışını demeti, memenin superomedialinden inferolateraline doğru yönlendirilir.

En çok doku miktarını görüntülemek için her zaman kasetin açısı pektoral kasa paralel olmalıdır. Bu paralellik sağlanamazsa daha az doku görüntülenir. İyi bir MLO grafide pektoral kasanın üstte geniş görünmesi ve ön kenarı dışbükey olacak şekilde, meme başından arkaya doğru çizilen hayali çizginin seviyesine ya da o seviyenin altına kadar uzanması ve fibroglandüler doku posteriorundaki yağlı alanların görülmesi, derin ve yüzeysel meme dokularının örtüşmeyi engelleyecek şekilde iyi ayrıştırılmış olması, harekete bağlı bulanıklık görülmemesi ve meme altı cilt katlantısının görüntülenmiş olmasıdır.



**Şekil 14.** Mediolateral Çekim Pozisyonu ([http://www.metam.org/mamografi\\_çekimleri/](http://www.metam.org/mamografi_çekimleri/), 2013)

### **Kraniokaudal (CC)**

CC grafi , MLO konumda görüntüden kaçan dokuların görülmesini sağlayacak şekilde elde edilmelidir. MLO grafide görüntüden kaçan alan, genellikle içte posterior meme dokusudur. Bunun için CC grafide iç meme kesimleri mümkün olduğunca fazla miktarda iç doku gösterilmeye çalışılır (Sickles ve ark., 1986). Ancak bu sırada lateral bölgeyi de yeterli görüntülemek gerekir (Şekil 15).

İyi bir CC grafi için ölçütler, medialdeki tüm meme dokusunun görüntülenmiş olması, meme başının görüntünün ortasında yer alması, meme başı hizasında toraks duvarına kadar olan mesafenin MLO grafidekine göre 1 cm'den az olması ya da pektoral kasın görülmesidir.



**Şekil 15.** Kraniokaudal Çekim Pozisyonu ([http://www.kozmetikcerrahi.com/estetik\\_silikon\\_meme.htm](http://www.kozmetikcerrahi.com/estetik_silikon_meme.htm), 2014)

### **90 Derece Lateral**

Tam yandan grafi de denir. En sık kullanılan ek grafilere birisidir. Yerçekimi etkisiyle şekil değiştiren kalsiyum sütün kalsifikasyonların tanımlanmasını sağlar (Sickles ve Abele, 1981). Ayrıca MLO ya da CC grafilere birinde görüldüğü halde diğerinde görülmeyen bir bulgunun gerçek mi yoksa doku örtüşmesi, artefakt ya da cilt lezyonundan mı kaynaklandığının ayırt edilmesinde yararlıdır.

Bir lezyon saptanması durumunda, geometrik bulanıklığı azaltmak amacıyla, nesne-film mesafesinin en yakın olmasını sağlayacak şekilde lateromedial ve mediolateral grafilere birisi seçilmelidir.

### **Odaksal Sıkıştırma**

Odaksal sıkıştırma sık uygulanan basit ve etkili bir yöntemdir (Sickles ve ark., 1986; Berkowitz ve ark., 1989; Faulk ve Sickles, 1992). Belirsiz ya da şüpheli yoğun alanlarında yararlıdır. Tüm meme grafisi ile karşılaştırıldığında ilgilenilen alanda kalınlığın daha etkin şekilde azaltılması nedeniyle meme dokusunun daha çok ayırıştırılmasına olanak verir. Kalınlıkta daha fazla azalma nedeniyle odaksal sıkıştırmada karşıklık artar ve bulguların değerlendirilmesi kolaylaşır. Odaksal sıkıştırma, çözünürlüğü arttırmak için büyütme ile birleştirilebilir.

### **Büyütme**

Büyütme grafisi, odaksal sıkıştırma ile birlikte ya da tek başına, bir yoğunluk alanını ya da kitlenin kenarını ve diğer yapısal özelliklerini daha iyi göstermeye, kalsifikasyonların yapı bilgisi, dağılım ve sayısının daha iyi tanımlanmasına olanak verir. Böylece iyi huylu ve kötü huylu lezyonların ayırıcı tanısında yarar sağlar. Ancak büyütme grafilere memenin aldığı radyasyon daha fazladır. Bu nedenle sadece gerekli durumlarda alışlagelen incelemelere (CC ve MLO) ek olarak yapılmalıdır (Sickles ve ark., 1977; Haus ve ark., 1979).

Büyütme grafisinin çekilebilmesi için büyütme düzlemine ve büyütme sonucu ortaya çıkacak bulanıklığın giderilebilmesi için küçük odak noktası kullanılmasına gerek vardır.

Küçük odak noktası kullanılması nedeniyle büyütme grafilere incelemenin ışınlanması uzun sürer. Hastanın bu uzun ışınlama süresince hareketsiz kalması önem



taşır. Memenin görüntü almacından uzak olması nedeniyle oluşan hava boşluğu, saçılan radyasyonun filme ulaşmasını önler. Bu yüzden büyütme incelemelerinde grid kullanımı gerekmez.

### **Laterale Yönlendirilmiş Kraniokaudal (Egzajere CC)**

Laterale yönlendirilmiş CC grafi, memenin dış kesimindeki ve aksiler kuyruğundaki derin lezyonları görüntülemeye yardımcıdır.

### **Klevaj (Çift meme sıkıştırma grafisi, Vadi grafisi)**

Memenin posteromedial kesimindeki derin lezyonları görüntülemek için kullanılır. Hastanın başı ilgilenilen alanın ters tarafına çevrilir. Teknisyen ya hastanın arkasında durup kollarıyla hastayı sararak ya da hastanın önünde görüntülenecek memenin medial tarafında durarak konum verir. Her iki meme altı cilt katlantısı kaldırılarak memeler kaset tutucunun üstüne yerleştirilir. Her iki memenin medial kısımlarının bütünüyle öne çekildiğine emin olunur ve sıkıştırma uygulanır. Daha sonra ilgilenilen alana ışınlama yapılır.

### **Aksiller Kuyruk**

Aksiller kuyruk grafisi, tüm aksiller kuyruğu ve memenin en lateral kesimini görüntülemeye kullanılır.

### **Teğet (Tanjansiyel)**

Teğet grafi, mamografide yoğun glandüler doku nedeniyle sınırları seçilemeyen palpabl lezyonların görüntülenmesinde kullanılır (Faulk ve Sickles, 1992). Mamografide görünen cilt kalsifikasyonlarını doğrulamak için de kullanılır.

### **Yuvarlama**

Yuvarlama konumu, örtüştüğü düşünülen doku alanlarını çözümlenmede kullanılır. Amaç, kuşkulu bir lezyonun varlığını doğrulamak ya da MLO ve CC grafilere yalnız birinde görülebilen bir bulguyu kesinleştirmektir.

Mamografi birimlerinde 18x24 ve 24x30 boyutlarında görüntü almacı ve sıkıştırma

düzeneği birlikte bulunmalıdır. Meme boyutuna göre bu iki boyuttan uygun olanın seçilmesi önemlidir (American College of Radiology, 1993). Büyük meme küçük boyutlu görüntü alması ile görüntülenirse, aksilla ya da memenin bir parçası görüntü alanı dışında kalır. Küçük meme büyük görüntü almasıyla incelenirse, omuz ve abdomenin engellemesi nedeniyle özellikle mediolateral oblik grafide yeterli sıkıştırma sağlanamayabilir ve meme sarkabilir.

Memenin konumlanması uygulayıcıya bağımlı olduğu için teknisyenin eğitimi ile konumlamada yapılan hatalar düzeltilebilir (Bassett ve ark., 1993; Eklund ve ark., 1994).

### **2.13.2.Sıkıştırma**

Meme sıkıştırması ve konumlanması yüksek nitelikte mamografiler elde etmenin ilk koşullarıdır. Uygun ve doğru şekilde sıkıştırma, mamografide en çok ihmal edilen ve görüntü niteliğini en çok etkileyen etmenlerden biridir (Bassett ve ark., 2000).

Sıkıştırmada asıl amaç, memenin kalınlığını eşit şekilde azaltarak x ışınını cilt altı dokudan göğüs duvarına kadar eşit şekilde penetre olmasını sağlamaktır. Bunun için alt ve arka yüzeyleri arasında 90 derece açı bulunan sert sıkıştırma pedalları tercih edilmelidir. Arka kenarları yuvarlak ya da eğimli olan sıkıştırma pedalları derin meme dokusunu eşit olarak sıkıştırılmaz ve ışınlama süresince memeyi sabit tutamaz (Şekil 16,17). Sıkıştırma sırasında sıkıştırma yüzeyinin görüntü almaç planına paralel olması gerekmektedir. Bu paralellikte 1 cm'den fazla sapma olmamalıdır.

Sıkıştırmanın başka bir yararı, nesne-almaç mesafesinin kısaltılması yoluyla geometrik bulanıklığın azaltılmasıdır. Uygun sıkıştırma memeyi eşit kalınlığa getirerek optik yoğunluğu daha iyi filmler elde edilmesini sağlar. Sıkıştırma, memedeki yapıları birbirinden ayırarak dokuların örtüşmesini azaltır. Daha az sıkıştırılabilen sert kötü huylu lezyonların daha fazla sıkıştırılabilen asimetric normal dokular ve iyi huylu lezyonlardan ayrılması kolaylaşır. Meme kalınlığının azalması, saçılan radyasyonun azalması sayesinde karşıtlığı artırır ve meme dozunu azaltır (Şekil 18). Ayrıca ışınlama süresince memenin hareket etmesini engelleyerek harekete bağlı bulanıklığı azaltır (Leborgne, 1951; Leborgne, 1953).

Uygun sıkıştırma pedal ve iyi sıkıştırma, memenin nazikçe ve sıkıca öne doğru çekilmesi ile birlikte, görüntülenen meme dokusu miktarının en üst düzeyde olmasını sağlar.

Ayak denetimi, sıkıştırma pedalının aşağıya doğru hareketi sırasında teknisyenin konumlandırma için her iki elini de kullanmasına izin vermektedir (Bassett ve ark., 2004).

Sıkıştırmanın uygun miktarının tanımlanması önemlidir. Bazen teknisyenin hastaya nazik davranmak kaygısıyla yeterli sıkıştırma yapmaktan kaçındığı görülür. Bu da kötü görüntü niteliğine ve hastanın yüksek radyasyon dozu almasına neden olur. Bazen de çok iyi görüntü elde etmek amacıyla teknisyen gereğinden fazla sıkıştırma uygular ki, bu da kadınların ağrı duymasına ve mamografik incelemeden kaçınmasına yol açabilir. En uygun sıkıştırma, hastanın dayanabileceği ölçüdeki en fazla sıkıştırma değildir. Bu sırada hasta ağrı hissetmemelidir. İdeal sıkıştırmada ölçüt dokunun sert olmasıdır.

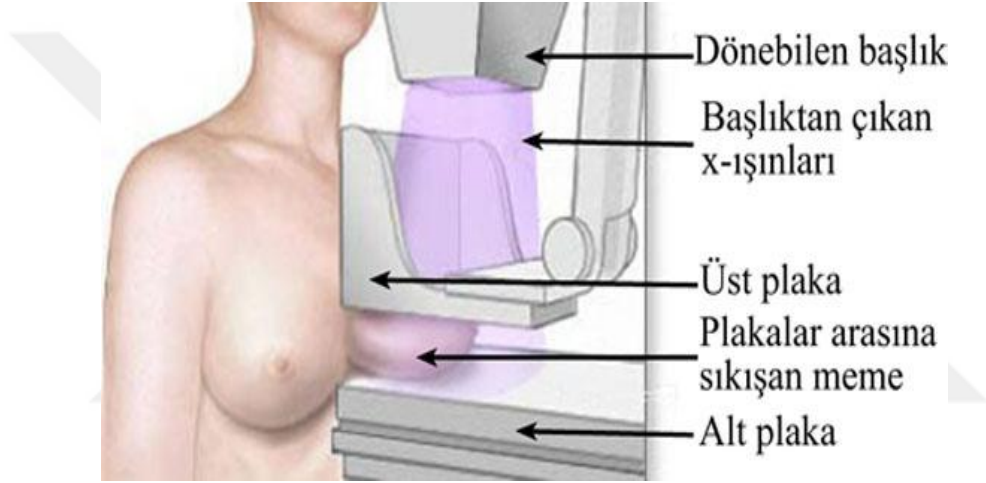
Sıkıştırmaya başlamadan önce, hastaya yapılacakların açıklanması ve yavaş yavaş uygulanması önemlidir. Sıkıştırmanın ne kadar süreceği, nasıl yapılacağı ve neden önemli olduğu konusunda bilgilendirilmiş olan hasta daha fazla işbirliği yapacaktır (Jackson ve ark., 1988; Stomper, 1988).



**Şekil 16.** Memeyi Sıkıştırmaya Yarayan Kompresyon Aletleri (<http://www.metam.org/mamografi-cekimleri/>, 2013)



Şekil 17. Memenin Sıkıştırılmış Bir Görüntüsü (<http://www.medikalteknoloji.com/print.php?news.182>, 2013)



Şekil 18. Memenin Sıkıştırılması (<http://www.adnanisgor.com/meme3tanimetin.html>, 2014)

### 2.13.3.İşnlama

İşnlamanın denetlemesi iyi bir film değerlendirme ortamında yapılmalıdır. Bunun için yeterli ışık gücü olan negatoskop kullanılmalı, filmin çevresinde ışık maskelenmeli ve oda aydınlatması azaltılmalıdır. Yeterli işnlanmış filmde cilt ve ciltaltı dokuların görülmesi güçtür. Parlak ışık kullanmadan cilt çizgisinin görülmesi düşük işnlamayı gösterir. Yetersiz işnlama mamografi uygulamalarında en sık sorundur (Bassett ve ark., 2000).

Yoğun fibroglandüler dokularda doku içindeki ayrıntıların algılanmasında güçlük şeklinde karşımıza çıkar. Nedenleri filmin banyo edilişindeki eksiklikler, yetersiz sıkıştırma, otomatik işnlama denetleme (“AEC”, “fototimer”) fonksiyonunun yetersizliği ya da uygun ayarlanmaması olabilir. Fazla işnlama memede yağ içeren ya

da ince olan bölgelerin çok fazla kararmasına yol açar ve radyografik karşıtlık azalır. Bu durum parlak ışık kullanılarak ve maskeleme yaparak telafi edilebilir.

#### **2.13.4.Karşıtlık**

Radyografik karşıtlık, filmde komşuluk gösteren dokuların optik yoğunluk farklılıklarını tanımlar. Karşıtlık, memedeki farklı yoğunluktaki yapıları algılayabilmemizi sağlar. İnce memelerde karşıtlık genellikle daha fazla iken, kalın memelerde saçılan radyasyonun daha fazla olması ve doku emilimine bağlı olarak karşıtlık azalır.

Az karşıtlık, yetersiz ışınlama, yetersiz sıkıştırma, uygun olmayan film banyo işlemi, yetersiz karşıtlıkta film kullanımı, uygun olmayan hedef ya da süzme materyali, grid kullanılması ve yüksek kVp değerlerinden kaynaklanabilir.

Yeterli karşıtlık için yağlı meme alanlarında optik yoğunluğun en az 1,2 olması gerekir, 1,5-2,0 arasındaki değerler daha iyi sonuç verir. Glandüler dokunun optik yoğunluk değeri ise 1,0'ın altına düşmemelidir. Uygun görüntü karşıtlığı için uygun banyo işlemi zorunludur. Bu süreçte uyumlu film ve banyo çözeltisinin seçimi, banyo süresi, ısısı ve banyonun nitelik denetlemesi büyük önem taşır (American College of Radiology, 1999).

Yetersiz sıkıştırma saçılmış radyasyonu artırarak karşıtlığın düşmesine yol açar. Bu nedenle memeler cilt gergin duruma gelene dek yeterli sıkıştırılmalıdır. Mamografik grid kullanılması saçılmış radyasyonu azaltarak karşıtlığın artmasına katkıda bulunur. Hareketli gridler tercih edilmelidir. kVp değerinin artması karşıtlığı azaltır ancak bu küçük bir etki yapar. Diğer taraftan kVp artışı ışınlama süresini ve meme dozunu azaltır.

#### **2.13.5.Görüntü Keskinliği**

Keskinlik, ince ayrıntıların görülebilmesidir. Keskin olmayan bir görüntüde “bulanıklık” tanımından söz edilir ve ince çizgisel yapıların kenarlarında, dokunun kenarında ve kalsifikasyonlarda ortaya çıkar. Hareket, yetersiz film ekran teması, hızlı ekran, çift yüzü emilsiyonlu filmler ya da geometrik etmenler bulanıklığa yol açar (Curry ve ark., 1990). Hasta ve mamografi aygıtı hareketinin önlenmesi, küçük odak noktası kullanımı ile bu etkiler azaltılır (Haus ve ark., 1991; Webb, 1992).

Hasta hareketini azaltmak için memenin yeterli miktarda sıkıştırılması gerekir. Böylece meme kalınlığı azalır ve ışınlama süresinin kısılması sağlanır. Harekete bağlı bulanıklık, ışınlama süresi 2 saniyeyi geçtiğinde daha sık görülür. Bu nedenle özellikle iri ve yoğun memelerde sürenin kısaltılabilmesi için mamografi üreticinin yeterli güçte olması gerekir. Harekete bağlı genel ya da sınırlı bulanıklık olabilir.

Bozulmuş kasetler ya da kasete film yerleştirme esnasında araya sıkışan hava, yetersiz film-ekran temasına ve bulanıklığa yol açabilir. Bu tip bulanıklık hareket bulanıklığına göre daha sınırlı ve simetrik görünümündedir. Hızlı ekranlarda fosfor katmanının daha kalın olmasına bağlı olarak genellikle daha fazla bulanıklık olur.

### **2.13.6.Gürültü**

Gürültü, mikrokalsifikasyon gibi küçük ayrıntıların görülebilme yeteneğidir. Kuantum beneklenmesi mamografide gürültünün temel kaynağıdır. Bu da yoğunlaşmış ekranda emilen x ışını fotonlarının birikiminden kaynaklanır (Curry ve ark., 1990). Hızlı film-ekran düzenekleri meme dokusunu azaltır, ancak daha gürültülü görüntü oluşmasına neden olur.

### **2.13.7. Mamografik Artefaktların Kaynakları**

Gerçek atenuasyon farklılıklarına bağlı olmayan mamografik yoğunluk değişiklikleridir. Yalancı lezyonlar yaratır ya da gerçek lezyonları gizlerler. Buna bağlı olarak mamografik nitelik azalır.

a. Grafi üzerindeki hatalar

b.Banyo

1-Durağan elektrik artefaktı:

Böcek ya da şimşek şeklindedir. Karanlık odada düşük nem (Nem 40-60% olmalıdır), banyo kimyasallarının tazelenme hızının azalması, filmin yanlış tutulması ya da topraklamanın yapılmamış olmasından kaynaklanabilir (American College of Radiology, 1994).

2-Çizgisel artefakt:

Çizgisel artefaktlar birbirine paraleldirler. Banyo girişindeki merdane, kirli merdane, banyo tortusu biriken merdane, yetersiz su basıncı, banyo kimyasallarının iyi

temizlenememesi ve merdanelerde yüksek basınç nedeniyle oluşabilir (American College of Radiology, 1994; Langer, 1996; Cardenosa, 1997).

3-İslak merdane ya da kuruma artefaktları:

Eski ya da yanlış dönen merdaneler, banyo kimyasallarının yetersiz tazelenme hızları, sabitleyici ısısının düşük olması, kurutma ısısının yüksek olması ya da çıkıştaki merdanelerin bozuk olmasından kaynaklanabilir.

4-İslak film:

Kurutucunun yetersiz havalanması, kurutucu ya da sabitleyici ısısının normalden düşük olması ya da sabitleyici çözeltinin eksik olmasından kaynaklanabilir.

5-Filmde gümüş halid çökeltisi:

Kurutucu ısısının normalden yüksek olmasının bir sonucu olabilir. Bu da filmde buruşukluklara neden olur.

6-Çizikler ve sıyrıklar:

Kirli ve eski merdaneler, çapraz merdanelerin yanlış konumu, filmin düzeneğe yanlış verilmesi, banyo kimyasallarının yanlış karışımı ya da banyo tazeleme hızının normalin altında olmasından kaynaklanabilir.

7-Renk bozulması:

Yetersiz sabitleme Sabitleyici tankında dolaşımın bozulması, sabitleyicinin yanlış hazırlanması, sabitleyicinin tazelenme hızının azalması ya da ısısının düşük olmasından kaynaklanabilir.

8-Güç kesintisi:

Filmin banyo düzeneğindeki gezintisi kesintiye uğrar. Film ile banyo kimyasalları arasındaki etkileşim uzar. Sonuç, aşırı banyo nedeniyle etkilenen kısımlarda kararmadır.

9-Banyo kimyasallarının karışması:

Karşıtlıkta azalma, filmde beneklenme ve siyah çizgisel artefaktlar ortaya çıkarır.

c.Teknisyen

1-Filmlerin tutulma ve doldurulmasındaki hatalar

2- Parmak izi artefaktları

Yağ, yiyecek, losyon ve kremlere bağlı artefaktlardır. Çekimden önceki parmak izi artefaktları beyaz, çekimden sonrakiler ise siyahtır.

### 3-Basınç artefaktları

Filmlere parmak ucu ya da tırnak ile sertçe dokunulmasıyla oluşabileceği gibi, film kutularının birbiri üzerine konarak depolanması ile de oluşabilir.

#### d.Ekranların bakımı ve temizliği ile ilgili artefaktlar

##### 1-Kötü film-ekran teması

2-Film doldurulurken film ile ekran arasında hava hapsolmesi, filmin kasete iyi oturmaması, kaset çerçevesinin aşınması, kaset mandallarının hasarlı olması, ekranın hasarlı olması ya da ekrana yapışan yabancı cisimlerden kaynaklanabilir. Film kasete iyi oturmamışsa, üçgen şeklinde temassızlık artefaktı oluşur. Toz ve tırnak cilası, çizgisel ya da mikrokalsifikasyonlara benzer artefaktlar yaratabilir.

##### e.Filmin kasete yanlış yerleştirilmesi

1-Filmin ekranla temas eden yüzeyi emülsiyonlu yüzey olmalıdır. Aksi halde görüntü yetersiz ışınlama özellikleri gösterir.

2-İki mamografi filminin yanlışlıkla aynı kasete konması, yeterli ışınlanmamış, gölge şeklinde bir meme görüntüsü ortaya çıkarır.

3-Filmin kaset içinde kıvrılması, kıvrılan kısmın iyi ışınlanmış olmamasına ve çevresinde film-ekran temasının kötü olmasına yol açar.

4-Film kenarının kasetin menteşesi arasına sıkışması, bu kenarda düzensiz, ışık almaya bağlı artefaktlara yol açar.

#### f.Mamografi aygıtının hatalı kullanımı ile ilgili artefaktlar

##### 1-Grid kullanılmaması

##### 2-Aynı kasete birden fazla ışınlama

##### 3-Kasetin görüntü almacına yanlış yerleştirilmesi

#### g.Karanlık oda hataları

##### 1-Yapışma artefaktları

Filmlerin banyoya çok hızlı atılmasıyla meydana gelir.

##### 2-Film sisi artefaktı

Filmin kullanılmadan önce ışınlanmış olması ile ortaya çıkar. Karanlık odaya ışık kaçağı, karanlık odada uygunsuz güçte ya da süzgeçsiz lamba kullanılması, karanlık odadaki banyo makinalarının uygunsuz ışığı, filmin yüksek ısıda depolanması, film kutusunun yanlışlıkla ışığa maruz kalması, karanlık odada film banyo makinasına tam olarak girmeden ışık yakılması, filmin kaset menteşesine sıkışması, kaset çevresinin



çatlak ya da kırık olması, kasetin iyi kapatılmamış olması ve floresan gereçlerden kaynaklanabilir.

h.Mamografi Birimi

Grid ya da sıkıştırma mekanizmasıyla ilgilidir.

1-Gridin hareket etmemesi

2-Görüntü alma hızının uygun olmaması ya da ışınlamaların aşırı uzun ya da aşırı kısa olması

3-Sıkıştırma pedalının görüntü alma ile hizalanmış olmaması ya da sıkıştırma sırasında eğilmesi

4-Gridin eskimesi ya da biçimsizleşmesine bağlı eşit olmayan grid etkisi

5-Tüp zarfına yabancı madde düşmesi

1.Hasta

1-Hareket

2-Örtüşen nesnelere (vücut kısımları, saç, takı, giysi, implante tıbbi aygıtlar, ciltteki gereçler).

### **2.13.8.Yönlendirme**

X ışın demeti, film boyutuna göre tüm filmi içine alacak şekilde yönlendirilmelidir. Yuvarlak yönlendirici kullanılması ya da tam meme sınırına kadar yönlendirilmesi önerilmez.

### **2.13.9.Film Etiketleme**

Mamografi filmleri önemli tıbbi belgelerdir. Kaybolmalarına, karışmalarına ve yanlış yorumlanmalarına engel olmak için tek biçimde etiketlenmeleri önem taşır. Bu etiketleme silinmez özellikte ve meme alanlarını örtmeyecek şekilde olmalıdır.

Etiketlerin niteliği ve içermesi gereken bilgiler zorunlu olanlar, kuvvetle önerilenler ve önerilenler olmak üzere üç gruptadır.

1-Zorunlu olanlar:

- Merkezin adı, yeri, hastanın adı-soyadı, doğum tarihi (ya da yaşı), hastaya ait dosya ya da kayıt numarası ve inceleme tarihi

- İncelemeyi yapan teknisyenin kimliği (ad ve soyadının baş harfleri)

- Artefakt ya da kusurların hangi ekranda (ya da kasette) olduğunun anlaşılması için kaset numarası

- Bir merkezde birden fazla mamografi aygıtı olması durumunda aygıtın numarası (Romen rakamı ile)

- Sağ ve sol memeleri ve konumu tanımlayan radyoopak işaretler (bunların aksillaya yakın hizada parankimi örtmeyecek şekilde yerleştirilmesi ve karşıdan bakıldığında kolayca okunacak boyutta olması gerekir).

2-Zorunlu olmayan ancak kuvvetle önerilenler:

- Film üzerine basılan etiket düzeneği kullanılması (bu tür etiketler en kalıcı olanlarıdır, kopyalanan filmlerde de görünürler)

- Yazıların okunaklı olması, kenarından kesilmemesi ve filmin köşesinde yer alması

3-Zorunlu olmayan ancak önerilenler:

- Çekimde kullanılan yöntem etmenlerinin etikette yer alması (hedef artı uç-süzgeç, kVp, mAs, ışınlama süresi, sıkıştırma gücü, sıkıştırılmış meme kalınlığı, açı derecesi).

### 3. MATERYAL VE METOT

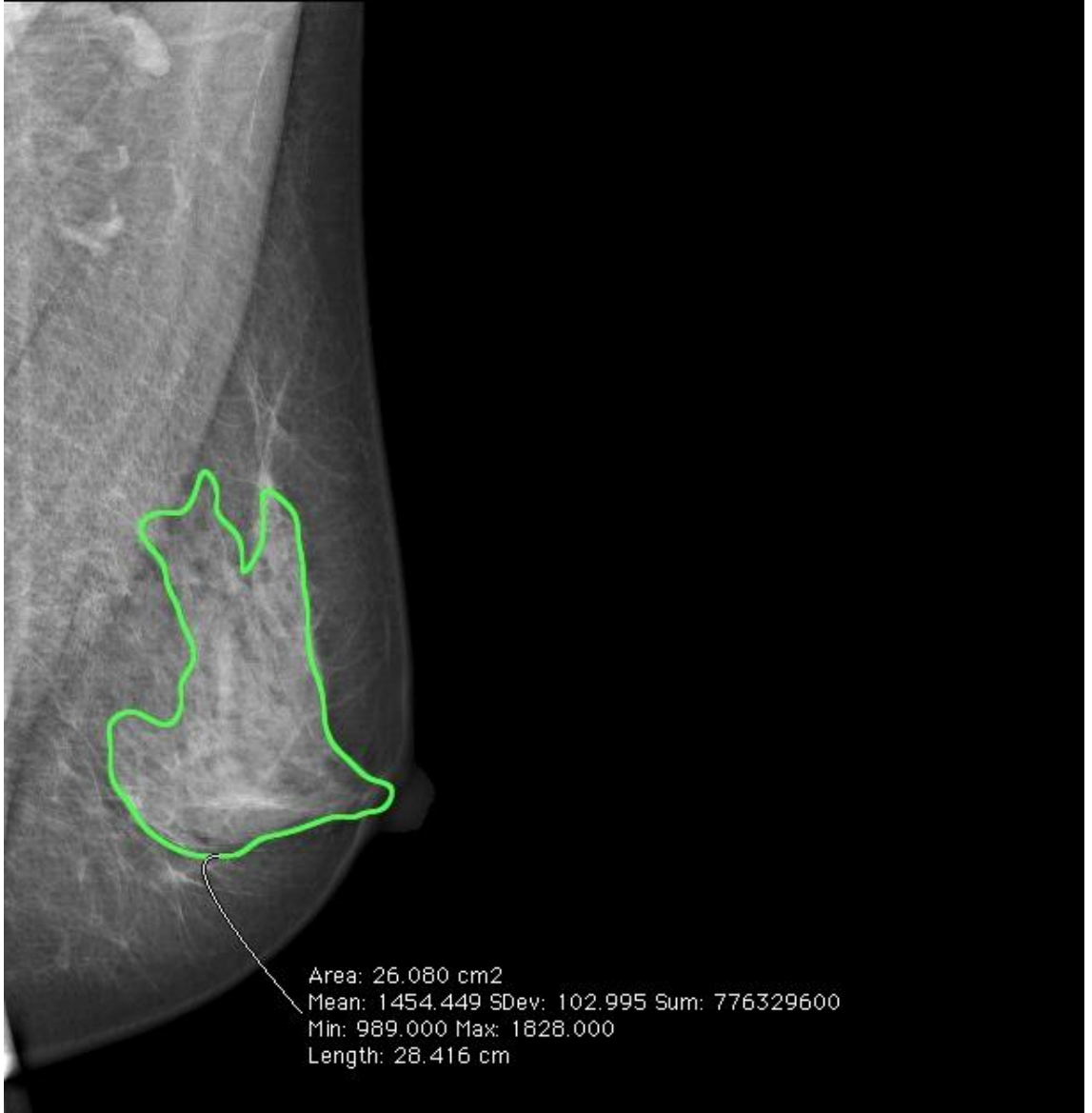
Çalışmaya Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı mamografi bölümüne Şubat 2014 tarihinde başvuran ve standart pozisyon olan CC ve MLO grafipler ile meme görüntülemesi yapılan 100 hastanın sol memesine ait görüntüler dahil edilmiştir. Tüm değerlendirmeler retrospektif yapılmıştır.

Mamografik incelemeler için Mammomat Novation (Siemens AG Medikal Çözümleri, Enlangen, Almanya ) cihazı kullanılmıştır. Cihaz tam saha amorf selenyum dedektör ile çalışan tam saha direk dijital mamografi sistemidir. Cihazda mamografik pozisyonların verilmesi sonrası otomatik kompresyon plağı kullanılarak cihazın izin verdiği oranda meme kompresyonu gerçekleştirildikten sonra yine otomatik doz kontrolü ile cihazın belirlediği ekspoşur değerlerinde mamografiler alınmıştır.

Mamografi ünitesine meme görüntüleme için yönlendirilen hastaların mamografik verileri OsiriX (ücretsiz yüklenebilen) adlı DICOM görüntü gösterici program bulunduran bilgisayara aktarılmıştır. Burada sol memenin CC ve MLO görüntüleri açılarak bu görüntüler ile ilgili verilen program yardımıyla kaydedilmiştir. OsiriX adlı program ve mamografi cihazının rapor bilgisayarından elde edilen bilgiler arasından komprese edilen memenin komprese haldeki kalınlığı (kompresyon kalınlığı)(mm), kompresyon basıncı, ekspoşur(mAs), giriş dozu ve organ dozu glandüler doz (mGy) bulunmaktadır. Tüm bu veriler sol memenin hem CC hem de MLO grafipleri için kaydedildi. DICOM görüntüleme programında açılan mamografik görüntülerde memenin, glandüler dokunun ve pektoral kasın görüntüde kapladığı alan ilgi alanı çizilerek cm<sup>2</sup> olarak ölçüldü (Şekil 19, 20, 21).



**Şekil 19.**Tüm Memeye çizilen ilgi alanı ile memenin görüntüde kapladığı alanın ölçümü



**Şekil 20.**Glandüler Doku sınırlarına çizilen ilgi alanı ile glandların görüntüde kapladığı alanın ölçümü



**Şekil 21.**Pektoral kas sınırlarına çizilen ilgi alanı ile pektoral kasın görüntüde kapladığı alanın ölçümü

Glandüler doku alanı meme genel alanına oranı ayrıca hesaplandı. Mamografik görüntüler en az 5 yıl mamografi deneyimi olan bir radyolog tarafından değerlendirilip meme glandüler yoğunluğu Amerikan Radyoloji Kolejinin belirlediği BI-RADS kriterlerine göre sınıflandırıldı.

İstatistiksel değerlendirme SPSS 20.0 (IBM, ABD) programı ile yapılmış olup Kolmogorov Smirnov ile verilerin normal dağılıma uymadığı belirlenmiştir. Bu nedenle verilerin değerlendirilmesinde Spearman korelasyon analizi Kruskal Wallis testi ve Bonferonni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı. Veriler ortanca (minimum –

maksimum) olarak hesaplandı. P değeri küçük 0,05 olduğundan anlamlı kabul edilmiştir. Bonferonni düzeltmeli testte ise  $0,05/\text{karşılaşma sayısı}=0,05/6$  yani 0,008 olarak alınmıştır.



#### 4. BULGULAR

Hem CC grafilerde hem de MLO grafilerde meme alanı (cm<sup>2</sup>), glandüler alan (cm<sup>2</sup>), glandüler/ meme alanı, pektoral kas alanı (cm<sup>2</sup>) gibi DICOM gösterici programda ölçülen değerler ile kompresyon kalınlığı (mm), kompresyon basıncı (atm), giriş dozu (mGy), glandüler doz (mGy), ekspojur (mAs), zaman (msn), göreceli ekspojur (mAs ) (Relative ekspojur) gibi cihazdan edinilen filme özgü teknik bilgilere ait ortalanca (min-max) bilgileri tablo 1 de özetlenmiştir (Tablo 1).

**Tablo 1.** Memenin ölçülen yapısal özellikleri ile filmi oluşturmak için gerekli diğer teknik parametrelerin ortalanca (min-maks) değerleri.

	KRANİOKAUDAL	MEDİOLATERAL
	Ortanca (min-maks)	OBLİK Ortanca (min-maks)
Meme alanı (cm <sup>2</sup> )	200(69-435)	258(132-450)
Glandüler alan (cm <sup>2</sup> )	40(0,0-325)	35(0-313)
Glandüler/ Meme alanı	0,196(0,0-0,853)	0,135(0,0-90)
Pektoral kas alanı (cm <sup>2</sup> )	0,0(0,0-67)	52(0,0-90)
Kompresyon kalınlığı (mm)	54(22-82)	61(29-82)
Kompresyon basıncı (atm)	105(52-173)	127(76-169)
Giriş dozu (mGy)	10(2-31)	12(1,2-45)
Glandüler doz (mGy)	1,7(1-4,9)	1,9(1,0-5,8)
Ekspojur (mAs)	59(22-171)	71(26-241)
Zaman (msn)	590(50-1690)	640(260-2380)
Göreceli ekspojur (mAs ) (Relative ekspojur)	63(40-178)	63(32-159)

CC grafilere ait veriler değerlendirildiğinde organ dozunun artmasına sebep olan parametreler meme volumü içerisinde glandüler dokunun kapsadığı alan, bu alanın genel meme volumüne oranı ve komprese edilmiş memenin kalınlığı bulunmuştur. Bu parametrelerden en etkili olanı ise komprese memenin kalınlığı bulunmuştur (r=0,444).



Komprese meme kalınlığı organ dozunu, giriş dozunu, ekspojuru ve ekspojur zamanını etkileyen en önemli etken olarak belirlenmiştir (Tablo 2).

**Tablo 2.** CC grafilerde meme yapısal özelliklerinin glandüler doza, giriş dozuna, ekspojura ve ekspojur zamanına etkileri

KRALİOKAUDAL	Glandüler			
	doz (Organ dozu)	Giriş dozu	Ekspojur	Zaman
Meme alanı	P=0,139	P=0,051	P=0,239	P=0,098
Glandüler alan	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,377)	P=0,281	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,270)	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,282)
Glandüler/ Meme alanı	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,3)	P=0,717	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,204)	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,201)
Pektoral kas alanı	P=0,383	P=0,209	P=0,251	P=0,131
Kompresyon kalınlığı	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,444)	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,775)	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,646)	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,689)
Kompresyon basıncı	P=0,999	<b>P&lt;0,05</b> (r=0,203)	P=0,230	P=0,188

MLO grafilerde organ dozunun artmasına sebep olan parametreler; memenin görüntüde kapladığı alan, meme glandüler alanı ile bu iki alanın birbirine oranı, kompresyon basıncı ve kalınlığıdır. Komprese meme kalınlığı organ dozunu etkileyen en önemli etken olarak belirlenmiştir (Tablo 3).

**Tablo 3.** MLO grafilerde meme yapısal özelliklerinin glandüler doza, giriş dozuna, ekspojura ve expojur zamanına etkileri

MEDİOLATERAL OBLİK	Glandüler doz (Organ dozu)	Giriş dozu	Ekspojur	Zaman
Meme alanı	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,350</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,343</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,349</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,388</b> )
Glandüler alan	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,336</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,224</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,226</b> )	P=0,065
Glandüler/ Meme alanı	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,221</b> )	P=0,289	P=0,290	P=0,520
Pektoral kas alanı	P=0,836	P=0,493	P=0,953	P=0,958
Kompresyon kalınlığı	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,598</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,710</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,735</b> )	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,76</b> )
Kompresyon basıncı	<b>P&lt;0,05</b> ( <b>r=0,260</b> )	P=0,181	P=0,275	P=0,152

Memenin grafilerde kapsadığı alan ve kompresyon basıncı CC grafilerde etkili bulunmazken MLO grafilerde dozu orantılı olarak arttırdığı saptanmıştır (Tablo 1,2).

Pektoral kasın görüntülerde kapsadığı alanın hem CC hemde MLO grafilerde doz artışına sebep olmadığı belirlenmiştir (Tablo 1,2).

Mamografilerin teknik parametreleri ve ölçümler sonucu elde edilen görüntüde memenin ve pektoral kasın görüntüde kapsadığı alanı, glandüler dağılım alanı ve oranı gibi parametrelerin, meme glandlarının yoğunluğunun ve memede kapladığı alanın görsel olarak değerlendirildiği BI-RADS sınıflanlandırmasına göre ortanca (min-max) bilgileri kraniokaudal ve mediolateral oblik grafiler için tablo 4 ve 5 de özetlenmiştir (Tablo 4,5).

Kraniokaudal grafilerde sadece BI-RADS I ve III arasında glandüler (organ) dozu açısından anlamlı fark bulunmuştur. Ayrıca memenin ve glandların görüntüde kapsadığı alan ve bu alanların oranı da gruplar arasında anlamlı farklılık göstermekteydi. Diğer teknik parametreler açısından BI-RADS grupları arasında anlamlı fark bulunamadı (Tablo 6).

Mediolateral oblik grafilerde sadece BI-RADS I ve IV ile II ve III arasında göreceli ekspozur (Relative ekspozur) açısından anlamlı fark bulunmuştur. Ayrıca memenin ve glandların görüntüde kapsadığı alan ve bu alanların oranı da gruplar arasında anlamlı farklılık göstermekteydi. Diğer teknik parametreler açısından BI-RADS grupları arasında anlamlı fark bulunamadı (Tablo 7).



**Tablo 4.** Kraniokaudal grafilerde filmi oluşturmak için gerekli teknik parametrelerin ve ölçümlerle elde edilen yapısal verilerin, BI-RADS a göre oluşturulan yapısal sınıflardaki ortanca (min-maks) değerleri.

KRANIOKAUDAL	B-RADS				
	I	II	III	IV	P
Meme alanı (cm <sup>2</sup> )	230 (121-135)	209 (120-346)	175 (75-240)	125 (69-381)	0,000
Glandüler alan (cm <sup>2</sup> )	3(0,0-70)	40(3-95)	63(26-124)	69(44-325)	0,000
Glandüler/ Meme alanı	0,014 (0,0-0,18)	0,2 (0,02-0,39)	0,38 (0,14-0,68)	0,55 (0,37-0,85)	0,000
Pektoral kas alanı (cm <sup>2</sup> )	0,0(0,0-0,0)	0,0(0,0-52)	0,0(0,0-67)	0,0(0,0-0,0)	0,167
Kompresyon kalınlığı (mm)	55(26-75)	55(22-74)	53(28-82)	51(26-59)	0,517
Kompresyon basıncı (atm)	107(64- 160)	109(64- 163)	95(52-173)	108(72-144)	0,144
Giriş dozu (mGy)	10(4-16)	10(2-18)	10,5(4-21)	9,5(5-31)	0,800
Glandüler doz (mGy)	1,6(1,2-2)	1,7(1-2,3)	1,8(1,2- 2,4)	1,8(1,4-4,9)	0,015
Ekspojur (mAs)	54,5(22-95)	57(39-95)	66(26-127)	69(31-171)	0,167
Zaman (msn)	555 (240-790)	550 (50-930)	655 (240-1070)	670 (310-1690)	0,214
Göreceli ekspojur (mAs ) (Relative ekspojur)	61(40-178)	66(47-96)	69(44-167)	87(59-167)	0,050

**Tablo 5.** Mediolateral oblik grafilerde filmi oluşturmak için gerekli teknik parametrelerin ve ölçümlerle elde edilen yapısal verilerin, BI-RADS a göre oluşturulan yapısal sınıflardaki ortanca (min-maks) değerleri.

MEDIOLATERAL OBLİK	B-RADS				P
	I	II	III	IV	
Meme alanı (cm <sup>2</sup> )	285 (151-450)	266 (152-404)	233 (132-291)	190 (146-425)	0,000
Glandüler alan (cm <sup>2</sup> )	5(0,0-80)	30(6-81)	63(34-115)	89(50-313)	0,000
Glandüler/ Meme alanı	0,02 (0,0-0,2)	0,13 (0,03-0,3)	0,27 (0,19-0,48)	0,45 (0,33-0,74)	0,000
Pektoral kas alanı (cm <sup>2</sup> )	55(27-83)	54(0,0-90)	51(29-67)	58(30-70)	0,642
Kompresyon kalınlığı (mm)	61(36-82)	62(30-81)	55(29-74)	50(29-72)	0,226
Kompresyon basıncı (atm)	141 (76-169)	130 (78-164)	124 (89-166)	113 (82-149)	0,186
Giriş dozu (mGy)	12(1,4-20)	10,5(3-23)	12(1,2-21)	12(5-45)	0,993
Glandüler doz (mGy)	1,9(1,3-2,5)	1,75(1-2,7)	2(1,3-3,2)	2,2(1,5-5,8)	0,337
Ekspojur (mAs)	71(30-108)	70(36-116)	70(26-135)	76(28-241)	0,956
Zaman (msn)	630 (290-1050)	625 (360-1120)	675 (260-1260)	730 (280-2380)	0,973
Göreceli ekspojur (mAs ) (Relative ekspojur)	59(32-79)	60(42-159)	73(42-125)	85(66-141)	0,001

**Tablo 6.** Kraniokaudal grafilerde sadece BI-RADS I ve III arasında glandüler (organ) dozu açısından anlamlı fark bulunmuştur.

KRANIOKAUDAL	I-II	I-III	I-IV	II-III	II-IV	III-IV
Meme alanı (cm <sup>2</sup> )	0,007	0,000	0,001	0,037	0,003	0,015
Glandüler alan (cm <sup>2</sup> )	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,591
Glandüler/ Meme alar	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002
Glandüler doz (mGy)	0,084	0,000	0,104	0,048	0,395	0,796

**Tablo 7.** Mediolateral oblik grafilerde sadece BI-RADS I ve IV ile II ve III arasında göreceli ekspojur (Relative ekspojur) açısından anlamlı fark bulunmuştur.

MEDİOLATERAL OBLİK	I-II	I-III	I-IV	II-III	II-IV	III-IV
Meme alanı (cm <sup>2</sup> )	0,021	0,000	0,001	0,015	0,018	0,078
Glandüler alan (cm <sup>2</sup> )	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,124
Glandüler/ Meme alanı	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Göreceli ekspojur (mAs ) (Relative ekspojur)	0,638	0,008	0,000	0,000	0,001	0,070

## 5. TARTIŞMA

Mamografi çekimlerinde dozun belirlenebilmesi belirli standartların sağlanabilmesi için gereklidir. Bu konuda çeşitli metodlar bulunsa da en yeterli metod Hammerstein ve ark.'nın tarif ettiği ortalama glandüler dozudur (Hammerstein ve ark., 1979). Meme içerisinde derinliği boyunca doz değişik derinliklerde değişik düzeylerde. Ortalama glandüler doz direkt olarak ölçülemez. In vivo ortamda fantom kullanılarak oluşturulan modeller kullanılarak ölçülebilir ve faktörler hesaplanabilir (Kopans , 1997). X- ışınının enerjisinin ışının geçtiği komprese meme dokusunun kalınlığının ve memenin yağ-glandüler kompozisyonunun memenin glandüler dozunu etkileyen önemli faktörler olduğu bilinmektedir.

Ortalama glandüler doz dışında glandüler dozun hesaplanmasında kullanılan cilt giriş dozu da başka bir ölçüm metodudur. Ancak cilt giriş dozu tek başına kullanışlı bir ölçek değildir çünkü bu dozlarda cildin radyasyon karsinogenezis riski taşımadığı kabul edilmektedir (Kopans , 1997).

Ortalama absorbe edilen doz nispeten önemli bir ölçümdür (Kopans , 1993). Ancak glandüler doz gibi memenin glandüler doku kompozisyonuna göre hassasiyeti yeterli değildir (Stanton , 1984).

Amerikan Radyoloji Koleji önerilerine göre standart film mamografi cihazı kullanıldığında 4,5 cm kalınlığında %50 yağ, %50 gland olan meme dokusunun aldığı doz her görüntü için 0,3 rad (3mGy)'i geçmemelidir (Kopans , 1997).

Çalışmamızda CC ve MLO grafilerde memenin yapısal özelliklerinin (memenin ve glandüler dokunun görüntüde kapladığı alan ve bu iki alanın oranı) ve bazı teknik parametrelerin (görüntüye dahil edilen pektoral kas alanı, kompresyon kalınlığı, kompresyon basıncı) glandüler doza, giriş dozuna ve ekspozura etkileri değerlendirilmiştir.

Memenin en önemli doz ölçüğü olarak kabul edilen glandüler dozu etkileyen en önemli parametreler CC grafilerde önem sırasına göre kompresyon kalınlığı, glandüler dokunun görüntüde kapladığı alan ve glandüler alan-meme alanı oranıdır.

MLO grafilerde ek olarak memenin görüntüde kapladığı alanın da glandüler doz ile zayıfda olsa korelasyon gösterdiği belirlenmiştir. Bunun sebebinin MLO grafilerin meme boyutlarını daha iyi yansıtması olabileceğini düşünmekteyiz. Kompresyon basıncının MLO grafilerde glandüler dozla korele olmasının sebebi bu pozisyonda

pektoral kasın görüntü alanına dahil edilmesinin kompresyon basıncında daha geniş varyasyonlara sebep olması olabilir.

Hem kompresyon basıncı hem de memenin görüntüde kapladığı alanın CC grafilerde glandüler dozla korelasyonunun olmaması çalışmamızın bulgularından biridir. Daha fazla sayıda hasta görüntüsü değerlendirilerek MLO grafilerde olduğu gibi bu parametreler ile glandüler doz arasında korelasyon tespiti mümkün olabilir.

Her ne kadar kompresyon kalınlığını kompresyon basıncı ve memenin genel yapısal özellikleri etkilese de bu faktörlere göre glandüler dozda daha belirgin artışa sebep olmaktadır.

Tetkik sırasında hastaya pozisyon verme aşamasında tespit edilen kompresyon kalınlığının hastanın alacağı glandüler dozun yaklaşık olarak öngörülmesini sağlayacağı söylenebilir. Görüntüler oluştuktan sonra, görüntülerde hastanın memesinde glandüler doku miktarı ve bunun genel meme hacmine oranı da hastanın aldığı dozu yansıtabilir.

Glandüler alan ölçümü dışında bu alan sınırlarındaki glandüler doku yoğunluğunun glandüler doku dozuna etkili olma ihtimali göz önünde bulundurularak bunu değerlendirecek objektif ölçüm yapmamamız çalışmamızın eksikliklerinden sayılabilir.

Ayrıca memenin ve glandüler dokunun görüntüde kapsadığı alan hesaplanmıştır memenin ya da glandüler dokunun volumunun ölçümü ve bunun teknik parametrelerle karşılaştırılmasının daha güvenilir sonuç vereceğini düşünmekteyiz bu nedenle daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Meme glandüler kompozisyonunun BI-RADS ile değerlendirilmesi dozu belirleme açısından ilgi alanı çizilerek ölçülen glandüler dokunun memede kapsadığı alanı ve bu alanın memenin kapsadığı alana oranı kadar önemli bulunmamıştır. Bunun sebebinin özellikle yağlı memelerde volümün daha yüksek olması ve bunun kompresyon kalınlığını etkilemesi olabilir. Bu iki önemli değişken nedeniyle organ dozu ve diğer teknik parametreler açısından BI-RADS grupları arasında fark oluşmamış olabilir. Bu farkın daha iyi anlaşılması ancak aynı ya da yakın meme volumuna sahip değişik BI-RADS kategorilerde mamografilerin karşılaştırılması ile mümkün olabilir.



## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Meme glandüler dozunu belirleyen parametreler arasında komprese meme kalınlığı en önemlisidir.
2. Memede glandüler yapının kapladığı alan, bu alanın memenin görüntülerde kapladığı alana oranı ve memenin görüntülerde kapladığı alan kompresyon kalınlığına oranla glandüler dozu daha az etkileyen parametrelerdir.
3. Meme glandüler konfigurasyonunun BI-RADS'a göre sınıflandırılması ile elde edilen 4 kategorinin dozla korelasyonu, ölçümler yapılarak değerlendirilmesi kadar güçlü değildir.



## 7. KAYNAKLAR

Acunas G. Meme Lezyonlarında Mamografi. Türk Radyoloji Dergisi 1998; 33(1): 74-78.

Adler DD, Rebner M, Pennse DR. Accessory Breast Tissue in the Axilla:Mammographic Appearance. Radiology 1987; 163: 709- 711.

Altug A. Dijital Mamografi. Türk Radyoloji Dergisi 1998; 33(1): 88- 89.

American College of Radiology. Mammography quality control manual Reston, Va:American College of Radiology, 1994.

American College of Radiology. Mammography quality control manual Reston Va: American College of Radiology, 1999.

American College of Radiology. Recommended Specifications for New Mammography Equipment. Reston, Va: American College of Radiology, October,1993.

Amerikan Cancer Society. Breast cancer facts 2003-2004  
<http://www.cancer.org/downloads/SST/CAFF2003BrFPWSecured.pdf>.

Baker LH. Breast cancer detection demonstation Project : Five – year summary repoit cancer 1982; 32:194-225.

Bassett LW, Farria DM, Bansal S, Farquhar MA, Wilcox PA, Feig SA. Reasons for failure of a mammography unit at clinical image review in the American College of Radiology Mammography Accreditation Program. Radiology 2000; 215: 698-702.

Bassett LW, Hirbawi IA, DeBruhl N, Hayes MK. Mammographic positioning: evaluation from the view box. Radiology 1993; 188:803–806.

- Bassett LW, Jackson VP, Fu KL, Fu YS. Diagnosis of Diseases of the Breast 2nd Editions 2004; 50-51.
- Beller F: Development and Anatomy the Breast. In: Mitchell Jr GW, Basset LW, editors. The female breast and its disorders. First Edition. Baltimore: Williams and Wilkins, 1990; 1- 12.
- Berkowitz JE, Gatewood OMB, Gayler BW. Equivocal mammographic findings: Evaluation with spot compression. Radiology 1989; 171:369-371.
- Black JW, Young B. A radiological and pathological study of the incidence of calcification in diseases of the breast and neoplasms of other tissues. Br J Radiol 1965; 38:596- 598.
- Bone B, Apselin P, Bronge L, Veress B. Contrast enhanced MR imagining as a prognostic indicator of breas cancer. Acta Radiol. 1998; 39 : 279-84.
- Brinck U, Fisher U, The Variability of Fibroadenoma in Contrast- Enhanced Dynamic MR Mammography. Am J Roentgenol. 1997; 168: 1331- 1334.
- Cardenosa G. Breast imaging Companion. First edition. Philadelphia, Lippincott-Raven, 1997; 178- 291.
- Cardenosa G. Breast imaging companion Philadelphia, Pa: Lippincott- Raven; 1997; 93- 123.
- Cosgrove O, David, Tohno E, P. Sloane John. Ultrasound Diagnosis of Breast Diseases. First edition. London, Churchill Livingstone , 1994; 10- 20.
- Cowen AR, Parkin GJS, Hawkrige P. Direct digital mammography image acquisition. Eur Radiol 1997; 7: 918- 930.

- Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. The radiographic image. In Curry TS, Dowdey JE, Murry RC (eds): Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, 4th ed. Philadelphia, Lea and Febiger, 1990; 196-218.
- Dahnert Wolfgang, Radiology Review Manual. Third Edition. Baltimore. Williams & Wilkins, 1996; 397- 418.
- DigitalMamografi([http://tr.medwow.com/med/mammography\\_unit/siemens/mammomat-3000-nova/8905.model-spec](http://tr.medwow.com/med/mammography_unit/siemens/mammomat-3000-nova/8905.model-spec), 2014).
- Eklund GW, Cardenosa G, Parsons W. Assessing adequacy of mammographic image quality. Radiology 1994; 190:227-307.
- Eklund GW, Cardenosa G. The art of mammographic positioning. Radiol Clin North Am 1992; 30,21-53.
- Fajardo LL. Digital mammography performance considerations and current detector designs. In: IBIU'99 final programme book of manuscripts. Freiburg 1999; 121-129.
- Faulk RM, Sickles EA. Efficacy of spot compression- magnification and tangential views in mammographic evaluation of palpable breast masses. Radiology 1992; 185:87-90.
- Food and Drug Administration. Mammography facilities: requirements for accrediting bodies and quality standards and certification requirements- interim rules. Federal Register. December 1993; 21; 208:55980-55981.
- Food and Drug Administration. Quality mammography standards. Final rule-21 CFR parts 16 and 900 [Docket no. 95N-0192]. RIN 0910-AA24 ed. Washington, DC: Department of Health and Human Services, Oct.28, 1997.

- Hammerstein GR, Miller DW, Masterson ME, et al. Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology* 1979;130:485.
- Handel E, Reynolds et al. Fixed Facility Workplace Screening Mammography. *Am J Roentgenol.* 1997; 168: 507- 510.
- Harold E, Anatomy the Breast. In Isaacs JH, ed. *Textbook Breast Disease.* St. Louis: Mosby Year Book, 1992; 1- 14.
- Haus AG. Recent Advances in Screen Mammography. *Radiol Clin North Am* 1987; 25:913- 928.
- Haus AG. "State of the art screen-film mammography: A technical overview," in *Screen-film mammography: Imaging considerations and medical physics responsibilities*, edited by G. T. Barnes and D. G. Frey (Medical Physics Publishing, Madison, WI 1991; 1-48.
- Haus AG, Paulus DD, Dodd GD, Cowart. RW, Bencomo J. Magnification mammography: Evaluation of screen film and xeroradiographic techniques. *Radiology* 1979; 133:223-226.
- Hindle WH. Breast masses. In- office evaluation with diagnostic triad. *Postgraduate Medicine* 1990; 88 (2): 85- 87.
- Jackson VP, Lex AM, Smith DJ. Patient discomfort during screen-film mammography. *Radiology* 1988; 168:421-423.
- Jarlman O, Samvelsson L, Braw M. Digital luminescence mammography: early clinical experience. *Acta Radiol* 1991; 32: 110- 113.
- Jeman A, Murray T, Ward E, Samuels A, Tivari RC, Ghafoor A al. Cancer statistics CA *Cancer J Clin* 2004; 54 : 8-29.

Juan HS, Kim M, Shankar S, Han W. Predictors of adherence to screening mammography among Korean American women. Preventive Medicine 2004; 39: 474-481.

Kalbhen CL , Kezdi- Rogus PC , Mammography in the Evaluation of Nipple Inversion. Am J Roentgenol. 1998; 170: 117- 121.

Kaya Tamer (editör), Adapınar Baki, Özkan Ragıp, Temel Radyoloji Tekniği, Güneş & Nobel Tıp Kitapevleri, Bursa, 1997.

Konvansiyonel Mamografi (<http://kanit.com.tr/EN/belge/1-68/konvansiyonel-mamografi.html>, 2014).

Kopans DB, The positive predictive value of mammography. AJR 1992 ; 158:521-6.

Kopans DB, Future advances in breast imaging. In: Kopans. Philadelphia: DB, ed. Breast Imaging. 2nd ed. Lippincott- Raven Publishers, 1998; 26: 816- 824.

Kopans DB, Moore RH, mcCarth KA. Hall DA. Hulka CA. Whitman GJ – etal. The positive predictive value of mammographically initiated breast biopsy; There is no abrupt change at 50 years ; Radiology 1996 ; 200: 357-60.

Kopans DB, Physical trauma and breast cancer [letter]. Lancet 1993;343:1364-1365.

Lamarque JL, ed. Anatomy and embryology. In: An atlas and text of the breast: Clinical radiodiagnosis. London: Wolfe Medical Publications, 1984; 17- 28.

Langer TL, QC troubleshooting. In: de Paredes ES, eds. Syllabus: 11th annual update in breast imaging. Richmond, Va: Medical College of Virginia, 1996; 315-337.

Leborgne R, Diagnosis of tumors of the breast by simple roentgenography. Am J Roentgenol 1951; 65:1-11.

Leborgne R, The breast in Roentgen Diagnosis. Montevideo, Uruguay, Impresora, 1953.

Logan WW, Janus J. Use of Special Mammographic Views to Maximize Radiographic Information. Radiol Clin North Am 1987; 25: 953- 959.

Love SM, Gelman RS, Silen W. Fibrocystic Disease of the Breast – A Nondisease N England J Med 1982; 307: 1010- 1014.

May DS, The National Breast and Cervical Cancer Early Detection Program: Report on the First 4 Years of Mammography Provided to Medically Underserved Women. Am J Roentgenol. 1998; 170: 97- 104.

Mamografi Cihazında Çekim Pozisyonları (<http://www.metam.org/mamografi-cekimleri/>, 2013).

Memenin Kısımları (<http://www.ercumentekin.com/tr/meme-anatomisi> , 2014).

Memenin Anatomik Yeri (<http://www.cosmedicistanbul.com/meme-estetigi/meme-anatomisi/>, 2013).

Memenin vücuttaki yeri ve üzerinde bulunan yapılar (<http://www.ekosut.com/meme-anatomisi/>, 2014).

Meme Hastalıklarından Meme Kanserinin Evreleri  
(<http://www.gurkanavci.com/tr/meme-kanserinin-evreleri>, 2013).

McCarty Jr KS, Tucker JA. Breast. In Sternberg SS, ed. Histology for Pathologists. New York Raven Press, 1992; 893- 902.

- Nawano S, Evaluation of digital mammography in diagnosis of breast cancer. *J Digit Imaging* 1995; 8: 67- 69.
- Oğuz M, Aksungur EH, Bıçakçı YK, Çeliktas M. *Ultrasonografi*. Birinci basım. Adana, Nobel Tıp Kitabevleri 1997; 215- 219.
- Osborne M, Breast development and Anatomy. In: Harris JR, et al. , *Breast Diseases*. First edition. Philadelphia. JB. Lippincott, 1987; 10- 15.
- Osborne MP, Breast anatomy and development. In: Harris JR, Lippman ME, Morrow M, Osborne CK, eds. *Diseases of the Breast*, 2nd edition. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins, 2000; 1- 14.
- Page DL, Winfield AC. The Dense Mammogram. *Am J Roentgenol*. 1986; 147: 487- 489.
- Parkin DM, Laara E, Muir CS. Estimates of the Sixteen Major Cancers in 1980. *Int Journal Cancer* 1988; 41: 184- 196.
- Patchefsky AS, The Pathology of Breast Cancer Detected by Mass Population Screening. *Cancer* 1977; 40: 1659- 1670.
- Pisano ED, Cole EB, Hemminger BM, et al. Image processing algorithms for digitalmammography: a pictorial essay. *Radiographics* 2000; 20: 1479- 1491.
- Pisano ED, Current status of full- field digital mammography. *Radiology* 2000; 214:26- 28.
- Reasons underlying negative mammography in patients with palpable breast cancer clin *Radiol*. 1994; 49(2) : 123-5.



- Reynolds HE, Advances in breast imaging. *Hematology/Oncology Clin North Am* 1999; 13:333- 348.
- Romrell LJ, Bland KI. Anatomy of the Breast, axilla, chest wall and related metastatic sites. In Bland KI, Copeland EM. *The Breast. Comprehensive Management of Benign and Malignant Diseases*. First edition. Philadelphia, WB Saunders Company, 1991; 17- 35.
- Sadler TW, Langmans Medical Embryology. Fifth Edition. London. Williams and Wilkins 1985; 331- 333.
- Santen RJ, Mansel R. Benign breast disorders. *N Engl J Med*. 2005 Jul 21; 353(3): 275-85.
- Schweitzer S, Cowden Disease: A Cutaneous Marker For Increased Risk of Breast Cancer. *Am J Roentgenol*. 1999; 172: 349- 35.
- Shtern F, Dijital mammography and related technologies: a perspective from the National Cancer Institute. *Radiology* 1992; 183: 629- 630.
- Sickles EA, Abele JS: Milk of calcium within tiny benign breast cyst. *Radiology* 1981; 141:655-658.
- Sickles EA, Doi K, Genant HK: Magnification film mammography: Image quality and clinical studies. *Radiology* 1977; 125:69-76.
- Sickles EA, Weber WN, Galvin HB, Ominsky SH: Baseline screening mammography: One vs. two views. *Am J Roentgenol* 1986; 147:1149-1153.
- Sickles EA, Mammographic detectability of breast microcalcifications. *Am J Roentgenol*. 1982; 139: 913- 918.

Skaane P, Engedal K, Analysis of Sonographic Features in the Differentiation of Fibroadenoma and Invasive Ductal Carcinoma. Am J Roentgenol. 1998; 170: 109- 114.

Smith C, Basset LW, Fold RH, et al. New Mammography Screen- Film Combinations: Imaging Characteristics and Radiation Dose. Am J Roentgenol. 1990; 154:713- 719.

Spasyal Rezolisyon ve Modülasyon Transfer Fonksiyonu

([http://en.wikipedia.org/wiki/Optical\\_transfer\\_function](http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_transfer_function), 2014).

Stanton L, Villanfana T, Day JL, et al. Dosage evaluation in mamography. Radiology 1984;150:577.

Stomper PC , D'Souza DJ , Analysis of Parankimal Density on Mammograms in 1353 Women 25- 79 Years old. Am J Roentgenol. 1996; 167: 1261- 1265.

Stomper PC, Kopans DB, Sadowsky NL, Sonnenfeld MR, Swann CA, Gelman RS, Meyer JE, Jochelson MS, Hunt MS, Allen PD. Is mammography painfull A multicenter patient study. Arch Intern Med 1988; 148:521-524.

Sutton D, Textbook of Radiology and Imaging: In The Breast. Michell MJ. SixthEditionLondon: Churchill- Livingstone, 1998; 1429- 1460.

Temizkan A, Meme hakkında genel bilgiler yoğun meme yapısı gösteren (Birads 3-4) olgularda dijital mamografi ve film-screen mamografi incelemelerinde lezyon saptama güçlerinin karşılaştırılması, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, İzmir, Tıpta Uzmanlık Tezi, 2006; 18-27.

Tesic MM, Piccaro Fisher M, Munier B. Full idea digital mammography scanner. Eur J Radiol 1997; 31: 2- 17.

Thompson WR, Bowen R, Dorman BA, Pricolo VE, Shahinian TK, Soderberg CH. Mammographic localization and biopsy of nonpalpable breast lesions. Arch Surg 1991; 126:730- 734.

Topuz E, Aydiner A, Meme Kanseri Tanı, Evreleme Tedavi. 1. Baskı, İstanbul, Nobel Kitabevi. 2000; 136- 138.

Tuncel E, Klinik Radyoloji. 3.Baskı, Bursa, Nobel & Güneş Tıp Kitabevi. 2008; 48- 55.

Türk Radyoloji Derneği Meme Alt Çalışma Grubu. Mamografide Kalite Standartları. 2005; 5- 17.

Ursin G, Bernstein L, Pike MC. Breast cancer. Cancer surv. 1994; 19- 20 : 21-264.

Voyvoda Ş, Mamografide görüntü niteliği ve mamografi fiziği , Türkiye'de mamografi aygıt özellikleri, kullanımı ve mamografi eğitiminin niteliksel ve niceliksel çözümlemesi, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ankara, Tıpta Uzmanlık Tezi, 2006; 22-29.

Webb S, Medical science series: the physics of medical imaging. Philadelphia: Institute of Physics and Institute of Physics Publishing, 1992; 48-51.

Williams MB, Simoni PU. Analysis of the detective quantum efficiency of a developmental detector for digital mammography. Med Phys 1999; 26: 2273-2285.

Zheng S, Mass Detection in Digitized Mammograms Using Two Independent Computer Assisted Diagnosis Schemes. Am J Roentgenol. 1996; 167: 1421- 1424.

X-Işını Tüpünün Görünümü (<http://tipvefizik.wordpress.com/2013/02/14/rontgen-1/>, 2013).

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Orhan BULĞAN

Doğum Yeri: Erzurum

Doğum Tarihi: 05.05.1986

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Ortaöğretim Fen ve Matematik Alanları  
Fizik Öğretmenliği (2006-2011)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyolojik Bilimler ABD.(2011- )

E-posta: orhan1986198620@hotmail.com