

T. C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI'NIN
TAM ALANLI DİJİTAL MAMMOGRAFI (TADM)
DENEYİMİ /
DİJİTAL MAMMOGRAFINİN TANIDA ÖNGÖRÜYE
KATKISI VAR
MI?

UZMANLIK TEZİ
DR. SEMRA ŞENTÜRK

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. PINAR BALCI

İZMİR - 2006

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleőmesi sırasında, her aőamada destek olan tez danıőmanım Sn. Prof. Dr. Pınar Balcı' ya, istatistiksel değerlendirmedeki yardımlarından dolayı Sn. Uzm. Dr. Yonca Sönmez'e, klinik olarak bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen Sn. Prof. Dr. Tülay Canda ve Sn. Prof. Dr. Serdar Saydam' a őükranlarımı sunarım.

Bu fırsatla, uzmanlık eğitimim boyunca yetişmem için bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım baőta Anabilim Dalı başkanımız Sn. Prof. Dr. Oğuz Dicle olmak üzere tüm DEÜTF Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Dr Semra şentürk

İZMİR - 2006

İÇİNDEKİLER:

1. Giriş ve Amaç	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Meme anatomisi.....	3
2.2. Meme embriyolojisi.....	5
2.3. Meme anomalileri	5
2.4. Meme lezyonları	7
3. Mammografi tarihi ve görüntüleme tekniği.....	13
4. Konvansiyonel mammografinin sınırlılıkları.....	18
5. Görüntü performansının değerlendirilmesi.....	9
6. Dijital mammografi.....	21
6.1. Dijital görüntü özellikleri	22
6.2. Dijital mammografi dedektörleri.....	23
7. Rapor düzenleme.....	28
7.1. Mammografi incelemede BI-RADS değerlendirme kategorileri.....	29
7.2. Mammografide meme lezyonları.....	32
8. Gereç ve Yöntem.....	37
9. Bulgular.....	42
10. Tartışma.....	49
11. Sonuç.....	57
12. Özetler.....	58
12.1. Türkçe Özet.....	58
12.2. İngilizce Özet.....	60
13 Olgu örnekleri	62
14. Kaynaklar.....	73
15. Ek.....	80

1. GİRİŞ VE AMAÇ:

Amerikan Kanser Derneği'ne göre Amerika Birleşik Devletleri (ABD)'nde kadınlar arasında meme kanseri en sık tanı alan kanser olup kadınlarda kanser ölümlerinde ikinci sırada yer almaktadır (1,2). ABD'de bir kadının hayatı boyunca meme kanserine yakalanma riski 1/7'dir (2).

Ekran-film mammografi (konvansiyonel mamografi) meme kanseri taramasında etkili bir yöntem olup geniş kabul görmüştür. Geniş randomize tarama çalışmaları, konvansiyonel mammografinin 50 yaş ve üstü kadınlarda meme kanserine bağlı mortaliteyi % 30 ve üzerinde azalttığı gösterilmiştir (2,3,4). Ayrıca, tarama mammografisi ile saptanan malign lezyonlar daha küçük olup fizik muayene ile saptanan lezyonlara kıyasla daha iyi sağ kalım oranlarına sahiptir (5,6). Mammografik olarak saptanan, daha küçük boyuttaki lezyonların aksiller lenf nodu metastazı yapmış olma olasılığı daha düşüktür. Genel olarak, küçük kanserlerde lenf nodunun negatif olma olasılığı daha fazladır ve bu hastalar daha az morbidite ve daha az maliyet ile tedavi edilebilmektedir (7).

Konvansiyonel mamografinin (KM) başarısı, X-ışını tüp tasarımı, ekran-film kombinasyonu, gridler ve film işlemleri ile geliştirilen düşük kontrast duyarlılığı ve yüksek uzaysal çözünürlüğe bağlıdır (8). KM yüksek çözünürlüğe sahip olup (>20 lp/mm) mikrokalsifikasyonları ve spikülasyonları göstermede önemlidir (10). Tüm bu gelişmelere rağmen yoğun meme dokusuna sahip kadınlarda KM'nin duyarlılığı % 70'in altındadır. Yoğun glanduler dokuya sahip kadınlardaki rölatif düşük duyarlılık, kısmen, lezyon ile çevre normal meme dokusu arasındaki kontrastı göstermede yetersizliğe bağlıdır (9).

Mammografik olarak lezyon saptandığında, özgülük ve radyoloğun lezyonun malignite açısından öngörüsü ne yazık ki oldukça düşüktür. Ayrıntılı değerlendirme ve lezyon karakterizasyonu için spot kompresyon, magnifikasyon görüntüleri, farklı ekspozurlar kullanılarak elde edilen görüntüler gibi ek görüntüler elde olunmalıdır. Ekran-film sistemlerde teknik limitasyonlar nedeni ile sıklıkla ek görüntüler gerekmektedir (9). Bu da hasta dozunu arttırmaktadır. Palpasyonla saptanan kanserlerin % 10-20'sinin KM'de

saptanamadığı görülmüştür (10). Ayrıca, KM ile saptanan ve biyopsi önerilen lezyonların % 5-40'ı malign tanı almıştır (11,12). Bu, gereksiz biyopsi ile sonuçlanan, yüksek yanlış pozitif değerleri göstermektedir (10).

1992'de "National Cancer İnstitute", Tam Alanlı Dijital Mamografi (TADM)'yi meme kanserinin saptanmasında en büyük gelişme olarak kabul etmiştir. Dijital mammografiye geçiş, meme kanserinin daha erken tanısı için ve mammografik imaj kalitesini geliştirmek için gerekli bir adımdır (13,14).

Çalışmamızın amacı Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik A.D. Mammografi Ünitesi'nde 2000-2003 yılları arasında KM ve 2004-2005 yıllarında TADM ile değerlendirilen olgular ile ünitenin tam alanlı dijital mammografi deneyimini sunmak ve TADM'nin tanıda öngörüye katkısı olup olmadığını araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. MEME (GLANDULA MAMMAE) ANATOMİSİ:

Her iki cinstede bulunan memeler, derinin süt salgılama yeteneği olan aksesuar bezleridir. Orjinini epidermisten alır. Erkeklerde ve ergenlik öncesi kız çocuğunda benzerlik gösterir (15). Erkeklerde tüm hayat boyunca gelişmeyerek rudimenter durumlarını korurlar. Kadınlarda ise ergenlik dönemine kadar çok yavaş olarak büyüyen memelerin, ovaryumun salgı yapmaya başlamasıyla büyümesi hızlanır. Ancak gebelik sırasında salgılanan hormonların etkisi ile tam olarak gelişir ve süt salgılayacak duruma gelir. Memeler sağlıklı göğüs duvarının ön tarafında bir çift bez olup, yüzeysel fasyanın iki yaprağı arasında bulunur. Buldukları yer ve şekil bakımından şahıslar ve ırklar arasında farklar görülebildiğı gibi, aynı şahısta dahi hayatın çeşitli dönemlerinde şekli ve büyüklüğü değişiklik gösterir. Laktasyon dönemi hariç memenin önemli bölümünü yağ dokusu oluşturur (16).

Normal pozisyonda meme 2. ile 6. kostalar arasında yer alır. Dış kenarı hemen hemen linea axillaris mediana'ya iç kenarı da sternumun kenarına kadar gelir. Koni şeklinde olduğunu kabul edersek, tabanının çapı 10-12 cm, yüksekliği ise 3-5 cm kadardır. Normalde ağırlığı 150-200 gram kadardır. Ancak laktasyon döneminde büyüyerek 400-500 gram kadar olur. Sol meme genellikle sağ memeye göre genellikle biraz daha büyüktür. Tabanı hafif konkav olup M. pektoralis major ve kısmen M. obliquus abdominis externus ve M. serratus anterior'un üzerine oturur ve kasların arasında fasya profundus bulunur. Bu fasyaya gevşek bağ dokusu ile bağlı olup yerinden kolaylıkla hareket ettirilebilir. İki meme arasındaki oluğa sinus mammarium denir ve memenin büyüklüğüne göre geniş veya dar olabilir. Memeler ağırlıkları ile bir miktar aşağı sarkacağından, göğüs duvarı ile arasındaki açıklığı yukarı bakan yarım ay şeklinde oluk bulunur (16).

Memenin büyük kitlesine "korpus mammae" denir. Yüzeyinin orta noktasının biraz aşağısındaki silindirik veya konik çıkıntı "papilla mammae" (meme başı) adını alır. Normalde interkostal aralıkta bulunan meme başının büyüklüğü de şahıslar arasında farklı olabildiğı gibi aynı şahsın farklı dönemlerinde (gebelik, laktasyon gibi) farklı

olabilir. Meme başının etrafındaki koyu sahaya “areola mammae” denir. Meme başı ve areola mammae'nin derisinde pigment fazla olduğu için, diğer bölgelere oranla daha koyu renklidir. Gebelikte daha da koyulaşan areola mammae ve papilla mammae hiçbir zaman eski durumuna dönmez. Areola mammae'da gl. areolaris (Montgomery bezleri) denilen yağ bezleri bulunur. Bu bezler gebelik ve laktasyon döneminde büyürler ve deride küçük kabartılar oluştururlar (Montgomery tüberkülü). Bu bezler yağ salgılayarak bu bölgeyi korur ve bebeğin memeyi daha iyi kavrayarak hava emmesini önler. Papilla mammae ve areola mammae derisinin altında yağ dokusu bulunmaz. Burada sirküler ve ışın tarzında düz kas lifleri bulunur (16).

Meme bez dokusu (gl. mammae), yağ dokusu ve bağ dokusu olmak üzere üç bölümden oluşur. Bez dokusu 15-20 ayrı bezden (lobi glandulae mammae) oluşur. Bu loblarda da daha küçük lobuluslardan oluşmuştur. Her bir bezin kanalı meme başına doğru uzanır ve buradaki deliklere açılır. Memenin tümünü bezler oluşturmaz. Meme bezlerinin arasını ve etrafını bol miktarda yağ dokusu sarar. Bu nedenle laktasyon dönemi hariç memenin büyük bölümünü yağ dokusu oluşturur (16).

Meme bezi yüzeysel fasya ile sarılmıştır. Bu yapı meme lobları arasına bölmeler gönderir. Bu bölmeler özellikle memenin üst yarısında yüzeysel fasyanın derin yaprağını, meme derisinin dermis tabakasına bağlayan bantlar şeklindedir. Bu bantlara ligamenta suspensoria mammae (Cooper ligamentleri) denir. Bu bağlar sayesinde meme dik pozisyonda durur. Gebelik ve laktasyon döneminde bu bağlar da uzarlar. Bu bağların tutunduğu yüzeysel fasyanın derin yaprağı ile derin fasia arasında fasyal bir aralık bulunur. Bu nedenle meme serbestçe hareket edebilir (16).

Memede bulunan 15-20 adet lobun kanallarına ductus lactiferi denilir ve meme başına doğru uzanır. Areola mammae yakınında 5-8 mm genişliğinde ve 10-20 mm uzunluğunda sinus lactiferi denilen genişlemeler oluşturur. Bu genişlemeler süt salgısı için bir rezervuar görevi yapar (16).

Meme bezinin arterleri a.thoracica internanın ve aa. intercostales posteriores'in perforan dalları (rr. mammae laterales)'dir. A.axillaris de a.thoracica interna ve a.thoraco-acromialis dallarıyla bezi besler. Venler arterlere eşlik eder (16).

Meme kanserinin sık görülmesi ve kanser hücrelerinin lenfatiklerle yayılması nedeni ile meme bezinin lenf drenajı, klinik açıdan çok önemlidir. Lenf drenajı pratik olarak dört kadrana ayrılmıştır. Dış kadrans nodi lymphatici pectoralis'e dökülür, bu lenf nodları M. pectoralis major'un alt kenarının hemen arkasında bulunur. İç kadrans göğüs kafesi içinde A.thoracica interna boyunca uzanan nodi lymphatici parasternalise dökülmek için, interkostal aralıktan geçen lenf damarlarına dökülür. Birkaç lenf damarı aa. intercostales posteriores'i izleyerek nodi lymphatici intercostales posteriores'e dökülür. Bazı lenf damarlarının karşı memenin ve karın ön duvarının lenf damarları ile bağlantısı vardır (16).

2. 2 MEME EMBRİYOLOJİSİ:

Embriyonal hayatın 6. haftasında gövdenin anterolateralindeki ektodermden bant şeklinde kalınlaşma görülür. Bu kalınlaşma koltuk altından inguinal bölgeye dek uzanır ve meme kristası adını alır (Crista mammaria). Daha sonra kalınlaşan ektodermden derinde mezoderme çöküntüler oluşarak meme taslağı gelişir. Yedinci haftadan sonra meme kristasının sadece bu çöküntülerin olduğu yerlerde meme gelişir. Varyasyonel olarak süt kristası boyunca rudimenter bezler gelişebilir. Fetal hayatın geri kalan döneminde epitel hücreleri tela subcutaneada yavaş yavaş çoğalarak belirgin hale gelir (15, 17, 18).

2. 3. MEME ANOMALİLERİ:

2. 3. 1. Memenin Endokrin Kökenli Gelişim Anomalileri

2. 3. 1. 1. Neonatal hiperplazi: Plasenta yoluyla geçen östrojen nedeni ile yeni doğan kız ve erkek çocuklarında meme bezlerinin büyümesidir (18).

2. 3. 1. 2. Erken pubertal gelişme: Kız çocuklarında 8 yaşından önce normal puberte belirtileri görülmeden meme büyümesidir. Nedeni tam olarak bilinmemektedir (18).

2. 3. 1. 3. Puberte dönemi hipertrofisi (Makromastia): Puberte sırasında memenini büyüyerek aşırı iriliğe ulaşmasıdır. Progesterondaki azalma sonucu östrojen aktivitesinin devamı sonucu hipertrofi olabileceği ileri sürülmüştür (18).

2. 3. 1. 4. Jinekomasti: Puberte dönemindeki erkek çocukların % 70'inde görülür. Erişkinde görülen jinekomasti nedenleri testis tümörleri, testis atrofileri, Klinefelter sendromu, sürrenal ve hipofiz tümörleri, siroz olabilir. Ayrıca reserpin, metil dopa, simetidin gibi ilaçların uzun süreli kullanımı da jinekomastiye yol açabilir (18).

2. 3. 1. 5. Gebelikte meme hipertrofisi (Gigantomastia): Nadir bir patoloji olup hızlı büyüme sonucu derinin beslenmesi bozularak deride ülser, nekroz, kanama görülebilir (17, 19,20).

2. 3. 2. Memenin doğumsal anomalileri:

2. 3. 2. 1. Amastia: Memenin doğumsal yokluğudur. Nadir bir patoloji olup sıklıkla tek taraflıdır. Altı haftalık embriyoda süt çizgisinin gelişmemesi sonucu oluşur. Amastia ile birlikte pektoral kas, aynı taraf 3-4. kosta, M.obliquus externus yokluğu ve sindatiktilli olması halinde Poland sendromu olarak adlandırılmaktadır (18).

2. 3. 2. 2. Amazi (Mikromastia): Meme gelişmesini tam yapamayarak küçük kalmasıdır. Meme başı ve areola gelişimi normaldir (18).

2. 3. 2. 3. Ateli: Meme başının yokluğudur. Aksesuar memelerde genellikle meme başı bulunmaz (18).

2. 3. 2. 4. Polimastia: Populasyonda % 1'den fazla izlenir. Kadınlarda en sık koltuk altında görülür. Emriyonik süt çizgileri üzerinde koltuk altı ile kasıklar arasında normal memeler dışında memenin glandüler yapısı, areola ve meme başı gibi yapılardan biri veya bunların kombinasyonundan oluşan yapıların varlığıdır (18).

2. 3. 2. 5. Politeli: Birden fazla meme başının bulunmasıdır. Doğumdan itibaren vardır. Nevüs ile karışabilir (17-20).

2. 4. MEME LEZYONLARI:

2. 4. 1. BENİGN MEME LEZYONLARI: Tüm meme lezyonlarının % 90'nını oluşturur.

2. 4. 1. a. Fibrokistik değişiklikler: En sık görülen lezyonlardır. Genellikle puberteden sonra gelişen parankimal değişikliktir. Fibröz bağ dokusunda aşırı proliferasyon, duktus epitelinde ve lobullerde hiperplazi gibi değişiklikler görülebilir.

Kistlerin ön planda olduğu durumlarda kistler mammografik olarak düzgün, ovoid – yuvarlak şekilli ve keskin konturludur. Multiloküle kistler ise lobule konturludur. Kist duvarında kalsifikasyonlar izlenebilir. Ultrasonografide (US) kistler düzgün konturlu, anekoik görünümündedir. Kompresyonla şekil değişikliği gösterebilir. İç yapısında ekojenitelerin izlenmesi kistin komplike olduğunu düşündürmektedir. Fibröz değişikliklerin ön planda olduğu formda meme homojen ve yoğun görülür (21).

2. 4. 1. b. Fibradenom: İkinci sıklıkta görülen meme lezyonlarıdır. Puberteden sonra 25-30 yaş öncesi ortaya çıkan, östrojene duyarlı, yavaş büyüyen benign lezyonlardır. % 10-20'sinde lezyonlar multipl olup bilateral olabilir. Gebelik ve laktasyonda boyutları artıp, menopoza sonra küçülürler. Bağ dokusundan duktus lümenine doğru proliferasyon gösteren intrakanaliküler tip ve stromal doku proliferasyonunun duktus dışında kaldığı perikanaliküler tip olmak üzere histolojik olarak iki alt tipi vardır (22).

Mammografide fibradenomlar düzgün konturludur. Küçük olduklarında yuvarlak olup mammografik olarak kistlerden ayıramazlar. Daha büyük boyuttaki lezyonlar oval veya lobule konturludur. Fibradenomların dejenere olmasıyla kaba kalsifikasyonlar görülür. Yumuşak doku komponenti kaybolunca dejenere fibradenomlar için tipik olan “pop-corn” (patlamış mısır) tipi amorf ve kaba kalsifikasyonlar oluşur. US'de düzgün konturlu, oval, homojen iç yapıda, izo-hipoekoik lezyonlardır. Fibröz komponenti yüksek olan fibradenomlarda ekojenite daha yüksektir. Posterior akustik güçlenme izlenebilir (22).

2. 4. 1. c. Juvenil Fibradenom: Pubertededen sonra görülen ve hızla büyüyen dev fibradenomlardır. Tüm memeyi kaplayabilirler. Malign potansiyel taşımazlar (23).

2. 4. 1. c. Sistosarkoma Filloides: İntrakanaliküler fibradenomun dev formudur. İç yapısında kavernöz alanlar şeklinde kistik alanlar, kanama alanları ve dejenerasyon içerir. % 5 oranda malign transformasyon gelişebilir. Malign tümör stroması fibrosarkoma benzer. Fibradenoma benzeyen lezyon boyutu 6-8 cm'yi aşıyorsa sistosarkoma filloides akla gelmelidir (24).

2. 4. 1. d. İntraduktal papillom: En sık subareolar bölgedeki dilate duktuslarda gelişir. Memenin en sık benign papiller neoplazmı papillomdur. Soliter intraduktal papillom, sıklıkla meme başı akıntısı ile ortaya çıkan memenin benign papiller neoplazmıdır. Tanısı konvansiyonel galaktografik inceleme ile konur. Malign papiller lezyonlar, papiller duktal karsinoma insitu (DCİS) ve invaziv papiller karsinomadır. İntraduktal papillomlar, duktus içinde epitel proliferasyonu ile karakterize lezyonlardır. En sık reproduktif ve postmenopozal dönemde görülürler. İntraduktal papillomun postmenopozal dönemde malign dejenerasyon riski vardır (22, 25).

2. 4. 1. e. Lipom: Asemptomatik, yavaş büyüyen ve mobil kitlelerdir. Mammografide ince bir kapsül ile çevrili, düzgün konturlu radyolüsent lezyon olarak izlenir. Lipomatö memelerde lipomu ayırt edebilmek zordur (22).

2. 4. 1. f. Fibradenolipoma (Hamartom): Düzensiz şekilde birarada toplanmış normal meme dokusu elemanlarından oluşan benign tümörlerdir. Spesifik histolojik özellikleri yoktur, tanıda genellikle klinik ve radyolojik bulgulara başvurulur. Mammografik olarak mikst dansitede görünür. Kadınlarda meme hamartomu en sık orta yaşlarda görülür (26).

2. 4. 1. g. Memenin Yağ Nekrozu: Memenin yağ nekrozu genellikle travmaya sekonder gelişir. Meme stromasının lezyonudur. Mammografik görünüm çeşitlilik gösterir. Düzgün konturlu yağ kistinden, düzensiz konturlu kitleye kadar değişiklik gösteren formları vardır. Yağ nekrozunun neden olduğu düzensiz konturlu lezyon ciltte kalınlaşma, retraksiyon ve parankimal distorsiyona neden olarak meme kanserini taklit edebilir (22).

2. 4. 1. h. Hematom: En sık biyopsi ve cerrahi müdahaleden sonra görülür. Mammografide düzensiz konturlu kitle ve çevresindeki stromal dokuda yoğunluk artışı görülür. Daha sonraki aşamalarda hemorajik kiste dönüşür. Hematomlar genellikle birkaç hafta içinde yerinde skar ve distorsiyon bırakarak kaybolurlar (22).

2. 4. 1. i. Mastit ve Abse: Akut mastit genellikle laktasyonda görülen memenin enfeksiyonudur. Radyolojik görünümü enflamatuar kanseri taklit eder. Yaygın parankimal yoğunluk artışı, ciltte kalınlaşma ve aksiller lenfadenopati (LAP) izlenir. Mammografik olarak abse düzensiz konturlu kitle, distorsiyon ve komşu deride kalınlaşma şeklinde gözlenir (22).

Kronik mastit, yaşlı kadınlarda görülen memenin aseptik enflamatuar hastalığıdır. Plazma hücreli mastit de denir. Duktusların içerisindeki sekresyonun periduktal yağ dokusuna sızması sonucu ortaya çıkar. Radyolojik olarak tipik kaba, lineer, yuvarlak ve oval kalsifikasyonlar görülür. Subareolar bölgede yoğunluk artışı vardır (22).

Granülatöz mastit etiyolojisi bilinmeyen, meme kanserini taklit eden nadir enflamatuar hastalıktır. Genellikle genç kadınlarda ve hamilelikten sonraki ilk 6 yıl içinde görülür (22).

2. 4. 1. j. Adenozis: Memenin glanduler elemanlarını tanımlar (22).

2. 4. 1. k. Galaktosel: İçerisi süt dolu meme kistleridir (27).

2. 4. 1. l. Fibrom ve Leiomyom: Fibromlar iyi huylu düzgün konturludur. Memenin fibroglanduler dokusunda yer alırlar. Leiomyomlar memenin nadir görülen non-epitelyal tümörlerindedir. Damar çevresindeki veya derideki düz kaslardan geliştikleri düşünülmektedir (28).

2. 4. 1. m. Duktal ektazi: Memenin subareolar bölgesindeki toplayıcı kanalların dilatasyonu ve etraflarında enflamatuar reaksiyon ve fibrozis ile karakterizedir. İlk yakınma meme başı akıntısıdır (27).

2. 4. 1. n. Hemanjiom: Memenin stromal vasküler lezyonudur. Mammografide iyi sınırlı makrolobule kitle ve punktat kalsifikasyonlar izlenir (22).

2. 4. 2. MALİGN MEME LEZYONLARI:

2. 4. 2. 1. NON-İNFİLTRATİF MEME MALİGNİTELERİ:

2. 4. 2. 1.1. Duktal karsinoma in situ (DCİS) : DCİS tüm meme kanserlerinin % 0.8-5'ini oluşturur. Bu lezyonlar duktus boyunca yayılırlar ve bazal membranı aşmazlar. İntraduktal karsinomların % 60'ı kalsifikasyon içerir. Mammografide karakteristik olarak pleomorfik küme yapan mikrokalsifikasyonlar ile saptanırlar. Nadiren palpasyon bulgusu verirler.

Epitel hücrelerindeki farklılıklara göre üç tipe ayrılır:

- Komedo tip
- Kribriiform tip
- Papiller tip

Komedokarsinom tip en malign tiptir. Tarama mammografilerinin amacı meme kanserinin erken evrede yakalanmasıdır. Tarama mammografilerinin yaygın olarak kullanılması ile DCİS'ların mammografik olarak sayısında artış saptanmıştır (29).

2. 4. 2. 1. 2. Lobuler Karsinoma İn Situ (LCİS): Histopatolojik olarak terminal duktuslarda ve asinuslarda proliferasyon ile beraber kohezyon kaybı ve az sayıda mitoz gösteren oval veya yuvarlak çekirdekli hücrelerdir. Lobuler karsinoma in situ çoğunlukla benign veya malign meme lezyonlarına yönelik biyopsiler sırasında tesadüfen saptanır.

Tüm meme kanserlerinin % 1-6'sını, non-invaziv kanserlerin % 30'unu oluşturur. Multifokal ve bilateral olup genellikle mammografik ve klinik bulgu vermez. LCİS saptanan olgularda infiltratif duktal ve infiltratif lobuler karsinom gelişme riski normal popülasyona göre 9 kat daha fazladır (30).

2. 4. 2. 2. İNFİLTRATİF MEME MALİGNİTELERİ :

2. 4. 2. 2. 1. İnfiltratif Duktal Karsinom: Duktal karsinomlar bazal membranları tahrip edip geçtiğinde infiltratif karsinom olarak adlandırılır. Meme kanserlerinin % 65-75'inden fazlasını oluşturur. Multisentrik ve bilateral olabilir. Epitelyal ve stromal komponentlerden oluşur. Fibröz stromal komponent klasik mammografik ve klinik özelliklerinden sorumludur. Mammografide spiküler uzantıları olan kitle şeklinde izlenir.

İnfiltratif duktal karsinomlar US'da düzensiz ve belirsiz konturlu, heterojen–hipoekoik kitle şeklinde izlenir. % 40-60 oranında posterior akustik gölgelenme vardır (31).

2. 4. 2. 2. 2. İnfiltratif Lobuler Karsinom: Meme malignitelerinin % 7-10'nunu oluşturur. Bilateral ve multisentrik olma olasılığı infiltratif duktal karsinomdan iki kat fazladır. % 20 oranında bilateraldir. Mammografilerde daha çok meme parankim yapısında bozukluk şeklinde görülür. Histolojik ve mammografik olarak infiltratif duktal karsinomu taklit edebilir. Mammografik olarak asimetrik dansite, doku distorsiyonu veya düzensiz konturlu kitle şeklinde de görülebilir. Bazen mammografik olarak bulgu saptanmayabilir. Bu tür olgularda US veya Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) gibi görüntüleme yöntemleri kullanılabilir (32).

2. 4. 2. 2. 3. Medüller Karsinom: Meme kanserlerinin % 5-7'sini oluşturur. Mammografide iyi sınırlı kitle görünümündedir. Duktal tip kanserlere göre daha genç yaş grubunda görülür. Genellikle yuvarlak, lobule konturlu, kalsifikasyon içermeyen homojen dansitede kitlelerdir. US'de lobule konturlu, yer yer silik sınır özelliklerine sahip posterior akustik güçlenme gösteren kitle şeklinde izlenir (33).

2. 4. 2. 2. 4. Müsinöz Karsinom: İleri yaş kadınlarda görülür. Tümör yavaş büyür, prognozu iyidir. Lenf nodu metastazı görülmez. Mammografide iyi sınırlı, düzgün konturlu, kalsifikasyon içermeyen kitleler şeklinde izlenirler. US'de hipokoik, posterior akustik güçlenme veren lezyonlardır (34).

2. 4. 2. 2. 5. Tubuler Karsinom: Tümör içerisinde tubul formasyonu izlenir. Prognoz oldukça iyidir. Uzun spikulyasyonlar ve mikrokalsifikasyonlar içeren küçük tümörlerdir. Boyut ortalaması yaklaşık 1 cm'dir. Tubuller % 60 oranında mammografik olarak saptanabilen mikrokalsifikasyonlar içerirler (34).

Diğer nadir tümörler adenoid kistik karsinom ve infiltratif papiller karsinomdur.

2. 4. 2. 2. 6. Memenin Paget Hastalığı: Memenin Paget Hastalığı meme başının kronik egzamatoid reaksiyonu ile birlikte santral duktal karsinomun bulunmasıdır. Tüm meme kanserlerinin % 1-5'ini oluşturur. Areolada eritem ve ülserasyon izlenir. Mammografik olarak meme ve areolada kalınlaşma, subareolar kitle, meme başında kalsifikasyonlar izlenir. Genellikle menopozal veya perimenopozal dönemde izlenir (35).

2. 4. 2. 2. 7. İnflamatuvar Meme Karsinomu: Meme kanserleri içerisinde oldukça letal olan formudur. Meme derisinde diffüz ödem, kızarıklık ve hipertermi izlenir. Dermal lenfatiklere invazyon vardır. Mammografik olarak memede diffüz dansite artışı, cilt ve cilt altı doku planlarında kalınlık artışı izlenir. Meme başı retraksiyonu veya aksiller lenf nodu izlenebilir (36).

2. 4. 3. DİĞER MALİGN MEME LEZYONLARI:

2. 4. 2. 3. 1. Lenfoma ve Lösemi: Memenin primer non-Hodgkin lenfoması memenin malign lezyonlarının % 0.1-0.5'ini oluşturur. Lenfomatöz ve lösemik infiltrasyonlar genellikle dissemine hastalığın infiltrasyonlarıdır. Mammografide diffüz dansite artışı, ciltte kalınlaşma parankimal noduler kitleler ve aksiller lenfadenomegali şeklinde görülebilirler (34).

2. 4. 2. 3. 2. Metaplastik karsinom, sarkomlar, metastatik meme lezyonları: Fibrosarkomlar en sık primer meme sarkomlarıdır. Memeye metastazlar, tüm meme malignitelerinin % 1-2'sini oluşturur. Memeye en sık karşı memeden, lenfoma, malign melanom, yumuşak doku sarkomları, granülositik sarkom, akciğer karsinomu, mide, prostat, over ve serviks malignitelerinin metastazları görülebilir. Metastazlar en sık

soliter ve düzensiz konturlu kitleler şeklinde görülür. Memeye metastazların % 85'i unilateral ve soliterdir (34).

3. MAMMOGRAFI TARİHİ VE GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ

Meme kanseri, 40-55 yaş arası kadınlarda ön sırada gelen ölüm nedenlerinden biridir. ABD'de, kadınlarda meme kanserine bağlı ölüm oranı, tüm kanserlere bağlı ölümlerin % 16'sı olarak raporlanmıştır (37). ABD'de her yıl yaklaşık 175.000 yeni vaka bildirilmektedir. Bu vakaların yaklaşık % 25'i ölümlerle sonuçlanmaktadır. Bu istatistikler hayatı boyunca her 7-8 kadından birinde meme kanseri gelişebileceğini göstermektedir. Meme kanserinin erken tanısı ile daha efektif tedavi ve daha az ölümlerle sonuçlanacağına inanılmaktadır. Mammografi bu amaçla kullanılan en önemli tarama yöntemidir (38).

Yumuşak dokunun radyografik incelemesi, yumuşak doku radyografisi denen, konvansiyonel radyografiden farklı özel teknikler gerektirir. Bu fark görüntülenecek alanın anatomik farklılıklarına bağlıdır. Konvansiyonel radyografide madde kontrastı, görüntülenen dokuların atom numaralarındaki büyük farklılıklar nedeniyle büyüktür. Yumuşak doku radyografisinde sadece kas ve yağ yapıları görüntülenmektedir ve bu dokular benzer atom numarası benzer doku dansitesine sahiptir. Sonuç olarak, yumuşak doku radyografisi bu çok benzer dokuları ayırmak için düşünülmüştür. Yumuşak doku radyografisinin temel örneği mammografidir (38,39).

3. 1. MAMMOGRAFI TARİHİ VE GELİŞİMİ

Mammografi ilk olarak 1920'lerde denenmiştir. Bununla birlikte yeterli ekipman eksikliği zaman içinde gelişimine engel olmuştur. Daha sonra 1950'lerde Robert Egan düşük kVp, yüksek mAs kullanılan direkt film ekspozur mammografi ile ilgiyi yenilemiştir. 1960'da Wolf ve Ruzicka Xeromammografinin daha düşük hasta dozu ile daha tanısıl ve kaliteli görüntüler üretmek için direkt film ekspozura oranla daha üstün olduğunu göstermişlerdir. 1990 yılında daha iyi görüntü ve daha düşük hasta dozu sağlayan ekran-film mammografi, Xeromammografinin yerini almıştır.

Mammografi diagnostik ve tarama amaçlı kullanılır. Diagnostik mammografi semptomlu veya yüksek risk faktörlü hastalarda önemlidir. Günümüzde mammografi sadece fizik muayenede şüphelenilen meme dokusunun görüntülenmesinde değil asemptomatik kadınlarda tarama amaçlı olarak da kullanılmaktadır. Tarama mammografisi 50 yaş ve üstü kadınlarda kanserden ölüm oranını azaltmaktadır (38).

3. 2. MAMMOGRAFI TEKNİĞİ:

X-ışını mammografi, Molibden'in hedef ve filtre olarak hayata girmesi ile mammografi klinik açıdan kabul edilebilir hale gelmiştir. 1990'larda grid tekniği, kompresyon, yüksek frekanslı jeneratörler, otomatik ekspozur kontrol mammografiyi görüntülemeye üstün kılmıştır (38,40).

3. 2. 1. Hedef Kompozisyonu:

Mammografi sistemlerindeki X-ışını tüpleri Tungsten(W), Molibden (Mo) veya Rhodium (Rh) hedef ile üretilmektedir.

Konvansiyonel X-ışını tüplerinde anot materyali olarak Tungsten kullanılmaktadır. Tungstenin atom numarası 74 olup en iç (K) yörüngede elektron bağlama enerjisi 69 kilo-elektron volt (keV)'dur. X ışını tüpü içerisinde anota yönelen projektıl elektronların enerjisi 70 keV ve üzerinde olduğunda enerjisi 69 keV olan karakteristik X-ışını fotonları oluşur. Ancak mammografi tüplerinde tüp potansı konvansiyonel sistemlere daha düşük olup projektıl elektronların enerjisi daha düşüktür. Tungsten hedef kullanılan mammografi cihazlarında, 30 kVp ve 0.5 mm Alüminyum (Al) filtre ile frenleme radyasyonu spektrumu daha baskın olup sadece 12 keV enerji spektrumunda karakteristik X-ışınları oluşur. X ışınlarının hepsi absorbe edilir ve hasta dozu artışına katkıda bulunur. Tungsten L-yörünge X ışınlarının mammografik değeri yoktur. Çünkü 12 keV luk enerjinin doku penetrasyon özelliği oldukça düşüktür. Meme görüntülemesinde yararlı enerji spektrumu 17–24 keV aralığındadır (38,40).

Molibden hedef ile baskın X ışınları, karakteristik X ışınlarıdır. Yaklaşık 19 keV K-yörünge enerjisine sahiptir. Molibdenin atom numarası (z= 42), Tungstenin atom

numarasına kıyasla daha düşük olup ($z=74$) emisyon spektrumu farklılıklarından sorumludur (38,40).

Rhodium atom numarası 45 olup Molibden'e oranla daha yüksektir. Bundan dolayı K – yörünge enerjisi daha yüksektir (23 keV) ve daha fazla frenleme radyasyonu elde edilir. Molibden ve Rhodiumun karakteristik X-ışınları, K-yörünge elektron bağlanma enerjilerine uygun enerjiye sahiptir. Bu da mammografik görüntüleme de daha etkin enerji aralığındadır (38,40).

Günümüzde üretilen mammografi cihazları Molibden/Molibden hedef/filtre kombinasyonuna sahiptir. Bazı cihazlarda ayrıca Molibden/Rhodium veya Rhodium/Rhodium kombinasyonları da bulunabilmektedir (7, 8). Kalın ve dens meme dokusunda daha iyi penetrasyon için Mo/Rh veya Rh/Rh kombinasyonları daha uygun olmaktadır. Bu kombinasyonlar ile daha yüksek enerjili radyasyon spektrumları oluşacağı için dens memede daha iyi penetrasyon sağlanır ve böylece görüntü kalitesi artar, gereksiz radyasyon ekspozuru azalır (38,40).

3. 2. 2. Fokal Spot:

Mammografide yüksek uzaysal rezolüsyon gerektiğinden fokal spot büyüklüğü önemlidir. Mikrokalsifikasyonların görüntülenmesi için küçük fokal spot gerekir. Mammografik X-ışını tüpleri genellikle 0.3/0.1 mm fokal spota sahiptir. Fokal spotun genişliği ile birlikte fokal spotun şekli de önemli olup oval fokal spotlar tercih edilmektedir. Ancak dikdörtgen şeklindeki fokal spotlar daha yaygındır (38,39).

3. 2. 3. Filtrasyon

Mammografide kullanılan X-ışını sistemlerinde, tüpte berilyum ($z=4$) veya çok ince borosilicate cam penceresi vardır. Çoğu mammografi sisteminde yaklaşık 0.1 mm Al eşdeğeri doğal filtrasyon penceresi bulunur. Pencereden başka, X-ışını demetinin kalınlığı da düzenlenmelidir. Total ışın filtrasyonu 0.5 mm Al eşdeğerinin altında olmalıdır (38,39).

3. 2. 4. “Heel effect” (Topuk etkisi):

Memenin morfolojik olarak farklı doku kalınlıkları içermesinden dolayı mammogram çekilirken X-ışını tüpünün topuk etkisinden faydalanılır. Bu amaçla tüpün katod tarafı, özellikle mediolateral incelemelerde, memenin yumuşak doku bakımından kısmen daha kalın olan göğüs duvarına doğru çevrilir. Ancak bu durumda efektif fokal spot genişliğinin artması ile bulanıklık artar. Heel effect sonucu imaj reseptörleri arasındaki fokal spot genişliğindeki farklılıklar, tüp–imaj reseptörü mesafesi artırılarak ve kompresyonla önemsiz hale getirilebilmektedir (38,39).

3. 2. 5. Kompresyon

Sıkıştırılmış meme daha uniform kalınlıkta olup imajın optik dansitesi uniform olur. Kompresyonla saçılan radyasyon, hareket artefaktları ve hasta dozu azalır. Kompresyon ile düşük kontrastlı lezyonlar ve mikrokalsifikasyonları ortaya çıkarma kapasitesi artar (38-40).

3. 2. 6. Grid

Memede saçılan radyasyon dokuda olduğu için daha dens ve glandüler doku içeren memelerde saçılma, ince ve lipomatö memelere oranla daha fazla olmaktadır. Saçılan radyasyonun artması ise kontrastı azaltmaktadır. Gridler meme ile ekran-film sistemi arasına konarak saçılan radyasyonu azaltır. Günümüz mammografi tekniğinde hareketli gridler kullanılmaktadır (40). Grid frekansı tipik olarak 30–50 çizgi/cm dir. Mammografide sıklıkla 4:1–5:1 oranındaki lineer gridler kullanılmaktadır. 4:1 grid oranı gridsiz mammografiye göre hasta dozunu yaklaşık iki katına çıkarmaktadır, ancak kontrasttaki artışın önemi göz önüne alındığında kabul edilebilir düzeydedir (38). Magnifikasyon tekniğinde ise iyi bir kolimasyon ile birlikte “air gap” tekniği kombine edilerek saçılan radyasyon azaltır (38-40).

3. 2. 7. İmaj reseptörü:

Mammografik incelemelerde imaj reseptörü olarak röntgen filmi veya xeroradyogram kullanılmaktadır. Film uygulamalarında klasik iki yüzü emülsyonlu ya da tek yüzü emülsyonlu filmler tercih edilmektedir. Tek yüzü emülsyonlu filmin direkt X-ışını ekspozuru veya ekran film kombinasyonu ile pozlandırılması mümkündür.

Ekran – film kombinasyonunda yumuşak dokulara yönelik X-ışını dozunu azaltmak amacı ile kaset ve içerisinde ranfansatör veya ekran adı verilen fosfor tabakası yer almaktadır. Günümüz konvansiyonel mammografi çalışmalarında tek yüzü emülsyonlu film tekniği kullanılmaktadır (39).

3. 2. 7. Otomatik Ekspojur Kontrol Sistemleri (OEC):

Tüp akımı (mA) ile ekpojur süresinin (sn) çarpımı şeklinde ifade edilen ekpojur ($\text{mA} \times \text{sn} = \text{mAs}$) mammografide iki şekilde yapılabilir:

- 1. Manuel** (Çok küçük ve implantlı memelerde)
- 2. Otomatik ekpojur kontrol sistemleri**

OEC sistemlerinde amaç, meme kalınlığı ve yoğunluğu ne olursa olsun film üzerinde en iyi dansiteyi sağlamaktır. Otomatik ekpojur kontrol sistemi film ve ekran içeren kasetin altına yerleştirilen fotosel kullanır. Temsili alanda görüntü alıcısının gerisindeki doz ölçülür. Seçilen ortama optik film dansitesi için gereken eşik dozuna ulaşıldığında sistem ekpojuru sonlandırılır. OEC'ün optimum fonksiyonu için fotosel memenin 1/3 ön segmentine (glandüler dokuyu temsil edecek bir bölgeye) yerleştirilmelidir. Silikon implantlı veya fotoseli tamamen kaplamayan çok küçük memelerde problem olabileceği için manuel çekim tercih edilmelidir (38,40).

4. KONVANSİYONEL (EKRAN-FİLM) MAMMOGRAFİNİN SINIRLILIKLARI:

Mammografinin amacı meme dokusu ve çevre dokudaki lezyonun kontrastını sağlamaktır.

X ışınları floresan bir ekran tarafından absorbe edilir ve ekran tarafından yayılan ışık görüntüyü oluşturmak üzere fotografik film üzerine kaydedilir. Bu teknik yaklaşımın pekçok limitasyonu vardır. Bu limitasyonların geliştirilmesiyle, tekniğin meme kanseri tanısında duyarlılığı artırılabilir. Bazı limitasyonlar şunlardır:

- 1- Film yanıtının non-lineer olması
- 2- X ışınları floresan ekran tarafında yetersiz absorbe edilmesi
- 3- Film emülsyonunun granüler yapısı
- 4- Saçılan radyasyon

Ekran-film mammografide, meme dokusunu geçen X-ışınları ile elde edilen imajın optik dansite arasındaki ilişki non-lineerdir.

KM'de yeterli kontrast sağlanamazsa, imajı geliştirmenin tek yolu başka bir mammogram incelemesidir. Bu da hastaya ek bir radyasyona maruz bıraktığı gibi, zaman ve maliyet tüketimine de yol açar (41).

4. 1. QUANTUM NOİSE:

X ışınları gelişigüzel absorbe edilirler. Memedeki, varyasyonların olduğu belirtilen bu dağılıma quantum noise veya beneklenme denir.

Alternatif olarak sinyal gürültü oranı (SGO), rölatif beneklenmenin tersi olarak tanımlanabilir. Bu nedenle imajdaki gürültü azaltılmak istenirse (SGO'yu arttırmak) ekran tarafından absorbe edilen radyasyon miktarı artırılmalıdır. Bu iki yolla sağlanabilir; ekspozur faktörlerini artırarak veya yüksek quantum etkileşim etkili ekranlar kullanılarak. Quantum etkileşim etkisi, basit olarak imaj reseptörleri ile X ışınlarının birbirleriyle etkileşimidir.

Ekran-film görüntüleme bu yaklaşımların önemli zorlukları vardır. Birincisi X-ışını karakteristik eğrisi ile ilişkilidir. Ekspozürün arttırılması sonucu, sinyallerin bir bölümü eğrinin kısmen düz olan “omuz” bölümünde kaydedilir ki; bu durumda kontrast azalmaktadır. Bundan dolayı, gürültüyü azaltarak imaj kalitesini geliştirmeye çalışmak imaj kalitesinin düşmesi ile sonuçlanır. İkinci olarak yüksek geometrik rezolüsyon için rölatif olarak ince fosfor ekranlar kullanılmalıdır (41).

4. 2. FİLM GRANÜLARİTESİ

Fotografik filmler granüler yapıya sahiptir. Bu rastgele dağılan granüller, görüntüye quantum gürültüsüne ek olarak yüklenmektedir (41).

4. 3. SAÇILAN RADYASYON

Mammografide, bazı X-ışınları meme dokusu ile etkileşime girer, bazıları absorbe edilir, bazıları çevrede veya meme dokusunda saçılır. Saçılan bazı X-ışınları görüntüleme sistemine doğru hareket eder (42,43).

Saçılan radyasyonun KM’de önemli etkileri vardır. İlk olarak filmin yararlı aralığının bir bölümü saçılan radyasyonla işgal edilmiş olur. İkinci olarak imaj üzerine bulanıklık yerleşmiş olur ve bilgi içermeyen saçılan radyasyonun kaydedilmesi SGO’yu azaltır.

KM’de doğrudan imaj reseptörüne giden saçılan radyasyon kısmen gridler ile azaltılabilir (42).

5. GÖRÜNTÜ PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ:

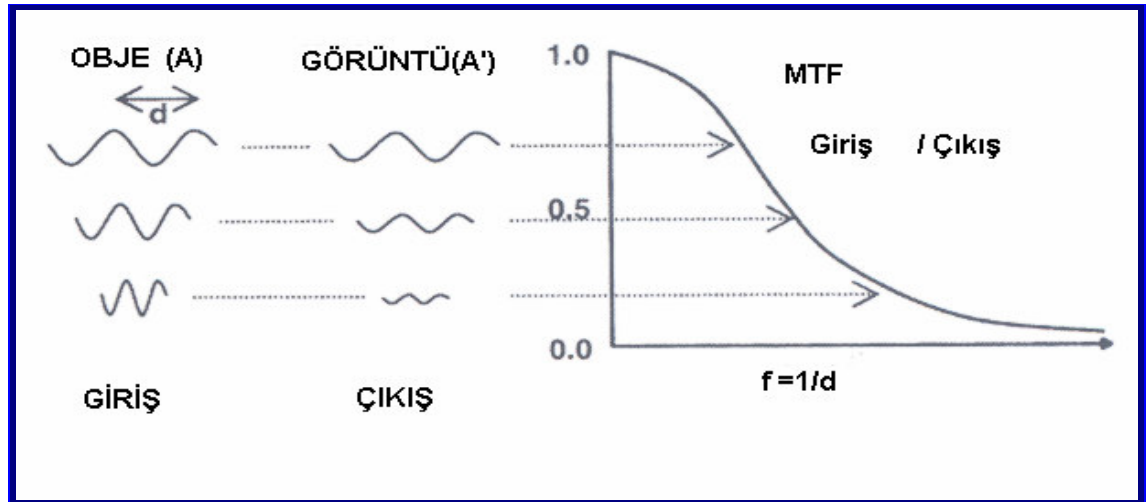
Görüntüleme sistemlerinin geliştirilmesi veya yeni sistemlerin konvansiyonel görüntüleme araçları ile karşılaştırılabilmesi için performans ölçütlerinin olması gerekmektedir. Göz önünde bulundurulması gereken önemli görüntüleme parametreleri uzaysal çözünürlük, kontrast, gürültü karakteristiği ve dinamik aralıktır (42).

5. 1. MODULASYON TRANSFER FONKSİYONU:

Uzaysal çözünürlük milimetredeki çizgi çifti sayısı olarak değerlendirilebilir. Bu değerlendirme subjektif olup karmaşık görüntüleme sistemlerinde yararlı değildir.

Tercih edilen ölçüm modulation transfer fonksiyonu (MTF) dur. MTF görüntüleme sistemi veya imaj reseptörü gibi aygıtın ne kadar iyi olduğunu tanımlamaktadır. Giren sinyalin çıkan sinyale sinusoidal formda amplitüd oranıdır. Sinusoid, amplitüd ve frekansı olan, tekrarlayıcı bir fonksiyondur. Bu durumda frekans, milimetredeki siklus (siklus/mm) olarak tanımlanan uzaysal frekansdır (Şekil 1). Düşük uzaysal frekans kaba yapıyı göstermekte olup, yüksek uzaysal frekans ince detayları tanımlayabilmektedir.

Eğer sistemde ne kadar uzaysal frekansın transfer olduğunu bilirse, o zaman sistemin performansını da biliriz. Belirli bir uzaysal frekansta MTF 0 ile 1 arasındadır. MTF hem analog, hem de dijital sistemler için geçerli olan bir kavramdır (42). MTF değerinin 1 olması durumunda mükemmel sinyal transferinden bahsedilir. Radyografik sistemlerde MTF, fokal spot, detektör ve ekspozur sırasındaki hasta hareketine bağlı bir üründür. Bu sistem, dedektörler tarafından kaydedilen asıl radyasyon yoğunluğunun hangi bölümünün performansının sınırlandırdığını belirlemekte yardımcıdır (41).



Şekil 1. MTF'yi tanımlayan grafik

5. 2. SAPTANABİLİR QUANTUM ETKİNLİĞİ (DETECTİVE QUANTUM EFFİCIENCY, DQE)

SGO (sinyal gürültü oranı), radyolojik görüntüde kalitenin efektif kantitatif tanımlanmasıdır. SGO'dan yola çıkarak görüntüleme sisteminin performansını ölçülebilir. Görüntüleme sisteminin performansı giriş SGO'yu ne kadar sistem çıkışına aktardığı ile anlaşılır. Saptanabilir quantum etkinliği (DQE) olarak bilinen ve sistemin X-ışınındaki bilgiden yararlanabilme yeteneğini formüle eden bu ölçüm aşağıdaki gibi formülize edilir (41,44);

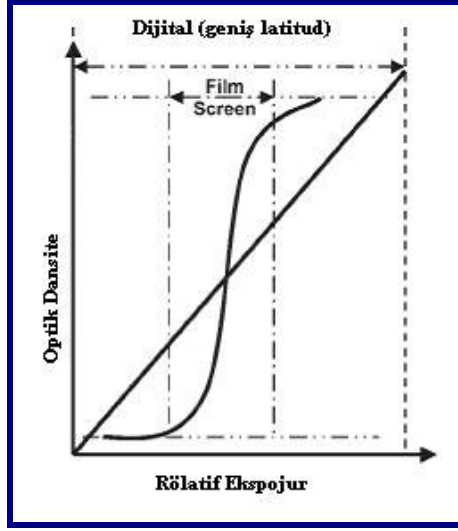
$$\text{Detective Quantum Efficiency (DQE)} = \text{SGO}^2 \text{ çıkış} / \text{SGO}^2 \text{ giriş}$$

Kusursuz sistemler için "DQE =1" olmalıdır. Böyle bir sistemde görünen imajdaki çıkan SGO ile X-ışını imaj alanındaki giren SGO birbirine eşittir. Gerçekte kontrast kaybı ve dış kaynaklı gürültülerin eklenmesiyle her zaman niteliği bozulur (44).

Mammografik sistemlerde DQE yaklaşık % 45'dir ve uzaysal frekans artışı ile düşer (41).

6. DİJİTAL MAMMOGRAFİ

Dijital mammografide, ekran-film sistem dedektörlerle yer değiştirmiştir. Dedektörlerin kullanıldığı dijital mamografi karakteristik eğrisi ekran-fil mammografi ile karşılaştırmalı olarak Şekil 2'de gösterilmiştir. Dedektörler, radyasyon şiddeti ile lineer sinyal sağlamak için tasarlanmışlardır.



Şekil 2. Konvansiyonel ve dijital X-ışını sistemlerinde karakteristik X-ışını eğrileri

Dijital görüntülemelerde, sinyal ölçümleri matriksteki imaj elementlerinden yapılmaktadır. Bu dedektör element boyutu veya "del" olarak tanımlanmaktadır. Her bir elementin sınırlı boyutu vardır. Del'den daha küçük uzaysal rezolüsyonu olan imajı tanımlamak mümkün değildir.

Dijital ve analog mammografi arasındaki diğer bir farklılık imaj gürültüsüdür. KM'de filmin kendi granülaritesi vardır ve görüntüden uzaklaştırılması mümkün değildir. Dedektörlerde de doğal granülarite vardır. Çoğu dijital sistemde aynı dedektör defalarca kullanılır. Bundan dolayı bazı yapısal gürültüler kaydedilir ve sonraki görüntülerden sabit gürültünün çıkarılarak "düzeltici maske" olarak kullanılabilir. Dijital mammografide, görüntü verileri pikseller üzerine gösterilir. Basılmış film (hard copy) veya monitör (soft copy) kullanılabilir. İmaj gösterme için monitör kullanıldığında ise sadece imaj parlaklığı veya kontrastı değil, aynı zamanda imaj keskinliği de ayarlanabilmektedir (41).

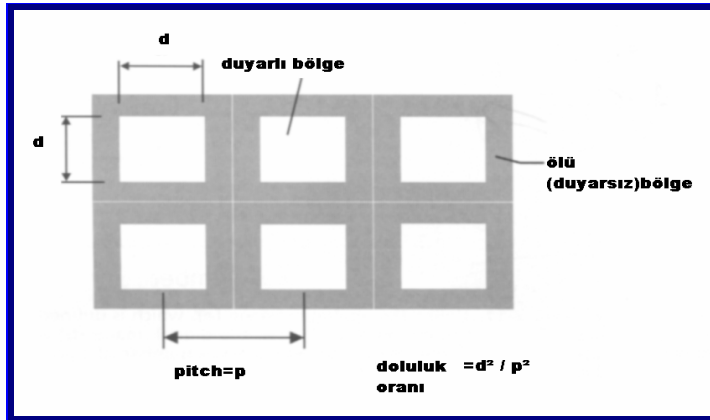
6.1. DİJİTAL GÖRÜNTÜ ÖZELLİKLERİ:

6. 1. 1. Uzaysal Çözünürlük: Elde edilen dijital görüntülerin uzaysal rezolüsyonu birkaç faktör tarafından belirlenmektedir: Del (dedektör element) boyutu, efektif X-ışını

fokal spot boyutu ve magnifikasyon, dedektörlerde sinyalin dağılımı ve X-ışını kaynağı, meme ve dedektör arasındaki rölatif hareket ve piksel boyutu. Her bir faktörün etkisi modulation transfer factor (MTF) ile tanımlanabilir (41).

6. 1. 2. Dedektör Element (Del) boyutu: Şekil 3'de gösterildiği gibi dedektörlerin çoğu del kümesinden oluşmaktadır. Herbir del aktif alan ve bunu çevreleyen, radyasyona duyarız alandan oluşmaktadır. Rölatif olarak duyarlı olan alan doluluk oranı olarak tanımlanır (d^2 / p^2), kısmen dedektörün geometrik radyasyon etkisini tanımlamaktadır (41).

Pitch, örnekler arasındaki bilgi kaybını belirlemede olup görüntü kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Aliasing denilen artefaktan kaçınmak için dedektör pitch'i $1/2 F_{max}$ 'dan az olmak zorundadır. (F_{max} = görüntüdeki bilginin en yüksek uzaysal frekansı) (41).



Şekil 3. Dedektörün yapısı

6. 1. 3. Dinamik Aralık: Kaydedilen intensite aralığı ve doğruluk seviyesi bit derinliği ve her üniteye X-ışını sayısı ile belirlenmektedir. Görüntüleme sistemi artefaktlara neden olmadan memenin kenar bölgelerinde atenuasyon olmayan X-ışınlarını yerleştirmek için yeterli aralığa sahip olmalıdır. Aynı zamanda sistem daha düşük seviyeli sinyalleri yeterli doğrulukta kaydedebilmelidir (41).

6. 1. 4. Ne Kadar Radyasyon Gereklidir?

KM'de meme dokusunu ekspozite etmek için kullanılan X-ışınlarının sayısı filmde gerekli optik dansiteyi sağlayan enerji miktarı olarak tanımlanabilir. Dijital mammografide memenin en dens ve kalın bölgesinde gerekli SGO ile tanımlanabilir (41).

Lezyonun neden olduğu güç algılanan sinyal değişimlerini ortaya çıkarmak için gerekli doğruluğu sağlamak ve rölatif X-ışını değişim gürültüsünü kabul edilebilir seviyede sınırlamak için, yeterli bit derinliğinin yanı sıra, dedektörler tarafından kaydedilen asıl radyasyon intensitesi yeterince yüksek olmalıdır. SGO, dedektörle etkileşen X-ışını miktarının karekökü ile doğru orantılı olarak artar (41).

İmajdaki gürültüyü azaltmak için radyasyon dozu artırılabilir veya daha yüksek quantum etkileşim etkinliği (η) değerine sahip dedektörler kullanılabilir. Eğer dedektör yüksek η değerine sahipse, doz artımına gidilmeksizin noise azaltılabilir veya tersi olarak noise arttırılmadan doz azaltılabilir (41).

Tümörü saptamada yeterli X-ışını olup olmadığını belirlemek için, tümör gölgesinde ve eşdeğer alanı çevreleyen dokudaki X-ışını sayısı ile noise oranları karşılaştırılmaktadır. Buna "signal difference to noise ratio" (SDNR) adı verilmektedir. Teorik olarak konvansiyonel mammografi ile karşılaştırıldığında, dijital mammografide daha düşük doz ve SDNR ile tümör saptanabilirliği artmış gibi görünmektedir. Ancak teorik olarak küp şeklinde kabul edilen tümör gerçekte her yerde aynı kalınlıkta değildir. Aynı zamanda mikrokalsifikasyonların tanımlanması da önemlidir. Bu iki nedenden dolayı, doz azaltılması pratikte, teorikte olduğu oranda mümkün değildir. Dijital mammografide radyasyon düzeyi meme kalınlığı, meme dansitesi ve mikrokalsifikasyonların ortaya çıkarma gerekliliği ile belirlenir (41).

6. 1. 5. Dijital Mammografide Enerji Spektrumu: Dijital mammografide, SDNR kontrasttan daha önemlidir. Çünkü görüntüyü sergileme sürecinde kontrast artırılabilir. SDNR enerji artışı ile hızlı değişmez ve yüksek enerji kullanımı aslında düşük doz kullanımını sağlar, bu da dedektörler için gerekli dinamik aralığı azaltır (41).

6. 2. DİJİTAL MAMMOGRAFI DEDEKTÖRLERİ

Dijital mammografi sisteminde dedektör anahtar elementlerden biridir. Dedektörlerin görevi meme dokusunu geçen X-ışınlarının taşıdığı bilgiyi kaydetmektir. Bu, bilgi kaybı olmadan doğru ve efektif olarak yapılmalıdır.

6. 2. 1. DEDEKTÖRLERİN ÇALIŞMA AŞAMALARI:

- 1-Meme dokusunu geçen X-ışınları ile etkileşim
- 2-X-ışınları ile taşınan enerjinin absorpsiyonu
- 3-Enerjinin kullanılabilir sinyale dönüşümü (genellikle elektron veya ışık)
- 4-Sinyalin toplanması
- 5-Sekonder dönüşüm
- 6-Readout, amplifikasyon ve dijitalasyon

Görüntüleme performansının maksimum olması için tüm bu işlemlerin optimize edilmesi gerekmektedir (41).

6. 2. 2. QUANTUM ETKİLEŞİM ETKİNLİĞİ (QUANTUM INTERACTION EFFICIENCY)

Quantum etkileşim etkinliği (η), sinyal oluşturmak üzere dedektörle etkileşen X-ışını fraksiyonunu tanımlamaktadır. Quantum etkileşim etkinliği dedektör kalınlığı, emicinin atom numarası ve dansitesinin artması ile artar.

Dedektör duyarlılığı birkaç faktör ile belirlenir.

- 1- η
- 2- Aktif dedektör tarafından absorbe edilen enerji kuantum fraksiyonu
- 3- $1 / w$ (w = sinyal üretmek için gerekli olan enerji)
- 4- Sinyal kolleksiyonun etkinliği

Dijital mammografide rölâtif olarak yüksek atom numaralı ($Z > 30$) ve düşük enerjili (< 50 keV) materyaller kullanılmaktadır. Bu materyaller ile fotoelektrik etki sayesinde X ışınlarının çoğu dedektörlerle etkileşime girer (41).

6. 3. DEDEKTÖR TIPLERİ

6. 3. 1. FOSFOR FLAT PANEL

Bu sistemde amorf silikondan oluşan geniş alanlı plakalar yer almaktadır. Bu plaka üzerinde ışık sensitif dikdörtgen dizilimli fotodiyotlar vardır. X-ışınları fotodiyotlar üzerinde bulunan “Thalium”la aktiflenen “Cesium iodide fosfor” [CsI(Tl)] tarafından absorbe edilir. Fotodiyotlar dedektörün del’ini oluştururlar ve fosforlar tarafından yayılan ışığı algılar ve her del tarafından depolanan elektriksel sinyali meydana getirir.

Kristal yapısı nedeni ile CsI ekran-film görüntülemeye kullanılan konvansiyonel fosfor tiplerine göre daha avantajlıdır. Konvansiyonel fosforlarda laterale saçılan X ışınlarının absorpsiyonu ile film üzerinde laterale saçılan ışık fotonları ortaya çıkar. CsI kristallerinin kolumnar yapısı nedeni ile bu engellenir. Bu da dedektörleri, konvansiyonel kalın fosforlarda gözlenen belirgin rezolüsyon kaybından korur.

Her bir del, fotodiyot ve ince film transistör (TFT) anahtar içerir. Bunlar her bir dizi için kontrol çizgisidir. Bu dizide tüm anahtarlar ard arda aktive edilirler. Her bir kolonun “readout” çizgisi vardır, bu nedenle özel bir sıra aktive edildiğinde, “readout line”, bu sıradaki tüm del’lerden sinyal sağlar (41). Bu tip sistem GE Medical System’da kullanılmaktadır. (Del pitch:100 μ m, field size 19 cm x 23 cm, 14 bit)

6. 3. 2. FOSFOR CCD SİSTEMİ

Bu dedektörlerde de CsI(Tl) fosfor kullanılır. Bununla birlikte bu sistemde CsI(Tl) fosforları milyonlarca fiber optikten oluşan çift plak üzerine yerleştirilmiştir. Fiber optiklerin iki rolü vardır. Fosfordan oluşan ışık fotonlarını “Charge Coupled Device” (CCD) yüzeylere yönlendirir ve CCD ışık fotonunu dijitalize ederek elektronik sinyale çevirir. Ek olarak optik fiberler fosforlar tarafından absorbe edilmeyen radyasyonun

çoğunu durdururlar, böylece direkt X-ışını ekspozurundan doğabilecek CCD hasarını önlerler. CCD, ışık duyarlı sıra ve sütunlar içeren bir çiptir. Genellikle dedektör mesafesi boyunca 4 veya 5 CCD çipi gerekmektedir (41).

Günümüzde bu dedektörler, dar dikdörtgen şeklinde 1 x 24 cm boyuttadır. X-ışını demeti bu formata uygun bir şekilde dar yarıktan kolime edilir. İmaj elde edebilmek için X-ışını demeti ve dedektörler meme dokusunu senkronize ederler. CCD’de ortaya çıkan yükler sırası ile sütunlara aktarılır (41).

Bu tarama yaklaşımının hem avantajları, hem de dezavantajları vardır. Daha uzun imaj elde etme zamanı gerektirmektedir. Öte yandan saçılan radyasyonun intrinsek rejeksiyonu nedeni ile grid gerekmemektedir ve doz azaltımı mümkündür. Dedektörler daha az elemana sahiptir ve bu nedenle tam alanlı dedektörlere oranla daha ucuzdur (41).

Bu tip tarama sistemi Fischer Medical İmaging Corporation (Denver, CO) tarafından üretilmektedir (del: 54 µm). Yüksek rezolüsyonlu sağlamak için 27 µm aralıklarla okuma yapılabilmektedir (41).

6. 3. 3. KOMPÜTARİZE RADYOGRAFİ (CR) SİSTEMLERİ

CR sistemler, mammografi dışında geniş bir alanda kullanılmaktadır ve X-ışını soğurucuları gibi ışık ile uyarılabilen luminesan etki adı verilen özelliğe sahip olan bir fosfor ekran kullanılmaktadır. X-ışını absorpsiyonu fosfor kristalde elektronlar şeklinde enerjiyi oluşturur ve kristal matriksten hızlıca serbestleşerek kristal kafes içindeki tuzakta tutulur ve depolanır. Dolu tuzakların sayısı absorbe edilen X-ışını sinyali ile orantılıdır (41).

Ekran kırmızı lazer demeti ile tarama yapan okuyucu bir cihaza yerleştirilir ve imaj elde edilir. Bu şekilde elektronlar tuzaktan çıkıp kendi orjinal istirahat hallerine dönerler. Bu sırada kristal içinde mavi ışık şeklinde enerji açığa çıkar. Mavi ışık miktarı optik toplayıcı sistem ve fotomultiplier tarafından ölçülür (41).

Bu sistemde del kullanılmamaktadır. Lazer demetinin her bir imaj için tarama zamanı ve yerine uygun olarak x-y koordinatlarında belirtilmektedir. Uzaysal örnekleme del boyutu ile değil, lazer spot genişliği ve örnekleme arasındaki mesafe (pitch) ile belirlenmektedir (41).

Bu tip sistem Fujifilm Medical Systems (Fuji Photo Film Company, Ltd, Tokyo şubesi) tarafından geliştirilmiştir.

6. 3. 4. SELENIUM FLAT PANEL:

Bu sistemde daha önce tanımlanan sistemlerden farklı olarak dedektörlerde fosfor kullanılmamaktadır. Onun yerine X-ışını absorpsiyonu için amorf selenyum kullanılmaktadır. Bu materyal X-ışınlarını absorbe ettiğinde içindeki elektrik yükü elektron hole çiftleri tarzında serbestleştirir. Elektrodlar selenyum üst ve alt yüzeyine yerleştirilir. Elektrodlar arasına bir elektrik alanı uygulanırsa okuma yüzeyinde yük sinyalleri toplanabilir. Bu sistem fosfor panel sistemi gibi amorf silikon plağı üzerine oluşturulur. Böylece fotodiyotlar yerini basit elektrod pedler alır. Toplanan yükler TFT devreler kullanılarak okunur.

Bu sistem Hologic-Lorad (Danbury) tarafından üretilmektedir. Del: 70 µm, bit derinliği 14'dür. Sistem ayrıca 85 µm del ile Anrad (St Laurent, Quebec, Canada) tarafından geliştirilmektedir (41,45,46).

7. RAPOR DÜZENLEME

Rapora inceleme endikasyonu, verilen klinik bilgi, memenin dansitesi ve varsa ek olarak saptanan lezyonların açıkça belirtilmesi gerekmektedir. Gerekirse ve mümkün ise önceki incelemeler ile birlikte değerlendirilmesi önemlidir. Rapor BI-RADS (Breast İmaging Reporting and Data Sistem) sınıflama sistemine göre sonlandırılarak klinisyene öneride bulunarak sonlandırılmalıdır (47).

Meme dansitesi BI-RADS sistemine göre aşağıdaki parametreler kullanılarak tanımlanmalıdır;

1. **BI-RADS 1:** Meme hemen tamamı ile lipomatö (glanduler doku < % 25)
2. **BI-RADS 2:** Saçılmış fibroglanduler dansiteler (glanduler doku < % 25-50)
3. **BI-RADS 3:** Meme dokusu, küçük lezyonların gözden kaçmasına yola açabilecek şekilde heterojen dansitede (glanduler doku yaklaşık % 51-75)
4. **BI-RADS 4:** Meme dokusu son derece yoğundur. Mammografi duyarlılığı düşüktür (glanduler doku >% 75).

Raporda kitlelerin çapı, morfolojileri (şekil, kontur, dansite), eşlik eden kalsifikasyonlar, lokalizasyonları tanımlanmalıdır. Mikrokalsifikasyonlar var ise morfolojileri, dağılımları, eşlik eden bulguları, yapısal distorsiyon mevcut ise lokalizasyonu, eşlik eden mikrokalsifikasyon olup olmadığı raporda belirtilmelidir.

DEÜTF Radyoloji A.D. Meme Görüntüleme Ünitesi'nde lezyon ve meme yapısını değerlendirmede BI-RADS değerlendirme kategorileri kullanılmaktadır.

7.1. MAMMOGRAFI İNCELEMEDE BI-RADS DEĞERLENDİRME KATEGORİLERİ

“American College of Radiology”, BI-RADS olarak bilinen sonuçları denetlemek için rehber tanıtmıştır (13).

7. 1. 1. KATEGORİ 0: Değerlendirmenin henüz sonuca ulaşmadığı durumdur. Tarama mammografisi sonrasında veya başka bir görüntüleme yöntemi veya eski mammogramlarla karşılaştırma gerektiğinde kullanılmaktadır. Bununla birlikte yorum için her zaman eski filmlerle karşılaştırma gerekmemektedir (15,16). Herhangi bir kuşku uyandıran lezyon olmadığında önceki filmlerin sadece % 3.2 vakada yararlı olabileceği sonucuna varılmıştır (17). Değerlendirme için önceki filmlerin gerektiği görüntüler kategori 0 olarak kodlanmalıdır.

7. 1. 2. KATEGORİ 1: Tamamen normal bulgulardır. Her iki meme simetrik olup kitle, kalsifikasyon, yapısal distorsiyon yoktur.

7. 1. 3. KATEGORİ 2: Kategori 1'e benzer şekilde normal bulgular vardır. Ancak bu kategoride yorumlayan radyolog benign bulgular tanımlamaktadır. Bu bulgular arasında kalsifiye fibradenomlar, multipl sekretuar kalsifikasyonlar, yağ kisti, lipom, galaktosel, mikst dansitede hamartom gibi yağ içeriği olan lezyonlar; intramammarian lenf nodları; vasküler kalsifikasyonlar veya önceki cerrahilere sekonder olduğu kesin kanıtlanmış doku distorsiyonu yer almaktadır.

Kategori 1 ve kategori 2 değerlendirmeleri mammografik olarak malignite bulguları negatif olan durumlarda kullanılmaktadır. Aralarındaki tek fark kategori 2'de özgül benign bulguların tanımlanmasıdır.

7. 1. 4. KATEGORİ 3 (Olasılıkla benign, kısa aralıklı takip inceleme önerilmektedir):

Kategori 3, olasılıkla benign lezyonun tanımlanması olup, olgunun izlemine gerektirmektedir. Bu kategoride kullanılan mammografik bulguların malignensi riski % 2'nin altındadır. Özgül mammografik tanı için, kısa aralıklı takip incelemelerin etkinliği ve yararını gösteren prospektif klinik çalışmalar vardır (30). Bu kategoride üç özgül lezyon yer almaktadır. Bunlar nonkalsifiye düzgün sınırlı solid kitle, fokal asimetri, punktat kalsifikasyon kümesidir (15).

Kategori 3 olarak değerlendirilen lezyonlara, hasta veya klinisyenin endişe duyması veya takip incelemelerde olasılıkla benign olarak kabul edilen bulguların değişmesi sonucu biyopsi yapılabilir. Bu gibi durumlarda son kategori değerlendirilmesi malignensi riskine dayandırılmalıdır. İki yıl veya daha fazla süre içinde 6 ay aralıklarla yapılan takiplerde lezyonda değişiklik varsa biyopsi önerilir.

US'da tesadüfen saptanan non-palpabl komplike kistler olasılıkla benign olarak sınıflandırılırlar. Özel merkezlerde US olarak komplike kistten ayırt edilemeyen oval hipoeoik, non-palpabl lezyonların < % 2 malignensi riski olduğu gösterilmiştir. Solid komponenti olmayan kümeleşmiş mikrokistler de bu kategoriye dahil edilebilir (15,16).

7. 1. 5. KATEGORİ 4:

Kategori 4 çoğunlukla girişimsel işlemler gerektiren bulgular için kullanılır. Bazı merkezler, kategori 4'ü, malignensi riskinin geniş aralığına ve girişimsel işlemlere konu olan lezyonların geniş aralığına göre ayırmaktadır. Klasik malignensi bulguları olmayan, fakat biyopsi gerektiren bulguları olan lezyonlar kategori 4 olarak değerlendirilmelidir.

7. 1. 5. 1. KATEGORİ 4A: Kategori 4A düşük malignensi riski olan girişim gerektiren bulgularda kullanılır. Malign patoloji sonucu gelmesi beklenmez ve benign biyopsi veya sitoloji sonrası 6 aylık aralıklarla veya rutin takibe alınması uygundur. Bu kategoride yer alan örnekler palpabl kısmen düzgün sınırlı, US'da fibradenom görünümünde solid kitle, palpabl komplike kist veya olası absedir.

7. 1. 5. 2. KATEGORİ 4B: Kategori 4B, orta dereceli malignensi kuşkusunu olan lezyonlar için kullanılır.

7. 1. 5. 3. KATEGORİ 4C: Kategori 4C, kategori 5'deki gibi klasik bulgular olmamakla birlikte malignite açısından endişe uyandıran lezyonlar için kullanılır. Bu kategoride yer alan bulgulara örnekler, kötü sınırlı irregüler solid kitle veya yeni ortaya çıkmış ince pleomorfik kümeleşmiş kalsifikasyonlardır. Bu kategoride daha yüksek olasılıkla malign sonuçlar beklenmektedir.

7. 1. 6. KATEGORİ 5: Kategori 5, hemen hemen kesin meme kanseri olan lezyonlar için kullanılır. Bu kategori malignensi olasılığı % 95'in üzerindedir ve klasik meme kanseri bulguları olan lezyonlar için ayrılmıştır. Işınsal kenarlı, irregüler, yüksek dansiteli, segmental veya lineer dizilimli mikrokalsifikasyonlar veya irregüler ışınal kenarlı kitleye eşlik eden pleomorfik kalsifikasyonlar bu kategoriye giren örneklerdir.

7. 1. 7. KATEGORİ 6: Bu kategori, cerrahi eksizyon, radyoterapi (RT), kemoterapi (KT) veya mastektomi gibi kesin tedavi öncesi biyopsi ile malign olduğu kanıtlanmış meme bulguları için eklenmiştir. Cerrahi eksizyon öncesi neoadjuvan kemoterapi cevabını izlemi sırasında da kullanılabilir.

Kategori 6 sınıflamasının, malignensinin eksizyonu (lumpektomi) sonrası kullanımı uygun değildir. Cerrahi sonrası rezidü tümör dokusu yok ise kategori 3 (olasılıkla benign) veya kategori 2 (benign) olarak değerlendirilebilir. Alternatif olarak, biyopsi veya ilave cerrahi gerektiren rezidü tümör dokusu açısından kuşkulu kalsifikasyonlar varlığında kategori 4 veya kategori 5 olarak yorumlanabilir.

7. 2. MAMMOGRAFİDE MEME LEZYONLARI

7. 2. 1. KALSİFİKASYONLAR

Mammografide benign kalsifikasyonlar daha büyük, kaba, yuvarlak ve düzgün sınırlı olmaları ile malign mikrokalsifikasyonlardan kolayca ayrılabilirler. Malignensi ile ilişkili mikrokalsifikasyonlar genellikle çok küçük olup sıklıkla daha iyi görmek için büyüteç kullanmayı gerektirmektedir. Spesifik bir etiyoloji belli değilse, mikrokalsifikasyonların morfoloji ve dağılımı belirtilmelidir. Benign olan kalsifikasyonlar raporda belirtilmeyebilir. Bununla birlikte, radyolog diğer gözlemcilerin yanlış yorumlamasından süphelenirse raporlamalıdır. Özellikle 50 yaş üstü kadınlarda vasküler kalsifikasyonları belirtmek potansiyel koroner arter hastalığı riskini işaret etmektedir.

7. 2. 1. TİPİK BENİGN KALSİFİKASYONLAR

7. 2. 1. 1. Deri kalsifikasyonları: Genellikle merkezleri lüsentdir. Parasternal inframammarian sulkus, areola ve aksilla yakınında görülürler. Nadiren tanjansiel görüntülerde deride depozit olarak görülebilir.

7. 2. 1. 2. Vasküler kalsifikasyonlar: Paralel ray ve lineer yapıda kalsifikasyonlardır.

7. 2. 2. 3. Kaba veya “pop–corn” (patlamış mısır şeklindeki) kalsifikasyonlar: Tipik olarak 2-3 mm’den büyük olup, fibradenom involüsyonu ile ortaya çıkar.

7. 2. 2. 4. Büyük “rod-like” kalsifikasyonlar: Bu benign kalsifikasyonlar, genellikle çapı 1 milimetreden büyük olan, solid veya kesintili düzgün lineer çubuklar şeklinde

kalsifikasyonlar olup duktal ektazi ile ilişkilidir. Kalsiyum duktus duvarında ise santrali lüsentdir. Ektatik duktus içinde sekresyonun kalsifiye olması ile genellikle olabilir. Duktal dağılımı takip eden, meme başına doğru yayılan ve bazen dallanan kalsifikasyonlardır ve genellikle bilateraldir. Sekretuar kalsifikasyonlar sıklıkla 60 yaş üstü kadınlarda görülürler.

7. 2. 2. 5. Yuvarlak kalsifikasyonlar: Multipl olduklarında farklı boyuttadırlar. Dağınık olduklarında benign sayılabilir. Bir mm'den küçük olduklarında sıklıkla lobul asinusunda şekillenirler. Boyutları 0.5 mm den küçük olduklarında "puktat" tanımlaması kullanılabilir.

7. 2. 2. 6. Lüsent merkezli kalsifikasyonlar: Bir mm den küçük veya 1cm den daha büyük olabilen benign kalsifikasyonlardır. Bu depozitler yuvarlak veya oval , düzgün yüzeyli ve lüsent merkezlidir. Duvarı "egg-shell" veya rim tarzındaki kalsifikasyonlara oranla daha kalındır. Yağ nekrozu ve kalsifiye duktal debris alanları içermektedir. Yağ kistleri kalsifikasyonları bu şekilde izlenebilir.

7. 2. 2. 7. "Egg-shell " veya " rim" kalsifikasyonlar

7. 2. .2. 8. Kalsiyum sütü kalsifikasyonları: Makro veya mikrokistlerdeki sediment kalsifikasyonu ile ortaya çıkar. Kraniokaudal (CC) imajlarda belirsiz, yuvarlak, amorf şekilde izlenmekte olup, 90 derece lateral görüntülerde, yerçekimine göre alt tarafında yarım ay, konkav tarafı yukarı bakan hilal veya çizgisel şekilde olup daha kolay tanımlanmaktadır.

7. 2. 2. 9. Sütür kalsifikasyonları

7. 2. 2. 10. Distrofik kalsifikasyonlar: Işınlanmış memede veya travma sonrası görülürler. Düzensiz şekilde olmakla birlikte, sıklıkla 0.5 mm'den büyük ve kaba kalsifikasyonlardır. Sıklıkla merkezleri lüsentdir.

7. 2. 2. ORTA DERECELİ ENDİŞE UYANDIRAN, KUŞKULU KALSİFİKASYONLAR

7. 2. 2. 1. Amorf veya belirsiz kalsifikasyonlar: Küçük ve bulanık kalsifikasyonlar olup daha spesifik sınıflandırılmamaktadır. Diffüz saçılmış amorf kalsifikasyonlar genellikle benign olarak yorumlanır, bununla birlikte magnifikasyon görüntüleri yardımcı olur. Bölgesel, lineer veya segmental dağılım gösteren kümeleşmiş amorf mikrokalsifikasyonlar biyopsiyi hak etmektedir.

7. 2. 2. 2. Kaba heterojen kalsifikasyonlar: İrregüler, dikkat çekici kalsifikasyonlardır. Genellikle 0.5 mm'den daha büyük olup birleşme eğilimi gösterirler fakat irregüler distrofik kalsifikasyon büyüklüğünde değildirler. Malignite ile ilişkili olabilirler fakat travma, fibradenom veya fibrozis alanlarında da görülebilirler .

7. 2. 3. DAHA YÜKSEK OLASILIKLI MALİGNİTE

7. 2. 3. 1. İnce pleomorfik kalsifikasyonlar: Amorf kalsifikasyonlara göre genellikle daha dikkat çekici olup ne tipik benign ne de tipik malign irregüler kalsifikasyonlardır. Farklı büyüklük ve şekildedirler ve 0.5 mm çaptan daha küçüktürler.

7. 2. 3. 2. İnce lineer veya dallanan lineer mikrokalsifikasyonlar: İnce, çizgisel veya hilal şeklinde, irregüler kalsifikasyonlardır. Kesintili olabilirler ve genişlikleri 0.5 mm'den azdır. Bu görünüm meme malignitesinin duktus invazyonunu göstermektedir.

7. 3. KALSİFİKASYONLARIN DAĞILIMI

Benzer multipl grup, morfolojik ve dağılım olarak birbirine benzer birden fazla mikrokalsifikasyon grubu olduğunda raporda belirtilebilir.

7. 3. 1. Diffüz / Saçılmış: Tüm memede rastgele dağılmış kalsifikasyonlardır. Bu şekilde dağılmış punktat ve amorf kalsifikasyonlar genellikle benign ve bilateraldir.

7. 3. 2. Rejional: Duktus dağılımı ile ilişkisi olmayan , meme dokusunun geniş bir bölümünde (> 2 cc) yer alan saçılmış kalsifikasyonlardır. Birden fazla kadranda olabilir.

Malignite olasılığı düşüktür. Bununla birlikte dağılım kadar, şekil de değerlendirilmelidir.

7. 3. 3. Kümeleşmiş veya gruplaşmış kalsifikasyonlar: Küçük bir doku volümünde (< 1cc) en az beş adet kalsifikasyon olduğunda kullanılmalıdır.

7.3. 4. Lineer: Çizgi boyunca sıralanmış kalsifikasyonlardır. Bu dağılım duktustaki depoziti belirterek malignite şüphesini arttırmaktadır.

7. 3. 5. Segmental: Segmental dağılım gösteren kalsifikasyonlar rahatsız edicidir. Duktus veya duktuslardaki depoziti göstermektedir. Duktus dalları boyunca yayılması memenin lobül veya segmentleri boyunca yayılan geniş veya multifokal meme kanseri olasılığını arttırmaktadır. Bununla birlikte düzgün kenar, geniş çap, “rod-like“ morfoloji gibi benign nedenler ince, irregüler malign kalsifikasyonlardan ayrımı sağlar. Round veya amorf mikrokalsifikasyonların segmental dağılımı şüpheyi arttırmaktadır .

7. 4. KİTLELER

Kitle her iki pozisyonda izlenen yer kaplayıcı lezyondur. Eğer olası kitle tek bir pozisyonda izleniyorsa “asimetri” olarak belirtilmelidir. Kitle dansitesinin aşağıda belirtilen özellikleri değerlendirilmelidir.

7. 4. 1. Kitlenin şekli: Dört alt başlıkta incelenir;

a) Yuvarlak: Kitle küre biçiminde, top gibi, daireseldir.

b) Oval: Eliptik veya yumurta şeklindedir.

c) Lobule: Kitle ondule konturludur.

d) Düzensiz: Lezyonun şekli yukarıdakilerden herhangi birisi ile açıklanamıyorsa kullanılmaktadır.

7. 4. 2. Kitlenin kenarı:

a) İyi sınırlı: Kitlenin kenarı kesin olarak belirlenebilmektedir ve lezyon ile çevre doku arasında geçiş kesintisizdir.

b) Mikrolobule: Kenarın kısa bir kısmı küçük ondulasyon göstermektedir.

c) **Silik kenar:** Kenar özellikleri süperpozisyonlar veya çevre doku nedeniyle saklanmaktadır. Bu tanımlama yorumlayıcının lezyonun düzgün sınırlı olduğuna inandığı, ancak kenarların saklandığı durumlarda kullanılmaktadır.

d) **Belirsiz kenarlı (kötü sınırlı):** Kenarların kötü sınırlı olması veya kenarın herhangi bir bölümünün infiltrasyon ile uyumlu olabilecek şekilde görülmesi ve süperpozisyonla açıklanamaması durumunda kullanılmaktadır.

e) **Işınsal kenar:** Kitlenin kenarlarında ışınsal tarzda çizgisel dansitelerin izlendiği durumlarda kullanılmaktadır.

7. 4. 3. Kitle dansitesi:

Eşit hacimdeki fibroglanduler dokuya göre lezyonun rölatif olarak X-ışını atenüasyonunu tanımlamak için kullanılmaktadır. Çoğu malign meme lezyonları çevre fibroglanduler dokuya göre eşit veya daha yüksek dansitededir. Meme kanserlerinde çevre dokuya kıyasla daha düşük dansite son derece nadir bir durumdur. Meme kanserleri yağ dokusu içermemekle birlikte yağ dokusunu hapsedebilirler.

7. 5. YAPISAL DİSTORSİYON:

Normal meme yapısı, görünür herhangi bir kitle olmaksızın distorsiyone görünümündedir. Bir noktadan yayılan çizgi veya ışınsal dansiteler veya parankim kenarlarında fokal retraksiyon veya distorsiyon izlenebilir. Yapısal distorsiyon kitle, asimetri veya mikrokalsifikasyonlarla ilişkili olabilir. Travma veya cerrahi hikayesi yokluğunda, yapısal distorsiyon malignensi veya radial skar açısından kuşkulu bir durum olup biyopsiyi gerektirmektedir.

8. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda Mart 2000 ve Mayıs 2005 tarihleri arasında DEÜTF Radyodiagnostik A.D. Mammografi Ünitesi'ne tarama veya diagnostik amaçla başvurmuş olan 29.384 hasta yer almaktadır. Bu hastaların 23.324'ü (% 79.5) konvansiyonel mammografi ile 6024'ü (% 20.5) tam alanlı dijital mammografi ile incelenmiştir. Olgu yaşları 32 ile 93 yaş (ortalama: 48,9) arasındadır. Bu olgular BI-RADS değerlendirilme sistemine göre (Tablo 1.) BI-RADS 1, BI-RADS 2, BI-RADS 3, BI-RADS 4, BI-RADS 5 olarak gruplandırılmıştır. Çalışmamızda BI-RADS 0 kategorisi kullanılmamıştır. Çünkü aynı seansta gerekli olan ek incelemeler veya eski filmler ile karşılaştırma yapılmıştır ve olgu diğer kategorilerden birine yerleştirilmiştir. Bilinen kanser olguları çalışmaya alınmadığından BI-RADS 6 sınıfı da kullanılmamıştır.

Tablo 1: BI-RADS sınıflama sistemi.

BI-RADS	KATEGORİ ÖZELLİKLERİ
Kategori 0	Ek inceleme gerektiren bulgular (eski filmler ile karşılaştırma, ek poz, US incelemesi, MRG ile ileri tetkik)
Kategori 1	Lezyon yok
Kategori 2	BENİGN bulgular
Kategori 3	OLASILIKLA BENİGN bulgular (<% 2 oranında malignite olasılığı olabilir.)
Kategori 4	SINIF 4 A: Düşük malignite kuşkusu SINIF 4 B: Orta düzeyde malignite kuşkusu SINIF 4 C: Yüksek olasılıkla malignite kuşkusu
Kategori 5	Klasik meme CA bulguları (>% 95 malign) (ışınsal-irregüler sınırlı, yüksek dansiteli kitle; segmental veya lineer gruplaşmış ince kalsifikasyonlar; pleomorfik kalsifikasyonların eşlik ettiği irregüler ışınsal kitle)
Kategori 6	Cerrahi eksizyon öncesi, KT veya RT öncesi biyopsi ile kanıtlanmış malignite (malignensinin eksizyonu ardından bu kategorinin kullanımı uygun değildir.)

Konvansiyonel Mammografi Grubu:

Mart 2000 ve Şubat 2004 tarihleri arasında DEÜTFH Radyodiagnostik A.D. Mammografi Ünitesi'ne diagnostik veya tarama amaçlı başvurmuş olan 23.324 olgu incelemeye alınmıştır. 128 (% 0.55) olgunun mammografik değerlendirilmesi sonucu BI-RADS 4 tanı alınmıştır. BI-RADS 5 tanı alan olgu sayısı 104 (% 0.44)'dür. Geriye kalan 23.092 olgu BI-RADS 1, BI-RADS 2 ve BI-RADS 3 tanı almıştır (% 99.01). Bu gruptaki olgular yıllık tarama mammogramları veya izlem (6 ay) önerisi ile takibe alınmıştır Ancak inceleme sayısının çokluğu nedeniyle konvansiyonel mammografi ile değerlendirilen BI-RADS 1, BI-RADS 2 ve BI-RADS 3 olguların izlemleri çalışmaya alınamamıştır. Bu olgulardan, departmanımızdaki film arşivinden yararlanarak, konvansiyonel mammografi ile histopatolojik korelasyon önerdiğimiz BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 lezyona sahip olan 232 olgu çalışmamıza dahil edilmiştir.

Dijital Mammografi Grubu:

Mart 2004 ve Mayıs 2005 tarihleri arasında departmanımıza kurulmuş olan dijital mammografi ünitesine tarama veya diagnostik amaçlı başvurmuş olan 6024 olgu değerlendirilmiştir. Bu olgular arasında histopatolojik korelasyon önerilmiş olan BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 lezyon sahibi olan 162 olgu tekrar gözden geçirilmiştir.

Mart 2000 – Şubat 2004 tarihleri arasında başvurmuş olan olguların mammografik görüntüleri, Mammomat 2 (Siemens Medical Systems, Erlangen Germany) konvansiyonel mammografi cihazı ile elde olunmuştur. Rutinde 18 x 24 cm, büyük boyuttaki memeler için 24 x 30 cm boyutta tek yüzü emülsyonlu, Kodak 2000 filmler kullanılmıştır. Doz aralığı 28-33 mAs ve 70-85 kVp'dir.

Mart 2004-Mayıs 2005 tarihleri arasında başvurmuş olan olguların görüntüleri ise, departmanımıza Nisan 2003 yılında kurulmuş olan ve PACS bağlantısı Ocak 2004'te yapılmış olan, "SELENIA DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEM" (HOLOGIC) tam alanlı dijital mammografi cihazı ile elde olunmuştur (Resim 1 ve 2). Selenia'da direk dönüştürücü teknoloji mevcuttur. Bu sistem ile ışık diffüzyonu elimine edilerek görüntü kalitesi arttırılmaktadır. Sistemde HTC grid teknolojisi kullanılmaktadır. Görüntüleme

alanı (Field of view / FOV) 24 x 29 cm olup neredeyse tüm memeler bu alana yerleştirilebilmektedir ve tek bir eskpojür ile görüntü elde edilebilmektedir. Tam alanlı dijital mammografide 26-31 mAs, 55-75 kVp aralığında X-ışınları kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. Bu sistemde meme için otomatik kompresyon sistemi kullanılmış olup kompresyon gücü meme kalınlığı ve fibroglanduler doku dağılımına bağlı değişmektedir (CC pozisyonlarda 80-123 Newton, MLO pozisyonlarda 81-183 Newton).



Resim 1. Selenia TADM cihazı



Resim 2. Selenia TADM kontrol paneli

Konvansiyonel ve tam alanlı dijital mammografi ile değerlendirilen tüm olgularda her iki memeye standart kraniokaudal ve mediolateral oblik pozisyonlarda olmak üzere görüntüler elde olunmuştur. Gerekli görülen olgularda ek pozisyonlar (spot kompresyon, magnifikasyon, aksiller, mediolateral, zorlamalı iç ve dış kadran görüntüleri) alınmıştır.

Konvansiyonel mammografi ile elde olunmuş olan görüntüler bölümümüzdeki film arşivinden çıkarılmıştır. Dijital mammografi ile, elde olunan görüntüler ise bölümümüzde bulunan dijital arşivden (=PACS = picture archiving and communication system) geri çağırılarak değerlendirilmiştir. PACS arşivinde mammografi görüntüleri 1/3 oranında sıkıştırılarak arşivlenmekte ve bilgi kaybı olmaksızın görüntüler geri çağırılabilir.

Konvansiyonel mammografi filmleri özel karanlık odada değerlendirilmiştir. Hemen tüm olgularda büyüteç kullanılmıştır. Dijital mammografi görüntüleri BARCO MGD 521 M, 2 x 2.5 K monitörde değerlendirilmiştir (Resim 3). Bu monitör dijital mammografi görüntülerini sergilemek için tasarlanmış 5 Megapiksel çözünürlüğe sahip bir monitördür. Sistemde MTF (Modulasyon transfer fonksiyonu) daha iyi olup daha iyi bir parlaklık ve kontrast oranı sağlamaktadır.



Resim 3. Barco 2 x 2,5 K monitör

Çalışmamızda her iki yöntemle BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 olarak değerlendirilmiş olan olgular retrospektif olarak deneyimli uzman radyolog ve radyoloji asistanı tarafından görüş birliğine varılarak tekrar değerlendirilmiştir.

Konvansiyonel veya dijital mammografi ile değerlendirilmiş olan ve BI-RADS 4 veya BI-RADS 5 tanı alan palpabl lezyonlara biyopsi önerilmiş olup biyopsi sonrası histopatolojik tanıları, meme patolojilerinde deneyimli bir patoloj tarafından retrospektif olarak tekrar değerlendirilerek verilmiştir.

Non-palpabl meme lezyonları kitle ve asimetrik dansite, mikrokalsifikasyonlar olarak gruplanarak değerlendirilmiştir. Kitle ve asimetrik dansiteleri değerlendirmede BI-RADS değerlendirme kategorileri kullanılmıştır.

Mikrokalsifikasyonlar BI-RADS atlasında [Breast imaging reporting and data system (BI-RADS TM). Reported at the 89 th Scientific Assembly of the Radiological Society of

North America, December 1, 2003] yer alan değerlendirmeye göre gruplanmıştır (47). Buna göre mikrokalsifikasyonlar tipik benign mikrokalsifikasyonlar, orta derecede kuşku uyandıran mikrokalsifikasyonlar ve yüksek olasılıklı malign mikrokalsifikasyonlar olarak gruplandırılarak değerlendirilmiştir. Bu gruplardan orta derecede kuşku uyandıran ve yüksek olasılıklı malign mikrokalsifikasyonlara işaretleme eşliğinde biyopsi önerilmiştir. Departmanımızdaki mammografi nitesinde BI-RADS 4, BI-RADS 5 lezyonlara, kuşkulu mikrokalsifikasyonlar veya yüksek olasılıklı malign mikrokalsifikasyonlara konvansiyonel veya dijital mammografi eşliğinde iğne-tel işaretleme yöntemi uygulanmış ve hastanemizdeki Genel Cerrahi Anabilim Dalı'nda eksizyonel biyopsi uygulanmıştır. Konvansiyonel veya dijital mammografi ile yapılan iğne-tel işaretleme işlemlerinin süreleri değerlendirilmiştir.

Bu alışma öncesinde anabilim dalı akademik kurulundan ve fakülte etik kurulundan izin alınmıştır (Ek I).

İstatistiksel Değerlendirme:

Konvansiyonel ve dijital mammografinin geçerliliğine olasılıkla malign (BI-RADS 4) veya malign olduğu düşünülen (BI-RADS 5) grupların pozitif prediktif değerleri (PPD) ile değerlendirilmiştir. Bu olguların histopatolojik sonuçların dağılımı incelenmiştir. Her iki yöntemle (KM ve TADM) histopatolojik korelasyon önerilen palpabl ve non-palpabl benign ve malign lezyonların dağılımına bakılarak yöntemler arasındaki fark karşılaştırılmıştır. Tüm olgulara altın standart test olan histopatolojik inceleme yapılmadığı için (BI-RADS 1, BI-RADS 2, BI-RADS 3 olgular) duyarlılık ve seçicilik değerlendirilememiştir. Sonuçlar SPSS 11.0 programı ile hesaplanmıştır ve Yates düzeltmeli Ki kare testi ve Fisher'in kesin testi kullanılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır. "p" değerinin < 0.05 olması anlamlı olarak kabul edilmiştir.

9. BULGULAR

Konvansiyonel Mammografi Bulguları

2000-2003 yılları arasında departmanımıza konvansiyonel mammografi ünitesine diagnostik veya tarama amaçlı 23.324 olgu başvurmuştur. Bu olgulardan 128 (% 0.55) olgunun mammografik değerlendirilmesi sonucu BI-RADS 4 tanı almıştır. BI-RADS 5 tanı alan olgu sayısı 104 (% 0.44)'tür. BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 olgulara histopatolojik korelasyon önerilmiştir. Bu olguların dışında kalan 23.092 (% 99.01) olgu (BI-RADS 1, BI-RADS 2, BI-RADS 3) veri çokluğu ve izlemdeki güçlükler nedeniyle değerlendirilememiştir ve çalışma dışı bırakılmıştır.

Konvansiyonel mammografi ile BI-RADS 4 tanı alan 128 olguya biyopsi uygulanmış olup 73 olgu malign (% 57.0), 55 olgu benign tanı almıştır. Mammografik olarak BI-RADS 5 tanı alan 104 olgu ise biyopsi sonucunda 103'ü malign (% 99), 1'i benign (% 1) tanı almıştır (Tablo 2).

Tablo 2. Konvansiyonel mammografi ile BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 gruplarına ait PPD'ler

BI-RADS Kategorileri	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR		PPD (%)
	Malign	Benign	
BI-RADS 4	73	55	57.0
BI-RADS 5	103	1	99.0

Lezyon özellikleri:

BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 tanı alan 232 olgunun 93'ünde lezyonlar non-palpabl olup bu hastalara iğne-tel işaretleme eşliğinde biyopsi yapılmıştır. Bu olguların 35'inde (% 37.6) mikrokalsifikasyon, 58'inde (% 62.3) kitle veya asimetrik dansite izlenmiştir.

Mikrokalsifikasyon saptanan ve iğne-tel işaretleme eşliğinde biyopsi uygulanan 35 olgunun 23'ü (% 65.7) malign, 12'si (% 34.3) benign tanı almıştır. Kitle veya asimetrik dansite saptanan ve iğne-tel işaretleme eşliğinde biyopsi uygulanan 58 olgunun 41'i (% 70.7) benign, 17'si (% 29.3) malign tanı almıştır (Tablo 3).

Tablo 3. Konvansiyonel mammografi ile iğne-tel işaretleme eşliğinde biyopsi yapılan lezyonların morfolojileri ve histopatolojik sonuçları açısından dağılımı

NON-PALPABL LEZYONLAR	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR				TOPLAM	
	Malign		Benign			
	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
Mikrokalsifikasyon	23	65.7	12	34.3	35	100.0
Kitle veya asimetrik dansite	17	29.3	41	70.7	58	100.0
Toplam	40	43.0	53	57.0	93	100.0

Tam Alanlı Dijital Mammografi Bulguları

Şubat 2004-Mayıs 2005 tarihleri arasında departmanımızda tam alanlı dijital mammografi ile diagnostik veya tarama amaçlı 6024 olgu değerlendirilmiştir. Bu olguların lezyonları kitle, asimetrik dansite, mikrokalsifikasyonlar olarak gruplandırılmıştır. BI-RADS 1 olgu sayısı 4314 (% 71.6), BI-RADS 2 olgu sayısı 955 (% 15.9), BI-RADS 3 olgu sayısı 608 (% 10.1), BI-RADS 4 olgu sayısı 80 (% 1.3), BI-RADS 5 olgu sayısı 67 (% 1.1) dir (Tablo 4).

6024 olgunun 175'inde (% 2.9) tipik benign mikrokalsifikasyonlar, 47'sinde (% 0.8)

orta derecede kuşku mikrokalsifikasyonlar, 12'sinde (% 0.2) olasılıkla malign mikrokalsifikasyonlar izlenmiştir. 5790 (% 96.1) olguda mikrokalsifikasyon tanımlanmamıştır (Tablo 5).

Tablo 4. Tam alanlı dijital mammografi ile değerlendirilen olgularda kitle ve asimetrik dansitelerin BI-RADS kategori sistemine göre dağılımı

BI-RADS KATEGORİLERİ	KİTLE VEYA ASİMETRİK DANSİTE	
BI-RADS 1	4314	% 71.6
BI-RADS 2	955	% 15.9
BI-RADS 3	608	% 10.1
BI-RADS 4	80	% 1.3
BI-RADS 5	67	% 1.1
TOPLAM	6024	% 100

Tablo 5. Dijital mammografi ile değerlendirilen olgularda mikrokalsifikasyonların malignite olasılığına göre dağılımı

MİKROKALSİFİKASYONLAR	SAYI	% ORAN
Benign mikrokalsifikasyonlar	175	2.9
Orta derecede kuşku mikrokalsifikasyonlar	47	0.8
Olasılıkla malign mikrokalsifikasyonlar	12	0.2
Mikrokalsifikasyon tanımlanmayanlar	5790	96.1
TOPLAM	6024	100

Lezyon özellikleri:

Olasılıkla malign olan 47 mikrokalsifikasyonun 24 (% 51.1)'ünde BI-RADS 4 veya BI-RADS 5 kitle lezyonu veya asimetrik dansite de eşlik etmekteydi.

Tam alanlı dijital mammografi ile BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 tanı alan 147(% 2.44) olguya histopatolojik korelasyon önerilmiştir. BI-RADS 3 lezyonu olan ve yakın takip önerilen olgulardan biri kendi isteği üzerine opere olmuş olup, lezyonun histopatolojik sonucu fibrokistik değişiklik olarak raporlanmıştır.

BI-RADS 4 lezyonu olan 80 (% 1.33) olgunun 4 (% 0.07)'ü hastanemizdeki takipten çıkmış olup çalışma dışı bırakılmıştır. Geriye kalan 76 (% 1.26) olgu biyopsiye gitmiş ve 44'ü (% 57.9) malign, 32'si (% 42.1) benign tanı almıştır.

BI-RADS 5 lezyonu olan 67 (% 1.11) olgudan 11 (% 0.18)'i hastanemizdeki takipten çıkmış olup histopatolojik sonuçlarına ulaşamamıştır. Bu nedenle sadece 56 (% 0.93) olgu çalışmaya dahil edilebilmiştir. Bu olgulardan 55'i (% 98.2) malign, 1'i (% 1.8) benign tanı almıştır (Tablo 6).

Tablo 6. Tam alanlı dijital mammografi ile BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 gruplarına ait PPD

BI-RADS kategorileri	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR		PPD (%)
	Malign	Benign	
BI-RADS 4	44	32	57.9
BI-RADS 5	55	1	98.2

TADM VE KM KARŞILAŞTIRMA:

Konvasiyonel mammografi ile dijital mammografi arasındaki pozitif prediktif değerler karşılaştırıldığında, değerlerin sayısal olarak birbirine çok yakın olduğu görülmüştür (Tablo 7).

Tablo 7. KM ve TADM ile BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 gruplarına ait PPD'leri

BI-RADS kategorileri	YÖNTEM			
	KM		TADM	
	BI-RADS 4	BI-RADS 5	BI-RADS 4	BI-RADS 5
Malign	73	103	44	55
Benign	55	1	32	1
PPD (%)	57.0	99.0	57.9	98.2

Her iki yöntem için BI-RADS4 ve BI-RADS 5 lezyonların histopatolojik sonuçları ayrı ayrı karşılaştırılmış olup iki yöntem arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=1.000) (Tablo 7 ve Tablo 8).

Tablo 8. Her iki yöntemle BI-RADS 4 lezyonların histopatolojik sonuçlar bakımından dağılımı

YÖNTEM	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR				TOPLAM	
	Malign		Benign			
	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
KM	73	57.0	55	43.0	128	100.0
TADM	44	57.9	32	42.1	76	100.0
TOPLAM	87	57.4	117	42.6	204	100.0

p = 1.000 (χ^2_{yates})

Tablo 9. Her iki yöntemle BI-RADS 5 lezyonların histopatolojik sonuçlar bakımından dağılımı

YÖNTEM	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR				TOPLAM	
	Malign		Benign			
	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
KM	103	99.0	1	1.0	104	100.0
TADM	55	98.2	1	1.8	56	100.0
TOPLAM	158	98.8	2	1.3	160	100.0

p = 1.000 (Fisher'in Kesin Testi)

Tam alanlı dijital mammografi ile BI-RADS 4 veya BI-RADS 5 tanı alan 132 lezyonun 30 (% 22.7)'u non-palpabl olup bu lezyonlara mammografi eşliğinde iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanmıştır. Bu lezyonlarda 14 (% 46.7)'ü benign, 16 (% 53.3)'sı malign tanı almıştır. Konvansiyonel veya dijital mammografi ile iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanan hastaların histopatolojik sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (Tablo 9).

Tablo 10. KM ve TADM eşliğinde iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanan hastaların histopatolojik sonuçları açısından dağılımı

YÖNTEM	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR				TOPLAM	
	Malign		Benign			
	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
KM	40	43.0	53	57.0	93	100.0
TADM	16	53.3	14	46.7	30	100.0
TOPLAM	56	45.5	67	54.5	123	100.0

p = 0.603 (χ^2_{yates})

Dijital mammografi ile değerlendirilen ve mammografi eşliğinde iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanan lezyonların 18 (% 60)'ı mikrokalsifikasyon, 12 (% 40)'si kitle veya asimetrik dansiteydi. Mikrokalsifikasyonların 10(% 55.6)'u malign, 8 (% 44.4)'i benign tanı almıştır (Tablo 9). Kitle veya asimetrik dansitelerin 4(% 40)'ü malign, 6 (% 60)'sı benign tanı almıştır(Tablo 10). İstatistiksel açıdan her iki yöntem arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 11. KM veya TADM eşliğinde iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanan mikrokalsifikasyonların histopatolojik sonuçları bakımından dağılımı

YÖNTEM	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR				TOPLAM	
	Malign		Benign			
	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
KM	23	65.7	12	34.3	35	100.0
TADM	10	55.6	8	44.4	18	100.0

$$p= 0.672 (\chi^2_{\text{yates}})$$

Tablo 12. KM veya TADM eşliğinde iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanan kitle veya asimetrik dansitelerin histopatolojik sonuçlarının dağılımı

YÖNTEM	HİSTOPATOLOJİK SONUÇLAR				TOPLAM	
	Malign		Benign			
	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
KM	17	29.3	41	70.7	58	100.0
TADM	4	40	6	60	10	100.0

$$P=0.760(\chi^2_{\text{yates}})$$

10. TARTIŞMA:

Amerikan Kanser Derneği'ne göre ABD'de kadınlar arasında meme kanseri en sık tanı alan kanser olup kadınlarda kanser ölümlerinde ikinci sırada yer almaktadır (1,2). American College of Radiology (ACR), Amerika Birleşik Devletleri'nde 2005 yılında yaklaşık 40. 410 kadının kanserden öldüğünü hesaplamıştır (2). Önemli klinik sorunlar şunlardır: Meme kanserinin erken tanısını geliştirmek için, özellikle genç hastalar ve yoğun meme dokusunda, hangi yöntem kullanılmalıdır? Tümör karakterizasyonunda, agresif ve non-agresif tümörü belirlemede hangi görüntüleme yöntemi uygulanabilir? (48).

Meme kanserinin taramasında temel yöntem hala konvansiyonel mammografidir. Tarama mammografisinin duyarlılığının % 83 - % 95 aralığında olduğu tahmin edilmektedir (48,49). Ancak dens meme parankiminde duyarlılık % 48'e kadar düşmektedir (50). KM'de saptanan lezyonların ancak % 5-40'ı maligndir ve kanserlerin % 10'u mammografide saptanamamaktadır (10). Bu durumda, özellikle yoğun meme dokusuna sahip kadınlarda meme kanserini saptamada duyarlılık ve özgüllüğü arttıracak gelişmelere gereksinim vardır. Konvansiyonel mammografinin ucuz olması, uzaysal rezolüsyonun yüksek olması, teknik gelişmelerle desteklenmiş olması gibi avantajları yanı sıra dezavantajları mevcuttur. Konvansiyonel mammografide film hem görüntü oluşturma, hem depo hem de gösterim ortamı olarak kullanılmaktadır. Bu aşamalardan birisinde yetersizlik olduğunda tüm görüntü kalitesi etkilenmektedir. Filmin yapısal granülaritesine ait gürültü, KM'de sinyal/gürültü oranını düşürmektedir. Ayrıca filmin dinamik aralığı sınırlı olup aşırı veya yetersiz ekspozura duyarlıdır. Film üzerinde parlaklık ve kontrast ayarı yapılamaz. Filmdeki optik dansite ilişkisi non-lineer olup saçılan radyasyon filmi etkiler (10, 51).

1992 yılında National Cancer İnstitute, TADM'yi meme kanserinin saptanmasında en büyük gelişme olarak kabul etmiştir (13,14). Dijital sistemde dijital dedektörler fotonları yakalarken görüntü bilgisayar tarafından oluşturulur. Ardından istenilen formatta film olarak veya bilgisayar ortamında sergilenir. Görüntüler gri skalada manipule edilerek daha iyi incelenebilir. Pencere ayarı dışında dijital mammografide başka ayarlar ile görüntü güçlendirilebilir. Elde edilen görüntüler üzerinde bilgisayar ortamında magnifikasyon, parlaklık, kontrast ayarları ve gerekli ölçümler yapılabilir.

KM'den farklı olarak görüntüyü elde etme, sergileme aşamaları birbirinden bağımsız olduğundan her biri ayrı ayrı değerlendirilebilir. Görüntünün dijital ortamda depolanması ve geri çağırılması sağlanabilir. Dijital mammografi sayısal görüntü elde etme ve depolama özelliği sağladığından merkezler arası iletişim ve konsültasyon olanağı da sağlamaktadır. Bilgisayar destekli tanıya (Computer Assisted Detection, CAD) olanak sağlamaktadır. Görüntü KM'ye oranla daha hızlı elde edilebilmektedir. CAD yanısıra tomosentez ve dijital substaksiyon mammografi gibi yeni tanı yöntemlerine olanak sağlamaktadır. Kaset, karanlık oda ve banyo işlemleri gerektirmemektedir (51). Dijital mammografinin bu avantajları yanısıra sınırlılıkları da mevcuttur. Günümüzde dijital mammografiyi sınırlayan en önemli faktör görüntü çözünürlüğüdür. Konvansiyonel mammografide 20 lp/mm'ye kadar ulaşan çözünürlük en iyi dijital sistemlerde ancak 15 lp/mm'dir. (51). Sistemin en önemli sınırlılıklarında biri de maliyetidir. Konvansiyonel sisteme oranla 1.5-4 kat daha pahalıdır.

Dijital mammografi, özellikle yoğun fibroglanduler dokuya sahip memelerde duyarlılığı arttırmak için geliştirilmiştir (50,52). Dijital sistemlerde, X-ışını fotonlarının absorpsiyon etkinliğinin geliştirilmesi ve geniş dinamik aralık ve düşük sistem gürültüsü nedeniyle lezyon saptamada önemli bir gelişme potansiyeli sunmaktadır (6). Bu beklentilere rağmen, diagnostik doğruluk konusunda yayınlanan veriler ile tarama programlarında olguların genelinde dijital mammografinin konvansiyonel mammografiye üstünlüğü henüz gösterilememiştir (52,53).

Konvansiyonel mammografi–dijital mammografiyi karşılaştıran ilk çalışma 2001'de Lewin ve arkadaşları (54) tarafından raporlanmıştır. Bu çalışmada kanser saptama oranlarında iki modalite arasında fark saptanmamıştır. İstatistiksel açıdan anlamlı tek bulgu TADM için, KM'e göre düşük geri çağırma oranlarıdır (TADM için % 11.5, KM için % 13.8). Bu çalışmada TADM ile tanımlanan bulguların pozitif biyopsi oranları (% 30), KM ile (% 19) tanımlananlara göre daha yüksek bulunmuştur. Ancak sonuçlar istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır. Bir yıl sonra Lewin ve arkadaşları (55) tarafından 6736 olgunun dahil edildiği ikinci bir çalışma yayınlanmıştır. Bu çalışmada da TADM veya KM'nin kanser saptama oranları arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık saptanmamıştır. Bu çalışmada dijital mammografi ile değerlendirmede geri çağırma oranlarının daha düşük olduğu bulunmuştur ($p<0.001$). Literatürde, önceki mammogramlarla karşılaştırmalı değerlendirmenin tarama yönteminin özgüllüğünün

istatistiksel olarak anlamlı ölçüde arttırdığını gösteren çalışmalar yayınlanmıştır. Bu da geri çağırma oranlarında belirgin düşüşe neden olmaktadır (56,57).

İkinci ana çalışma Oslo I çalışmasıdır (58). İki modalite arasında kanser saptama oranları istatistiksel açıdan anlamlı farklılık göstermemektedir. Ancak TADM ile kanser saptama oranı hafifçe daha düşüktür. , Oslo I çalışmasında geri çağırma oranları TADM için (% 4.6) daha yüksek bulunmuştur.

Oslo II çalışmasında 50-69 yaş arası kadınlarda TADM'nin KM'ye oranla daha yüksek kanser saptama oranları bulunmuştur. Ancak sonuçlar istatistiksel açıdan anlamlı değildir. 50-69 yaş grubunda TADM için, KM'ye oranla geri çağırma oranları daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Oslo I çalışmasında düşük kanser saptama oranından, Oslo II çalışmasındaki yüksek kanser saptama oranına olan değişim iki şekilde açıklanabilir. İlk olarak, radyologlar Oslo I çalışması sırasında soft-copy değerlendirme konusunda deneyimsiz olup Oslo II çalışmasına kadar bu konuda deneyim kazanmışlardır. İkinci olarak, görüntü değerlendirme koşulları Oslo II çalışmasında geliştirilmiştir. Optimal görüntü değerlendirme koşulları hem hard-copy hem de soft copy görüntülerde mammografik anormalliklerin saptanması için önemlidir (59,60). Oslo II çalışmasında, Lewin ve arkadaşlarının çalışmasından farklı olarak, tüm yaş grupları için TADM ile geri çağırma oranları daha yüksek bulunmuştur (oranlar istatistiksel olarak anlamlıdır). Bu sonuç, ABD ve Norveç'teki medikolegal farklılıklara ve Lewin ve ark.'nın çalışmasında prototip sistemlerin kullanılmasına bağlanmıştır. Ayrıca Lewin ve arkadaşları tüm BI-RADS 0 olguları geri çağırırken, Oslo çalışmalarında olguların geri çağırılmasına bir uzlaşma grubu karar vermiştir. Oslo II'deki geri çağırma oranlarının yüksekliği kanser saptama oranlarının TADM ile daha yüksek olmasını kısmen açıklayabilmektedir. Ancak oranlar istatistiksel olarak anlamlı değildir (61).

Per Skaane ve arkadaşlarının (62) 2005'de yayınlanan çalışmalarında, tarama programına alınan kadınlarda meme lezyonlarının klasifikasyonu ve saptanmasında, TADM ve KM'de okuyucu performansı karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada TADM ile radyolog performansı hafifçe daha yüksek bulunmuştur. Fakat sonuçlar istatistiksel açıdan anlamlı değildir. Kanserli olguların değerlendirmesinde TADM ile gerçek pozitif oranların daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu oran soft-copy okumadaki görüntü

manipulasyonuna bağlanabilir. Ancak sonuçlar istatistiksel açıdan anlamlı değildir. Bu çalışmada, dijital mammografi ile konvansiyonel mammografinin, mikrokalsifikasyonların ve düşük kontrastlı objelerin saptanmasında ve karakterizasyonunda karşılaştırılabilir olduğu düşünülmüştür. Bu da daha önceki çalışmaları desteklemektedir (63-68). Dikkat çekici diğer bir bulgu, konvansiyonel mammografi ile karşılaştırıldığında digital mammografi ile benign kitleler için gerçek-negatif yorumların daha yüksek oluşudur. Dijital mammografinin, artmış kontrast rezolüsyonu ve daha geniş dinamik aralığı nedeniyle, yoğun meme parankimine sahip kadınlarda meme kanseri saptamada, konvansiyonel mammografiye oranla daha yararlı olması beklenmektedir. Ancak bu çalışmada BI-RADS 3 ve BI-RADS 4 meme dansitesine sahip kadınlarda iki modalite arasında önemli farklılık saptanmamıştır. Bu da bu gruptaki hasta sayısının düşüklüğüne bağlanmıştır (62).

Yukarıda tartışılan çalışmalarda, meme kanseri tanısında, dijital mammografinin konvansiyonel mammografiye üstünlüğü gösterilememiştir. Bu çalışmalarda tek tip dijital dedektör kullanılmıştır ve tanısal doğruluk için göreceli olarak küçük farklılıkları göstermede yetersiz istatistiksel yöntemler kullanılmıştır. Pissano ve arkadaşlarının (69) çalışmasında beş farklı dedektör tipi kullanılarak, dijital ve konvansiyonel mammografi arasındaki küçük ancak klinik açıdan önemli farklılıkların saptanması amaçlanmıştır. Bu çalışmada genel popülasyonda dijital ve konvansiyonel mammografinin tanısal doğruluğu benzer bulunmuştur. Bununla birlikte 50 yaş altı, premenopozal veya perimenopozal kadınlarda, heterojen yoğun veya son derece yoğun (BI-RADS 3 ve BI-RADS 4 meme yapısı) meme dokusuna sahip kadınlarda dijital mammografi lezyon saptamada üstün olduğu gösterilmiştir ($p=0.003$).

Geniş serilerde normal incelemelerin takibinin güçlüğü nedeni ile duyarlılık ve özgüllük hesaplamaları genellikle sorunludur. BI-RADS değerlendirme kategorilerinde PPD hesaplamaları diagnostik performans analizlerinde daha pratik ve yararlı bir araçtır. Her bir kategori için belirli bir PPD henüz kabul görmemiştir (70). Bu amaçla daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır, ancak hasta popülasyonu kompozisyonu, diagnostik ve tarama incelemeleri, meme kanseri prevalansı ve metod-takip sürelerindeki farklılıklar tüm bu sonuçları etkilemektedir (70,71). Harmine ve arkadaşları çalışmalarında (70) BI-RADS 1 için PPD % 0.3, BI-RADS 2 için PPD % 0.6, BI-RADS 3 için PPD % 3.9, BI-RADS 4 için PPD % 52.7, BI-RADS 5 için PPD % 100 bulunmuştur. Literatürdeki diğer

çalışmalarda BI-RADS 1 ve 2 için PPD % 0-4, BI-RADS 3 için PPD % 0-3, BI-RADS 4 için PPD % 23-34, BI-RADS 5 için % 81-97 olarak belirtilmiştir (72-75). Bizim çalışmamızda dijital mammografi ile değerlendirilen BI-RADS 4 grubuna ait PPD % 57, BI-RADS 5 grubuna ait PPD % 98.2 olarak hesaplanmıştır. Konvansiyonel mammografi ile BI-RADS 4 grubuna ait PPD % 57, BI-RADS 5 grubuna ait PPD % 99 olarak bulunmuştur. Bu değerler Harmine ve arkadaşlarının çalışması ile karşılaştırıldığında birbirine yakın değerlerdir. Ancak diğer çalışmalara göre (72-75) bizim çalışmamızda BI-RADS 4 grubuna ait PPD' ler hem KM hem de DM ile daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızın retrospektif olması ve olgu sayısının çokluğu nedeni ile olgu takipleri sağlıklı değerlendirilememiştir. Bu nedenle BI-RADS 2 ve BI-RADS 3 tanı alan olgularda PPD hesaplanamamış, duyarlılık ve özgüllük değerlendirilememiştir.

Takayaku Yamada ve arkadaşlarının Japonyada yaptıkları çalışmada (76) TADM ile kitlelerin saptanabilirliği daha yüksek bulunmuştur. Pozitif prediktif değerler arasında istatistiksel anlamlı fark saptanmamıştır. Kanseler her iki modalite ile tespit edilebilmiştir. Sonuçlar bizim bulgularımızı desteklemektedir. Literatürde KM ve TADM'nin PPD'lerini karşılaştıran çalışma mevcut değildir.

Leborgne 1951'de ilk kez mikrokalsifikasyonların kanser ile ilişkili olduğunu göstermiştir (77). Mikrokalsifikasyonların, mammografik olarak en erken saptanan DCIS bulgusu olduğu kabul edilmiştir. Bununla birlikte mikrokalsifikasyonların radyolojik ve patolojik ilişkisini anlamada belirsizlik hala mevcuttur (78). Açık biyopsilerde malign lezyonların insidansı % 13-64 olarak raporlanmıştır (79). Mikrokalsifikasyonlar meme kanserlerinin % 30-50'sinde izlenebilirler (80). Meme kanseri ile ilişkili mikrokalsifikasyonlar genellikle 500µm'den daha küçüktür. Bundan dolayı güç algılanan mikrokalsifikasyonların saptanabilmesi ve karakterizasyonu için yüksek uzaysal rezolüsyon gereklidir. Karssemeijer ve ark.'ı ekran film mammografi ile 100 µm piksel boyutu ile dijitalize edilmiş imajlar arasında mikrokalsifikasyonların karakterizasyonunda istatistiksel anlamlı farklılık izlenmemiştir (81). Chan ve ark.'nın çalışmasında (80), piksel boyutu değişikliklerinin radyoloğun mikrokalsifikasyonları doğru karakterizasyonunda önemli etkisinin olmadığını saptamışlardır. Yamada ve ark.'nın çalışmasında (82) TADM görüntülerinde kalsifikasyonların görsel değerlendirmeye göre KM görüntülerinden daha iyi veya eşit düzeyde gösterilebildiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada TADM ile KM arasında mikrokalsifikasyonların

görüntülenmesi benzer olarak bulunmuştur. Fischmann ve arkadaşlarının çalışmasında (83) mikrokalsifikasyonların üç değerlendiricinin ikisi tarafından istatistiksel olarak anlamlı ölçüde TADM ile daha iyi değerlendirilmiştir. Di Nubila ve arkadaşlarının (84) yaptıkları araştırmada dijital mammografinin konvansiyonel mammografiye kıyasla mikrokalsifikasyonları saptamada daha üstün olduğunu saptamışlardır. Bu farkın magnifikasyon mammogramlarında standart mammogramlara oranla daha belirgin olduğunu saptamışlardır. Ancak bu çalışmanın kısıtlılığı olgu sayısının yetersiz olmasıdır. Fieschmann ve arkadaşlarının çalışmasında (85) TADM'nin görüntü kalitesi KM'ye oranla % 50'den daha fazla üstündür. Bu çalışmada 100 mikronluk piksel boyutunda mikrokalsifikasyonları göstermede TADM, KM'ye üstün olarak bulunmuştur.

TADM, radyoloğun lezyonu saptamasında, mikrokalsifikasyonlar için daha iyi kontrast sunmaktadır. Yüksek uzaysal rezolüsyonlu sistemlerde mikrokalsifikasyonlar daha iyi değerlendirilebilir. Bizim çalışmamızda, konvansiyonel veya dijital mammografi eşliğinde işaretleme sonrası biyopsi yapılan mikrokalsifikasyonların histopatolojik sonuçlarının malignite dağılımı açısından değerlendirildiğinde konvansiyonel mammografi ile değerlendirilen mikrokalsifikasyonların PPD'leri daha yüksek olmakla birlikte, her iki yöntem arasında anlamlı istatistiksel farklılık saptanmamıştır. Her iki yöntemle değerlendirilen hasta gruplarının farklı olması, gösterim sistemlerinin farklılığı (KM ile hard copy, TADM ile soft-copy sistem) ve olgu sayısının azlığı çalışmamızın sınırlılıkları arasında yer almaktadır.

TADM, KM'ye göre daha yüksek kontrast sağlamaktadır. Bu da TADM ile lezyon sınırlarını tanımlamada ve lezyon karakterizasyonunda yarar sağlayabilir (76). Fischmann ve arkadaşlarının çalışmasında (83) DM ve KM arasında kitle saptanmasında farklılık saptanmamıştır. Ancak bu çalışmada TADM ile deri ve subareolar bölgenin daha iyi değerlendirilebildiği belirtilmiştir. Bu sonucu destekleyen diğer bir çalışma Grebe ve arkadaşlarının çalışmasıdır (86). Bu çalışmada binin üzerinde olguda DM ile KM karşılaştırılmış olup deri ve deri altı yapıların, yoğun meme dokusuna sahip kadınların, meme koruyucu cerrahi geçiren olguların değerlendirilmesinde dijital mammografi daha başarılı bulunmuştur. Bu başarı dijital mammografinin yüksek kontrast rezolüsyonu ve görüntünün uygun yoğunluk pencerelemeleri daha iyi sergilenmesine bağlanmıştır. Çalışmamızda konvansiyonel

veya dijital mammografi ile saptanan non-palpabl kitle veya asimetrik dansitelerin histopatolojik sonuçları değerlendirildiğinde TADM ile değerlendirilerek histopatolojik korelasyon önerdiğimiz non-palpabl kitle lezyonlarında öngörü değerlerinin (% 40), konvansiyonel mammografiye oranla (%29.3) daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu TADM'nin lezyon karakterizasyonunun üstünlüğünü desteklemekle birlikte sonuçlar istatistiksel açıdan anlamlı farklılık göstermemektedir. Ancak non-palpabl asimetrik dansite ve kitle lezyonlarının sayısal azlığı çalışmamızın sınırlılıkları arasında yer almaktadır. Deneyimlerimiz TADM ile deri ve subareolar bölgelerin daha iyi ve rahat değerlendirilebildiğini göstermektedir.

Wei Tse Yang ve arkadaşları, konvansiyonel mammografi ile dijital mammografide iğne-tel işaretleme sürelerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda dijital mammografi ile iğne-tel işaretleme yöntemi süresinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha kısa olduğu bulunmuştur (87). Bu da hasta konforuna önemli ölçüde katkı sağlamaktadır. Ayrıca zaman kaybını önemli ölçüde engellemektedir. Mammografi bölümümüzde yapılan iğne-tel işaretleme uygulamalarında konvansiyonel mammografi ile işlem ortalama 30 dakika sürerken bu süre dijital mammografinin kullanılmaya başlaması ile yarıya (ortalama 15 dakika) inmiştir. Banyo faktörünün olmaması dijital mammografi eşliğinde iğne-tel işaretleme işlemi süresini önemli ölçüde kısaltırken, kompresyonda bekleyen hastanın konforunu da bu nedenle arttırmaktadır.

Dijital mammografi ve konvansiyonel mammografide X-ışını doz karşılaştırmalarına yönelik yapılan çalışmalarda (88-90) TADM'nin daha yüksek görüntü kalitesi ve eşit veya daha düşük doz olanağı sağladığı belirtilmiştir. Diekmann ve arkadaşlarının çalışmasında (91) gridsiz TADM'nin doz azaltımı sağlayabileceği belirtilmektedir.

Dijital mammografinin major avantajlarından bazıları bilgisayar destekli tanı (CAD), görüntü elde edilmesi ardından işleme, teleradyoloji gibi gelişmelere olanak sağlaması ve görüntülerin arşivlenmesindeki gelişmelerdir. Bununla birlikte bu yararlar sadece soft-copy kullanımı durumunda elde edilebilir. Obenauer ve arkadaşları (92) dijital mammografide soft-copy ve hard-copy okumayı karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada BI-RADS değerlendirme sistemine göre malign lezyon sınıflamasında hard-copy ve soft-copy okuma arasında farklılık izlenmemiştir. Soft-copy değerlendirmede dört değerlendiriciden üçünde özgüllük ve PPD değerleri daha yüksek bulunmuştur. Bu

çalışmadaki sonuçlar mammogramların değerlendirilmesinde yüksek çözünürlüklü monitörlerin kullanılmasını önermektedir.

Çalışmamızda TADM veya KM ile değerlendirilen ve BI-RADS 4 veya BI-RADS 5 tanı alan olgularda her iki yöntem arasında maligniteyi öngörmeye anlamlı farklılık saptanmamıştır. Lezyon subgrupları değerlendirildiğinde (asimetrik dansite, kitle, mikrokalsifikasyonlar) de her iki yöntem arasında maligniteyi öngörmeye anlamlı istatistiksel farklılık izlenmemiştir. Ancak retrospektif olan çalışmamızın bazı sınırlılıkları mevcuttur. Her olgu eş zamanlı olarak TADM ve KM ile değerlendirilememiştir. Olgu sayısının çokluğu nedeni ile KM veya TADM ile değerlendirilen BI-RADS 1, BI-RADS 2 ve BI-RADS 3 olguların sağlıklı takipleri ve altın standart olan histopatolojik inceleme yapılmadığından duyarlılık ve özgüllük hesaplamaları yapılamamıştır. Literatürde tam alanlı dijital mammografi ve konvansiyonel mamografinin BI-RADS sistemine göre PPD'lerini karşılaştıran başka bir çalışmaya rastlamadık ve bildiğimiz kadarıyla çalışmamız bu konuda yapılan ilk çalışmadır. Diğer bir sınırlılığımız olan KM ve TADM ile elde edilen görüntülerin değerlendirildiği gösterim sistemlerinin farklılığı sonuçlarımızı etkilemiş olabilir. Çalışmamıza dahil edilen olgu sayısının azlığı bir başka sınırlılığımız olup, daha geniş olgu popülasyonu içeren çalışmalar ile TADM'nin KM'ye üstünlüğünün gösterilebileceğine inanmaktayız.

11. SONUÇ:

Ekran–film mammografiye (KM) kıyasla dijital mammografi oldukça yeni bir görüntüleme yöntemidir. Günümüze dek yapılan populasyon tabanlı tarama çalışmalarında dijital mammografinin konvansiyonel mammografiye üstünlüğü gösterilememiştir. Ancak Pissano ve ark. (69)'nın çalışmasında BI-RADS 3 ve BI-RADS 4 meme paternine sahip olgularda dijital mammografinin üstünlüğünün gösterilmiş olması, bu konuda KM'nin kısıtlılığı göz önünde bulundurulduğunda önemli bir gelişmedir. Bunun dışında girişimsel işlemlerde hasta konforunu artırması ve rutinde zaman kaybını önlemesi, görüntülerin bilgisayar ortamında manipule edilmesiyle lezyon saptanabilirliğinin kolaylaşması, doz azaltımına izin vermesi, dijital ortamda görüntülerin arşivlenebilmesi, merkezler arası konsültasyon olanağının kolaylaşması pratikte dijital mammografi kullanımını cazip kılmaktadır.

12. ÖZETLER

12. 1. TÜRKÇE ÖZET:

Giriş ve Amaç: Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik A.D. Mammografi Ünitesi'nde 2000-2003 yılları arasında konvansiyonel mammografi (KM) ve 2004-2005 yıllarında tam alanlı dijital mammografi (TADM) ile değerlendirilen olgular ile ünitenin tam alanlı dijital mammografi deneyimini sunmak ve TADM'nin tanıda öngörüye katkısı olup olmadığını araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: KM ile değerlendirilen 20 324 ve TADM ile değerlendirilen 6024 olgu BI-RADS değerlendirme sistemine göre gruplandırılmıştır. Olgu yaşları 32 ile 93 yaş (ortalama: 48.9) arasındadır. KM veya TADM ile değerlendirilen olgulardan BI-RADS 4 veya BI-RADS 5 tanı alarak biyopsi önerilen olgular çalışmaya dahil edilmiştir. Her iki yöntem ile BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 gruplarına ait PPD' ler hesaplanmıştır. Her iki yöntem için lezyonların histopatolojik dağılımı incelenerek yöntemler arasında farklılık olup olmadığı incelenmiştir. Ayrıca lezyonların subgrupları (mikrokalsifikasyon, kitle ve asimetrik dansite) ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Her iki yöntem için iğne-tel işaretleme yöntem süreleri karşılaştırılmıştır. İstatistiksel değerlendirmede SPSS 11.0 programı ile Yates düzeltilmeli Ki kare testi ve Fischer kesin testi kullanılmıştır.

Bulgular: KM ile değerlendirilen olgulardan 128 (%0.55)'i BI-RADS 4, 104 (%0.44)'ü BI-RADS 5 tanı almıştır. TADM ile değerlendirilen olgulardan 76 (%1.26)'sı BI-RADS 4, 56 (%0.93)'sı BI-RADS 5 tanı almıştır. KM ile değerlendirilen BI-RADS 4 grubuna ait PPD % 57.0, BI-RADS 5 grubuna ait PPD %99 olarak hesaplanmıştır. TADM ile değerlendirilen BI-RADS 4 grubuna ait PPD % 57.9, BI-RADS 5 grubuna ait PPD % 98.2 olarak hesaplanmıştır. KM ile değerlendirilen ve biyopsi önerilen lezyonların 93'ü, TADM ile biyopsi önerilen lezyonların 30'u non-palpabl lezyonlar olup bu lezyonlara iğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanmıştır. KM veya TADM ile değerlendirilen BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 lezyonların histopatolojik dağılımları arasında anlamlı istatistiksel farklılık izlenmemiştir. İğne-tel işaretleme yöntemi ile biyopsi uygulanan non-palpabl lezyonların histopatolojik dağılımları

arasında anlamlı istatistiksel farklılık izlenmemiştir. KM ile iğne-tel işaretleme süresi ortalama 30 dakika olup bu süre TADM ile ortalama 15 dakikadır.

Tartışma ve Sonuç: Çalışmamızda KM ve TADM' de BI-RADS 4 ve BI-RADS 5 gruplarına ait PPD' ler arasında anlamlı sayısal farklılık izlenmemiştir. KM veya TADM ile biyopsi önerilen lezyonların histopatolojik dağılımları arasında anlamlı istatistiksel farklılık izlenmemiştir. TADM ile iğne-tel işaretleme yöntemi süresi anlamlı ölçüde kısalmış olup hasta konforunu arttırmakta ve zaman kaybını önlemektedir. Bunun dışında görüntülerin bilgisayar ortamında manipule edilmesiyle lezyon saptanabilirliğinin kolaylaşması, doz azaltımına izin vermesi, dijital ortamda görüntülerin arşivlenebilmesi, merkezler arası konsültasyon olanağının kolaylaşması pratikte dijital mammografi kullanımını cazip kılmaktadır.

12. 2. İNGİLİZCE ÖZET:

Purpose: Our purpose was to evaluate the diagnostic value of full-field digital mammography (FFDM) based upon the positive predictive value (PPV) for breast cancer depending on the experience of our department of Radiology in Dokuz Eylül University Faculty of Medicine in screen-film mammography (SFM) between the years of 2000-2003 and FFDM between the years of 2004-2005 .

Materials and Methods: A total of 20.324 women evaluated by SFM and 6.024 women evaluated by FFDM between the age of 32-93 years (mean, 48.9 years) are grouped depending on the BI-RADS assesment cathegories. The patients categorized as BI-RADS 4 or BI-RADS 5 were evaluated. PPVs are calculated for both groups . Breast cancer status was ascertained on the bases breast biopsy. The subgroups (microcalcifications, mass or asyemtric density) of the lesions were also evaluated seperately . For both methods we compared the time spent during the core-needle biopsy. We used the Ki square test and Fischer exact test in the SPSS 11.0 programme for statistical analysis.

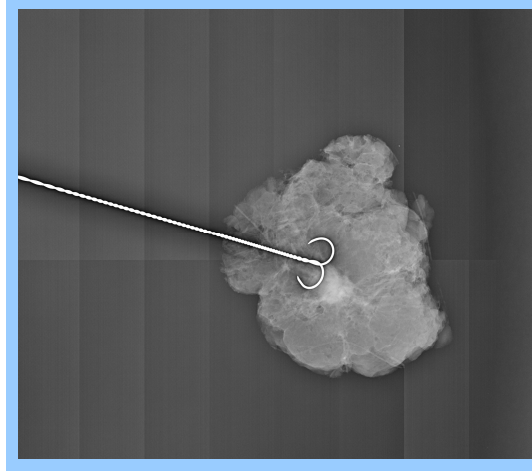
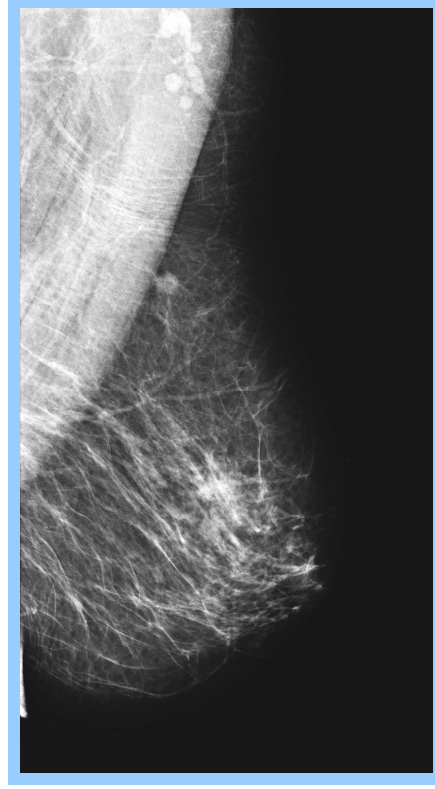
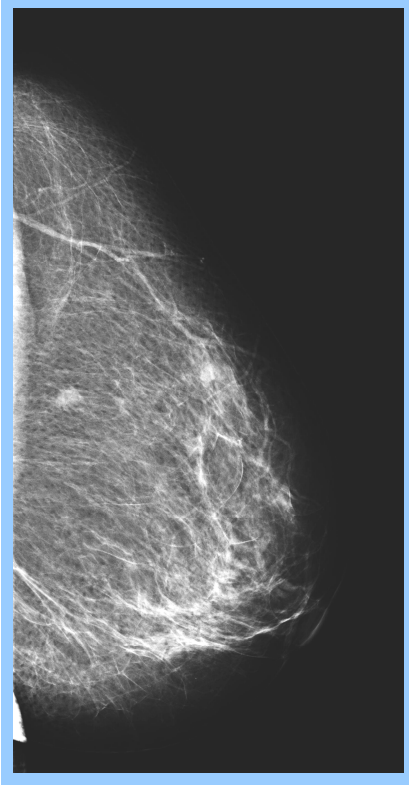
Results:Out of all the cases exposed to SFM evaluation, 128 (%0.55) of them were diagnosed as BI-RADS 4 and 104 (0.44%) as BI-RADS 5. On the other hand among all the cases, subject to FFDM (full-field digital mammography) evaluation, 76 cases (1.26%) were diagnosed as BI-RADS 4, and 56 (0.93 %) were diagnosed as BI-RADS 5. The PPVs have been calculated as 57.0 % for the BI-RADS 4 lesions, 99% for BI-RADS 5 lesions, which were both evaluated through conventional mammography. On the other hand, PPVs for the BI-RADS 4 was read as 57.8% and as %98.2 for BI-RADS 5 lesions, which were subject to FFDM evaluation. Ninety-three lesions recomended for biopsy as a result of SFM readings and 30 lesions recomended for biopsy as a result of FFDM readings were all defined as non-palpable lesions, on which the biopsy was carried out by means of “core-needle biopsy” method. Lesions BI-RADS 4nad BI-RADS 5 evaluated by either SFM or FFDM have not showed any considerable statistical difference between their histopathological allocations. Any considerable statistical difference has also not been observed among the histopathological allocation of the non-palpable lesions, which had gone through the

core- needle biopsy. Core- needle biopsy process takes averagely 30 minutes in SFM whereas it is averagely 15 minutes in FFDM process.

Discussion and Conclusion:Our study has not traced a considerable numerical differentiation in the PPVs of SFM and FFDM. Besides, any statistically considerable difference has also not been observed between the histopathological allocation of the lesions proposed for biopsy either by SFM or FFDM. Core-needle biopsy method in FFDM reduced the time of the exposure to a considerable extend, which helps to improve patients comfort and prevents of time. In addition, manipulation of the images on the soft-copy monitors results in improvement of the lesions detective ability; lower dose exposure, better archiving of the images in digital environment and smoother consultation facility among the central points are the reasons that help the digital mammography to attract more attention.

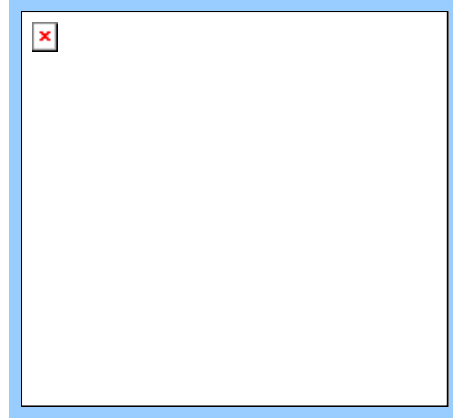
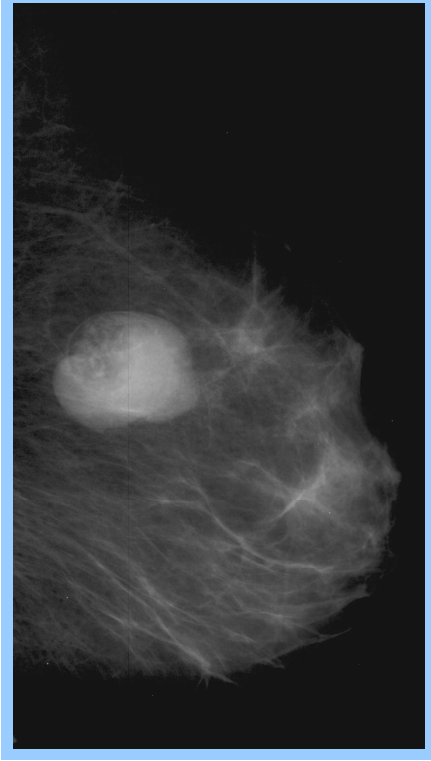
13. OLGU ÖRNEKLERİ

OLGU 1:



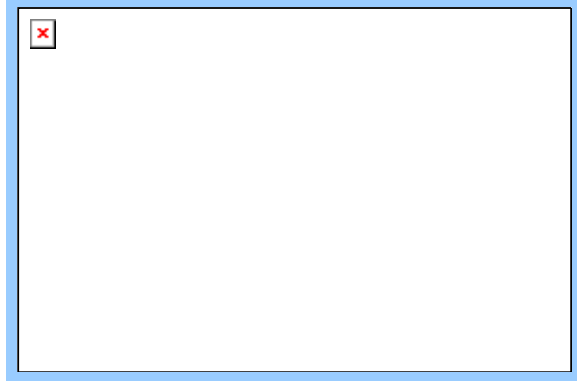
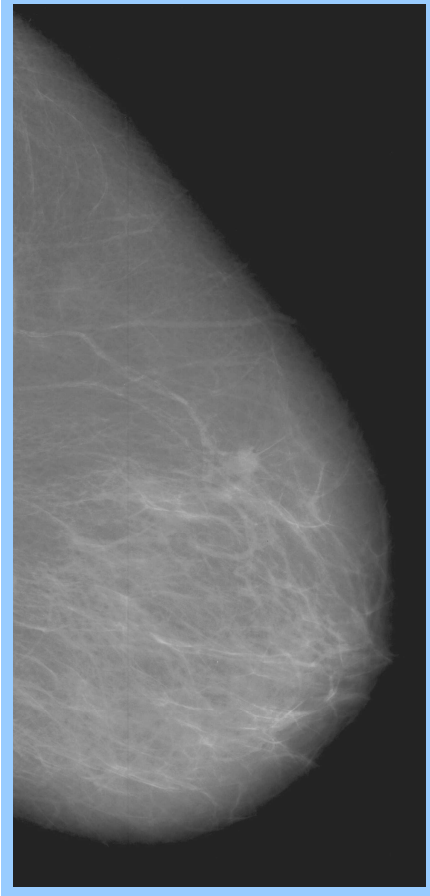
TADM ile sol mediolateral (ML), mediolateral oblik (MLO) ve biyopsi sonra spesmen mammogramları.: sol meme üst kadranda düzensiz sınırlı yüksek dansiteli lezyon- BI-RADS 4C lezyon. Histopatolojik sonuç: Tubuler karsinom

OLGU 2:



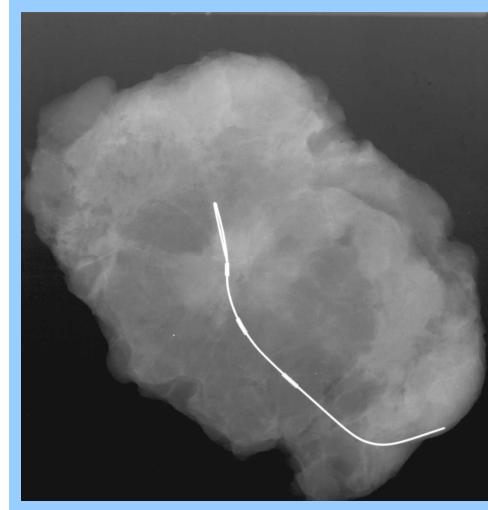
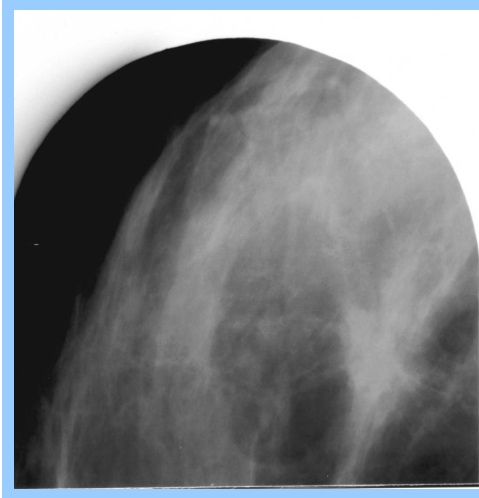
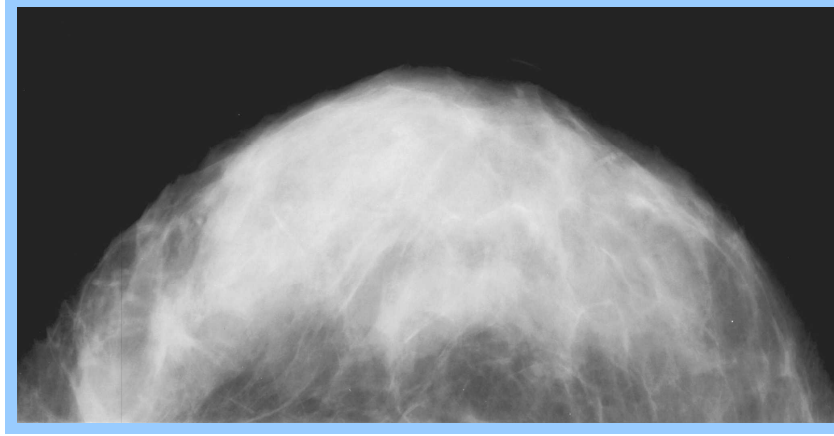
KM ile sol meme MLO mammogram ve magnifikasyon mammogramı:
Lobule konturlu, mikst dansitede, yağ içeriği olan, tipik hamartom ile uyumlu BI-RADS 2 lezyon

OLGU 3:



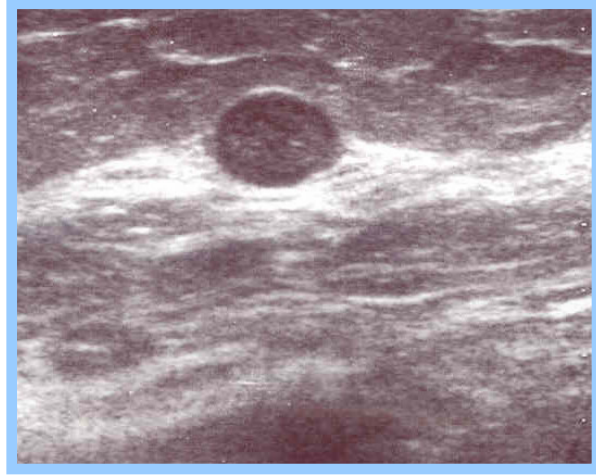
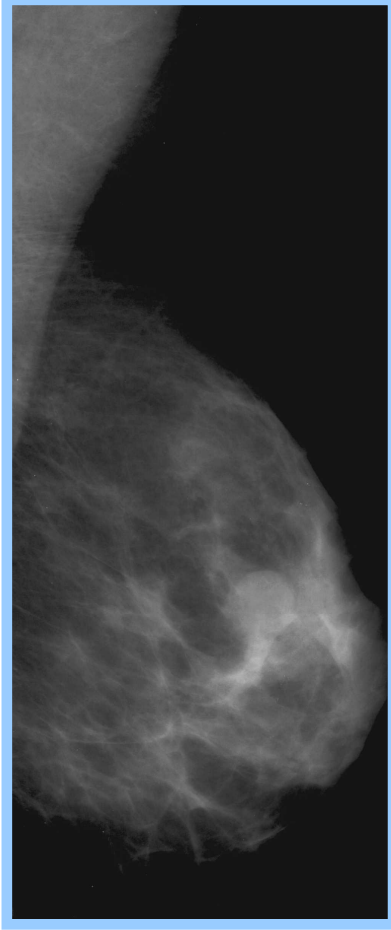
KM ile sol ML ve kraniokaudal (CC) pozisyonda sol meme üst iç kadranda düzensiz sınırlı, ara dansitede olasılıkla malign (BI-RADS 4) lezyon

OLGU 4:



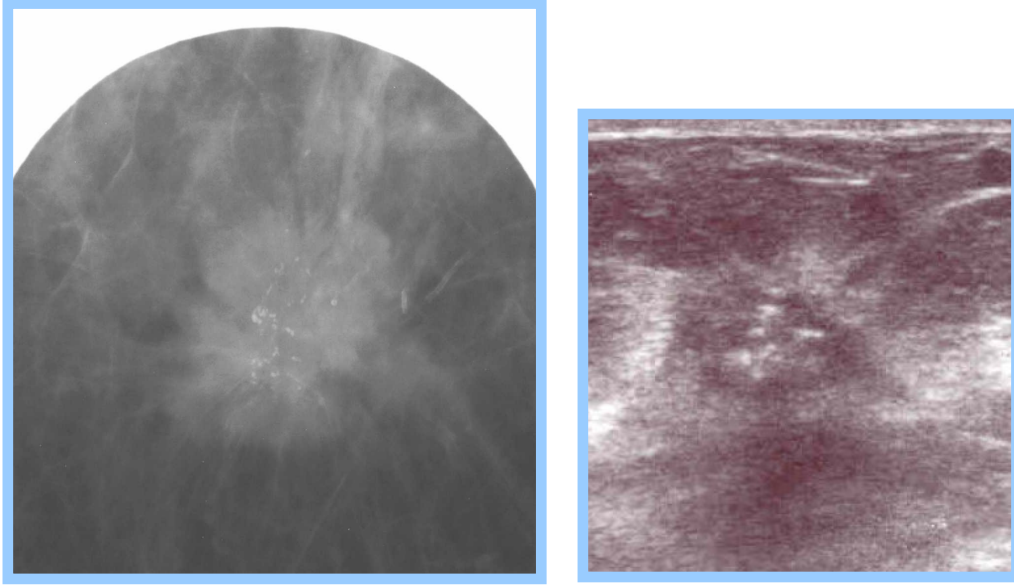
Sol meme CC,magnifikasyon ve spesimen mammogramları: İç kadranda düzensiz sınırlı, ışınsal uzanımları olan yüksek dansiteli BI-RADS 5 lezyon

OLGU 5:



KM ile sol MLO mammogramda üst kadranda yuvarlak, düzgün sınırlı olasılıkla benign lezyon (BI-RADS 3). US'da düzgün sınırlı, hipoekoik, fibradenom ile uyumlu bulgular.

OLGU 6:



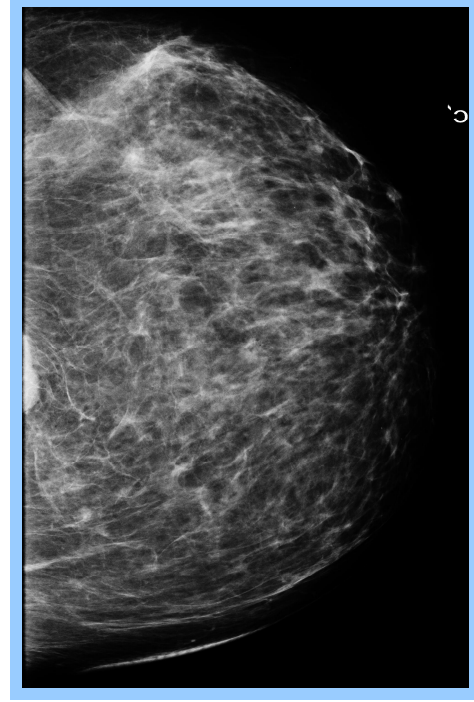
KM ile magnifikasyon mammogramında düzensiz sınırlı, yüksek dansiteli, ışınsal uzanımları olan BI-RADS 5 lezyon ve eşlik eden yüksek olasılıklı malign, kümeleşmiş pleomorfik mikrokalsifikasyonlar.

OLGU 7:



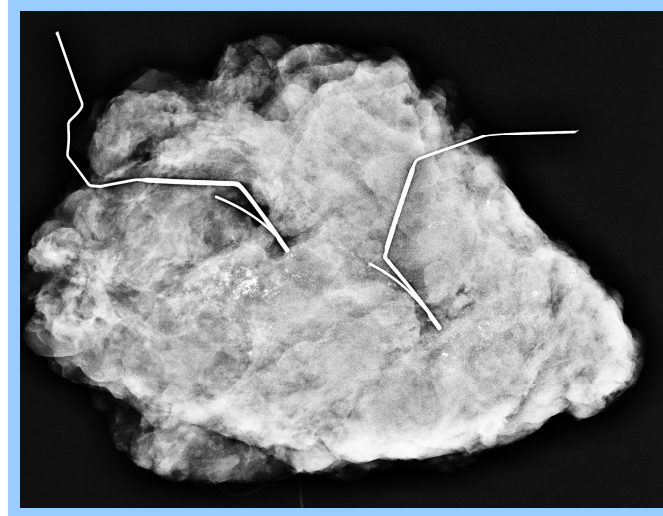
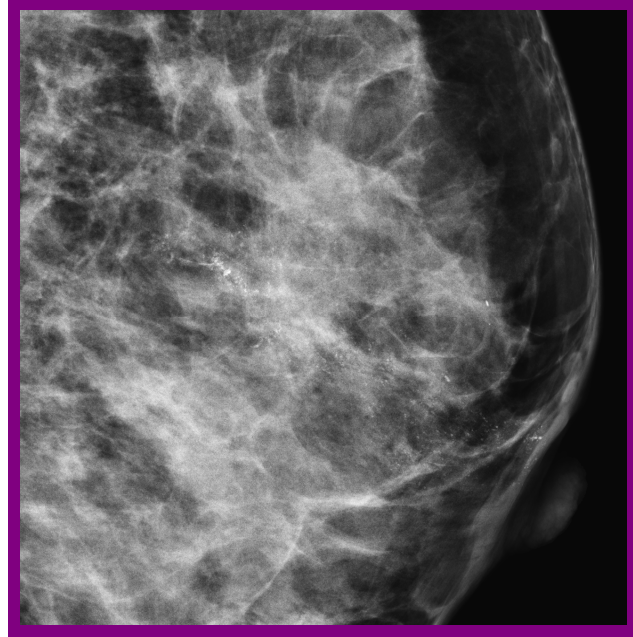
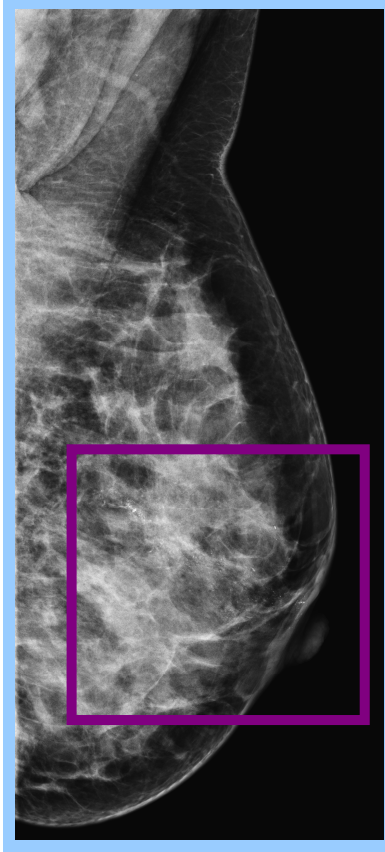
TADM ile sağ MLO ve ML pozisyonlarda mammogramlar. Üst kadranda yüksek dansiteli, düzensiz sınırlı, ışınsal uzanımları olan BI-RADS 5 lezyon.

OLGU 8:



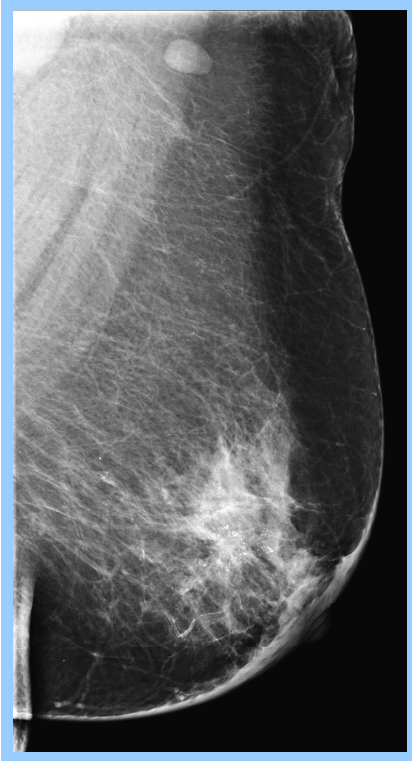
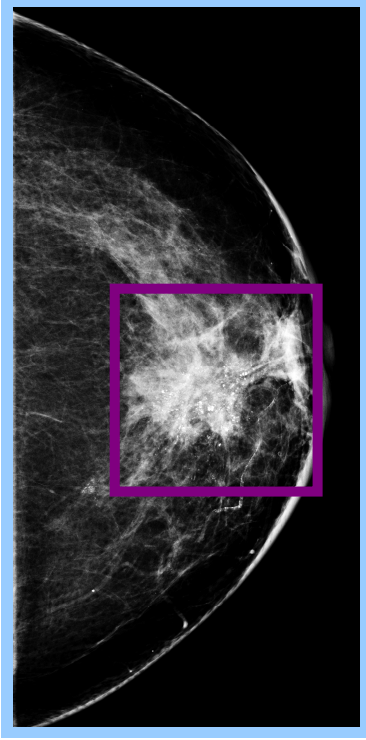
TADM ile sol MLO ve ML mammogramlarda alt iç kadran- alt dış kadran bileşkesinde, inframammarian sulkusa yakın yerleşimli, lobule konturlu, yüksek dansiteli olasılıkla malign (BI-RADS 4) lezyon. Lezyonun CC pozisyonunda tümüyle dahil edilemediği izlenmekte.

OLGU 9:



TADM ile sol MLO ve spesimen mammogramı: duktus boyunca uzanım gösteren, pleomorfik, yüksek olasılıklı malign mikrokalsifikasyonlar

OLGU 10:



TADM ile sol CC ve MLO pozisyonda, retroareolar alanda düzensiz sınırlı, yüksek dansiteli, ışınal uzanımları olan BI-RADS 5 kitle lezyonu ve eşlik eden gruplaşmış, pleomorfik yüksek olasılıklı malign mikrokalsifikasyonlar, ciltte invazyon ile uyumlu kalınlaşma varlığı

14. KAYNAKLAR :

- 1- American Cancer Society. How many get breast cancer? ,January 20, 2005
- 2- Jay Parikh, MD. Digital mammography: Current capabilities and obstacles, J Am Coll Radiol 2005; 2: 759-767
- 3- Kerlikowske K, Grady D, Rubin SM, et al. Efficacy of screening mammography. A meta analysis. JAMA 1995; 274:381-382
- 4- Nystrom L, Rutqvist LE, Wall SE, et al:Breast cancer screening with mammpgraphy: Overview of Swedish ranomized trials. Lancet 1993; 342:973-978
- 5- Letton AM, Masan EM, Rainshaw BJ:Twenty year review of a breast cancer screening project. Cancer 1996; 77: 104-106
- 6- Pisano ED,Yaffe MJ,Hemminger BM,et al : Current status of full-field digital mammography. Acad Radiol 2000; 7: 266-280
- 7- Jessica W. T. Leung , Screening mammography reduced morbidity of brest cancer treatment, AJR 2005; 184: 1508-1509
- 8- Andrew D. A.Maidment, Digital mammography, Seminars in roentgenology. 2003; 38: 16-230
- 9- Rosenberg RD, Hunt WC, Williamson MR, et al :Effects of age, breast density, ethnicity, and estrogen replacemtt therapy on screening mammography sensitivity and cancer state at diagnosis: Review of 183, 134 ekraning mammograms in Albuquerque, New Mexico, Radiology 1998;209:511-518
- 10- Mahadevappa Mahesh, MS, PhD, Digital Mammography: An Overview, Radiographics 2004; 24: 1747-1760
- 11- Laya MB, Larson EB, Taplin SH, White E. Effect of estrogen replacement therapy on the specificity and sensitivity of screening mammography. J Natl Cancer Inst 1996;88:643-649
- 12- Burrel HC, Pinder SE, Wilson AR, et al. The positive predictive value of mammografic signs: a review of 425 non-palpabl breast lesions. Clin Radiol 1996; 51:277-281
- 13- Shtern F: Digital mammography and related tehnologies: A perspective from the National Cancer Institude. Radiology 183:629-630, 1992
- 14- Full Field Digital Mammography (FFDM): Enhancing imaging for breast cancer screning. The Oncology round table. Clinical Watc 2000;22:1-8

- 15- Richard S. Snell ,M. D. ,Ph. D.,George Washington Üniversitesi ; Tıp Fakültesi Öğrencileri için klinik anatomi ,çeviri editörü Dr. Mehmet Yıldırım ,5. baskı 383-384
- 16- Kaplan A. ,Elhan A.,Anatomi. Ankara 1995
- 17-Stines J. , Tristant H. The normal breast and its variations in mammography. European Journal of Radiology 2005; 54:26-36
- 18- Pektorak İ. Medikal embriyoloji. Beta yayın evi. İstanbul 1986
- 19-Bland KI,Copelan EM III. Breast disease: Physiologic consideration. In: Miller T, Rowlands B (Eds) : The Physiological Basis of Modern Surgical Care. PP.1019 – 1056 St. Louis, CV Mosby, 1988
- 20-Landis SH, Murray T, Bolden S, Wingo PA. Cancer statistics, 1998. CA Cancer J Clin 1998; 48: 6-29
- 21- Venta LA, Kim JP, Pelloski CE, Morrow M. Management of complex breast cysts. Am J Roentgenol. 1999 Nov;173(5):1331-6.
- 22- Murillo Ortiz B, Botello Hernandez D, Ramirez Mateos C, Reynaga Garcia FJ. Benign breast diseases: clinical, radiological and pathological correlation. Ginecol Obstet Mex. 2002 Dec;70:613-8.
- 23- Zacharia TT, Lakhar B, Ittoop A, Menachery J. Giant fibroadenoma. Breast J. 2003 Jan-Feb;9(1):53.
- 24- Franceschini G, Masetti R, Brescia A, Mulè A, Belli P, Costantini M, Magistrelli A and Picciocchi A. Phyllodes Tumor of the Breast. Magnetic Resonance Imaging Findings and Surgical Treatment. Breast J. 2005 Mar-Apr;11(2):144-5.
- 25- Daniela BL, Gardner RW, Birdwella RL, Nowelsb KW, Johnsonc D. Magnetic resonance imaging of intraductal papilloma of the breast. Magnetic Resonance Imaging 21 (2003) 887–892.
- 26- Georgian-Smith D, Kricun B, McKee G, Yeh E, Rafferty EA, D'Alessandro HA, Kopans DB. The mammary hamartoma: appreciation of additional imaging characteristics. J Ultrasound Med. 2004 Oct;23(10):1267-73.
- 27- Berg WA, Campassi CI, Ioffe OB. Cystic Lesions of the Breast: Sonographic-Pathologic Correlation. Radiology 2003; 227:183–191.
- 28- Tohnosu N, Gunji H, Shimizu T, Natsume T, Matsuzaki H, Tanaka H, Maruyama T, Watanabe Y, Kato T, Uehara T, Ishii S. A case of neurilemmoma of the breast. Breast Cancer. 2002;9(3):257-60.
- 29- Yang WT, Tse GM. Sonographic, mammographic, and histopathologic correlation of symptomatic ductal carcinoma in situ. Am J Roentgenol 2004;182:101–110.

- 30- Cocquyt V, Van Belle S. Lobular carcinoma in situ and invasive lobular cancer of the breast. *Curr Opin Obstet Gynecol.* 2005 Feb;17(1):55-60.
- 31- . Liberman L, Morris EA, Dershaw D, Abramson AF, Tan LT. Ductal enhancement on MR Imaging of the breast. *Am J Roentgenol* 2003;181:519–525.
- 32- Szabó BK, Apselin P, Wiberg MK, Tot T, Boné B. Invasive breast cancer: correlation of dynamic MR features with prognostic factors. *Eur Radiol* (2003) 13:2425-2435.
- 33- Schelfout K, Goethem MV, Kersschot E, Verslegers L, Biltjes L, Leyman P, Colpaert C, Thienpont L, Haute JV, Gillardin JP, Tjalma W, Buytaert P, Schepper AD. Preoperative breast MRI in patients with invasive lobular breast cancer. *Eur Radiol* (2004) 14:1209–1216.
- 34- Yankaskas BC, Gill KS. Diagnostic mammography performance and race. *Cancer.* 2005 Nov 15.
- 35- Frei KA, Bonel HM, Pelte MF, Hylton NM, Kinkel K. Paget disease of the breast: findings at magnetic resonance imaging and histopathologic correlation. *Invest Radiol.* 2005 Jun;40(6):363-7.
- 36- Belli P, Costantini M, Romani M, Pastore G. Role of magnetic resonance imaging in inflammatory carcinoma of the breast. *Rays.* 2002 Oct-Dec;27(4):299-305.
- 37- Landis SH, Murray T, Bolden S, Wingo PA. Cancer statistics, 1998. *CA Cancer J Clin* 1998; 48: 6-29
- 38- Bushong SC. Radiologic Science for Technologists. Physics Biology, and protection .Seventh edition, C. V. Mosby Company, St. Luis, 2001
- 39- Oyar O, Gülsoy U.K., Tıbbi Görüntüleme Fiziği, 2001
- 40- Günhan Bilgen I., Mammografi fiziği. TRD Eğitim sempozyumları ,Temel Radyoloji Fiziği, 2005;İzmir
- 41- Etta D. Pisano, MD, FACR, Martin J. Yaffe, PhD, Cherie M. Kuzmiak, DO., Digital Mammography, Lipincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2004
- 42- Barnes GT, Brezovich IA. Contrast: effect of scattered radiation. In: Logan WW, ed. *Breast Carcinoma: The Radiologist's Expanded Role.* New York:Wiley, 1977;73-81
- 43- Barnes GT, Brezovich IA. The intensity of scattered radiation in mammography. *Radiology* 1978;126
- 44- Memiş A., Dijital görüntüleme fiziği. TRD Eğitim sempozyumları ,Temel Radyoloji Fiziği, 2005;İzmir

- 45- Mahadevappa M., MS, PhD, Digital mammography: An overview, *Radiographics* 2004; 24: 1747-1760
- 46- Pisano ED, MD, Yaffe MJ, PhD, Digital mammography, *Radiology* 2005; 234: 353-362
- 47- Carl J. D'orsi M.D. , Chairman, Lawrence W. Bassett M. D. , Ph. D. , et al. ACR BI-RADS committee, Breast Imaging and Reporting Data System, ACR BI-RADS Mammography, Fourth Edition , 2003
- 48- Denise R. A., Caroline C., Bruce J. H., et al. Imaging and cancer: Research strategy of the American College of Radiology Imaging Network. *Radiology* 2005;235:741-751
- 49- Mushlin AI, Kouides RW, Shapiro DE. Estimating the accuracy of screening mammography: a meta-analysis. *Am J Prev Med* 1998; 14: 143-153
- 50- Kolb TM, Lichy J, Newhouse JH. Comparison of the performance of screening mammography, physical examination and breast US and evaluation of factors that influence them: an analysis of 27, 825 patient evaluations. *Radiology* 2002; 225: 165-175
- 51- Pınar Balcı. Meme tümörlerinde tanı ve tedavi protokolü. *Dokuz Eylül Meme Tümörleri Grubu* 2005:12-27
- 52- Pisano ED, Gatsonis GA, Yaffe MJ, et al. American College of Radiology Imaging Screening Trial: Objectives and methodology. *Radiology* 2005;236: 404-412
- 53- Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. *Radiology* 2005; 234: 353-361
- 54- Lewin JM, Hendrick RE, D'orsi CJ, et al. Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations. *Radiology* 2001; 218:873-880
- 55- Lewin JM, D'Orsi CJ, Hendrick RE, et al. Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 179:671-677
- 56- Callaway MP, Boggis CR, Astley SA, Hutt I. The influence of previous films on screening mammographic interpretation and detection of breast carcinoma. *Clin Radiol* 1997; 52: 527-529
- 57- Thurjfell MG, Vitak B, Azavedo E, Svane G, Thurjfell E. Effect on sensitivity and specificity of mammography screening with or without comparison of old mammograms. *Acta Radiol* 2000; 41: 52-56
- 58- Skaane P, Young K, Skjennald A. Population-based mammography screening: comparison screen-film and full-field digital mammography with soft copy reading – Oslo I study. *Radiology* 2003; 229:877-884

- 59- Kimme-Smith C, Haus AG, DeBruhl N, Basset LW. Effects of ambient light and view box luminance on the detection of calcifications in mammography. *AJR Am J Roentgenol* 1997; 168:775-778
- 60- Wang J, Langer S. A brief review of human perception factors in digital displays for picture archiving and communications systems. *J Digit imaging* 1997; 10: 158-168
- 61- Skaane P, Skjennald A. Screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft copy reading: Randomized trial in a population based screening program – The Oslo II study. *Radiology* 2004; 232:197–204
- 62- Skaane P, Balleyguer C, Diekmann F, Diekmann S, et al. Comparison of screen-film mammography and full-field digital mammography with soft copy reading – observer performance study *Radiology* 2005;237:37-44.
- 63- Feig SA, Eskola – Feig C. Visualization of ductal carcinoma in situ and early invasive carcinoma: comparison film-screen mammography and full-field digital mammography. In Yaffe MJ, ed. *IWDM 2000:5th international Workshop on Digital Mammography*. Madison, Wis: Medical Physics Publishing, 2001; 451-460
- 64- Obenauer S, Luftner-Nagel S, von Heyden D, Munzel U, Baum F, Grabbe E. Screen-film vs full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions. *Eur Radiol* 2002; 12:1697-1702.
- 65- Fischer U, Baum F, Obenauer S, et al. Comperatif study in patients with microcalcifications: full-field digital mammography vs screen-film mammography. *Eur Radiol* 2002; 12:2679-2683
- 66- Bick U, Diekmann F, Marth F, Le Roux A, Juran R, Friedrich M. Comparison of a new full-field digital mammography system and conventional film-screen mammography: a phantom study. *Radiology* 1999;213 (P): 152
- 67- Diekmann S, Bick U, von Heyden H, Diekmann F. Visualization of microcalcifications on mammographies obtained by digital full-field mammography in comparison to conventional film-screen mammography. *Rofo* 2003; 175:775-779
- 68- Rosol MS, Niklason RE, Adler YT, et al. Rates and causes of disagreement in interpretation of full-field digital mammography and film-screen mammography in a diagnostic setting. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176:1241-1248.
- 69- Pisano ED, Gatsonis C, Hendrick E, et al. Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. *N Engl J Med* 2005; 353.

- 70- Harmine MZ, Thomas LPJ, Arend JN. The positive predictive value of the breast imaging reporting and data system (BI-RADS) as a method of quality assesment in breast imaging in a hospital population. *Eur Radiol* (2004) 14: 1743-1750
- 71- Kopans DB. The positive predictive value of mammography. *Am J Roentgenol* 1992; 158: 521-526
- 72- Yasmeeen S, Romano PS, Pettinger M, et al. Frequency and predictive value of mammographic recommendation for short – interval follow-up. *J Natl Cancer Inst* 95: 429-436
- 73- Orel SG, Kay N, Reynolds C, Sullivan DC (1999). BI-RADS categorization as apredictor of malignancy. *Radiology* 211:845-850
- 74- Liberman L, Abramson AF, Squires FB et al (1998). The breast imaging reporting and data system : positive predictive value of mamographic featursand final assessment categories. *Am J Roentgenol* 171:35-40
- 75- Laquement LA, Mitcell D, Hollingworth AB (1999) Positive predictive value of breast imaging reporting and data system. *J Am Coll Surg* 189:34-40
- 76- Yamada T, Saito M, Ishibashi T, ET AL. Comparison of screen-film and full-field digital mammography in Japanese population-based screening. *Radiation medicine* 2004;22;408-412
- 77- Leborgne R. Diagnosis of tumors of the breast by simple roentgenography: calcifications in carcinoma. *Am J Roentgenol* 1951; 65:1-10
- 78- Sun Z, Liang HW, Xu HM. Classification of breast microcalsification: radiological-pathological correlation *Chin Med* 2005; 118(17):1429-1435
- 79- Stomper PC, Geradts J, Edge SB, et al. Mammographic predictors of the presence and size of invasive carsinomas associated with malignant microcalsification lesions without mass. *Am J Roentgenol* 2003; 182: 1679-1684
- 80- Chan HP, Helvie MA, Petrick N, et al. Digital mammography: Obsever performance study of the effects of pixel size on the characterization of malignant and benign microcalcifications *Acad Radiol* 2001; 8:454-466
- 81- Karssemeijer N, Frieling JTM, Hendricks JHCL. Spatial resolution in digital mammography. *Invest Radiol* 1993; 28: 413-419
- 82- Yamada T, , Ishibashi T, Sato A, Saito M, Saito H, Matsuhashi T, Takahashi S. Comparison of screen-film and full-field digital mammography: image contrast and lesion characterisation. *Radiation medicine* 2003; 21: 166-171

- 83- Fischmann A, Siegmann KC, Wersebe A, Claussen CD, Muller-Schimple M. Comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography: image quality and lesion detection. *Br. J. Radiol.* 2005; 78(928): 312-315
- 84- Di Nubila B, Cassano E, Origgi D, et al. Analogic versus digital mammographic examination a radiological study of mammary microcalcifications on 52 surgical samples. *Radiol Med* 2003; 106(4): 297-304
- 85- Fischer U, Baum F, Obenauer S, Luftner-Nager S, von Heyden D, Vosshenrich R, Grabbe E. Comparative study in patients with microcalcifications: full-field digital mammography vs screen-film mammography. *Eur Radiol.* 2002; 12:2679-2683
- 86- Grebe S, Diekmann S, Bick U, Paepke S, Winzer KJ, Hamm B. Initial clinical experiences with digital full-field mammography. *Zentrabl Gynakol* 2000; 122:589-594
- 87- Yang WT, Whitman GJ, Johnson MM, Bolanos-Clark M, Kushwaha AC, Hunt KK, Dempsey PJ. Needle localization for excisional biopsy of breast lesions: comparison of effect of use of full-field digital versus screen-film mammographic guidance on procedure time. *Radiology* 2004; 231: 277-281
- 88- Cowen AR, Parkin GJ, Hawkrigde P. Direct digital mammography image acquisition. *Eur Radiol.* 1997; 7: 918-930
- 89- Hermann KP, Obenauer S, Grabbe E. Radiation exposure in full-field digital mammography with a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon in comparison with conventional screen-film mammography. *Rofo.* 2000; 172: 940-945
- 90- Berns EA, Hendrick RE, Cutter GR. Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice. *Med Phys.* 2002 ; 29: 830-834
- 91- Diekmann F, Diekmann S, Berzeg S, Bick U, Fischer T, Hamm B. Dose reduction through gridless technique in digital full-field mammography. *Rofo* 2003; 175: 769-774
- 92- Obenauer S, Hermann KP, Katharina M, Susanne LN, von Heyden D, Skaane P, Grabbe E. Soft copy versus hard copy reading in digital mammography. *Journal of digital imaging* 2003; 16; 341-344