

DİJİTAL MAMOGRAFİ, TOMOSENTEZ VE CAD: CİHAZ, TEKNİK VE KLİNİK SONUÇLAR

Levent Çelik

BÖLÜM

5

GİRİŞ VE KISA TARİHÇE

Mamografi meme görüntülemesinde kullanılan X ışını enerjisi ile çalışan temel radyolojik cihazlardan biridir. Tanısal veya tarama amacıyla kullanılmaktadır. Tanısal mamografi, memesinden yakınması olan ve/veya ultrasonografi ve muayene gibi yöntemlerle memesinde kanser kuşkusu saptanan kişilere yapılan mamografiyi tanımlamak için kullanılmaktadır. Tarama mamografisi ise asemptomatik olgularda meme kanserinin olabildiğince erken tanısı amacıyla yapılan mamografi tetkikini ifade eder. Her iki yöntemin mamografi çekimi açısından farkı yoktur. Tarama mamografisinde standart iki pozisyonda inceleme yapılırken, tanısal mamografide ek pozisyonlara başvurulabilir.

Düzenli mamografik taramanın meme kanserini erken evrede saptaması sayesinde kansere bağlı mortalitenin düşürüldüğü ortaya konmuştur. Mamografinin duyarlılığı %83-95 arasında değişmektedir. Yağ dokusundan zengin meme yapısına sahip kişilerde bu oran görece yüksek, glandüler dokudan zengin yoğun meme dokusuna sahip kişilerde ise düşüktür.

1895 te X ışınının keşfinden sonra röntgen ışınları ile ilk meme görüntülemesi 1913 yılında Albert Solomon isimli Alman fizikçi tarafından mastektomi materyalleri üzerinde yapılmıştır. 1949 yılında meme dokusunun komprese edilmesi ile daha iyi meme görüntülemesi yapılabileceği bildirilmiş ve nihayet ilk mamografi cihazı 1966 yılında üretilmiştir. On yıl sonra standart meme tarama yöntemi olarak kabul gören mamografinin, 1970 lerde tüm dünyada başlayan dijitalizasyona ayak uydurması yaklaşık 30 yıl sürmüştür. 2000 yılında ilk dijital mamografi cihazının FDA onayı al-

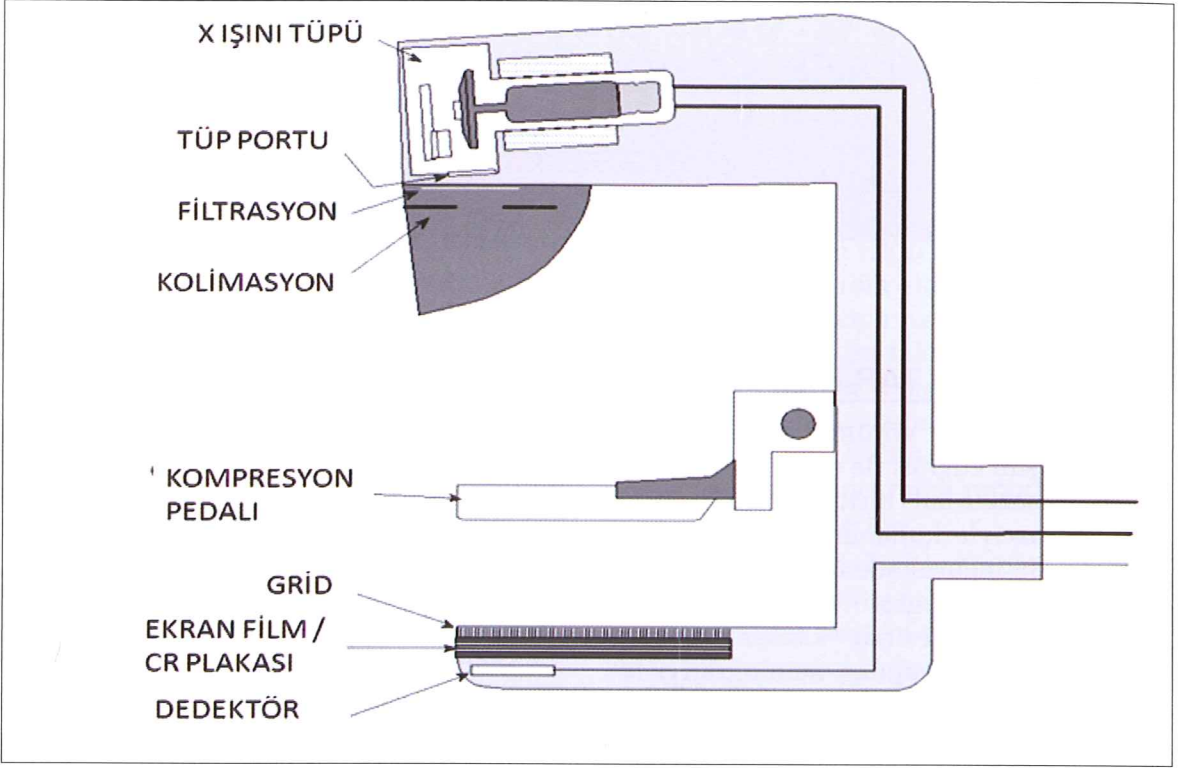
ması ile bu konudaki araştırmalar artmıştır. 2005 yılında tamamlanan DMIST çalışmasının dens meme dokusunda dijital mamografinin daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koyması ile dijital teknolojiye geçiş süreci tüm dünyada hızlanmıştır. Radyolojide dijitalizasyon temelde X ışınının elektrik enerjisine çevrilmesi esasına dayanmaktadır. Bu çevirim farklı firmaların ürettiği dijital mamografi cihazlarında farklı yöntemlerle yapılmaktadır.

KONVANSİYONEL MAMOGRAFİNİN RÖNTGENDEN TEMEL FARKLARI

Dijital olmayan mamografi kısaca mamografi veya konvansiyonel mamografi olarak isimlendirilmektedir (Şekil 1). Temelde her iki yöntem de dokuyu geçen X ışınlarının soğurulma derecesine göre görüntü oluşturma mantığına dayansa da, mamografinin röntgenden birçok farkı bulunmaktadır. Bunlar:

Düşük enerji: Mamografide röntgene göre daha düşük enerji seviyeleri kullanılmaktadır. Mamografi çekiminde kullanılan değerler 25-35 kVp arasında iken tipik bir röntgen tetkikinde, örneğin PA akciğer grafisinde 70-100 kVp seviyelerinde enerji kullanılmaktadır. Bunun temel sebebi yağlı dokuda yüksek enerji seviyelerinde artan saçılan radyasyonu azaltarak yağlı doku ile glandüler doku arasında olabildiğince kontrast sağlayabilmektir.

Fokal spot boyutu: Mamografide fokal spot boyutu standart röntgen cihazlarına göre küçüktür. Günümüzde çift fokal spotlu mamografi cihazlarında 0,1 ve 0,3 mm lik fokal spot boyutları kullanılmaktadır. Küçük fokus, spot kompresyon veya mag-



Şekil 1. Mamografi cihazı; Tüp ve dedektörler

nifikasyon çekimlerinde gereklidir. Buna karşılık röntgen cihazlarında en küçük fokal spot boyutu 0.6 mm olup, büyük fokus ise 1.2-1.8 mm arasındadır. Mamografide daha küçük fokal spot kullanılmasının sebebi özellikle mikrokalsifikasyon gibi çok küçük boyutlu opasiteleri ayırt edebilmek için yüksek geometrik çözünürlüğe ihtiyaç duyulmasıdır. Aynı amaca yönelik olarak mamografi tüpüne verilen hafif açı ile fokal spotun anod üzerindeki karşılığı olan *efektif fokal spot* boyutu da olabildiğince küçültülmeye çalışılır.

Anod materyali: Röntgende kullanılan Tungsten anod yerine mamografide Molibden veya Rodyumdan yapılmış anod materyalleri kullanılmaktadır. Atom numaraları görece daha düşük olan bu anod materyallerinin ürettiği radyasyon meme dokusunda kontrastı sağlamaya daha uygun düşük enerjili iyonizan radyasyondur (x ışını).

Topuk etkisi: Radyolojide anodun tüp içindeki konumu nedeniyle ortaya çıkan *topuk etkisi* ışının görüntünün bir yanında diğerine göre daha düşük enerjili ve düşük miktarda olmasına sebep olmaktadır.

Mamografi cihazlarında bu etkiden faydalanmak amacıyla anod tarafı meme başına gelecek şekilde konumlandırılmaktadır.

Tüp penceresi: Röntgende ince camdan yapılan tüp penceresi mamografide Berilyumdur. Bu şekilde tüpten çıkan X ışını zayıflaması en aza indirilmeye çalışılmaktadır.

Filtrasyon: Röntgende kullanılan alüminyum, bakır filtrasyonlar yerine mamografide anod materyali ile özdeş molibden veya rodyum filtreleri kullanılmaktadır. Bunun sebebi polikromatizasyonu mümkün olduğu kadar azaltabilmektir.

Kompresyon: Mamografiyi diğer X ışını kullanılan yöntemlerden ayıran önemli bir özelliktir. Doku kompresyonu ile hareket ortadan kaldırılarak saçılma ve harekete bağlı bulanıklık ve doz azaltılır.

Grid: Mamografide "multiline" gridler kullanılmaktadır. 60 ın üstünde yüksek frekansa sahip bu gridler hareketsiz olduklarında dahi artefakta sebep olmazlar. Mamografide genellikle tek hareket yapan "single stroke multiline" grid sistemi kullanılmaktadır.

DİJİTAL MAMOGRAFİ

Dijital mamografi son 1-2 dekadda hızla ilerleyen bir radyolojik modalitedir. Bu konudaki ilk çalışmalar stereotaksik biyopsi ünitlerinde dijital dedektörün kullanılmasıyla başlamıştır. Dijital dedektör teknolojisindeki gelişmelerle birlikte X ışını fotonlarının absorpsiyon oranı artmıştır. Dijital dedektör teknolojisinde, X ışını yoğunluğu geniş bir aralıkta değişmekte ve bu sayede yüksek sinyal/ gürültü oranı sağlanmaktadır. Konvansiyonel mamografi sistemlerinden farklı olarak dijital mamografide görüntünün elde edilmesi, görüntünün gösterimi ve arşivlenmesi birbirinden bağımsız aşamalarda gerçekleştirilmektedir. Bu aşamalarda yapılan iyileştirmeler ile görüntü elde edilebilir ve farklı parametreler değiştirilerek lezyona ve memenin yapısına özel optimizasyon yapılabilir. Dijital mamografide konvansiyonel mamografiden farklı olarak röntgene benzer Tungsten anod sistemleri ve buna paralel tungsten ve gümüş filtreleme sistemleri de kullanılmaktadır (Tablo 1). Bu şekilde yüksek kVp ve düşük doz ile görüntü elde etmek mümkün olmaktadır. Dijital mamografide hareketsiz hücresel grid sistemleri de kullanılmaktadır.

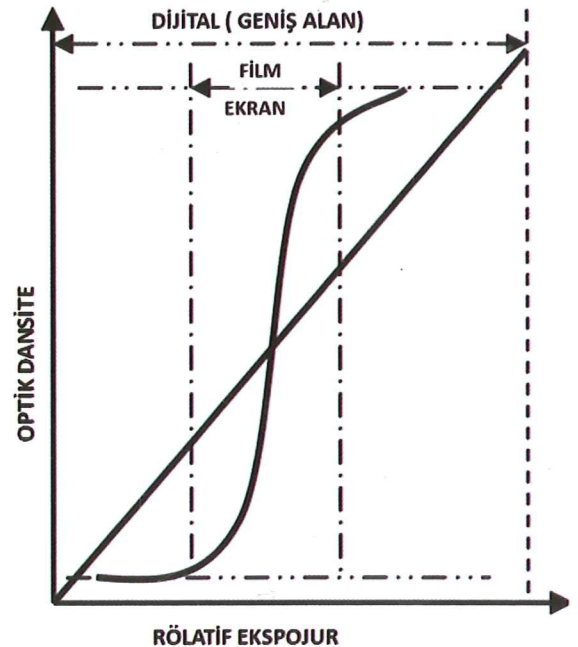
DİJİTAL MAMOGRAFİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

Dijital Mamografinin Avantajları

1. Film gerektirmez. Dijital dedektörler fotonları yakalarken görüntü bilgisayar tarafından oluşturulur.
2. Görüntünün oluşturulma ve sergileme aşamaları ayrı ayrı olduğundan her biri

tekrar değerlendirilebilir. Veriler değişik formatlarda tekrar işlenebilir.

3. Alınan radyasyon dozu daha düşüktür.
4. Dinamik aralık geniştir. Bu özellik filmsiz değerlendirmede kontrast çözünürlüğü önemli ölçüde artırır. Kötü radyografik tekniğe bağlı film tekrarlaması sıklığı oldukça azalır (Şekil 2).
5. Görüntünün depolanma, iletilme ve geri alınması da sağlanabilir. Verilerin arşivlenmesinde geniş alanlara ihtiyaç olmadığı gibi arşive ulaşım son derece hızlı olmaktadır.
6. Görüntü daha hızlı elde edilir.
7. Bilgisayar destekli tanıya (CAD) olanak sağlar.
8. Sayısal bilgi transferi ile telemamografi olanaklı hale gelir
9. Tomosentez, kontrastlı dijital mamografi dual enerji 'subtraction', mamografik dansite değerlendirmeleri gibi ileri uygulamalara olanak sağlar.
10. Banyo faktöründeki aksaklıklar tetik yinelenmesini gerektirmez.



Şekil 2. Analog ve dijital mamografide dinamik aralık genişlikleri

Tablo 1. Dijital mamografide Tüp Filtre Kombinasyonları

Tüp	Filtre
Mo	Mo
Mo	Rh
Rh	Rh
W	Rh
W	Ag

Mo: Molibden, Rh: Rhodium, W: Tungsten, Ag: Gümüş

Dijital Mamografinin Sınırlılıkları / Dezavantajları

1. Uzaysal rezolüsyon yeterli olmakla birlikte henüz konvansiyonel mamografi-nin uzaysal çözünürlüğüne ulaşamamıştır.

2. Pahalı bir sistemdir. Film kullanılmadan değerlendirme yapılması durumunda başta çok yüksek çözünürlükte özel monitörler olmak üzere özel donanım gerektirir. Konvansiyonel sistemin 3-4 katı fiyatlar taşıyan bu sistemin kısa vadede veya düşük volümü olan merkezlerde *bedel- etkin* olduğunu söylemek henüz olası değildir.

DİJİTAL MAMOGRAFİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI

2001 yılında başlatılan ve yaklaşık 50.000 kadını içeren *Digital Mammographic Imaging Screening Trial (DMIST)* çalışmasında dijital ve analog mamografi karşılaştırılmasının yanı sıra dijital teknolojiler de kendi aralarında karşılaştırılmıştır. Bu çalışma ile 50 yaş altı veya dens meme dokusu olan kadınların taranmasında dijital mamografinin istatistiksel olarak anlamlı derecede konvansiyonel mamografiden daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Çalışmanın dikkat çekici özelliği tüm hastalar dikkate alındığında konvansiyonel ve dijital sistemler arasında anlamlı fark olmamasıdır. Bu durum yağlı meme dokusunda dijital mamografinin daha kötü olduğu düşüncesini akla getirebilir. Ancak çalışmanın yapıldığı dönemde esas problem olarak görülen dens memede lezyon saptamayı iyileştirme çabası yağlı memenin dijital protokollerinin görece ihmal edilmesine bağlanabilir. Günümüzde yağlı meme yanında cildin de aynı görüntüde gösterilmesine olanak sağlayan düzeltme protokolleri kullanılabilmektedir.

Arşivleme ve iletme kolaylıkları gibi dijital teknolojinin sağladığı avantajlara ayrıca vurgu yapılan çalışmada 50 yaş üzeri ve/veya yağlı meme dokusuna sahip kadınlarda iki teknik arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Öte yandan dijital teknolojilerin karşılaştırılmasında da sistemler arasında anlamlı fark izlenmemiştir.

Bir diğer çalışma, olgularını (50-69 yaş arası 18,239 kadın) Norwegian *Breast Cancer Screening Programme (NBCSP)* dan

alan the Vestfold Country Study'dir. Bu çalışmada dijital mamografi ile aynı veri tabanından alınarak konvansiyonel mamografi uygulanan olguların verileri karşılaştırılmıştır. İnvaziv kanser saptanmasında fark saptanmamıştır. Tümör boyutu, morfolojisi, lenfadenopati değerlendirmede yöntemler arası fark olmamasına karşın dijital mamografi duktal karsinoma insitu saptamada üstün bulunmuştur. Dijital mamografinin pozitif tahmin değerinin yüksek ve geri çağırma oranının anlamlı derecede düşük olduğu ortaya konmuştur.

Dijital mamografinin özellikle mikrokalsifikasyon saptanmasında daha üstün olduğunu bildirmektedirler.

DİJİTAL MAMOGRAFİDE DOZ

Yapılan çalışmalarda kompüterize radyografi dışındaki dijital mamografi teknolojilerinde hasta dozunun daha az olduğu bildirilmektedir. Bu azalmaya özellikle dozdan kaynaklanan tekrarların azalması önemli katkı vermektedir. Dijital mamografide ortalama glandüler doz 1.88 mGy olarak bildirilmektedir. Dört pozisyonlu oluşan tek bir inceleme için bu doz 3,8 mGy dir. Bazı araştırmacılar konvansiyonel mamografi ile karşılaştırıldığında dijital mamografi ile hasta dozunun %25'e varan oranda azaltılabileceğini bildirmektedir. Yeni teknolojiler ile bu oranın %50'lere kadar yükseleceği öngörülmektedir. Dedektör dozu azalmadan değişik protokollerle dozun azaltılması mümkün görünmektedir ve bu yönüyle dijital mamografinin avantajlı olduğu kabul edilmektedir. Buna karşılık kompüterize dijital mamografi, tam alanlı dijital mamografi ve konvansiyonel mamografi arasında anlamlı bir doz farkının oluşmadığını bildiren bazı çalışmalar da mevcuttur.

DİJİTAL MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ ELDE ETME SÜREÇLERİ VE DEDEKTÖR TEKNOLOJİLERİ

1985 yılında kompüterize radyografi plakaları ile başlayan dijital mamografi teknolojisi 1999 yılında amorf silikon ve "charged couple device" (CCD) ile 2002 yılında amorf selenyum (a-Se) fotokondüktörü ile 2003 yılında ise foton sayma tekniği ile *rezolüsyon* ve *DQE* ("Detective quantum efficiency"=

Quantum verimliliği) olarak gelişmeye devam etmektedir.

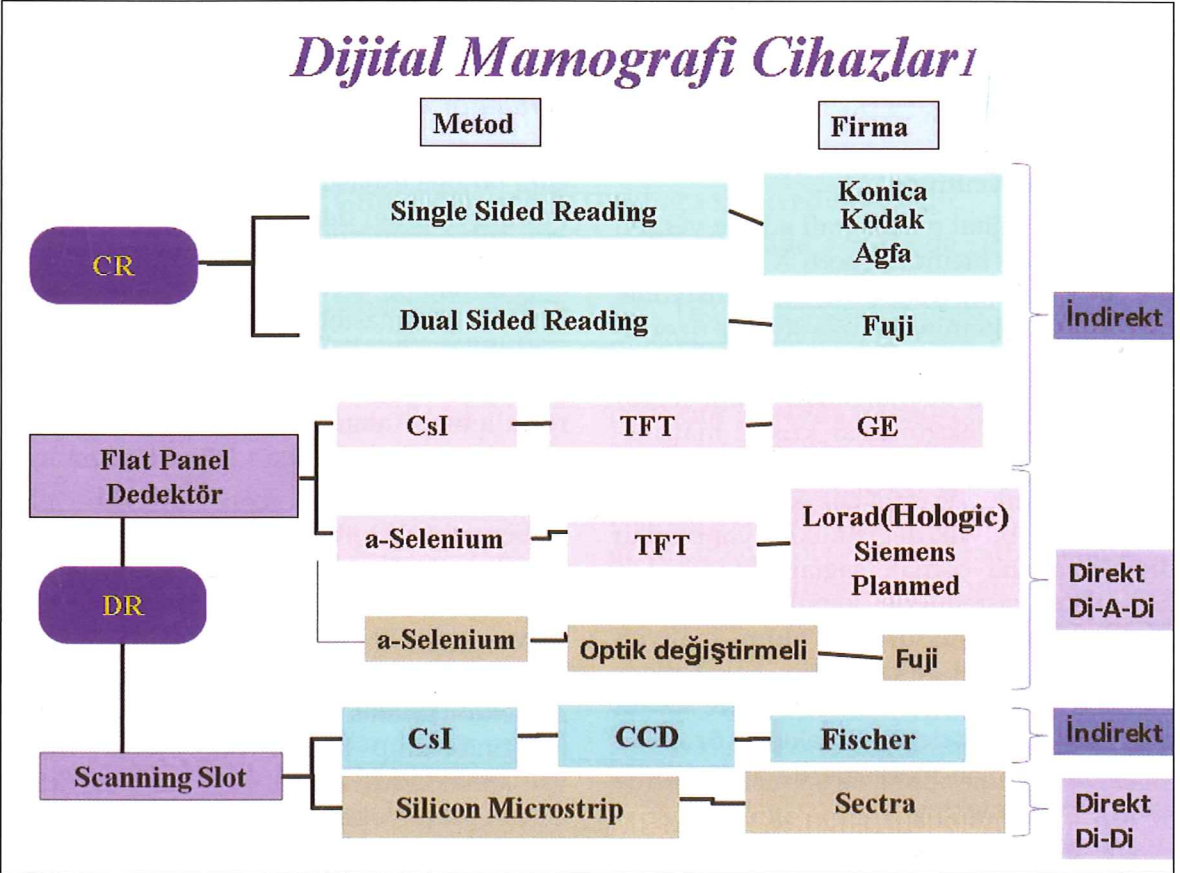
X ışının eksitasyon özelliği maddelerde enerji seviyesini arttırmakta ve alınan enerjiyi ışık veya elektrik enerjisine çeviren maddeler ile enerji geri salınmaktadır. Dijital mamografi sistemlerindeki farklılık X ışını enerjisinin çeşitli yöntemlerle elektrik enerjisine çevrilerek kaydedilmesi esasına dayanmaktadır.

Kompüterize radyografide (CR) sistem fosfor özelliği gösteren *baryum florobromid* kristalinde depo edilen elektronların laser ile okunmasıdır. Aktivatör olarak "europium" kullanılmaktadır. En geniş dinamik aralığa sahip dijital görüntüleme tekniği olan kompüterize radyografi konvansiyonel sistemlere kolaylıkla adapte edilebil-

mektedir. Teknik farklılıklar bir tarafa bırakıldığında ekran film mamografisinden fark kaset içindeki film yerine fosfor plakalarının kullanılmasıdır.

Dijital mamografide ise başlıca indirekt ve direkt olmak üzere iki şekilde görüntü eldesi mümkündür. İndirekt dijital sistemlerde elektron eldesinde iki basamak mevcuttur. İlk olarak Sezyum iyodür (CsI) gibi sintilatör madde ile X ışını ışık fotonlarına çevirilir. Daha sonra ışık fotonları fotodiyodlar ya da CCD ler ile elektron şeklinde okunarak, analog dijital çevirim gerçekleşir. Direkt yöntemde ise amorf selenyum gibi fotokondüktör materyal ile X ışınının doğrudan elektron okuması yapılmaktadır.

Dijital mamografi sistemleri, üreticileri ve özellikleri (Şekil 3) de özetlenmiştir.



Şekil 3. Kompüterize radyografi /CR) sistemi, ışık ile uyarılabilen fosfor plakası bulundurmaktadır. Bu ünitelere *İndirekt Dijital Mamografi* sistemleri adı verilmektedir. *Direkt Dijital Mamografi*de de X ışınlarını ışığa çevrilme basamağı bulunan sistemlere indirekt dedektörlü sistemler denmektedir. Bu sistemlere örnek olarak Sintilatör ve CCD ile "Slot scanning" ve a-Si Diode diziliimli Yassı Panel (flat panel) sintilatör sayılabilir. (Si: silikon, Di: Dijital, A: Analog)

X ışınlarının ışığa hiç çevrilmediği direkt dedektör sistemli dijital mamografi sistemi ise a-Se dizilimli "flat panel" sistemdir. Bunların dışında 2 yeni teknoloji geliştirilmiş olup, ilki çift kat a-Se bulunduran ve a-Se'un dedektörün hem X ışını deteksiyonunda hem de optik değiştirmeli okumada kullanıldığı sistemdir (Amulet, Fujifilm, Japan). İkincisi 2003 yılında Sectra firmasının geliştirdiği foton sayma teknolojisi ile çalışan, "slot scanning" sistemde X ışınının direkt olarak elektrik pulsuna çevrildiği sistemdir (Sectra - Philips Micro Dose).

KOMPUTERİZE RADYOGRAFİ (CR)

İlk CR sistemi (Fuji Medical Systems, Stanford, Conn) 1981 yılında piyasaya çıktı. İlk zamanlarda mamografide de kullanılması na rağmen daha sonra FDA'nın yeterli bilgi birikimi oluşmadığı gerekçesiyle bir süre dijital teknolojilerin mamografide kullanımını yasaklaması ile kullanımı durdu. Sonraki yıllarda DMIST (Digital Mammographic Imaging Screening Trial) çalışmasında kullanıldı. Fuji'nin CR sistemi 2006 yılında FDA onayı da aldı. Artık birçok firmanın özellikle mamografi için adapte edilmiş CR sistemleri mevcuttur.

İndirekt dijital mamografi adı da verilen bu yöntemde memeyi geçen X ışınları fosfor plağı üzerine düşmekte, konvansiyonel mamografi sistemine benzer şekilde üzerinde latent görüntü oluşmaktadır. X ışını absorbsiyonundan kaynaklanan enerji fosfor kristalindeki elektronların kristal matriksden geçici olarak serbestleşmesine neden olur. Günümüzde mevcut konvansiyonel sistemlerde büyük değişiklikler yapmadan dijitalizasyona olanak sağlamaktadır. Diğer dijital sistemlerle karşılaştırıldığında fiyatı daha düşüktür. Kurulum maliyeti ve gider maliyeti de düşüktür. Fakat diğer dijital mamografi sistemlerine göre az da olsa daha yüksek doz içermekte ve özellikle yoğun hasta olan merkezlerde komplike iş akışı gerektirmektedir.

CR plakaları standart ekran film mamografisinin kasetlerine uygun ebatlardadır. Diğer dijital sistemlerdeki tek ebatlı dijital görüntü reseptörlerinin aksine 18x24 ve 24x30 cm boyutlarında konvansiyonel mamografiye benzer plakalar vardır. 100

μ ve 50 μ 'luk piksel boyutlu olan sistemler mevcuttur.

Görüntü kalitesinde efektif piksel boyutu fosfor plakasının kalınlığı, plakada ışığın difüzyonu ve laser ışın demetinin çapı etkilidir. X ışını ile uyarılınca fosfor içerisindeki katmanlarda elektronik yükler değişik oranlarda depolanır ve belirli bir süre sabit kalırlar. Işınlamadan sonra laser ile okuma işlemi yapılır. Kırmızı laser ışığı, "trap" leri deşarj eder ve uyarılmış mavi ışık salınımına neden olur. Mavi ışık "efficient light guide" ile toplanarak "fotomultiplier tüp" tarafından yakalanır. Elde olunan sinyal logaritmik olarak çoğaltılır ve dijital hale çevrilir. Filme veya bilgisayara aktararak dijital görüntü olarak görüntülenir. Görüntüleme plağı tekrar kullanılması için beyaz ışık ile nötralize edilerek bir dahaki çekim için silinir.

DİJİTAL RADYOGRAFİ (DR)

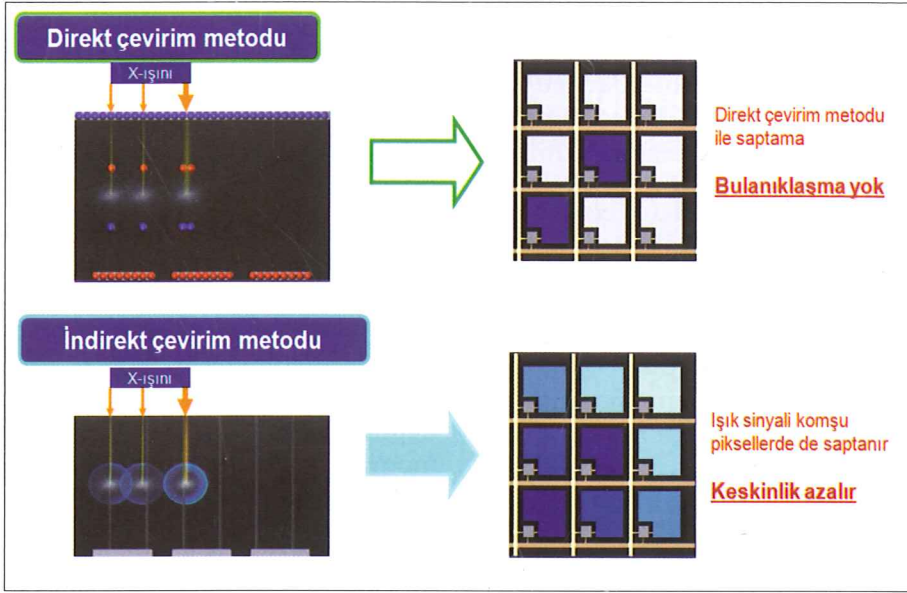
Direkt ve indirekt çevirim metodları (Şekil 4)'te şematize edilmiştir.

Sintilatör ve CCD ile "Slot Scanning"

Meme dar bir x ışını demeti ile taranır. X ışını tarama esnasında uygun dar bir "slot" (yarık şeklinde) dedektörü ile senkron olarak saptanır. Ticari olarak (SenoScan; Fischer Imaging, Denver, Colo) mevcut idi. DMIST çalışmasında kullanılan bu sistem artık hiçbir firma tarafından üretilmemektedir. Ancak günümüzde direkt dijital görüntülemeye olanak sağlayan foton sayma teknolojisinde kullanılan tarama sisteminin öncüsü bu sistemdir.

Sistem CCD ye fiberoptik olarak eşlenmiş Talyum ile aktive CsI sintilatöründen oluşmaktadır.

X ışınları kolime ışın demeti şeklinde dedektöre uygun bir biçimde kullanılır. Dedektör tarama yönünde sadece 1 cm kalınlığında olup 4 adet CCD bitişik olarak yer almaktadır. Ancak tüm memeyi içine alacak kadar uzundur (22 cm). 4000x2048 piksel CCD matriksi ve 21x29 cm FOV (tarama alanı) ile 4,096x5,625 piksel görüntü oluşur. 30 cm lik bir alanı 6 sn de tarayabilir. Dedektör elementi standart rezolüsyon modunda 54 μ ve yüksek rezolüsyon modunda 27 μ a kadar da düşebilmektedir.



Şekil 4. Direkt ve İndirekt çevirim metodlarının karşılaştırılması

Sisteme özgün tungsten-renyum anod tüpü ve molibden, rodyum veya alüminyum gibi 3 filtre seçeneği vardır. “Slot” tarama sisteminin avantajı kompakt bir cihaz olması nedeni ile montajı ucuz ve kolaydır. Her seferinde küçük bir alan ışınlandığından ışın saçılması çok düşüktür. Grid kullanımına gerek duyulmaması toplam meme dozunu azaltmaktadır. Bu sistem güçlü X ışını tüpü ve jeneratöre ihtiyaç duymaktadır. Diğer sistemlere göre daha uzun süre kompresyon gerektirir.

“a-Si Diode” Diziliimli Yassı Panel Sintilatör

“Slot scanning” teknoloji ile beraber indirekt dedektör sistemli dijital mamografi olarak da isimlendirilmektedir. Amorf silikon (a-Si) flat panel sistemi (Senographe 2000D; GE HEALTHCARE) FDA’dan onay alan ilk tam alanlı dijital mamografi sistemidir. 1920x2304 dedektör elementi bulunur 19,2x23 cm’lik bir alanda her piksel boyutu 100 μ ’dur. Sınırlılıkları arasında görüntü reseptör boyutunun küçük olması nedeni ile büyük memelerin tek şutlamada kapsanamaması sayılabilir. Ancak GE firması sonraki yıllarda aynı teknoloji ile üretilen daha büyük dedektörleri de piyasaya çıkartmıştır. Bugün için kullanılan dijital mamografiler içinde piksel boyutu 100 μ ile

en büyük olan dijital teknolojidir. Buna karşılık sinyal gürültü oranında görece olarak sağlanan artış tomosentez tekniğinde diğer sistemlere göre daha iyi sonuçlar vermektedir. 100 μ piksel boyutunun tüm mikrokalsifikasyonların saptanması için de yeterli olduğu kabul edilmektedir.

Bu sistemde a-Si diode sıraları (dedektör) bir tür camın üzerine yerleştirilmiş a-Si TFT matriksinden oluşmaktadır. A-Si dedektörünün hemen üzeri CsI kristalleri (sintilatör) ile kaplanmış olup, sintilatör ile dedektör arasında mesafe olmadığında ışık saçılması minimal olmakta ve Detective quantum efficiency (DQE) yüksek olmaktadır. Her ışığa duyarlı diod elementi TFT aracılığı ile bir kontrol ve bir veri hattına bağlıdır. Fosfordan çıkan ışık emisyonuna bağlı olarak diodda oluşan şarj bu şekilde okunabilir ve dijitalize edilir.

“a-Se” Sıralı Yassı Panel Sistemi

Direkt dedektörlü dijital mamografi olarak isimlendirilen bu sistemde sintilatör yoktur ve ışık fotonu evresi bulunmaz. Her bir X ışını fotonu belirli bir pikseli etkiler. Fotokondüktörler X ışınlarını elektronlara çevirirler ve her bir pikselde toplanan miktarları ölçülür. Fotokondüktörlerde saçılma olmaz. Amorf selenyum (a-Se) en sık kullanılan fotokondüktördür. Amorf selenyumun

X ışını absorbsiyon kapasitesi mamografik enerji düzeylerinde yüksektir. Quantum verimliliği de standart ekranlardan ve CsI sintilatörlerinden yüksektir. Piksel boyutu 70 μ (Hologic) ve 85 μ (Siemens, Philips, Planmed, Giotto) olan ticari ürünler mevcuttur.

Fuji firmasının sisteminde de amorf selenyum dedektör kullanılmakta ancak elde edilen elektrik sinyali TFT ekranlar yerine daha verimli olduğu iddia edilen optik değiştirmeli bir sistemle toplanmaktadır. Bu teknoloji ile üretilen dedektörlerin piksel boyutu 50 μ dur. 18x24 ve 24x30 cm boyutlarında dedektörleri mevcuttur.

Foton Sayma Teknolojisi

Foton sayma tekniği dışındaki tüm sistemlerde dijital olan X ışını analog bir sinyale çevrilmekte ve sonrasında tekrar analogdan dijitale çevrim gerekmektedir. X ışını akan bir sıvı gibi düşünülse de gerçekte tek tek hareket eden fotonlardan oluşmaktadır. Bu tekniği kullanan Philips MicroDose dedektörü her bir X ışını için sayacı bir artırarak işlem yapar. Ara basamak olmaması nedeni ile fotonun yakalanmasından kaynaklanabilecek ve mamografideki piksel değerlerini etkileyecek herhangi bir görüntü oluşmamaktadır. 24x26 cm dedektör boyutu, 50 μ piksel boyut ve düşük dozu avantajlarındadır. DQE %96 olup çok yüksektir.

DİJİTAL TEKNOLOJİYE BAĞLI GELİŞMELER

Telemamografi

Ekran film mamografisinde görüntünün elde edilişi ve raporlanması bir bütün iken günümüzde dijital teknolojinin iletişim olanaklarının gelişmesi sürecin aşamalarını farklı ortamlara taşıyabilmektedir. Dijital teknoloji görüntülerin kaydedilme ve iletiminde standartlar gerektirmektedir. "Bit map" görüntü ve görüntü bilgilerini içeren verinin birleşimi olarak tanımlanabilecek olan DICOM formatı günümüzde standart görüntü formatı olarak kabul edilmektedir. Dijital verilerin depolanması ve transferi ile uzaktan değerlendirme olanağı sağlayan telemamografi için öncelikle hasta kayıtlarının düzenli olarak tutulduğu dijital arşiv

PACS (PACS; picture archiving and communication system) gerekmektedir.

Telemamografi ile radyolog çekim ortamı dışından incelemeyi yönlendirebilir, kaliteyi arttırabilir. Farklı radyologlardan konsültasyon olanağı kolaylaşır ve hızlanır. İlgili klinisyenlere görüntü hızla gönderilebilir, Özellikle vakaların uzak mesafelerdeki doktorlar tarafından paylaşılması radyolog ve klinisyenlerin eğitimine önemli ölçüde katkı sağlamaktadır. Ancak uygulamanın henüz çok kolay olduğunu söylemek olası değildir. Görüntü verilerinin volümü mamografide diğer tanı yöntemlerine göre büyüktür (50 mikronluk piksel sisteminde görüntü yaklaşık 100-130 MB yer kaplar. 20-30 hasta/gün=12-15 GB). Görüntü sıkıştırılması kısmen çözüm oluşturabilir, teknolojik gelişmelere karşın bu boyuttaki görüntü transferi henüz çok kolaylaşmış değildir. Şifreleme ile görüntü güvenliği belli ölçüde sağlanabilmektedir. Sistemin doğru çalışmasındaki en önemli etken bağlantı, sistem entegrasyonu ve iş akışına iletişim içinde radyolog, teknisyen ve sekreter dışında PACS yöneticisi ve ağ uzmanı olan bir ekibin uyumudur. Günümüzde sistemin başarısızlığı teknolojik yetersizliklerden çok ekip çalışmasındaki aksaklıklara dayanmaktadır.

CAD (Bilgisayar Destekli Tanı)

Rutin taramada %21 oranında kanserin gözden kaçmakta olduğu bilinmektedir. Radyologlara kanser saptamada bilgisayar yardımcı olmaktadır. Bu sistemde otomatik olarak kanser ile ilişkili olabilecek karakteristik bölge ve yapılar tanımlanmaktadır. Sistem mikrokalsifikasyon ve dansite şeklinde kuşkulu alanları işaretleyerek tekrar değerlendirilmesini önermektedir. Meme kanseri saptama oranını yükseltmektedir. Lezyon saptamasına yardımcı olan bu sistemler, kanser saptama oranını %19.5-21.2 oranında artırılabilir. Sistemlerin duyarlılığı %91-97 arasında bildirilmektedir. Doğru pozitifler ile karşılaştırıldığında yanlış pozitif oranı oldukça yüksektir. Önceleri ekran film mamografilerinin dijitalize edilmesi ile kullanılmaya başlayan bu bilgisayar programları günümüzde dijital mamografide lezyon saptama ile radyologa yol gösterici ve destek sağlayabilmektedir.

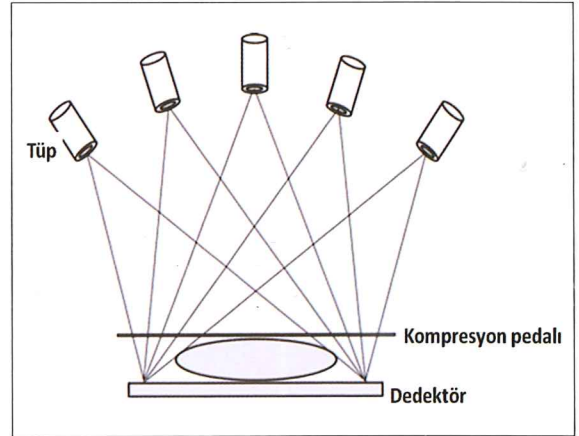
Yanlış pozitif saptamalar nedeniyle zaman alan bir yöntem olmasına karşın tekrarlanabilir olması avantajlarından. Yanlış pozitiflerin azaltılması amacıyla analiz sistemlerinde yapılacak değişikliklerin doğru pozitifleri azaltmadığı gösterilmiştir. Tarama programlarında geri çağırma oranlarını azaltmadığı, tersine arttırdığı bildirilmektedir. Mikrokalsifikasyonların değerlendirilmesinde %100 duyarlı %85 özgül olduğu görülmektedir. Ancak morfoloji ve dağılıma yönelik analiz sistemleri geliştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle yanlış pozitiflerin arttığı düşünülmektedir. Çift okuma ile karşılaştırıldığında CAD yanlış negatifleri 1/3 oranında azaltmaktadır. Çok yoğun merkezlerde özellikle mikrokalsifikasyonların atlanmaması amacıyla yol gösterici olarak kullanılabilir. Normale nazaran daha erken dönemde meme kanseri saptayabileceği bildirilmektedir. Çift okumanın bir alternatifi olarak düşünülmektedir.

TOMOSENTEZ

Konvansiyonel iki boyutlu mamografi sistemlerinin temel sınırlılıklarından biri projeksiyon görüntüleme yöntemi olmasıdır. Projeksiyon yönteminde lezyonların/ dokuların üst üste görüntüsünün oluşması nedeniyle lezyon parankim dokusu içinde süperpozisyonlar nedeniyle gizlenebilmektedir. Lezyonun kontrastı nedeniyle saptanabilir olduğu durumlarda dahi kontur özelliğinin değerlendirilmesi güç olabilmektedir. Tomosentez temelde konvansiyonel tomografi tekniğinin analogu olmakla birlikte dijital mamografi sistemlerindeki bir yazılımdır. Fazladan donanım gerektirmez. Konvansiyonel tomografi objelerin farklı açılardan süpürme yöntemi ile elde edilen projeksiyon görüntülerinin "fulcrum" olarak isimlendirilen odağın değiştirilmesi ile

kesit görüntülerinin elde edilmesi esasına dayanmaktadır, "fulcrum" düzeyindeki yapıların kontur netliği korunurken diğer düzeylerdeki objelerin kontur netliği sıvanma ile kaybolmaktadır. Tomosentezde benzer süpürme metodu ile görüntü elde edilmektedir (Şekil 5). Konvansiyonel tomografinin kullanıldığı dönemlerde dedektör teknolojisi sadece odaklanan bölgede görüntüyü net olarak saptayabiliyordu. Günümüzde gelişmiş dedektör ve rekonstrüksiyon teknolojileri ile kesit görüntüsü bir volüm veri eldesinden sonra, farklı düzeyler ve kesit kalınlığı ile elde edilmektedir (Şekil 6). Bu şekilde memenin yüksek rezolüsyonlu ince kesitsel görüntüleri ortaya çıkmaktadır. Tekniğin uygulanmasında firmalar farklı şutlama sayısı, açı ve görüntü rekonstrüksiyonu yöntemleri kullanmaktadır (Tablo 2).

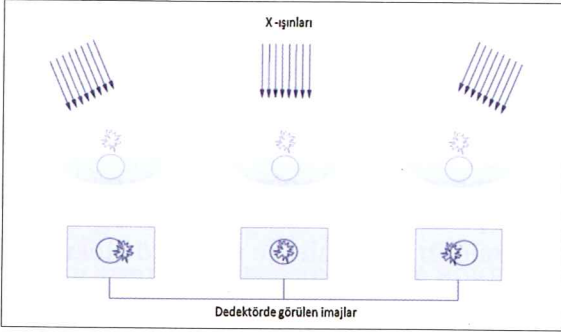
Siemens firması "filtered back projection" kullanmakla birlikte diğer üreticiler "iterative" (tekrarlanan) rekonstrüksiyon algoritmaları kullanmaktadır. Giotto firmasının cihazında diğerlerinden farklı olarak açılar eşit aralıklı değildir. Firmalara göre şut sayısı ve açı derecesi de değişmektedir



Şekil 5. Tomosentezde tüpün süpürme hareketinin şematik görünümü

Tablo 2. Çeşitli firmaların tomosentez uygulama metodlarındaki farklar

	Süpürme açısı	Şut sayısı	Rekonstrüksiyon algoritması	Açı uyumu
Siemens	50	25	filtered back projection	eşit açılı
GE	25	9	iterative	eşit açılı
Hologic	15	15	iterative	eşit açılı
Giotto	40	11	iterative	farklı açı



Şekil 6. Tomosentezde görüntü oluşturma süreci

(9-25 projeksiyon 15-50 derece açı). Henüz bu konularda kabul gören bir standart oluşmamıştır.

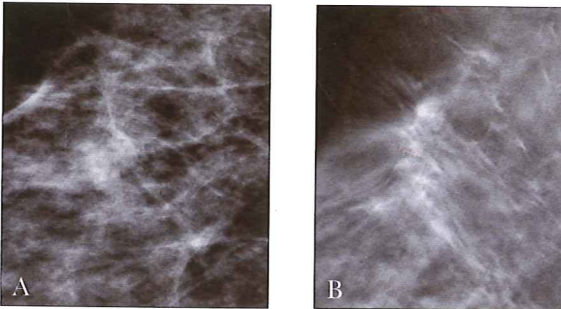
Tomosentez uzun yıllar yüksek dozu nedeniyle FDA onayı alamamıştır. 2011 yılı şubat ayında ilk FDA onayını Hologic firmasının cihazı almıştır. Günümüzde kullanılan tekniğe göre hasta dozu dijital mamografi ile eşit veya çok az daha fazla olabilmektedir. Mikrokalsifikasyonların tek bir kesitte görülebilmesi dezavantajdır. Ayrıca ayrı ayrı kesitlere bakmak radyologların çok zamanını almaktadır. Bu yeni teknolojiye ait kesit görüntülerin hastaların projeksiyon görüntüleri olan eski mamografileri ile karşılaştırılmasında da güçlükler ortaya çıkmaktadır. Bu sebeple üretici firmalar farklı algoritmalarla kesit görüntülerden konvansiyonel mamografi görüntülerinin analogu olan 2 boyuta benzer görüntüler rekonstrükte edebilen yazılımlar geliştirmiştir. Henüz tomosentezin kanser saptama duyarlılığının dijital mamografiden yüksek olduğuna dair literatür verisi

olmamakla birlikte özellikle dens memede fayda sağlayabileceği bildirilmektedir (Resim 1). Sürekli gelişen teknolojisi ile tomosentezin yakın gelecekte benign/malign lezyon ayırımında ek faydalar sunması ve biyopsi sayısı ile geri çağırılan hasta sayısını azaltması beklenmektedir (Resim 2).

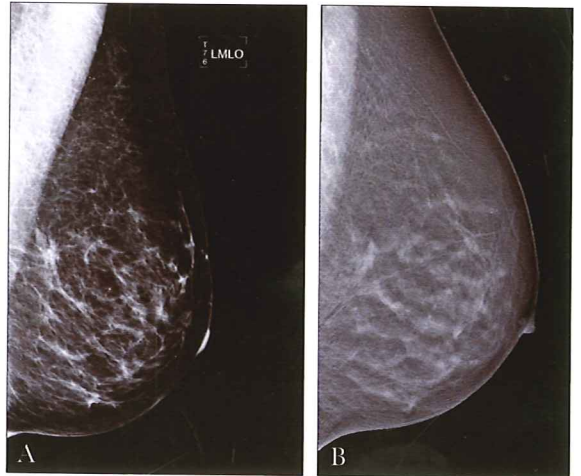
KONTRASTLI DİJİTAL MAMOGRAFI

Kontrastlı dijital mamografi ile MRG'de olduğu gibi damarlanma ve kontrast tutulum verisinin mamografik olarak görselleştirilmesi ile tekniğin duyarlılığının ve özgüllüğünün artırılması amaçlanmaktadır. İlk uygulamaları temporal substraksiyon tekniği ile yapılmıştır. Günümüzde kullanılmamaktadır. İkinci teknik ise çift enerjili kontrastlı spektral mamografidir.

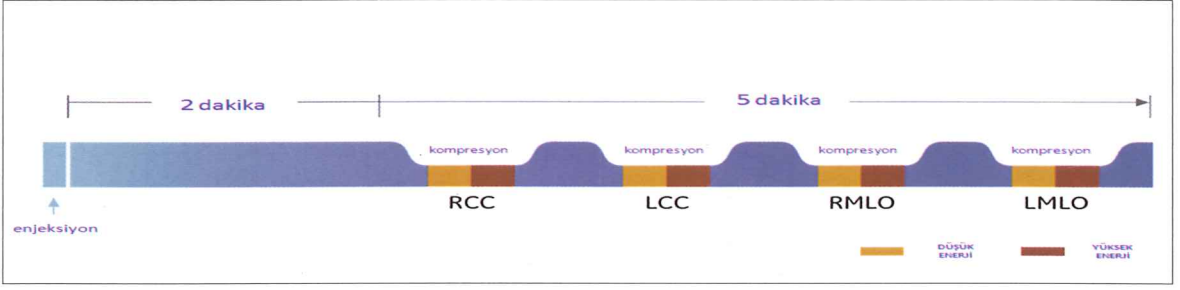
Çift enerjili *kontrastlı spektral mamografide* hastaya venöz yolla BT incelemede olduğu kadar iyotlu kontrast madde enjekte edilir. Çalışma prensibi çift enerjili X ışını absorpsiyon kemik dansitometreleri (DEXA) ile aynıdır. İntravenöz iyodlu kontrast madde enjeksiyonundan iki dakika sonra dört standart projeksiyonda ardı ardına düşük kV ve yüksek kV ile mamogramlar elde edilir (Şekil 7). Her bir projeksiyon için iki mamografik görüntü elde edilir. Biri standart mamografiye benzer, diğeri



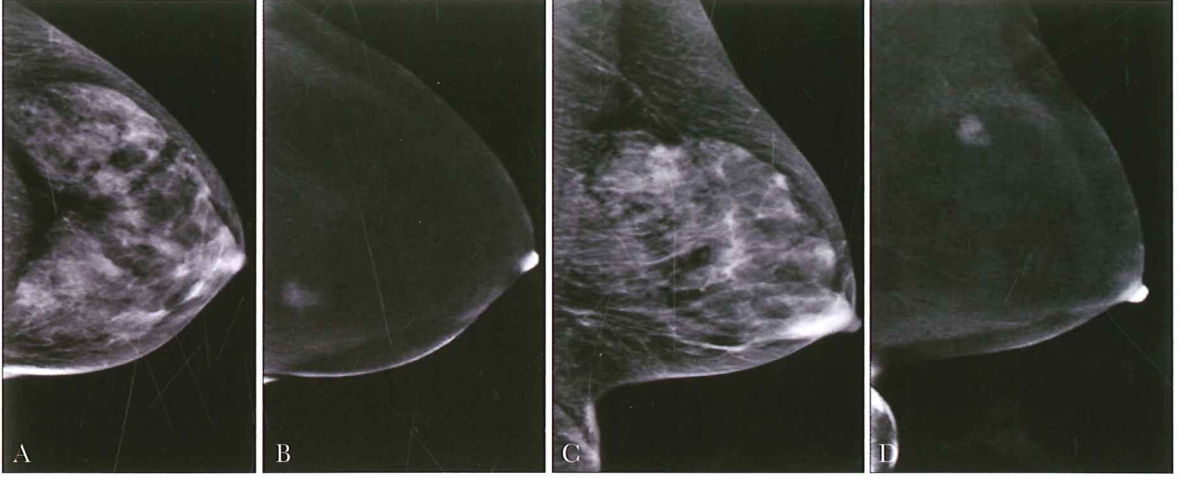
Resim 1. A) Mamografide dens meme parankimi içinde seçilemeyen parankim distorsiyonu **B)** tomosentez görüntüsünde net olarak ayırt edilebilmektedir.



Resim 2. A) Mamografi görüntüsünde retroglandüler bölgede izlenen spiküler konturlu dansitenin **B)** tomosentezde patoloji olmadığı ve süperpozisyona sekonder olduğu anlaşılmaktadır.



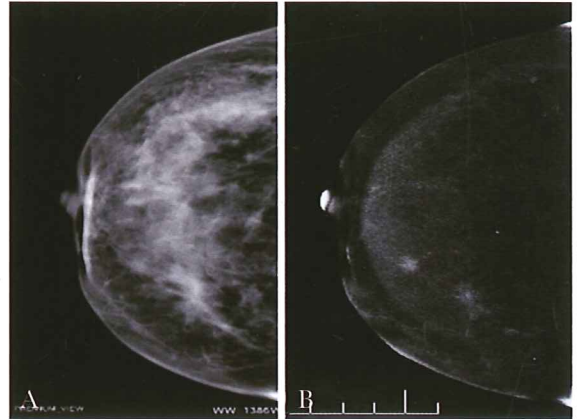
Şekil 7. Kontrastlı mamografide iş akışı



Resim 3. Sağ meme üst iç kadranda ele gelen sertlik tanımlayan olguda, A ve C) Mamografide dens meme zemininde lezyon güçlüğü seçilebilmekte iken B ve D) kontrastlı mamografide CC ve MLO projeksiyonlarının her ikisinde de lezyon net olarak demarke olmakta ve ilave odak izlenmemektedir.

kontrast tutan alanları gösterir (Resim 3). Konvansiyonel mamografiye göre doz yaklaşık %20 artmaktadır. Üretici firma General Electric çift enerjili kontrastlı spektral mamografinin yanlış pozitifleri azalttığını bildirmekte ve ilk klinik çalışmalar malign lezyonları daha doğru boyut ve lokalizasyon ile ortaya koyduğunu göstermektedir.

Görüntü elde etmede araştırılan kontrast tutulum bilgisinin analogu olduğu MRG'ye göre oldukça ucuz bir yöntemdir. Özellikle dens meme zemininde saklanan lezyonları açığa çıkarmada etkin bir yöntemdir. Multisentrisitenin belirlenmesi, lokal yayılım ile rezidü /rekürren lezyonların saptanması ve kemoterapi cevabının değerlendirilmesi gibi potansiyel endikasyonları meme MRG'nin endikasyonları ile benzerlik göstermektedir (Resim 3,4). Gelecekte meme MRG ile taranması önerilen yüksek riskli hasta grubunda tarama amaçlı da kullanılabileceği düşünülmektedir.



Resim 4. A) Sol meme iç kadranda mamografide dens meme zemininde seçilebilen spiküler lezyon mevcut. B) Kontrastlı mamografide ise lezyonun net demarke olmasının yanı sıra anterior ve posterior iki adet ilave odak saptanmaktadır.