

# Dijital mamografi

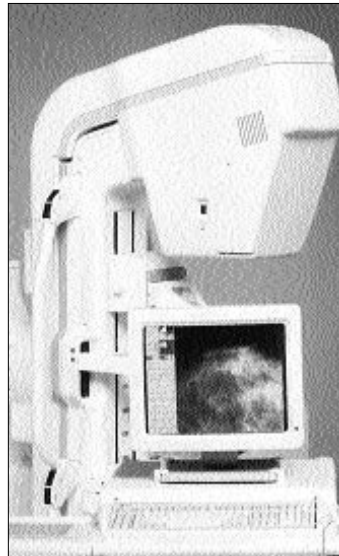
**Selma Tükel**

S. Tükel  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyodiagnostik  
Anabilim Dalı, Ankara

**M**eme görüntüleme gelişmeye yönelik tüm çalışmalar, meme kanserinin erken tanısına katkıda bulunmayı ve bunu yaparken hastalara verilebilecek olası zararın minimal olmasını amaçlamaktadır. Yani hedef, erken dönem tanı oranını arttırmak, bunu daha az x-ışını kullanarak gerçekleştirmektir. Bu amaçla geliştirilmiş olan dijital mamografi, 1992 yılında National Cancer Institute tarafından "meme kanserinin ele alınışında en yüksek potansiyel etkiye sahip gelişen teknoloji" şeklinde tanımlanmıştır (1). Bu tanımlamadan da anlaşılacağı gibi mamografi artan ilgi ile güncelliğini ve önemini korumaktadır.

## Dijital mamografi

Meme kanseri kadınlarda en sık görülen kanserlerdendir (2). Son yıllarda mamografi ile tarama programlarının yaygınlaşmasına bağlı olarak, meme kanseri saptama oranında artış mevcuttur (3). Meme kanserinin en erken bulgusu olan ve %30-50 olguda izlenen mikrokalsifikasyonlar, mamografilerin değerlendirilmesinde kritik bir öneme sahiptir (4-6). Mikrokalsifikasyonların görüntülenmesi için yüksek spasyal rezolüsyon ve yüksek kontrast sensitivite gerekmektedir. Bunu elde etmedeki teknik güçlükler nedeniyle dijital görüntülemenin memede kullanımı gecikmiştir.

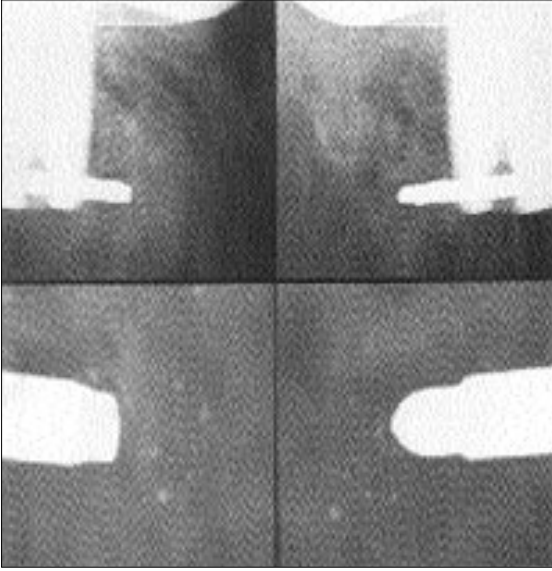


Komputerize radyografilerin klinik kullanımları hakkındaki ilk çalışmalar 90'lı yılların ilk yarısında yayınlanmıştır (7-9). Konvansiyonel filmlerin dijitalize edilmesiyle elde edilen bu deneyimin, spot görüntülerden tüm alan dijital mamografiye geçişte önemli katkısı olmuştur (10).

Spot dijital görüntüler 1992'den bu yana stereotaksik işlemlerde veya spot magnifikasyon görüntüleme kullanılmaktadır (Resim 1).

Tüm alan dijital mamografinin (TADM) rutin kullanımı ancak son zamanlarda mümkün olmuştur.

Bilgisayarlı tomografide olduğu gibi, dijital mamografide de radyasyon re-



**Resim 1.** Dijital mamografi cihazında stereotaksik uygulamalar.

septörü olarak detektör sistemi kullanılmaktadır.

### Mamografik detektörlerin görüntüleme özellikleri

Meme kanserinin iki primer bulgusu, mikrokalsifikasyonlar ve düzensiz sınırlı kitle lezyonlarıdır. Mikrokalsifikasyonların saptanabilmesi için tüm meme alanında 0.15 mm'den küçük kalsifikasyonlar gösterilebilmelidir ve kitle lezyonunun fondaki karmaşık meme doku paterninden ayırt edilebilmesi için üstün kontrast rezolüsyonu gerekmektedir. Bunlar sağlanırken 4.5 cm kalınlıkta komprese edilmiş, 50/50 oranında glandüler/yağ doku paternindeki bir memeye verilen radyasyon dozu 3.0 mGy'den az olmalıdır (11).

Tüm bunların sağlanabilmesi için dijital mamografi detektörlerinde aranan üç özellik vardır :

- 1) Geniş alanda yüksek spasyal rezolüsyon
- 2) Yüksek dinamik ranjla birlikte iyi kontrast rezolüsyon
- 3) Yüksek "detective quantum efficiency" (DQE).

### Yüksek spasyal rezolüsyon ve modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)

#### Spasyal rezolüsyon

Spasyal rezolüsyon birbirine yakın iki çizgiyi ayırt edebilme özelliği, yani uzaysal çözümleme yeteneğidir.

Birbirine yakın iki kitle spasyal rezolüsyonu düşük bir teknikte tek bir kitle gibi görüntülenir. Ancak sistemin kontrast rezolüsyonu yeterli ise, spasyal rezolüsyondan bağımsız olarak bu iki kitle ayrı olarak algılanabilir.

Mamografide spasyal rezolüsyon önemlidir. Milimetrede çözümlenebilen çizgi sayısı yani spasyal rezolüsyon arttıkça, sistem kalitesi artar.

Film mamografilerde milimetrede 17-20 çizgi çifti (line pairs per millimeter, lp/mm) çözümlenebilmektedir. Oysa bilgi depolamadaki teknik güçlükler nedeniyle dijital mamografide bu sayı 10 civarındadır (12).

Çözünürlüğü 10 lp/mm olan bir sistem, 50  $\mu$ m'lik piksel ölçüsünde olacaktır. Böyle bir sistemin piksel ölçüsü 4800x6000 yani 28.800.000 olacaktır (11,12). Bu da dijital ortamda pikselin gri değerlerine bakmaksızın 28.8 megabyte değerindedir (12). Bir pikselinin gri değerinin 16 bit kapasitede olduğu düşünülürse, komputer hafızasının 2 byte'ını kaplar. Sonuç olarak milimetrede 10 çizgi çifti (50  $\mu$ m piksel ölçüsü) çözümleyebilen bir sistemde görüntünün bilgisayarda kapladığı alan 28.8x2=57.6 megabyte olacaktır (12). Gerekli olan bu oldukça geniş imaj kapasitesi, sistemin rutin kullanımındaki gecikme nedenlerinden biridir. Ancak son zamanlarda bilgisayar hafızası genişletilerek sorun çözümlenmiştir.

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

### Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)

MTF, giren sinyalin çıkan sinyale sinüzoidal amplitüd oranıdır. Maksimum "1", minimum "0" değerindedir ve değeri spasyal frekansın bir fonksiyonudur (11).

Yani görüntüleme sisteminin spasyal rezolüsyon kuvveti MTF ile ifade edilir ve genel olarak sistem performansını ifade eder. Spasyal frekansın birim değeri milimetrede sikluslar (mm-1) veya milimetrede çizgi çiftleri (lp/mm) olarak ifade edilir (11) ve MTF çeşitli spasyal frekanslarda sistemin sinyal transferinin ölçüsü ya da fonksiyonu şeklinde tanımlanabilir .

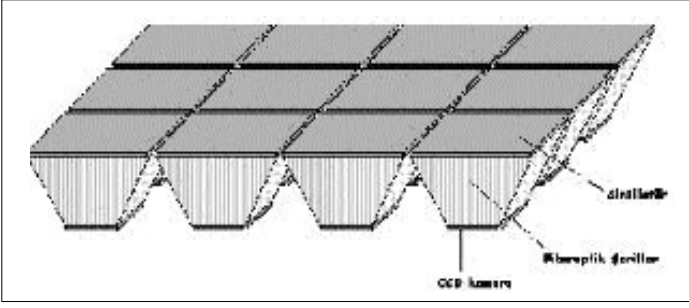
Çoğu görüntüleme sisteminin güvenilir olarak bilgi aktarımı, artan spasyal frekans ile azalmaktadır (birim değer 1'den 0'a doğru gider). Görüntülenen yapı küçüldükçe, buna ait sinyalin frekansı büyür ve sistemin gürültüsünde kaybolabilir. Bu da görüntü kalitesi için negatif bir faktördür.

Ekran-film kombinasyonlarında MTF üstün özellikte olmasına rağmen, fosfor ekranda yayılan ışık tarafından sınırlanmaktadır. Ayrıca film emülsiyonlarının oluşturduğu granülarite gürültüsü, yüksek frekansta ekran film sistemlerinin çözümleme gücünü etkilemektedir.

### Yüksek dinamik ranjla birlikte iyi kontrast rezolüsyon

#### Kontrast rezolüsyonu

Birbirine çok yakın, minimal x-ışın atenüasyon farklılığı gösteren iki yapıyı ayırt edebilme yeteneği, bir sistemin kontrast rezolüsyonudur. Dinamik ranj ile ifade edilir. Dinamik ranj, doğru olarak ölçülebilen maksimum



**Resim 2.** En üstte fosfor plaka, ortada fiberoptik şeritler ve en altta CCD kameradan oluşan CCD dedektörler (12 adet dedektör izlenmekte).

ve minimum sinyallerin oranıdır. Dinamik ranjın artışı, kontrast çözünürlüğünü arttırır.

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

### Detective quantum efficiency (DQE)

DQE'de değerlendirmeler sezgisel değildir ve görüntüleme sisteminin performansını ölçen tek kantitatif değerlendirme yoludur. Quantum etkinliği foton başına üretilen elektron sayısı olarak tanımlanır (13). Çıkan sinyal/gürültü oranının, giren sinyal/gürültü oranına bölümünün karesi olarak tanımlanır (11).

Küçük ve düşük kontrastlı objelerin güvenilir biçimde ayırt edilebilmesi görüntü kontrastına ve sinyal gürültü oranına (SNR) bağlıdır. Ayrıca, sisteminin DQE'si, görüntünün algılanması-çevrilmesi-amplifikasyonu işlemleri devam ederken, sistem girişinde görüntüde mevcut olan SNR değerlerinin ne kadar iyi korunduğuna bağlıdır.

Detektörlerde X ışın fotonlarının değerlendirilebilir verilere dönüşmesi, birkaç basamakta olmaktadır. Örneğin detektör sistemlerinde ışın etkisini arttırmak için kullanılan Sezyum İyodür (CsI) sintilatöründe absorbe edilen X ışın fotonu, daha fazla sayıda görülebilir ışına dönüşmektedir. Işık fotonla-

rı optik olarak elektriksel bir yük oluşturacak şekilde fiberoptik diskler aracılığı ile CCD'ye (charged coupled device) eşleştirilirler. Daha sonra piksellerde oluşan bu elektron yükü analog-dijital (AD) dönüştürücüler tarafından dijital sinyale çevrilir. AD çeviricilerin kapasitesi, analog dijital unite (ADU) ile ifade edilir (14).

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

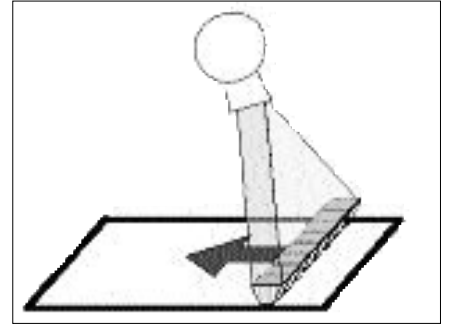
CsI'nın madde özelliği nedeniyle, ekranın X ışın absorpsiyon düzeyi artırıldığında (kalınlık ve partikül boyutunu arttırarak) MTF'deki istenmeyen artışı engellemektedir. Emüsyon kalınlığı 0.150 mm (0.0675q/m<sup>2</sup>) olduğunda, MTF ve absorpsiyon arasındaki denge ideal olacaktır (13).

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

*Sinyal-gürültü oranı (SNR: Signal-to-Noise Ratio)*

Sistem potansiyelinin bir diğer ölçüsüdür. Bir görüntü arzu edilen (sinyal) ve edilmeyen (gürültü) bilgilerin kombinasyonu olarak düşünülebilir. Bunların birbirine oranı da sistem performansını etkiler.

Klasik radyografilerde filmle birlikte kullanılan "ekran"ın oluşturduğu



**Resim 3.** Slot tarayıcı dedektör.

bulanıklık, sistemin (ekran-film kombinasyonunun) spasyal rezolüsyonunu azaltır.

Yüksek frekanslarda (küçük ayrıntılar) SNR çok düşüktür ve görüntü ekran-film dedektörünün gürültüsünde kaybolur. Büyütme mamografilerinde, sinyal geniş bir alana yayılır. Bu alandaki gürültü oranı aynı kalacağından sinyal bölgesini büyütme, sinyalin gürültüye oranını yükseltir.

Ekran-film grafileri ile karşılaştırıldığında, dijital dedektörlerin SNR değerleri daha yüksektir (bu sistemin avantajıdır), ancak ekran-film sistemi daha yüksek MTF oranına sahiptir.

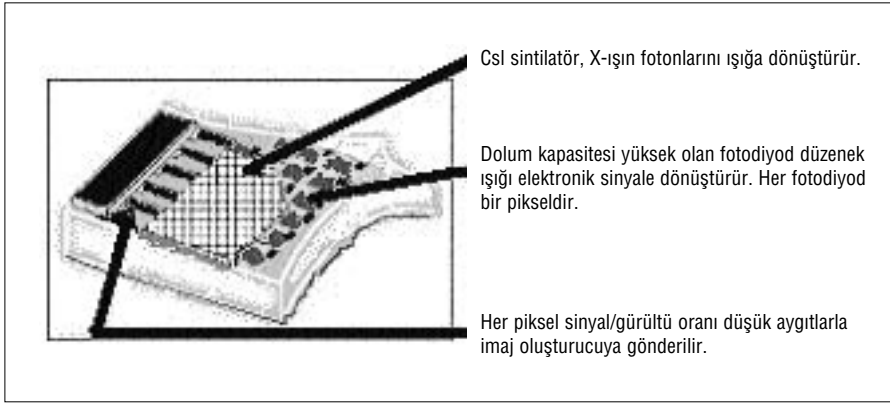
Meme görüntüleme sistemlerinde saçılma önemlidir ve görüntü kontrastını olumsuz yönde etkiler. Elektronik filtrelerle bu etki azaltılmaya çalışılmıştır. Kompresyonla 4-5 cm'den daha fazla sıkıştırılmayan memelerde, grid kullanarak saçılmanın olumsuz etkisini azaltmak ve görüntü kalitesini arttırmak mümkündür.

### Mamografik dedektör tipleri (11)

#### 1) Alan dedektörleri

a) *Fotostimülasyonlu fosfor plakaları:*

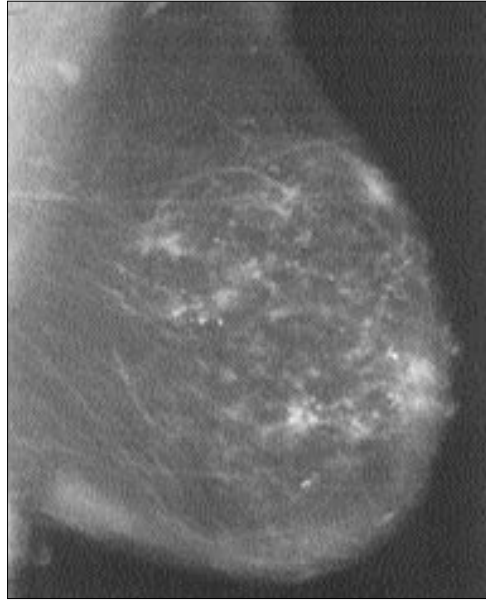
Fotostimülasyonlu fosfor plakalarına kaydedilen latent imaj, fotomultiplier tüp (PMT) ile farkedilebilen görülebilir fotonlar oluşturularak lazer okuyucularla okunur. Ancak fosfor tabakasındaki ışık yansımaları nedeniyle spasyal rezolüsyonu daha azdır. Bu nedenle mamografi gibi kesin rezolüsyon gerektiren işlemlerde tercih edilmemektedir.



Resim 4. Alan detektörü



Resim 5. Dijital görüntülerde yumuşak doku ayrıntıları.



Resim 6. Mikrokalsifikasyonların dijital mamografide görünüşleri.

#### b) Amorf silikon dizileri

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

d) *Yanyana dizilmiş CCD detektör mozayigi (Resim 2):* Fosfor-fiber optik şeritlerle yanyana bağlanmış CCD

detektörlerinden oluşturulan sistemlerdir. Tüm alan görüntülemeye kullanılmaktadır.

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

2) **Slot tarayıcı detektörler** (Resim 3)

Dar bir ışın demeti, aynı boyuttaki sezyum iyodürden oluşan bir detektör sistemi ile eşleştirilir ve boydan boya hareketle tüm memeyi tarar. Tüp ve detektör eşzamanlı hareket eder ve memeden çıkarak detektöre gelen X-

ışınları fiberoptik kablolarla görüntü oluşturmak üzere CCD'lere gönderilir.

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

TDI (Time Delay and Integration) - CCD slot tarayıcı cihazları iki tiptir:

#### I. X ışını optik değiştiricileri

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

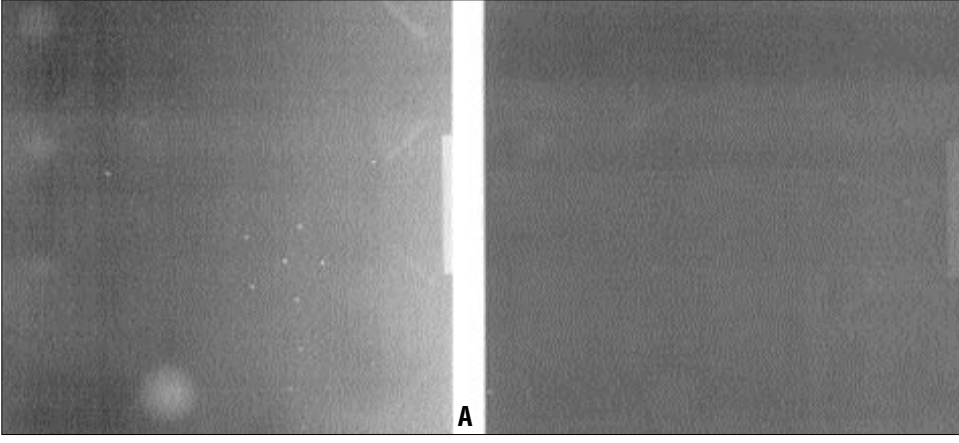
#### II. Fotodiyod okuyucu dizileri

TDI-CCD varyasyonlarından olan bu sistemde, indiyum metali ile piksel-piksel birbirine bağlanmış, silikon kristalinden oluşan iki ayrı semikonduktör çip vardır. Gelen X ışınları direkt olarak üst çipte absorbe olur. Oluşan şarj yükü sürekli olarak yandaki okuyucu çipin yüksek yoğunluktaki (piksel boyutu 40 mikron) entegre devresi kullanılarak okunur. 18x24 cm'lik mamografik görüntünün oluşturulması için 448 sıralı 16 sütunlu detektör şeması kullanılmaktadır. Bu sistemin ön testleri çok yüksek rezolüsyonlu yüksek DQE'ler saptamıştır. Ancak maliyeti yüksektir.

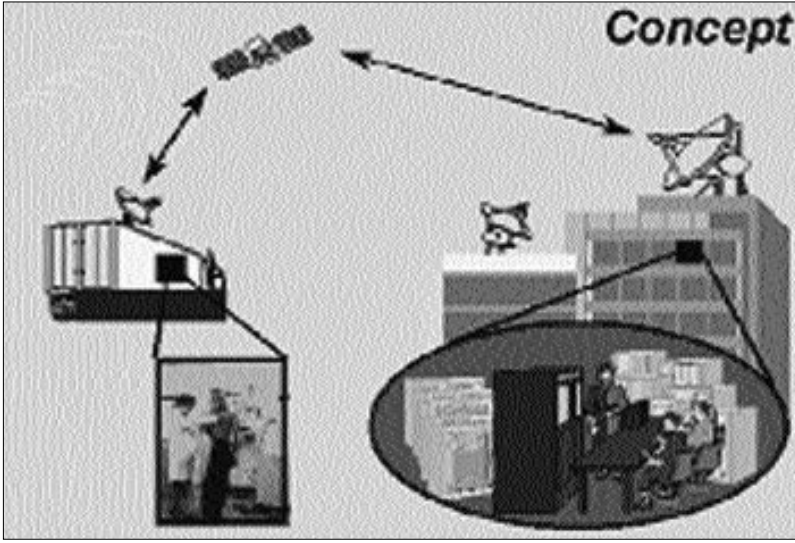
#### Kullanılan dijital sistemlerin dizaynları

Dijital mamografi teknolojisi ile ilgilenen en önemli üç üretici firma bu cihazın dizaynında farklı sistemler kullanmışlardır.

Trex medikal (Danbury, CT) CCD'lere fiberoptik kablolarla bağlanan Sezyum iyodid detektörler kullanmıştır. Memeden gelen radyasyonla karşılaştığında, CsI detektör titreşir. Ortaya çıkan ışık fotonları fiberoptik



**Resim 7. A.** Dijital mamografi (32 kV, 220 mA, hasta dozu 0.65 RAD), **B.** Konvansiyonel mamografi (25 kV, 150 mAs, hasta dozu 1.5 RAD). Fantom görüntülerinde yumuşak doku ve mikrokalsifikasyon ayrıntıları.



**Resim 8.** Telekonsültasyon sistemi

kablolarla CCD'lere iletilir ve burada imajı oluşturan dijital sinyallere dönüştürür.

GE medikal sistemleri (Schencetady, NY), cihazlarında fotodiyod bir düzenekten oluşan amorf silikon yapıda düz bir panel kullanılmaktadır. Sinitilatör, fotodiyodların yüzeyinde CsI bir kaplama şeklinde düzenlenmiştir. Burada fotodiyodlar CsI'den oluşan ışık fotonlarını dijital imaja dönüştürürler (Resim 4).

Fischer görüntüleme (Boulder, CO) slot tarama sistemi kullanır. Bu sistemde 24 cm x 1.4 cm'lik bir alandaki X-ışını demeti bir taraftan diğerine hareketle tüm memeyi tarar. Bu dar ışın demeti aynı boyutta bir detektörle birlikte hareket eder. Bu detektörde fiberoptik kablolarla CCD'lere bağlı CsI bulunmaktadır (15).

Dijital mamografi ve film mamografinin özelliklerini avantajlar ve de-

avantajlar olarak özetleyebiliriz (10,13,15).

### Dijital mamografi

#### Avantajlar:

a) Elde edilen sayısal veriler daha sonra analog sinyallere dönüştürülebilir, TV monitör veya laser printerlere aktarılabilir, röntgen filmlerine basılabilir (Resim 5, 6).

b) Geniş dinamik ranja sahiptir. Böylece görüntü bilgisinde herhangi bir kayıp olmaksızın daha düşük doz kullanılabilir (Resim 7). Kontrast rezolüsyonu artar. Bu yöntemle tanısıl bilgide önemli kayıp olmaksızın %50-70 oranında doz tasarrufu sağlanabilir. Tekrar ekspozür gereksinimi olmaz.

c) Verilerin işlenmesinde değişik seçeneklere sahip olmak mümkündür. Değişik gri değerlerini, latitude'yi,

kontrastı, dansiteyi, gürültüyü kullanmak gibi pek çok seçenek sağlar. Yani aynı verilerin çeşitli prezantasyonu sağlanabilir.

d) Görüntü bilgilerinin manüplasasyonu için komputer kullanımını sağlar.

e) Görüntüleme veya filme kaydetme işlemi daha ucuz ve hızlıdır.

f) Telemamografi ve telekonsültasyon olanağı vardır (Resim 8).

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

h) Yine dijital kontrast subtraksiyon yöntemi yoğun-heterojen dens parankim özelliği nedeniyle takibi zor olan risk grubu hastalarda yarar sağlar.

1) Gerçek dijital sistemler, lezyonların saptanması ve tanısında radyoloğa yardımcı olmak ve görüntü kalitesini arttırmak için yapay zeka sistemlerinin yeteneklerinin artırılmasına izin verir.

i) Yakın gelecekte geliştirilmeye çalışılan sistemler şüpheli kalsifikasyon kümelerinin identifikasyonu sağlayacak, komputer gücünü arttırarak non-

kalsifiye lezyonların da saptanması ve tanısında doğruluk oranını arttıracaktır.

#### *Dezavantajlar:*

- a) Spasyal rezolüsyonu sınırlıdır.
- b) Birbirine komşu ve kontrast farkı çok fazla olan yapıların görüntülenmesinde artefaktlar oluşabilir.
- c) Elde edilen bilgilerin görüntüye dönüştürülmesi veya ekranda izlenmesi işlemi sırasında bilgi kaybı olur. Ucuz elde edilen imaj gösterim cihazları bu kadar yüklü bilgiyi tam anlamıyla ortaya koyamamaktadır. Ancak alan küçüldükçe, daha fazla detay gösterme şansları olmaktadır.
- d) Henüz sistem maliyeti yüksektir.

#### **Film mamografi**

Meme kanserinin erken tanısı için "altın standart" olma özelliğini korumaktadır.

#### *Avantajlar:*

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

#### **Kaynaklar**

1. Shtern F. Dijital mammography and related technologies: a perspective from the National Cancer Institute. Radiology 1992; 183:629-630.
2. Garfinkel L, Catherine MA, Boring C, Heath CW. Changing trends: an overview of breast cancer incidence and mortality. Cancer 1994; 74:222-227.
3. Kessler LG. The relationship between age and incidence of breast cancer: population and screening program data. Cancer 1992; 69:1896-1903.
4. Black JW, Young B. A radiological and pathological study of the incidence of calcification in diseases of the breast and neoplasms of other tissues. Br J Radiol 1965; 38:596-598.
5. Fisher ER, Gregorio RM, Fisher B, et al. The pathology of invasive breast cancer. A syllabus derived from findings of the National Surgical Adjuvant Breast Project (protocol no. 4). Cancer 1975; 36:1-85.
6. Sickles EA. Mammographic detectability of breast microcalcifications. AJR 1982; 139:913-918.
7. Jarlman O, Samvelsson L, Braw M. Digital luminescence mammography: early clinical experience. Acta Radiol 1991; 32:110-113.

#### *Dezavantajlar:*

- a) Filmler, hem detektör, hem de görüntüleme ortamıdır. Görüntülerin tekrar elde edilmesi ve işlenmesi mümkün değildir.
  - b) Çok küçük atenuasyon farkları, film siyahlığında minimal farklılıklar şeklinde sonuçlanır ki bu da kontrastı oluşturur. Film yüksek spasyal rezolüsyona sahip olsa da, yeterli kontrast sağlanamamışsa iki yapıyı birbirinden ayırt etmek mümkün değildir.
  - c) Görüntü bir kez oluştuktan sonra değiştirilemez. Bu da tekrarların daha sık olmasına neden olmaktadır. Örneğin banyo hatası nedeniyle istenen kalitede oluşmayan bir görüntü, tekrarı gerektirebilmektedir. Film görüntünün tek kaydı olduğu için hasar veya kayıp durumunda görüntünün yeniden oluşturulması mümkün değildir.
  - d) Arşivlemek geniş mekanlar gerektirir. Bilgi kayıpları sıkça yaşanır.
  - e) Konsültasyon için filmlerin iletilmesi gerekir. Bu da zaman kaybı ve ekonomik kayıp anlamına gelmektedir. Telekonsültasyon şansı yoktur.
- Sonuç olarak dijital mamografinin klinik uygulamalarında karşılaşılan teknik güçlükler son yıllarda aşılmıştır

ve sağladığı olanaklar ümit vericidir. Yöntemin üstünlüğü çoğu merkezde kabul görmüş, rutin kullanıma girmiştir. Hatta artık "manual intensity windowing (MIW), histogram-based intensity windowing (HIW), mixture model intensity windowing (MMIW), contrast-limited adaptive histogram equalization (CLAHE), peripheral equalization, multiscale image contrast amplification (MUSICA)..." gibi görüntüleme seçeneklerinin birbirine üstünlüklerini araştıran çalışmalar başlamıştır (16,17).

Başlangıçtaki pilot çalışmalar ve firmaların bu aşamadaki bulguları için Pisano'nun çalışmasından (18), farklı görüntüleme sistemlerinin spasyal ve kontrast rezolüsyonuna ilişkin 2000 yılına ait teknik özellikleri için Pisano'nun çalışmasından (16), görüntü oluşturmadaki donanımlar hakkındaki ayrıntılar için Feig (19) ve Kimme-Smith'in çalışmasından (20) yararlanılabilir. Klinik sorunların değerlendirilmesi ise, meme kanserinde dijital mamografi ve konvansiyonel mamografi sonuçlarının karşılaştırıldığı Lewin ve arkadaşlarının çalışmasında mevcuttur (21).

8. Brett DS, Ward S, Parkin GJS, Cowen AR, Sumsion H. A clinical comparison between conventional and digital mammography utilizing CR. Br J Radiol 1994; 67:464-468.
9. Nawano S. Evaluation of digital mammography in diagnosis of breast cancer. J Digit Imaging 1995;8:67-69.
10. Cowen AR, Parkin GJS, Hawkrige P. Direct digital mammography image acquisition. Eur Radiol 1997; 7:918-930.
11. Fajardo LL. Digital mammography performance considerations and current detector designs. In: IBIU'99 final programme book of manuscripts. Freiburg 1999; 121-129.
12. Kopans DB. Future advances in breast imaging. In: Kopans. Philadelphia: DB, ed. Breast Imaging, 2nd ed. Lippincott-Raven Publishers, 1998; 26:816-824.
13. Tesic MM, Piccaro Fisher M, Munier B. Full idea digital mammography scanner. Eur J Radiol 1997; 31:2-17.
14. Williams MB, Simoni PU. Analysis of the detective quantum efficiency of a developmental detector for digital mammography. Med Phys 1999; 26:2273-2285.
15. Reynolds HE. Advances in breast imaging. Hematology/Oncology Clinics of North America 1999; 13:333-348.
16. Pisano ED, Cole EB, Hemminger BM, et al. Image processing algorithms for digital mammography: a pictorial essay. Radiographics 2000; 20:1479-1491.
17. Pisano ED, Cole EB, Major S, et al. Radiologists' preferences for digital mammographic display. The international digital mammography development group. Radiology 2000; 216:820-830.
18. Pisano ED. Current status of full-field digital mammography. Radiology 2000; 214:26-28.
19. Feig SA, Yaffe MJ. Current status of digital mammography. Semin Ultrasound CT MR 1996; 17:424-443.
20. Kimme-Smith C. New digital mammography systems may require different X-ray spectra and, therefore, more general normalized glandular dose values. Radiology 1999; 213:7-10.
21. Lewin JM, Hendrick RE, D'Orsi CJ, et al. Clinical evaluation of a full field digital mammography prototype for cancer detection in a screening setting-work in progress. Radiology 1998; 209:238.