

MEME HASTALIKLARINDA GÖRÜNTÜLEME

Dijital Mamografi ve CAD: Cihaz, Teknik ve Klinik Sonuçlar

Levent Çelik

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 alması 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. Rad-

yolojide 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

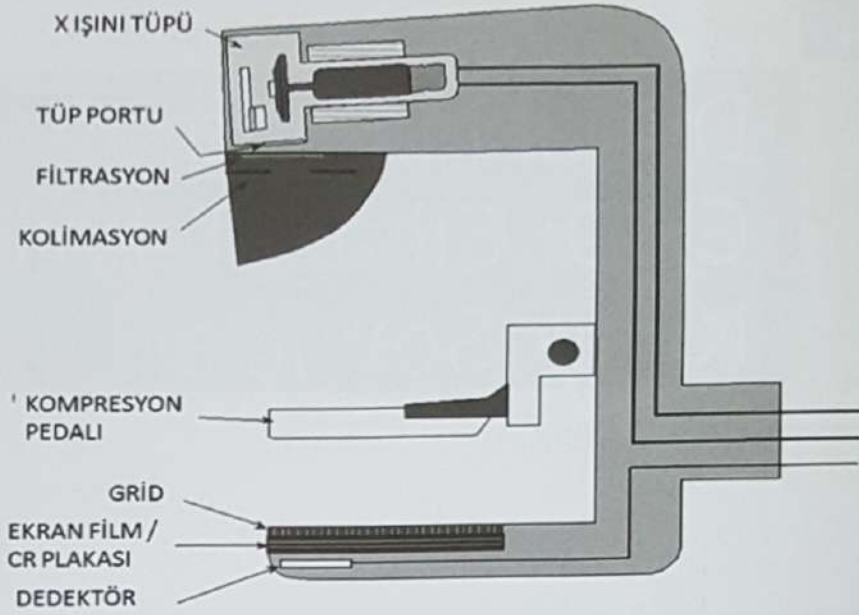
Dijital olmayan mamografi kısaca mamografi veya konvansiyonel mamografi olarak isimlendirilmektedir (**ŞEKİL 4.1-1**). Temelde her iki yöntem de dokuyu geçen X ışınlarının soğurulma derecesine göre görüntü oluşturma mantığına dayansa da, mamografinin röntgenden birçok farkı bulunmaktadır. Bunlar:

DÜŞÜK ENERJİ

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 magnifikasyon 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 se-



ŞEKİL 4.1-1 || Mamografi cihazı; Tüp ve dedektörler.

bebi 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 MATERYALİ

Röntgende kullanılan Tungsten anod yerine konvansiyonel 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 radyasyon (x ışını) üretmektedir.

TOPUK ETKİSİ

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 PENCERESİ

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

FİLTASYON

Röntgende kullanılan aliminyum, 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.

GRİD

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 birkaç dekadda hızla ilerleyen bir radyolojik modalite olmuştur ve günümüzde pek çok merkezde konvansiyonel sistemlerle yer değiştirmiştir.

Dijital mamografi ile ilgili 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

TABLO 4.1-1

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

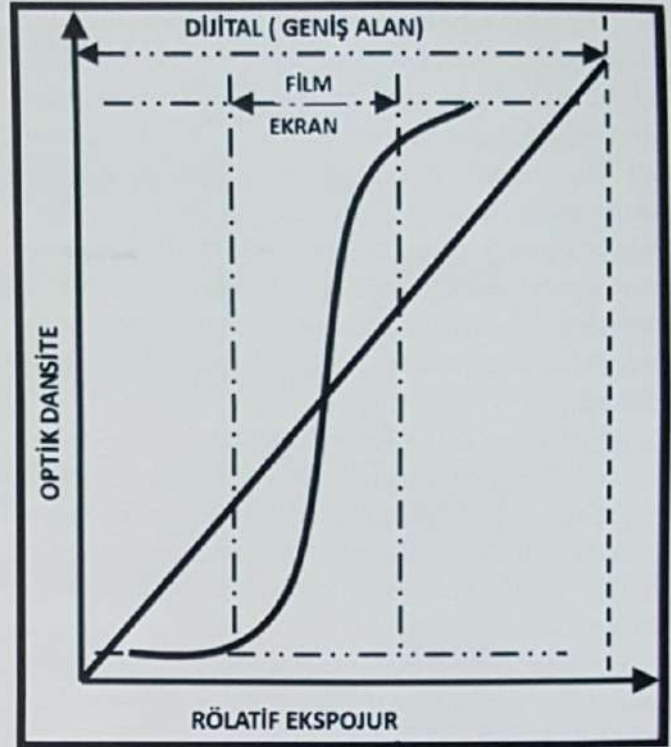
bir aralıkta değişmekte ve bu sayede yüksek sinyal/ gürültü oranı sağlanmaktadır. Konvansiyonel mamografi sistemlerinden farklı olarak dijital mamografide görüntünün elde edilmesi, görüntünün gösterimi ve arşivlenmesi birbirinden bağımsız aşamalarda gerçekleştirilmektedir. Bu aşamalarda yapılan iyileştirmeler 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 4.1-1). Bu şekilde yüksek kVp ve düşük doz ile görüntü elde etmek mümkün olmaktadır. Dijital mamografide hareketsiz hücrel grid sistemleri de kullanılmaktadır.

DİJİTAL MAMOGRAFİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

DİJİTAL MAMOGRAFİNİN AVANTAJLARI

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 tekrarlama sıklığı oldukça azalır (ŞEKİL 4.1-2).
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 "subtraksiyon", mamografik dansite değerlendirmele-



ŞEKİL 4.1-2 || Analog ve dijital mamografide dinamik aralık genişlikleri.

ri ve yapay zeka algoritmaları gibi ileri uygulamalara olanak sağlar.

10. Banyo faktöründeki aksaklıklar tetkik yinelenmesini gerektirmez.

DİJİTAL MAMOGRAFİNİN SINIRLILIKLARI/ DEZAVANTAJLARI

1. Uzaysal rezolüsyon yeterli olmakla birlikte henüz konvansiyonel mamografinin 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 kıyaslanmıştır. 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 edilmiş-

tir. 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 düşünce-sini akla getirebilir. Ancak çalışmanın yapıldığı dönemde esas problem olarak görülen dens memede lezyon saptamayla iyileştirme çabası yağlı memenin dijital protokollerinin görece ihmal edilmesine bağlanabilir. Günümüzde yağlı meme yanında cildinde aynı görüntüde gösterilmesine olanak sağlayan düzeltme protokolleri kullanılabil-mektedir.

Arşivleme ve iletme kolaylıkları gibi dijital teknoloji-nin sağladığı avantajlara ayrıca vurgu yapılan çalışmada 50 yaş üzeri ve/veya yağlı meme dokusuna sahip kadın-larda iki teknik arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Öte yandan dijital teknolojilerin karşılaştırılmasında da sis-temler arasında anlamlı fark izlenmemiştir.

Bir diğer çalışma olgularını (50-69 yaş arası 18,239 kadın) Norwegian *Breast Cancer Screening Program-me* (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 değeri yüksek ve geri çağırma oranı anlamlı derecede düşük olduğu ortaya konmuştur.

Dijital mamografinin özellikle mikrokalsifikasyon saptanmasında daha üstün olduğunu bildirmektedirler.

DİJİTAL MAMOGRAFİDE DOZ

Yapılan çalışmalar kompüterize radyografi dışındaki di-jital mamografi teknolojilerinde hasta dozunun daha az olduğunu 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 araştı-rmacılar konvansiyonel mamografi ile karşılaştırıldığında dijital mamografi ile hasta dozunun %25'e varan oranda azaltılabileceği bildirmektedir. Yeni teknolojiler ile doz azalmasıdaki bu oranın daha artacağı 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 baş-layan dijital mamografi teknolojisi 1999 yılında amorf si-likon ve "charged couple device" (CCD) ile 2002 yılında amorf selenyum (a-Se) fotokondüktörü ile 2003 yılında ise foton sayma tekniği ile *rezolusyon* ve *DQE* ("Detective quantum efficiency"= Quantum verimliliği) olarak geliş-meye devam etmektedir.

X ışının eksitasyon özelliği maddelerde enerji seviye-sini arttırmakta ve alınan enerjiyi ışık veya elektrik enerji-sine çeviren maddeler ile enerji geri salınmaktadır. Dijital mamografi sistemlerindeki farklılık X ışını enerjisinin çe-şitli yöntemlerle elektrik enerjisine çevrilerek kaydedil-mesi esasına dayanmaktadır.

Kompüterize radyografide (CR) sistem fosfor özelli-ği gösteren *baryum florid bromid* kristalinde depo edilen elektronların laser ile okunmasıdır. Aktivatör olarak "europium" kullanılmaktadır. En geniş dinamik aralığa sahip dijital görüntüleme tekniği olan kompüterize rad-yografi konvansiyonel sistemlere kolaylıkla adapte edile-bilmektedir. Teknik farklılıklar bir tarafa bırakıldığında ekran film mamografisinden fark kaset içindeki film yeri-ne fosfor plakalarının kullanılmasıdır.

Dijital mamografide ise başlıca indirekt ve direkt ol-mak üzere iki şekilde görüntü eldesi mümkündür. İndi-rekt dijital sistemlerde elektron eldesinde iki basamak mevcuttur. İlk olarak Sezyum iyodür (CsI) gibi sintilatör madde ile X ışını ışık fotonlarına çevirir. Daha sonra ışık fotonları fotodiyodlar ya da CCD ler ile elektron şeklinde okunarak, analog dijital çevirim gerçekleşir. Direkt yön-temde ise amorf selenyum gibi fotokondüktör materyal ile X ışınının doğrudan elektron okuması yapılmak-tadır.

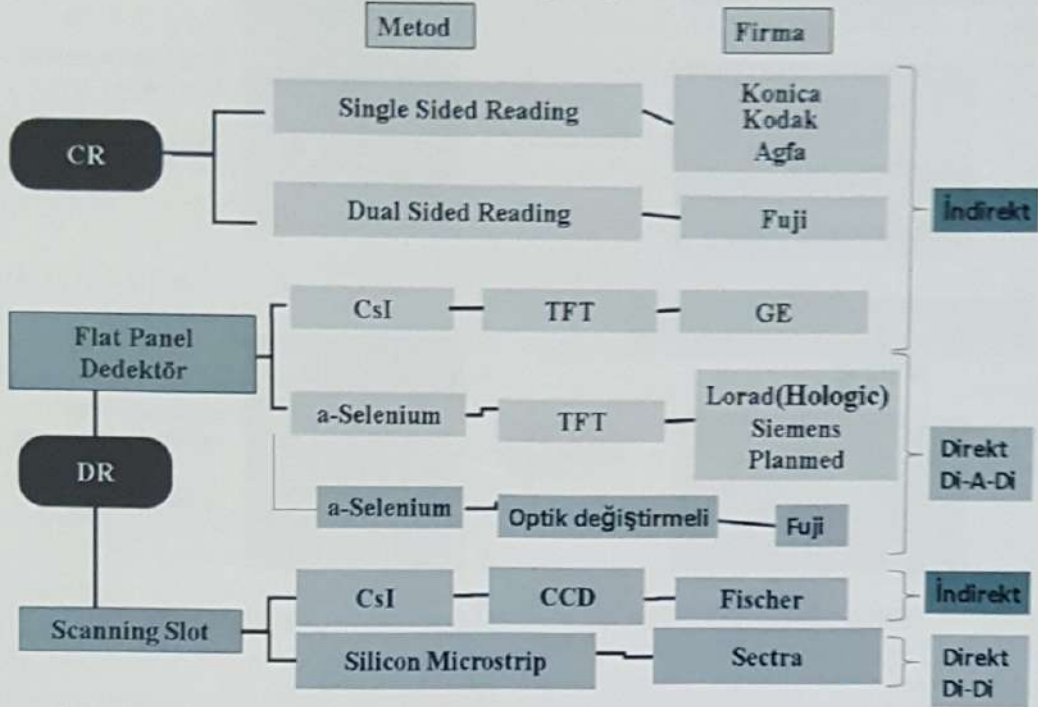
Dijital mamografi sistemleri, üreticileri ve özellikleri **ŞEKİL 4.1-3'**de özetlenmiştir.

KOMPUTERİZE RADYOGRAFİ (CR)

İlk CR sistemi (Fuji Medical Systems, Stanford, Conn) 1981 yılında piyasaya çıktı. İlk zamanlarda mamografi-de de kullanılmasına rağmen daha sonra FDA'nın yeter-li bilgi birikimi oluşmadığı gerekçesiyle bir süre dijital teknolojilerin mamografide kullanımını yasaklaması ile kullanımı durdu. Sonraki yıllarda DMIST (the 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 üze-rinde latent görüntü oluşmaktadır. X ışını absorpsiyonun-dan kaynaklanan enerji fosfor kristalindeki elektronların

Dijital Mamografi Cihazları



ŞEKİL 4.1-3 || Komputere 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 Sintilatör sayılabilir (Si: silikon). X ışınlarının ışığa hiç çevrilmediği direkt dedektör sistemli dijital mamografi sistemi ise a-Se diziliimli 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 değıştirmeli 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) . Di: Dijital, A: Analog.

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 toplanır.

rak "fotomultiplier tüp" tarafından yakalanır. Elde olunan sinyal logaritmik olarak olarak çoğaltılır ve dijital hale çevrilir. Filme veya bilgisayara aktarılarak dijital görüntü olarak görüntülenir. Görüntüleme plağı tekrar kullanılması için beyaz ışık ile nötralize edilerek bir dahaki çekim için silinir.

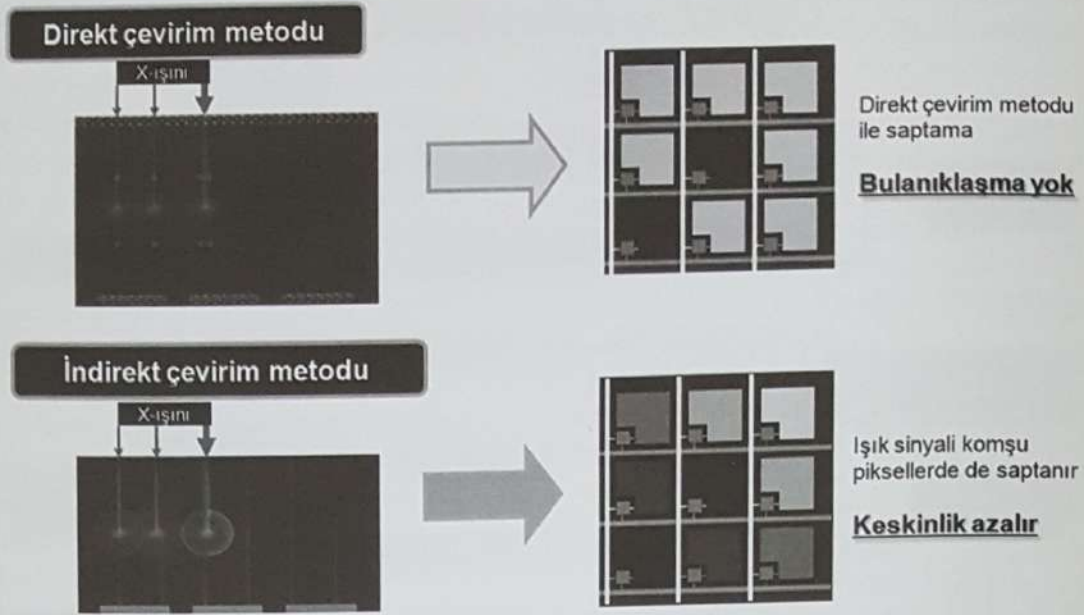
Günümüz meme radyolojisinde sıklıkla kullanılan tomosentez sistemlerinin CR sistemleri ile çalışmaması, CR tabanlı dijital mamografi sistemlerinin kullanımlarını kısıtlamakta ve artık popüleritesini azaltmaktadır. Gittikçe fiyatı düşen, ve tomosentez ile kontrastlı mamografi gibi ileri uygulamaları da yapabilen flat dedektörler sayesinde artık mamografi uygulamalarında temel dedektör sistemi dijital flat panel dedektörler olmaktadır.

DİJİTAL RADYOGRAFİ (DR)

Direkt ve indirekt çevirim metodları **ŞEKİL 4.1-4**'te şematize edilmiştir.

SİNTİLATÖR VE CCD İLE "SLOT SCANNİNG"

Meme dar bir x ışını demeti ile taranır. X ışını tarama esnasında uygun dar bir "slot" (yarık şeklinde) dedektörü



ŞEKİL 4.1-4 || Direkt ve İndirekt çevirim metodlarının karşılaştırılması.

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 1cm kalınlığında olup 4 adet CCD bitişik olarak yer almaktadır. Ancak tüm memeyi içine alacak kadar uzundur (22 cm) erCCD matriksi 4000x2048 piksel ve FOV (tarama alanı) 21x29 cm 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 düşebilmektedir. Sisteme özgün tungsten-rhenium anode tüpü ve molibden rhodium 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 ışımlandığından 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-Sİ DİODE" DİZİLİMLİ YASSI PANEL SİNTİLATÖR

"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 den onay alan ilk tam alanlı dijital mamografi sistemidir. 1920x2304 dedektör elementi bulundurur 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 olmaktadır. 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 diod da oluşan şarj bu şekilde okunabilir ve dijitalize edilir.

A-SE SIRALI FLAT PANEL SİSTEM

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 biri piksel de toplanarak miktarları ölçülür. Fotokondüktörlerde saçılma olmaz. Amorf selenyum (a-Se) en sık kullanılan fotokondüktördür. Amorf selenyumun X ışını absorpsiyon kapasitesi mamografik enerji düzeylerinde yüksektir. Quantum verimliliği de standart ekranlardan ve CsI sintilatörlerinden yüksektir. Pixel 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 TEKNOLOJİSİ

Foton sayma tekniği dışındaki tüm sistemlerde dijital olan X ışını analog bir sinyale çevrilmekte ve sonrasında tekrar analogdan dijitala 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 gürültü oluşmamaktadır. 24x26 cm dedektör boyutu, 50 µ piksel boyut ve düşük dozu avantajlarındadır. DQE %96 olup çok yüksektir.

DİJİTAL TEKNOLOJİYE BAĞLI GELİŞMELER TELEMAMOGRAFİ

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) gerektirmektedir.

Telemamografi ile radyolog çekim ortamı dışından incelemeyi yönlendirebilir, kaliteyi artırabilir. Farklı radyologlardan konsültasyon olanağı kolaylaşır ve hızlanır. İlgili klinisyenlere görüntü hızla gönderilebilir, Özellikle vakaların uzak mesafelerdeki doktorlar tarafından paylaşılması ile 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 hekim içerisinde 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 (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TANI)

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 kuşku alanları işaretleyerek tekrar değerlendirilmesini önermektedir. Meme kanseri saptama oranını yükseltmektedir. Lezyon saptanmasına yardımcı olan bu sistemler, kanser saptama oranını %19.5-21.2 oranında arttırmaktadırlar. 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 avantajlarındandır. Yanlış pozitiflerin azaltılması amacıyla analiz sistemlerinde yapılacak değişikliklerin doğru pozitifleri azaltmadığı gösterilmiştir. Tarama programlarında geri çağırma oranlarını azaltmadığı, tersine artırdığı 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.

Günümüzde yapay zeka uygulamaları ile geliştirilmiş ve günlük iş akışında karar destek sistemleri şeklinde çalışan CAD sistemler, yakın gelecekte yaygın kullanım alanı bulacaktır.

KAYNAKLAR

1. Angelo T. Generalized subtraction methods in digital mammography. Eur J Radiol 2009; 72: 447-453
2. Baker JA, Lo JY, delong DM, Floyd CE. Computer-aided detection in screening mammography: variability in cues. Radiology 2004; 233: 411-7

3. Bushberg JT, Siebert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Baltimore, Md: Lippincott, Williams & Wilkins, 2002
4. Destoinis SV, DiNitto P, Logan-Young W, et al. Can computer-aided detection with double reading of screening mammograms help decrease the false-negative rate? Initial experience. *Radiology* 2004; 232: 578-84
5. Good WE, Abrams GS, Catullo VJ, et al. Digital breast tomosynthesis: a pilot observer study. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 190: 865-9
6. Gur D, Sumkin JH, Rockette HE, et al. Changes in breast cancer detection and mammography recall rates after the introduction of a computer-aided detection system. *J Natl Cancer Inst* 2004; 96: 185-90
7. Gürsoy Bulut M. Dijital mamografi fiziği. Ed: Fazıl Gelal. Radyoloji Fiziği. Nobel Tıp, İstanbul, 2020, 48-55
8. Haus AG, Yaffe MJ. Screen-film and digital mammography: Image quality and radiation dose considerations. *Radiol Clin North Am* 2000;38: 871-898
9. Helvie MA, Hadjiiski L, Makariou E, et al. Sensitivity of noncommercial computer-aided detection system for mammographic breast cancer detection: pilot clinical trial. *Radiology* 2004; 231: 208-14
10. Hendrick RE, Berns EA. Optimizing techniques in screen-film mammography. *Radiol Clin North Am* 2000; 38: 701-718
11. Hendrick RE, Smith RA, Rutledge JH 3rd, Smart CR. Benefit of screening mammography in women aged 40-49: a new meta-analysis of randomized controlled trials. *J Natl Cancer Inst Monogr* 1997;22: 87-92
12. Jemal A, Tiwari RC, Murray T, et al. Cancer statistics, 2004. *CA Cancer J Clin* 2004; 54: 8-29
13. Kallergi M. Computer-aided of mammographic microcalcification clusters. *Med Phys* 2004; 31: 314-26
14. Leader JK, Hakim CM, Ganott MA, et al. A multisite tele-mammography system for remote management of screening mammography: an assessment of technical, operational and clinical issues. *J Digital Imaging* 2006; 19: 216-25
15. Lou SL, Sickles EA, Huang HK, et al. Full-field direct digital tele-mammography: Technical components, study protocols, and preliminary result. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 1997; 1: 270-8
16. Mahesh M. Digital mammography: An overview. *Radiographics* 2004; 24: 1747-1760
17. Niklason LT, Kopans DB, Hamberg LM. Digital breast imaging tomosynthesis and digital subtraction mammography. *Breast Dis* 1998;10: 151-64
18. Nystrom L, Rutqvist LE, Wall S, et al. Breast cancer screening with mammography: Overview of Swedish randomized trials. *Lancet* 1993; 341: 973-978
19. Oktay A. Mamografi cihazı seçiminde önemli noktalar. Ed: Fazıl Gelal. Radyoloji Fiziği. Nobel Tıp, İstanbul, 2020; 56-58
20. 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: 1773-1783 [Published correction appears in *N Engl J Med* 2006;355(17):1840.]
21. Pisano ED, Hendrick RE, Yaffe MJ. Diagnostic accuracy of digital versus film mammography: exploratory analysis of selected population subgroups in DMIST. *Radiology* 2008; 246: 376-83
22. Park JM, Franken EA, Jr, Garg M, et al. Breast tomosynthesis: Present considerations and future applications. *Radiographics* 2007; 27 Suppl 1: S231-40
23. Williams MB, Fajardo LL. Digital mammography: performance considerations and current detector designs. *Acad Radiol* 1996; 3: 429-437
24. Yaffe MJ. AAPM tutorial. Physics of mammography: Image recording process. *Radiographics* 1990; 10: 341-363
25. Zheng B, Leader JK, Abrams G, et al. Computer-aided detection schemes: The effect of limiting the number of cued regions in each case. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182: 579-83

Levent Çelik

Günümüzde kadınlarda en sık rastlanan kanser olan meme kanserinin taraması mamografi ile yapılmaktadır. Mamografi taramaları ile erken tanı ve kanser ölümlerinde azalma sağlanmıştır. Ancak mamografinin yoğun memelerde sensitivitesi düşüktür. Tomosentez ise bu konuda radyologa daha fazla bilgi verebilmektedir. Ayrıca meme manyetik rezonans görüntülemesi (MRG) yöntemi yüksek riskli hastalarda başka bir tarama metodu olarak kullanılabilir.

Meme MRG ve tomosentez metodları ile elde edilen verilerin yüksek boyutlu ve karmaşık yapısından dolayı değerlendirilmesi zor ve zaman alıcıdır. Radyologların film okumadaki verimliliğinin ve doğruluğunun artırılması için bilgisayar destekli bir çok yardımcı sistem geliştirilmiştir.

Radyolojide görüntüler sadece birer imaj değil aslında görüntünün temelini oluşturan dijital verilerdir. 2012 den bu yana, makine öğrenimi (*machine learning*), bilgisayarlı görü (*computer vision*) ve tıbbi görüntü analizinde derin öğrenme (*deep learning*) algoritmalarının ortaya çıkması ile devrimsel gelişmelere tanık olmaktadır. Bu alanın gidişatı 2012 de ILSVRC (*ImageNet Large Scale Visual Recognition Competition*) yarışmasının Evrimsel Sinir Ağı (*Convolutional Neural Networks- CNN*) algoritmasının kazanmasıyla deyim yerindeyse bir gecede tamamen değişmiştir. Derin öğrenme algoritmasının görüntü analizindeki başarısıyla birlikte 2012 den bu yana konu ile ilgili araştırmalar katlanarak artmıştır. Derin öğrenme yöntemlerinin ve evrimsel sinir ağı algoritmasının diğer alanlardaki görüntü analizindeki başarıları, medikal görüntü analizinde de umut vaad etmektedir. Evrimsel sinir ağı algoritması yıllardır kullanılmasına rağmen son yıllarda fazlasıyla gündeme gelmesinin üç temel nedeni vardır: (a) büyük miktarda etiketlenmiş ve kategorize edilmiş veriye ulaşılabilmesi, (b) ucuz ve güçlü bilgisayar donanımlarına erişilebilmesi, (c) eğitim teknikleri ve eğitim mimarisindeki değişiklikler.

Derin öğrenme mimarisi (*deep learning architecture*) nin bir bölümü olan CNN, görüntülerin işlenmesinde kullanılan ana yapıdır. 2012'den bu yana CNN kompleks yapısı ve bu alandaki artan etkisi günümüzde daha belirgin olarak karşımıza çıkmaktadır. Derin öğrenmenin faydalarından birisi de sistemin kendi kendine öğrenebilmesidir; yani insan tarafından görüntü özelliklerinin tanımlanması ve ilgili hesaplamaların bilgisayarlara öğretilmesi yerine derin öğrenme ile bilgisayarlar görüntü özelliklerini kendileri öğrenmektedirler. Böylece derin öğrenme yöntemleri ile görüntü özelliklerinin bilgisayarlara insanlar tarafından öğretilmesinden, bilgisayarların görüntü özelliklerini kendilerinin öğrenmesi aşamasına geçilmiştir.

Yapay zeka günümüzde tüm bilim dalları arasında öne çıkan bir başlıktır. Yapay zekanın sağlık bilimleri içinde etkisinin en belirgin olduğu bölüm medikal görüntülemedir. 10 yıl öncesinde yapay zeka ile ilgili yayınlar yılda ancak 100 kadar iken günümüzde bu sayı yılda 700-800 lere kadar artmıştır.

MAMOGRAFI

Bilgisayar destekli tanı (*Computer Aided Detection- CAD*) yazılımları 1990 ların başlarında mamografide meme kanseri saptanması için geliştirilmiştir. 1998 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) meme kanserinin tanısında CAD kullanımını onaylamıştır. 2002 yılında ise CAD sisteminin sağlık sektöründe geri ödeme yapılmasına başlanmıştır. İlk CAD sistemi makine öğrenimi sistemleri (*machine learning systems*)'nin üzerine kurulmuş olup, bu sistemlerde özgüllükten daha çok duyarlılık ön plandadır. Amerika'da medikolegal yapı nedeniyle kullanımı yaygın olmasına karşın dünyada bu yaygınlığa ulaşamamışlardır.

CAD sistemleri radyologların lezyonları bulma ve tanıya gitmelerindeki performanslarına yardımcı olmak amacıyla ortaya çıkmıştır. Mamografide gözden kaçan veya yanlış yorumlanan lezyonların minimize edilmesi için önemlidir. Bu sistem gözden kaçan her 4 lezyondan birisini yakalayabilmektedir. Ancak CAD kullanımının meme kanseri taramalarındaki faydaları hala net değildir. Geleneksel CAD sistemlerinin düşük özgüllüğü nedeniyle taramada maliyet etkinliği geliştirebildiğini net olarak gösterememiştir.

Derin öğrenme, konvolüsyonel sinir ağları ile yapay zekadaki (Artificial Intelligence-AI) önemli gelişmeler, meme kanseri tanısı ve birçok tıbbi görüntüleme uygulamasında insanlar ile bilgisayarlar arasındaki performans farkını gün geçtikçe azaltmaktadır. Bu nedenle yeni nesil derin öğrenme temelli CAD sistemleri meme kanseri tarama programlarının gelişimine yardımcı olabilir. Yapay zeka algoritmalarının evrimi ile birlikte sisteminin tarama programlarına sağladığı yardım da artacaktır. Araştırmalar, CAD'i karar destek aracı olarak kullanmanın radyologlara geleneksel yaklaşımdan daha fazla yardımcı olduğunu göstermiştir. Ancak CAD sistemlerinin eski ve yeni mamografileri (zamansal karşılaştırma), sağ ve sol görüntüleri (simetri karşılaştırma) yapamaması verimini kısıtlamaktadır.

Araştırmalar meme radyologlarının, karar destek sistemine okumaya kıyasla bir yapay zeka ile geliştirilmiş karar destek sistem desteği ile okuma yapıldığında daha yüksek bir tanı performansına sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca raporlama sürelerinin, geleneksel okuma ile derin öğrenme algoritmaları kullanan karar destek sistemli okumada benzer olduğu görülmüştür. Günümüzde derin öğrenme ile geliştirilmiş yapay zeka algoritmaları, mamografide meme kanseri tanısında radyologlarınkine benzer bir performans göstermektedir.

Derin öğrenme ile geliştirilen yapay zeka programları yüksek çözünürlüklü mamografi görüntülerini parçalara bölerek ve bunları inceleyerek algılar. Mamogram görüntüsünü bir bütün olarak ele almaz. Yakın gelecekte derin öğrenme algoritması ve buna destek olan donanımların gelişmesiyle birlikte bu engellerin üstesinden gelinecektir. Derin öğrenme tabanlı CAD sistemleri daha da iyi karar destek sistemleri konumuna ulaşacaktır.

Tomosentez değerlendirmeleri ise radyologlar için daha fazla zaman gerektiren uygulamalardır. Tomosentez okuyan derin öğrenme sistemli CAD sistemleri de geliştirilmektedir. Bu karar destek sistemleri radyologu direkt ilgili tomosentez kesitine getirmekte ve imaj üstünde patolojik bölgede risk skorlaması yapmaktadır.

MEME MRG

Meme manyetik rezonans görüntüleme (MRG) meme lezyonlarını saptamada yüksek duyarlılığa sahiptir. Mamografi ve ultrasonografide gizli kalan lezyonların me-

me MRG ile saptanabileceği gösterilmiştir. Meme MRG nin duyarlılığı yüksek olmasına rağmen, ortalama riske sahip kadınlarda meme kanseri için genel tarama yöntemi olarak mamografi kullanımı geçerlidir. Çünkü diğer modalitelerin yüksek maliyeti meme kanseri taraması konusunda sınırlamalara neden olmaktadır. Maliyet artırıcı faktörlerden biri, tek bir meme MRG çalışması için bir çok farklı sekansta görüntülemenin yapılmasıdır. Tipik bir meme MRG protokolünde, başlangıçtaki T1 ağırlıklı (T1A) MRG taramasından sonra, hastaya kontrast madde uygulanır ve kontrast sonrası tekrarlayan dinamik T1A kesitler elde edilir. CAD değerlendirmesi çoğunlukla kontrast madde alım dinamikleri üzerinedir. Maliyetin düşürülmesi ve bu görüntüleme yönteminin taramada uygulanmasını kolaylaştırabilmek için kısaltılmış meme MRG protokolleri önerilmiştir.

Bilgisayar destekli tanı sistemlerinin meme MRG deki performansı temel olarak dinamik sekans özelliklerine dayanırken, klinik değerlendirmede morfoloji daha önemlidir ve kontrasta ait kinetik bilgiler tanı koymada sadece bir yardımcıdır. Geleneksel bir CAD sisteminde lezyon morfolojisinin otomatik olarak değerlendirilmesi zordur, çünkü görüntülerden elde edilecek spesifik özelliklerin sistem tarafından tanınması gerekir. Ayrıca bu görsel özelliklerin tasarlanması ve CAD sistemlerine öğretilmesi, geleneksel bilgisayarlı görüş sistemlerinin en zor kısmı ve ana performans sınırlayıcı faktörü olarak bilinir. Son zamanlarda popüler olan derin öğrenme yöntemleri bu tür zorlukları, görsel özellikleri mühendislik ile öğretmek yerine, CNN kullanarak etiketlenmiş örneklerle dayanarak otomatik olarak sistemlerin öğrenmesi ile aşmaktadır. Ayrıca yeni AI tabanlı CAD sistemleri, memede şüpheli bölgelerdeki 3 boyutlu morfolojik görüntüyü memedeki simetrik alan ile karşılaştırır. Her iki alanda kontrastlı görüntüler açısından karşılaştırma da yapılır. Simetri esaslı radyologlar tarafından lezyon değerlendirilmede kullanılan kılavuzlarda da belirtilmiştir.

MRG teknolojisindeki son gelişmeler ile yeni ultra hızlı dinamik kontrastlı MRG dizileri, geç fazda görüntüleme işlemi yerine kontrast maddenin alımının izlenmesine izin vermektedir. Şu anda meme MRG de elde edilen bilgilerin yüksek boyutlu ve multiparametrik yapısı, yorumlamayı hala karmaşık ve zor kılmaktadır. Ek olarak, gözlemciler arası farklılıklar yaygındır. Bilgisayar destekli tanı sistemlerinin kullanılması, gözlemciler arası varyasyonları azaltarak, klinik kararlar için destek sağlayarak ve yanlış pozitif biyopsilerin sayısını azaltarak tanı doğruluğunu artırabilir. AI teknikleri kullanılarak multiparametrik ultra hızlı dinamik kontrastlı MRG protokolü ile görüntülenen benign ve malign meme lezyonlarının sınıflandırılmasının en azından konusunda uzmanlaşmış meme radyologları kadar doğru olduğu gösterilmiştir.

SONUÇ

Yapay zeka kesinlikle radyolojiyi diğer tıbbi alanlardan daha hızlı bir şekilde etkileyecektir. Yapay zekadaki gelişmeler radyoloji pratiğini Röntgen'in keşfinden beri her şeyden daha fazla değiştirecektir.

Derin öğrenmenin görüntü tanıma konusundaki başarısı, insanların görüntüleri yorumlama konusundaki 'otonom ve optimize' yaklaşım fikrini canlandırmıştır. Sadece son birkaç yılda meme görüntülemesi gibi belirli görüntü tanıma görevlerinde insan performansına erişen ve hatta bunları aşan çeşitli alanlarda uygulamalar geliştirilmiştir. Sonuç olarak, radyoloji dahil olmak üzere çeşitli alanlarda insan gücünü derin öğrenme temelli yapay zeka sistemleri ile değiştirmenin fizibilitesine ilişkin tartışmalar olmuştur. Yapay zeka sistemlerinin sınırlamalarını anlamak da önemlidir. Derin öğrenme sistemleri de dahil makine öğrenme sistemleri ancak izole edilmiş görevleri çözme konusunda uzmanlaşabilirken, insan zekası çeşitli kaynaklardan ve katmanlardan gelen bilgileri sentez ederek karar vermektedir.

Gelecekte derin öğrenme temelli yapay zeka sistemleri meme radyoloğunun günlük rutin işlerindeki verimliliği ve güven seviyesini artıracak ve radyologların hastanın kliniğine daha çok yönelmesine olanak sağlayacak zamanı radyologlara kazandıracaktır.

KAYNAKLAR

1. Bejnordi BE, Veta M, Van Diest PJ, et al., Diagnostic assessment of deep learning algorithms for detection of lymph node metastases in women with breast cancer. *JAMA* 2017; 318: 2199-2210
2. Bird RE, Wallace TW, Yankaskas BC. Analysis of cancers missed at screening mammography. *Radiology* 1992; 184: 613-617
3. Dalmış MU. Automated analysis of breast MRI: from traditional methods into deep learning. Doctoral thesis to obtain the degree of doctor from Radboud University Nijmegen on the authority of the Rector Magnificus prof. dr. J.H.J.M. van Krieken, ISBN 978-90-9032014-4
4. Jemal A, Bray F, Center MM, et al. Global cancer statistics. *CA: A cancer journal for clinicians* 2011; 61: 69-90
5. Kooi T, Litjens G, van Ginneken B, et al. Large scale deep learning for computer aided detection of mammographic lesions. *Med Image Anal* 2017; 35: 303-312
6. Krizhevsky A, Sutskever I, Hinton GE. Imagenet classification with deep convolutional neural networks. In: *Advances in neural information processing systems*, 2012; pp. 1097-1105
7. Kuhl C. The current status of breast MR imaging part 1. Choice of technique, image interpretation, diagnostic accuracy, and transfer to clinical practice. *Radiology* 2007; 244: 356-378
8. Kuhl C, Schrading S, Strobel K, et al. Abbreviated breast magnetic resonance imaging (MRI): first postcontrast subtracted images and maximum-intensity projection novel approach to breast cancer screening with MRI. *J Clin Oncol* 2014; 32: 2304-2310
9. Lehman CD, Blume JD, DeMartini WB, et al. Accuracy and interpretation time of computer-aided detection among novice and experienced breast MRI readers. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 200: 683-689
10. Lehman CD, Isaacs C, Schnall MD, et al. Cancer yield of mammography, MR, and US in high-risk women: prospective multi-institution breast cancer screening study 1. *Radiology* 2007; 244: 381-388
11. Lehman CD, Wellman RD, Buist DS, et al. Diagnostic accuracy of digital screening mammography with and without computer-aided detection. *JAMA Intern Med* 2015; 175: 1828-1837
12. Mendelson EB. Artificial intelligence in breast imaging: Potentials and limitations. *AJR Am J Roentgenol* 2019; 212:293-299
13. Rodríguez-Ruiz A, Krupinski E, Mordang JJ, et al. Detection of breast cancer with mammography: Effect of an artificial intelligence support system. *Radiology* 2018; 290 doi:10.1148/radiol.2018181371
14. Samulski M, Hupse R, Boetes C, et al. Using computer-aided detection in mammography as a decision support. *Eur Radiol* 2010; 20: 2323-2330
15. Singh S, Maxwell J, Baker JA, et al. Computer-aided classification of breast masses: performance and interobserver variability of expert radiologists versus residents. *Radiology* 2011; 258: 73-80
16. Tabar L, Gad A, Holmberg L, et al. Reduction in mortality from breast cancer after mass screening with mammography: randomised trial from the breast cancer screening working group of the swedish national board of health and welfare. *The Lancet* 1985; 325: 829-832
17. Trister AD, Buist DSM, Lee CI. Will machine learning tip the balance in breast cancer screening? *JAMA Oncol* 2017; 3: 1463-1464