

Mamografide Optimizasyon

Optimisation in Mammography

© Ebru Özcan Sanhal

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

ÖZ

Mamografide optimizasyonun hedefi, tanısal görüntü elde etmeyi sağlayacak en düşük radyasyon ile ışınlama yapılmasıdır. Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmesi gereklidir. Mamografi ile ilişkili radyasyon riskinin, erken tanının potansiyel faydalarıyla birlikte değerlendirilmesi ve fayda-risk tahminlerinin göz önünde bulundurulması önem taşır. Hastaların riskler sebebiyle tetkik yaptırmamaları durumunda sağlık açısından olumsuz etkiler söz konusu olabilir. Dijital mamografi ve meme tomosentezinden kaynaklanan radyasyon riskleri, küçük veya ihmal edilebilir riskler olarak kabul edilir ve fayda-risk tahminleri oldukça olumludur. Bu nedenle, bireyler belirlenen yaş aralığında ve sıklıkta mamografi taraması yaptırmaktan kaçınmamalıdır.

Anahtar Kelimeler: Mamografi, dijital meme tomosentezi, radyasyondan korunma, dozimetri

ABSTRACT

The goal of optimization in mammography is to perform the examination with the lowest radiation that will provide diagnostic images. While targeting a minimal radiation dose, care should be taken to ensure that the image quality is not lower than necessary. It is important to evaluate the radiation risk associated with mammography together with the potential benefits of early diagnosis and to consider the benefit-risk estimates. When patients opt out of necessary examinations due to perceived risks, they may unknowingly expose themselves to significant health consequences. Radiation risks from digital mammography and digital breast tomosynthesis are considered small or negligible risks and the benefit-risk estimates are quite positive. Therefore, individuals should not avoid mammography screening within the specified age range and frequency.

Keywords: Mammography, digital breast tomosynthesis, radiation protection, dosimetry

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Mamografide hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeleri öğrenmek
- Mamografide optimizasyon kavramını görüntü kalitesi ile birlikte irdelemek
- Mamografi ile ilişkili radyasyon riskini, mamografide dozimetri yöntemlerini ve ortalama glandüler doz kavramını öğrenmek

GİRİŞ

Meme kanseri Türkiye’de ve dünyada en sık görülen kanserdir. Aynı zamanda dünya çapında kadınlarda kanserle ilişkili ölümlerin en sık sebebinin oluşturmaktadır [1-4]. Dünya Sağlık Örgütü’ne göre, 2020 yılında küresel çapta 2,3 milyon kadına meme kanseri tanısı konulmuş ve 685.000 ölüm gerçekleşmiştir [5].

Mamografi, memenin incelenmesi için optimize edilmiş radyografik bir görüntüleme yöntemidir. Hem seçilmiş yaş gruplarındaki asemptomatik kadınların taranmasında (tarama mamografisi) hem de semptomatik hastalarda (tanısal mamografi) kullanılır. Mamografi şüpheli lezyonların cerrahi öncesi lokalizasyonunda ve biyopsi rehberliğinde de önemli rol oynar [6-8].



Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Ebru Özcan Sanhal, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

E-posta: ebruozan@akdeniz.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0001-7130-0121

Geliş Tarihi/Received: 20.03.2025 **Kabul Tarihi/Accepted:** 26.03.2025 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 30.04.2025

Cite this article as: Özcan Sanhal E. Mamografide optimizasyon. *Trd Sem.* 2025;13(1):89-98



Copyright© 2025 Yazar. Türk Radyoloji Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Mamografi taraması meme kanserinin tespitinde ve karakterizasyonunda etkilidir. Meme kanserine bağlı ölüm oranının, tarama yapılan kadınlarda yapılmayanlara kıyasla %40'tan daha fazla azaldığı gösterilmiştir [9-13]. Daha küçük boyutlu ve daha erken evredeki tümörlerin tanısı, tedavi ile ilişkili morbiditenin daha az olduğu tedavi seçeneklerinin uygulanabilmesine de olanak sağlamaktadır [14].

Mamografi, meme kanseri tespitindeki yüksek duyarlılığı, düşük maliyeti ve düşük radyasyon dozu ile meme kanserinin erken tanısında altın standarttır [4, 6-8].

Tıbbi ışınlamalarda hastanın radyasyondan korunmasında temel ilkeler, gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlarıdır. Doz sınırlaması mesleksi ya da toplumsal radyasyon maruziyetinde geçerli olup, hastaların tıbbi ışınlamalarında uygulanmaz. Optimizasyon ilkesi, tanı için gerekli görüntü kalitesinden ödün verilmeksizin hasta dozunun mümkün olduğunca azaltılmasını ifade etmektedir. Tanısal referans düzeyleri (*diagnostic reference level*, DRL) olarak belirlenen kantiteler, iyonlaştırıcı radyasyon içeren radyolojik işlemlerin optimizasyonunda araç olarak kullanılır. Kullanıcılar, kendi uygulamalarına ait değerleri mevcut ulusal/uluslararası DRL verileri ile karşılaştırarak, hastaya verilen radyasyon dozlarında optimizasyon gereksinimini belirlemeye çalışırlar [15, 16].

Mamografide optimizasyonun hedefi, tanısal görüntü elde etmeyi sağlayacak en düşük radyasyon ile ışınlama yapılmasıdır. Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmesi gerekir. X-ışını fotonlarının sayısının ve enerji düzeyinin optimize edildiği tekniklerin seçilmesi ile tanısal açıdan yeterli ışınlama yapılırken, aynı zamanda hastaya en az dozun verilmesi de mümkün olacaktır. Bu amaca ulaşmak için görüntüleme cihazı, teknik parametreler, çekim protokolleri optimize edilmeli; görüntü kalitesi ve doz ölçümleri yapılarak referans değerler ile karşılaştırılmalıdır [17, 18].

MAMOGRAFİDE OPTİMİZASYONUN TEMEL BİLEŞENLERİ

Hasta bazında klinik görüntülerin optimizasyonunda temel prensipler şunlardır:

- Görüntüler, doğru ve güvenilir bir tanının sağlanması ve doğru klinik kararların alınabilmesi için yeterli kalitede olmalıdır.
- Görüntüleri elde etmek için kullanılan radyasyon dozları, yeterli bir görüntü sağlamak için gereken minimum seviyede olmalıdır.

Optimizasyon, ekipmanın kendisine ve ekipmanı doğru şekilde kullanmak için bilgi ve deneyime sahip kişilere bağlıdır. Ekipmanın çalışması kapsamlı bir kalite güvence programı ile sağlanır. Karmaşık dijital X-ışını ekipmanları, yüksek seviyede

bilgi ve beceriye sahip profesyonel bir ekip gerektirmekte olup, ekibin tüm üyelerine deneyim ve düzenli olarak güncellenen eğitimler yoluyla gerekli uzmanlık verilmelidir [17, 18].

Optimizasyon için radyologlar, radyoloji teknikeri ve medikal fizikçiler bir ekip olarak birlikte çalışmalıdır. Bu süreçte, protokollerin sürekli olarak geliştirilebilmesi ve optimize edilmesi için, ekip üyelerinin her birinin kendi uygulamalarından ve ölçümlerinden elde ettikleri sonuçların göz önüne alınması gereklidir. Görüntüleme performansını artırmak için ekip üyeleri almış oldukları eğitim doğrultusunda bilgi ve becerilerini dayanışma içerisinde kullanmalıdır. Hastalara verilen radyasyon dozu bilgisi, klinik optimizasyon sürecinin ilk adımlarından biridir ve görüntülemeyi gerçekleştiren personel doz denetimi sürecine dahil olmalıdır [16-19].

Optimizasyon, gerekçelendirilmiş ışınlamanın, hastada klinik olarak şüphelenilen hastalığın radyolojik bulgularını ortaya koyacak radyasyon dozlarında uygulanmasını gerektirir. Bu dozların, sık uygulanan incelemelerde, benzer cihazlarda hangi hasta dozlarında uygulandığının karşılaştırılabilmesi amacıyla DRL belirlenmelidir. Belirlenen DRL'ler optimizasyon aracı olarak kullanılır. Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu'nun (*International Commission on Radiological Protection*, ICRP) önerileri ile Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) güvenlik standartlarını temel alarak hasta dozimetrisi ve DRL'ler için gereksinimler belirlenmiştir [16, 20].

Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı, radyasyon doz optimizasyonu sürecinin sağlıklı olarak gerçekleşebilmesi için uygun olarak seçilmiş radyolojik cihaz ve teknolojiler, önceden belirlenmiş ve gözden geçirilmiş ışınlama parametreleri, kalibre edilmiş radyasyon kaynakları ve dozimetreler, güncel DRL ve kapsamlı kalite güvence programları gibi unsurların kullanılmasını önerir [15].

Tıbbi görüntülemede radyasyon dozunun düşük ancak görüntü kalitesinin yetersiz olduğu durumlarda hasta sağlığı açısından olumsuz bir etkiye neden olabilir. Bu durum, tanısal bilgilerin elde edilememesine sebebiyet verebilir ve klinik risk olarak adlandırılır. Tüm tıbbi görüntülemeler gibi, mamografi de klinik risk ile radyasyon riski dengelenerek gerçekleştirilmelidir [20-22].

MAMOGRAFİ SİSTEMLERİ

Mamografi; görüntülerin, memenin bir görüntü alıcısı (dedektör) ile meme kalınlığını azaltarak görüntü kalitesini iyileştirmek ve hastaya verilen dozu azaltmak için kullanılan bir kompresyon plakası arasına yerleştirilmesiyle, nispeten düşük X-ışını enerjisi ile elde edildiği radyografik bir görüntüleme yöntemidir [8, 23]. Gelişen teknolojiyle mamografi sistemleri de sürekli yenilenip gelişmektedir. Memenin X-ışınları ile

görüntülenmesine yönelik geliştirilmiş mamografi cihazları, ilk olarak 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Sonrasında, mamografiye özel hedef-filtre kombinasyonlarının, otomatik ekspozur kontrolü (AEC) sistemlerinin, küçük fokal spotun kullanılması gibi teknolojik gelişmeler yaşanmıştır. Günümüzde ekran-film sistemleri çoğu merkezde yerini dijital mamografi (DM) sistemlerine bırakmış olup, tam alan dijital mamografi (FFDM) teknolojik ilerlemelerin son aşamasını temsil etmektedir [4, 7, 8].

Meme kanserinin radyolojik bulguları arasında, genellikle çevredeki normal doku ile arasındaki X-ışını atenuasyon farkının çok düşük olduğu kitleler, küçük mikrokalsifikasyonlar, asimetrikler ve yapısal distorsiyonlar bulunur. **Meme dokusu genel olarak düşük kontrasta sahip olduğundan özellikle kitlelerin ve yapısal distorsiyonların fibroglandüler dokudan ayırt edilmesi zordur ve yüksek kontrast çözünürlük gerektirir. 100 µm kadar küçük boyutlu olabilen mikrokalsifikasyonların görüntülenebilmesi için ise yüksek uzaysal rezolüsyon gereklidir.** Mamografi sistemleri, bu iki zor özelliği sağlayıp aynı görüntüde sunmak üzere şekillendirilmiştir [24-26].

MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜLEME ZİNCİRİNDE TEMEL KOMPONENTLER

Tipik bir mamografi/tomosentez (dijital) sisteminde görüntüleme zincirini, X-ışını kaynağı, filtre, kolimatör, grid, dijital dedektör, AEC sensörü ve görüntü işleme sistemi oluşturmaktadır (Resim 1) [24].

1. Hedef/filtre: Mamografide hedef materyali olarak Molibden (Mo), rodyum (Rh) ya da tungsten (W) bulunabilir. Ekran-film mamografi sistemlerinde tipik olarak Molibden hedef ve molibden filtre (Mo/Mo) kullanılır. Mo hedef, 17.4-19.5 keV karakteristik radyasyon üretir. Modern DM sistemlerinde anot materyali olarak tungsten'in (W) kullanımı giderek artmıştır.

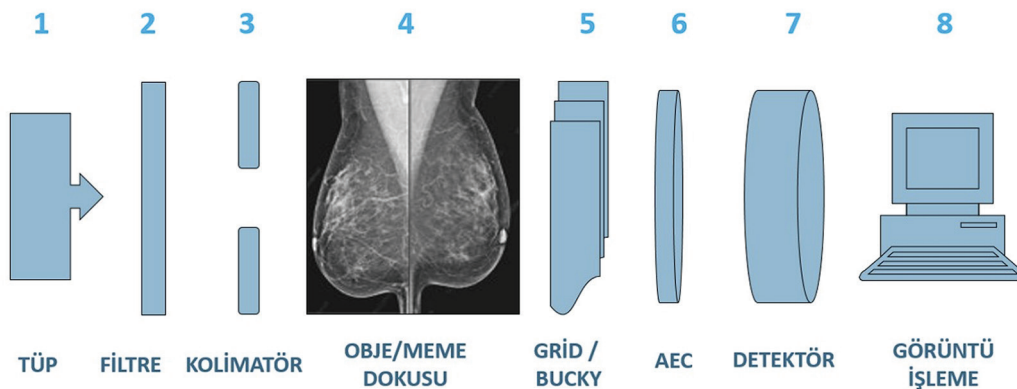
W anot daha yüksek erime noktasına sahiptir, yüksek enerjili X-ışınları üretir ve hasta dozu diğer materyallere göre daha düşüktür. Modern DM sistemlerinde Mo, Rh, gümüş (Ag) ve alüminyum (Al) filtre seçenekleri bulunur. **Mamografide görüntülenecek meme kalınlığı ve dansitesine göre, farklı enerjilerde X-ışın spektrumlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla bir sistemde genelde iki farklı anot materyali ve farklı filtreler kullanılmaktadır. Tüp hedef materyali ile ilave filtrenin uygun seçimi ve tüp voltaj ayarları optimum görüntü kalitesi ve minimum meme dozu sağlamak için önemlidir [4, 7, 8].**

2. Fokal spot: Standart fokal spot büyüklüğü 0.3 mm olup, konvansiyonel radyografiye göre (1.2 mm) oldukça küçüktür. Magnifikasyon mamografi için 0.1 mm'lik küçük fokal spot kullanılır. Fokal spotun küçük olması ile uzaysal çözünürlük artar ve özellikle mikrokalsifikasyonlar gibi çok küçük boyutlu oluşumların ayırt edilmesi kolaylaşır. Avrupa Birliği kriterlerine göre 0.2 mm boyutlu mikrokalsifikasyon mamografide görüntülenmiş olmalıdır [7, 8].

3. Kompresyon: Mamografiyi diğer incelemelerden ayıran bir özelliktir. Kompresyon tüm teknik kalite parametrelerini iyileştirdiğinden mamografide temel öneme sahiptir (Tablo 1) [18]. **Kompresyonla meme dokusunun kalınlığı azalır, süperpozisyon ve saçılma en aza iner, böylece yapıların görünürlüğü artar. Meme sabitlendiğinden hareket önlenir, bulanıklık azalır, uzaysal ve kontrast çözünürlük artar. Meme dokusunun kalınlığının azalması ve meme dokusunun daha homojen hale gelmesi ile X-ışını penetrasyonunun artması sebebiyle radyasyon dozu da azalır [6-8].**

4. Otomatik ışınlama (ekspozür) kontrolü: Işınlama sabit parametreler ile manuel olarak veya AEC ile yapılır. AEC, DM sistemlerinde dedektörün altına yerleştirilen fotosel aracılığı ile çalışır. Işınlamayı, meme dokusunun dansitesine bağlı

Mamografide Görüntüleme Zinciri



Resim 1. Dijital mamografi sisteminde görüntüleme zinciri.

olarak görüntü üzerinde belli bir piksel değeri sağlandığında otomatik olarak durduran sistemdir. AEC sistemi, önce bir ön ışınlama yaparak meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre ışınlama parametrelerini ayarlar ve ardından asıl ışınlamayı başlatır. AEC ışınlama sırasında, memeye uygun en yüksek kVp ve en düşük ışınlama süresini ayarlamayı temel alır. Bu sayede hasta dozu azalır ve olası meme hareketi minimize olacağından görüntü kalitesi artar [7, 8, 18].

DİJİTAL MAMOGRAFİ TEKNOLOJİSİ

İlk olarak 2000 yılında Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayı alan DM sistemlerinde, konvansiyonel sistemlerden farklı olarak film-ekran sistemleri yerine dedektörler bulunur. Dedektörler X-ışınlarını soğurur, elektrik sinyaline dönüştürür ve sinyali dijitalize eder. Bu dijital görüntü daha sonra mamografi için özel tasarlanmış, yüksek ayırma gücüne sahip bilgisayar monitöründe görüntülenerek incelenir. DM sistemlerinde kullanılan dedektör tasarımları çeşitlilik göstermektedir [7, 8, 18]. DM ile dijital meme tomosentezi (DBT), kontrastlı mamografi (CEM) ve stereotaktik biyopsi gibi yeni teknikler de kullanılabilmektedir.

DİJİTAL MAMOGRAFİNİN AVANTAJLARI

Dijital görüntülemenin kazandırdığı en büyük avantaj görüntülerin geniş dinamik aralığı ve görüntü üzerinde yapılabilecek pencere, kontrast, histogram gibi ayarlara olanak sağlamasıdır. Dinamik aralık ne kadar geniş olursa, kontrast çözünürlüğü o kadar artar. Dinamik aralık geniş olduğundan, geniş bir doz aralığındaki ışınlamalarda yüksek sinyal/gürültü oranı sağlanır. Böylece yetersiz dozda ışınlamaya bağlı görüntü kalitesindeki kayıp önlenir ve tekrar çekimler ortadan kaldırılabılır. Geniş dinamik aralık daha düşük ışınlama değerleri ile çekim yapma olanağı sağladığından radyasyon maruziyeti daha düşüktür. Çekim tekrarlarının az olması da hasta dozunun düşük olmasına katkı sağlamaktadır [17, 18, 24].

Tablo 1. Mamografide kompresyonun etkilediği teknik kalite parametreleri

Saçılmayı azaltarak kontrastı artırır (düşük enerjili X-ışınlarının kullanılmasıyla da saçılma azalmaktadır)
Ekspozur sırasında hareketsizliği sağlar (mamografide ekspozur süreleri radyografiye göre daha uzundur)
3B nesneden 2B görüntüye dönüşümde, yapıların üst üste binmesiyle ortaya çıkan anatomik gürültüyü/sumasyonu/maskeleme artefaktını azaltır
Uniform meme kalınlığı sağlar ve raporlayıcının dansite değişikliğini, kalınlıktaki değişiklikten ziyade bir lezyon ile ilişkilendirmesine olanak tanır
Kaliteli bir görüntü elde etmek için gereken dozu azaltır

Dijital mamografideki geniş dinamik aralık doğru kullanıldığında hasta dozunu ciddi şekilde düşürebileceği gibi, aksi durumda doz aşımına da yol açabilmektedir. Yüksek ekspozur koşullarında da kullanılabilir görüntüler elde edileceğinden gereksiz yere hasta dozu artabilir. Doz aşımını önlemek için; AEC kullanılması, dedektörün X-ışınına duyarlılığını gösteren Dedektif Kuantum Verimliliği (*Detective Quantum Efficiency*, DQE) değeri yüksek cihazların kullanılması ve ön işlemede gürültü azaltma algoritmalarının kullanılması önerilmektedir [4, 7, 18].

DİJİTAL MAMOGRAFİDE YENİLİKLER: DİJİTAL MEME TOMOSENTEZİ VE KONTRASTLI MAMOGRAFİ

Meme dokusu genel olarak düşük kontrasta sahip olması nedeniyle kanserin fibroglandüler dokudan ayırt edilmesi zordur ve süperpozisyonlar nedeniyle kanser gizlenebilir. DM'deki yeni teknolojiler olan DBT ve CEM ile dens meme dokusuna ve süperpozisyona bağlı sınırlamalar aşılmaya çalışılmaktadır. DBT, konvansiyonel tomografinin DM sistemlerindeki eşdeğeri olarak kabul edilmektedir. X-ışın tüpünün bir ark boyunca hareket etmesi ile memenin birden çok açıdan alınan görüntüleri elde edilir. Projeksiyon görüntülerin, ince kesit kalınlığında rekonstrükte edilmesi ile seri görüntüler oluşturulur. Böylece glandüler dokunun süperpozisyonu sebebiyle görülemeyen lezyonların görünürlüğü artar [4, 7, 23]. CEM ise, DM ve DBT ile sağlanan morfolojik bilgiye ek olarak fonksiyonel bilgi sağlamaktadır. IV iyotlu kontrast madde enjeksiyonunu takiben, rutin mamografideki gibi CC ve MLO projeksiyonlarda, memenin ardışık düşük (iyotun k-sınırının hemen altında; 26-31keV aralığında) ve yüksek (iyotun k-sınırının hemen üzerinde; 45-49 keV aralığında) enerjili X-ışınları ile ışınlanmasıyla görüntüler elde olunur. Düşük enerjili görüntüler rutin filtreler kullanılarak elde olunurken, yüksek enerjili görüntüler Cu filtre kullanımı gerektirir. Post-processing ile substrakte görüntüler elde edilir [4, 6-8].

MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ KALİTESİ

Meme kanserinin erken tanısı için periyodik taramalar ve mamografi tetkiklerinde yüksek kalitede inceleme esastır. Mamogramların kalitesi yeterince yüksek olmadığında kanserleri daha erken tespit etme yeteneği azalmaktadır ve bu durum tarama programında kötü sonuçlar ile ilişkilendirilmektedir. Görüntü kalitesinin düşmesi ve tanısal doğruluğun azalması (eksik/yanlış tanı) klinik risk olarak tanımlanmaktadır [20-23].

Optimize görüntü eldesi, uygun bir altyapının ve en iyi teknolojinin tasarlanması ve uygulanması ile başlayan karmaşık ve çok faktörlü bir süreç olarak kabul edilmektedir.

Yüksek kalitede mamografi elde etmek için; iyi eğitilmiş ve deneyimli personel (radyolog, radyografi teknikeri, tıbbi fizikçi),

modern ve iyi tasarlanmış ekipman ve uygun görüntüleme koşulları önemli unsurlar arasında yer almaktadır [17].

Yüksek kaliteli bir mamografi incelemesinde bulunması gereken özellikler şunlardır (Tablo 2) [7, 8, 18];

- Doğru pozisyonlama yapılmıştır,
- Memenin büyük bir bölümünde mükemmel kontrast ve meme dokusu boyunca yeterli keskinlik (uzaysal çözünürlük) mevcuttur,
- Anatomi yapıların görüntülenmesini bozabilecek aşırı gürültü yoktur,
- Patolojik bulgulara benzeyebilecek veya doğru tanıyı engelleyebilecek rahatsız edici artefaktlar bulunmaz,
- İncelemenin asemptomatik sağlıklı kadınlarda yapılabileceği akılda tutularak, gerekli görüntü kalitesiyle tutarlı mümkün olduğunca düşük bir radyasyon dozu verilir.

Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gereğinden düşük olmamasına dikkat edilmelidir. Düşük kalitedeki görüntünün yol açacağı olası eksik/yanlış tanı sebebiyle hastaların uğrayacağı zarar, biraz daha yüksek radyasyon dozunun neden olabileceği ek riskten daha büyüktür. Dozdan kaynaklanan potansiyel uzun vadeli etkiler ile daha acil klinik sonuçlar arasında doğru dengenin sağlanması zorlu bir görevdir [20-23].

Görüntü kalitesi, ekipmanın performansı ve kullanım şekliyle ilişkilidir. Ekipman performansı, tasarımına ve üreticisine bağlı olmakla birlikte, uygun şekilde ve zamanda bakımının yapılması yapılmadığına da bağlıdır [17].

DİJİTAL MAMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ ETKİLEYEN DEDEKTÖR ÖZELLİKLERİ

Dijital mamografinin konvansiyonel mamografiye göre birçok avantajları bulunmakla birlikte, dijital sistemlerde kaliteli görüntü elde etmek ve bu sırada hastanın aldığı radyasyon dozunu azaltabilmek için görüntü kalitesine etki eden faktörlerin bilinmesi önemlidir. Uzaysal çözünürlük ve bulanıklık, kontrast çözünürlük, gürültü ve artefaktlar bunların

en önemlileridir. Radyasyon dozunun ölçülmesi gibi görüntü kalitesi de belirli ölçümler ile değerlendirilebilir [4, 7, 24].

Ek olarak dijital dedektörlerin görüntü kalitesini etkileyen başlıca 3 özelliğinin vurgulanması gereklidir;

• **Gürültü:** Fiziksel olarak gri tonlarda pikselden piksele değişen istatistiksel bir dalgalanma, görsel olarak ise görüntüde kaba noktalanmalar olarak ifade edilebilir. Sinyal-gürültü oranı (SNR), bir görüntüdeki sinyal gücünün gürültüye oranıdır. Yüksek SNR, görüntüdeki detayların daha net olduğunu ve gürültünün daha az olduğunu gösterir [7, 8].

• **Modülasyon Aktarım Fonksiyonu/Modulation Transfer Function:** Bir görüntüleme sisteminin (veya dedektörün), orijinal objenin kontrastını (netliğini), görüntüye ne kadar yansıtabildiğini gösteren bir ölçektir. Uzaysal çözünürlüğünün ölçümünde kullanılan en önemli parametre olup, DM sistemlerinin görüntü kalitelerinin karşılaştırılmasında kullanılabilir. Modülasyon aktarım fonksiyonu (*modulation transfer function*, MTF), söz konusu sistemde ne kadar küçük boyuttaki objelerin görüntülenebildiğini belirler. Düşük MTF, yüksek uzaysal frekansların (küçük objeler/büyük objelerin konturları) görüntüye zayıf yansımaya, dolayısıyla görüntü bulanıklığına sebep olur [4, 7, 8].

• **Dedektif Kuantum Verimliliği/Detective Quantum Efficiency:** Gelen radyasyondan görüntü gösterimi aşamasına kadar, SNR'nin görüntüde ne kadar korunabildiğini gösteren bir ölçektir. Dedektör performansını belirleyen bir ölçüt olup, dedektörün X-ışını uzaysal çözünürlüğünü ve gürültüsünü değerlendirir. Dedektör çıkışındaki SNR'nin karesinin, dedektör girişindeki SNR'nin karesine oranlanması ile hesaplanır. DM'de analog sisteme göre daha penetran ışın kullanılması ve yüksek DQE sayesinde, ekran-film mamografiye göre daha az kompresyon gerekir [8, 18, 25]. FFD sistemlerinde kullanılan amorf selenyum (a-Se) dedektörlerde DQE yüksektir. DQE, ekspozur parametreleri, MTF, dedektör materyali ve X-ışınının kalitesi ile değişiklik göstermektedir [4, 7, 8].

Görüntüleme sistemlerinin performansı, fantomlar kullanılarak fiziksel parametreler üzerinden test edilir. Ancak, bu metrikler yalnızca fiziksel görüntü kalitesini yansıtır ve her zaman klinik tanıya yönelik kaliteyi doğrudan temsil etmez [7, 8, 18].

MAMOGRAFİDE TEKNİK KALİTE KONTROLÜ

Görüntüleme sistemindeki basit bir hata veya arıza hastaların sağlığını etkileyebileceğinden, X-ışını ekipmanlarının sıkı kalite kontrolü ile izlenmesi gerekir. Kalite kontrol testleri, klinik hedefe uygun olarak X-ışını ekipmanının optimum performansını garantilemeye yardımcı olmak üzere performansın "anlık görüntülerinin" eldesini sağlar. Böylece en düşük hasta dozu ile gerekli kalitede tanısal bilgi elde edilebilir [7, 17]. Mamografide

Tablo 2. Yüksek kaliteli bir mamografi incelemesinde bulunması gereken özellikler.

Doğru pozisyonlama
Yüksek kontrast çözünürlüğü
Yüksek uzaysal rezolüsyon
Düşük görüntü gürültüsü
Doğru tanıyı engelleyecek artefaktların bulunmaması
Gerekli görüntü kalitesiyle tutarlı mümkün olan minimum hasta dozu

kalite kontrolü pozisyonlama, kompresyon, ısınlama, kontrast, keskinlik, gürültü, artefaktlar ve etiketleme gibi basamakları içermektedir. Meme görüntülemeye teknik kalite kontrolü [18];

1. Doğru tanı için tutarlı ve yüksek kaliteli görüntülemeyi sağlar,
2. Görüntüleme sistemleri arasındaki değişkenliği azaltır,
3. Düzenleyici standartlara uyumu destekler,
4. Radyasyon dozunu doğrulayarak hasta güvenliğini artırır.

MAMOGRAFİDE RADYASYON DOZU VE RİSK

İyonlaştırıcı radyasyon maruziyeti stokastik ve deterministik etkiler olarak iki ana kategoriye ayrılan biyolojik etkilere yol açabilir. Deri yanıkları, katarakt, saç dökülmesi veya organ hasarı gibi deterministik etkiler, belirli bir doz eşliğinin aşılmasıyla ortaya çıkar. Bu etkilerin hem sıklığı hem de şiddeti, radyasyon dozuyla doğru orantılıdır. Mamografi ile bu etkilerin oluşması beklenmez. Stokastik etkiler, düşük dozlarda bile ortaya çıkabilecek rastgele etkiler olup, kanser ve genetik mutasyon riskini artırır. Bu etkilerin meydana gelme olasılığı doza bağlı olarak artar, ancak etkinin şiddeti dozdan bağımsızdır. Ancak 100 mSv üzerindeki dozlarda lineer olarak artan risk var iken daha düşük dozlarda risk çok düşüktür [26-28]. Mamografi düşük radyasyon dozuna sahip bir modalite olmakla birlikte, stokastik etkilerin düşük de olsa ortaya çıkma olasılığı bulunmaktadır. Stokastik risklerin olasılığını en aza indirilmesi, hastanın radyasyondan korunmasına ilişkin temel prensiplerin titizlikle uygulanması ile mümkün olabilir.

X-ışını kullanan değişik radyolojik modalitelerde farklı teknolojiler ile görüntü oluşturulur. Pik tüp voltajı, tüp akımı, tarama zamanı, tüp akım-zamanı, tüp/obje/detektör uzaklıkları ve filtrasyon temel görüntüleme parametreleri arasında yer almaktadır. Bu parametreler radyasyon dozuna etki eden önemli etkenlerdendir. Görüntü elde etme parametreleri hem hastaların radyasyon doz veya riskinin doğru şekilde hesaplanmasında hem de optimizasyon sürecinde oldukça kritik önem arz eder [7].

Mamografi ve DBT düşük radyasyon dozuna sahip görüntüleme yöntemleri olmakla birlikte, asemptomatik hastalarda tarama amacıyla kullanılmaları sebebiyle, bu modaliteler ile ilişkili radyasyon dozunun tespiti ve optimizasyonu konusu yoğun ilgi görmektedir [18, 23].

Mamografide radyasyona maruz kalan tek vücut bölümü memedir. DM ve DBT'de meme dışındaki organların iyonlaştırıcı radyasyon maruziyetinin ve riskin ihmal edilebilir düzeyde olduğu, ölçümler ve Monte Carlo tahminleri ile gösterilmiştir [29-31].

Mamografide memenin maruz kaldığı radyasyon dozu; dedektör duyarlılığı, AEC ayarları, memenin kalınlığı ve

Tablo 3. Mamografide memenin maruz kaldığı radyasyon dozunun belirlenmesinde temel faktörler.

Mamografi ekipmanının intrinsik (içsel) özellikleri, inceleme şekli (rutin/magnifikasyon)
Ekspozur parametreleri (özellikle AEC modunda)
Memenin boyutu, kalınlığı, dansitesi (glandüler dokunun dağılımı)
Pozisyonlama tekniğinin kalitesi, uygun kompresyon
AEC: Otomatik ekspozur kontrolü

dansitesi, anot-filtre kombinasyonu gibi temel faktörler ile ilişkilidir (Tablo 3) [18].

Mamografi cihazlarının kalibrasyonu ve uygun teknik protokollerinin uygulanması, memeye verilen radyasyon dozunun düşük tutulmasını sağlamak açısından önemlidir. Teknolojik gelişmeler ile günümüzde düşük dozda radyasyon kullanılarak yüksek kaliteli görüntülerin elde edilmesi mümkün hale gelmiştir. Bu durum, hasta güvenliğini artırır, aynı zamanda meme kanseri tarama programlarının etkinliğinin desteklenmesi açısından önem taşır [17-19].

MAMOGRAFİDE DOZ BELİRTEÇLERİ VE TANISAL REFERANS DÜZEYLERİ

Memede bulunan iki temel doku türü fibroglandüler doku ve yağ dokusu olup, radyasyona duyarlı olan fibroglandüler dokudur [23, 32].

Mamografide kullanılan üç dozimetrik nicelik; hava kerma (IAK) (Ki), giriş yüzey hava kerma (Ke) ve ortalama glandüler doz (MGD). Bunlar arasında en yaygın kullanılan doz ve DRL belirteci olan MGD, memedeki tüm fibroglandüler dokuda soğurulan "ortalama" dozdur ve miliGray (mGy) birimi ile ifade edilir. Matematiksel formüllerle hesaplanabilen veya bazı modern cihazlarda DICOM formatında otomatik olarak verilen MGD, meme kanseri tarama programlarında radyasyon güvenliği açısından önemli bir standart olarak kabul edilmektedir [18, 23, 32].

Mamografide kullanılan X-ışını enerji seviyelerinde, meme dokusunun her 1-2 cm'si X-ışını miktarını %50 oranında azaltmaktadır. Fibroglandüler dokulara verilen doz, memenin giriş yüzeyinden çıkış yüzeyine kadar 10-100 kat oranında azalır. Bu nedenle, meme boyunca soğurulan ortalama dozun alınması önem taşır [28, 32].

Ortalama glandüler doz meme dokusu içinde doğrudan ölçülemez. Memenin giriş seviyesi gibi belirli bir konumundaki hava kerması (AK) ölçülür. AK, X-ışını spektrumuna (tüp voltajı, anot ve filtre materyali), X-ışını tüpü akımına ve ekspozür süresine bağlıdır. AK, spesifik dönüşüm faktörleri kullanılarak MGD'ye dönüştürülür. MGD'yi elde etmek için kullanılan bu dönüşüm katsayıları, fibroglandüler doku ve yağ dokunun mükemmel bir şekilde karışarak, meme boyunca eşit bir

şekilde dağıldığı basitleştirilmiş bir meme modeli varsayılarak elde edilmiştir [7, 23, 33].

Bu prensiplere dayanan Avrupa merkezli ve Amerika Birleşik Devletleri (ABD) merkezli iki ana meme dozimetri yöntemi, dünya çapında çeşitli tıp fiziği toplulukları, üretici firmalar ve görüntüleme rehberi belirleyen kuruluşlar tarafından kullanılmaktadır. Avrupa Meme Dozimetri Protokolleri, Avrupa Komisyonu (EC) ve IAEA tarafından kullanılan basit meme modeline dayanmaktadır ve Avrupa Kalite Güvenceli Meme Tarama ve Tanı Hizmetleri Referans Örgütü (EUREF) tarafından uyarlanmıştır. Dünya genelinde kullanılan dozimetrik protokollerin ve rehberlerin, basitleştirilmiş meme modellerine dayandıklarının ve ön kabuller sebebiyle hastaya özgü MGD'leri yansıtmadıklarının vurgulanması önemlidir. Bu konu, günümüzde birtakım kuruluşlar tarafından ele alınmakta olup, doz tahmininde daha yüksek bir doğruluk düzeyine ulaşılması, riskin değerlendirilmesinde büyük ölçüde fayda sağlayabilir [33, 34].

KANSER RİSKİ MODELLERİ

Radyasyon kaynaklı kanser riskleri tahminleri, ABD Ulusal İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri Bilim Akademisi (BEIR) VII ve Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) olmak üzere iki ana grup tarafından yapılmıştır. ICRP 103'e göre, Sv başına yaklaşık %4,1'lik kanser indüksiyonu risk tahmini verilmekte olup, dijital tarama mamografisi için (0,12'lik doku ağırlıklandırma faktörü ve 3 mGy'lik MGD dikkate alındığında) bu, 1.000.000'da 1,5'lik kanser indüksiyonu riski anlamına gelmektedir [16]. BEIR VII risk değerlendirme metodolojisine göre; 3,7 mGy'lik bir MGD varsayıldığında, taranan her 100.000 kadından 31'inde radyasyona bağlı meme kanseri olasılığı tahmin edilmiştir [32, 33].

Yukarıda bahsedilen kanser riski modellerinde kullanılan veriler, temel olarak önemli oranda orta ve yüksek dozda iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan bireylerden kaynaklanmaktadır. Her iki model de belirsizlikler söz konusu olup, tanınal radyolojideki ve özellikle de günümüzde DM'deki düşük radyasyon maruziyeti göz önüne alındığında bu risk modellerinin hassasiyeti tartışmalıdır [23, 32, 33].

Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu 103 numaralı raporunda yer alan ağırlıklandırma faktörü ile (meme için; 0,12), belirli bir meme prosedürünün radyasyon dozunun diğer tanı prosedürleriyle veya doğal arka plan radyasyonu ile etkin doz kullanılarak karşılaştırılması mümkündür. Örneğin; modern bir DM ekipmanı ile gerçekleştirilen taramada MGD yaklaşık 3 mGy'dir. MGD'yi eşdeğer doza (mSv cinsinden) dönüştürmek için, bu değer 1 ile çarpılır (X-ışınları için radyasyon ağırlıklandırma faktörü 1'dir). Buna göre her meme için eşdeğer doz yaklaşık 3 mSv'dir. Eşdeğer dozun etkin doza dönüştürülmesi için ise ağırlıklandırma faktörüyle (meme dokusu için 0,12) çarpılması gerekir ve 0,36 mSv'lik etkin doz elde edilir. Doğal arka plan

radyasyonundan kaynaklanan ortalama yıllık etkin dozun (tüm vücut) 3,1 mSv olduğu göz önüne alındığında, dijital tarama mamografisi yaklaşık 6 haftalık doğal arka plan radyasyonu ile benzer riske sahiptir [32, 33]. Tek bir tarama mamografisi ve farklı maruziyet durumlarının karşılaştırılması amacıyla Tablo 4'te temsili etkin doz değerleri (mSv) verilmektedir [32, 33].

Fayda-Risk Tahminleri

Mamografi tarama programlarının etkinliğinin değerlendirilmesi için, radyasyona bağlı meme kanseri riskinin, erken tanının potansiyel faydalarıyla birlikte değerlendirilmesi ve fayda-risk tahminlerinin göz önünde bulundurulması önem taşır.

Literatürde, mamografi taraması sayesinde kurtarılan hayat sayısı ve radyasyon kaynaklı kanserlere bağlı ölüm sayısı açısından fayda-risk tahminleri bildiren çalışmalarda da belirtildiği üzere; fayda-radyasyon riski oranı oldukça olumludur. Tarama sayesinde elde edilen meme kanseri mortalitesindeki azalma, radyasyon kaynaklı kanserlere bağlı mortalite riskinden çok daha fazladır [32, 33, 35].

Hastaların radyasyondan korunması, iyi tıp uygulamalarının vazgeçilmez bir unsuru olup, faydaların ve radyasyon risklerinin dikkatlice dengelenmesini gerektirir. Hastaların riskler sebebiyle tetkik yaptırmamaları durumunda sağlık açısından olumsuz etkiler söz konusu olabileceğinden, radyasyonla ilişkili risklerin abartılmaması gereklidir. DM ve DBT'den kaynaklanan radyasyon riskleri küçük veya ihmal edilebilir riskler olarak kabul edilir ve fayda-risk tahminleri oldukça olumludur. Bu nedenle, bireyler belirlenen yaş aralığında ve sıklıkta mamografi taraması yaptırmaktan kaçınmamalıdır [4, 32, 33].

Günümüzde, kişiselleştirilmiş tıp uygulamaları ile kadınlara bireysel risklerine göre tarama seçeneklerinin sunulması gündemde olup, bu hedefe yönelik olarak hem istatistiksel hem de yapay zeka tabanlı yöntemler geliştirilmiştir. Teknolojik ilerlemeler sayesinde meme radyasyon dozunun düşürülerek

Tablo 4. Çeşitli maruziyet koşulları için ortalama etkin dozlar.

Maruziyet türü	Ortalama etkin doz (mSv)
Uzun mesafeli uçuşlarda uçuş ekibi üyeleri	0,04-0,06
PA akciğer grafisi	0,02
Mamografi (dijital)	0,36
Mamografi (konvansiyonel)	0,48
Lomber grafi	0,5-1,50
Yıllık doğal arka plan radyasyonu	2-4
Tanısıl toraks BT	4-6,5

Not: Etkin dozlar, ortalama büyüklükteki bir yetişkin için tipik değerlerdir. Gerçek doz, kişinin boyutuna, görüntüleme nedenine ve görüntüleme uygulamalarındaki farklılıklara bağlı olarak önemli ölçüde değişebilir. PA: Posteroanterior, BT: Bilgisayarlı tomografi

fayda-risk oranının daha da artması beklenmektedir [36, 37].

Mamografide hastaya özgü dozimetri modellerine ihtiyaç duyulmakta olup, bu konu genel hastaya özgü dozimetri uygulamaları ve bireyselleştirilmiş radyolojik risk değerlendirmesi kapsamında ele alınmalıdır. Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği ve Avrupa Tıbbi Fizik Örgütü Federasyonu ortak çalışma grubu meme dozimetri modellerinin daha da iyileştirilmesi konusunda çalışmalar yürütmektedir [37, 38].

DİJİTAL MAMOGRAFİDE YENİLİKLER VE RADYASYON DOZU

Dijital mamografideki yeni teknolojiler olan DBT ve CEM ile dens meme dokusuna ve süperpozisyona bağlı sınırlamalar aşılmaya çalışılmaktadır. Günümüzde, tarama mamografisi, FFDM'nin tek başına veya DBT ile birlikte kullanımı ya da DBT'nin sentetik görüntüler ile tek başına kullanımı gibi çeşitli uygulamalar ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu uygulamalardaki radyasyon dozu değişkenlik göstermektedir. DM, DBT, CEM ve diğer X-ışını meme görüntüleme teknikleri için tipik MGD (mGy) değeri aralıkları (4,5 cm ile 6 cm arasında sıkıştırılmış meme kalınlığı ve tek görüntüleme için) Tablo 5'te verilmektedir [33, 37, 38].

Mamografi tekniğindeki farklılıklar, hasta yaşı ve sıkıştırılmış meme kalınlığı göz önüne alınarak, çeşitli mamografik tarama protokollerinin fayda-risk oranları yakın zamanlı bir çalışma ile güncellenmiştir. Taramada DBT'nin sentetik görüntüler ile tek başına kullanımında, FFDM ve DBT'nin birlikte kullanımına kıyasla, fayda-risk oranlarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir [39]. Tek başına bir teknik olarak kullanıldığında DBT'de, bir veya iki planda görüntü eldesinde, FFDM'den daha düşük veya biraz daha yüksek soğurulan dozlar bildirilmektedir. DBT, FFDM ile kombine edildiğinde, doz seviyeleri yaklaşık iki katına çıkmaktadır. FFDM yerine sentetik 2B görüntülerin kullanılması, meme dozunu yaklaşık yarı yarıya azaltabilir ve bu durum popülasyon tarama programları açısından önemli sonuçlar doğurabilir [40].

Dijital mamografide yeni teknolojiler olan DBT ve CEM'den elde edilen MGD'lerin klinik uygulamalar açısından değerlendirilmesi önem taşımaktadır. ABD FDA (USA FDA),

Tablo 5. Farklı X-ışını görüntüleme modalitelerine ait literatürde bildirilen MGD değeri aralıkları (4,5-6 cm arasındaki bir meme kalınlığı ve tek görüntüleme için).

Modalite	MGD (mGy)
DM	1.3-2.5
DBT	1.5-2.5
Meme BT	4.5-8
CEM	2.5-3
MGD: Ortalama glandüler doz, DM: Dijital mamografi, DBT: Dijital meme tomosentezi, BT: Bilgisayarlı tomografi, CEM: kontrastlı mamografi	

standart 4,3 cm kalınlığında bir fantom (~5 cm kalınlığında sıkıştırılmış meme) için 3 mGy sınırını belirtmektedir. EUREF protokolüne göre, 4,5 cm kalınlığında PMMA fantom (~5,3 cm kalınlığında sıkıştırılmış meme) için sınır 2,5 mGy'dir [33, 38]. CEM'nin tarama programlarında kullanılma potansiyelinin değerlendirilmesi amacıyla, CEM MGD değerleri, DM ve DBT MGD'leri karşılaştırılmış olup, meme kompresyonundaki değişkenliğin, CEM'deki MGD'yi etkileyebileceği bildirilmiştir. Her iki teknikten elde edilen MGD, EUREF'nin DM'de maksimum doz önerilerini (MGD; 4,5 cm meme kalınlığı için 2 mGy'den az ve 9 cm meme kalınlığı için 6,5 mGy'den az) karşılamıştır. DM ile karşılaştırmada yaklaşık %30 ve DBT ile karşılaştırmada ise minimal bir MGD artışı bildirilmektedir [33, 41, 42]. DM, DBT ve CEM tekniklerinin tanısal amaçlı kullanımında ise, beklendiği üzere görüntü sayısı ve dolayısıyla MGD, klinik ihtiyaca göre bireysel olarak değişecektir.

MAMOGRAFİDEN KAYNAKLANAN RADYASYON RİSKİNİN AÇIKLANMASI

Radyasyon maruziyeti ve buna eşlik eden riskler, radyolog veya teknisyen ile mamografi tetkiki planlanan kadın arasındaki iletişimde önemli bir konudur. Mamografiden kaynaklanan radyasyon riskinin düşük olduğunun ve mamografi ile taramanın meme kanserine bağlı mortaliteyi azalttığına ele alınması önem taşır [32, 33]. Ayrıca, meme kanseri insidansının son on yılda artmış olduğunun ve günümüzde batı ülkelerinde her 8 kadından 1'inin etkilendiğinin belirtilmesi gerekir [33]. Meme görüntülemedeki radyasyon riski konusunda daha iyi bilgi sahibi olunması, klinik tıp profesyonelleri ve hastalar ile olan iletişimi iyileştirebilir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması

Yazar bu makale ile ilgili olarak herhangi bir çıkar çatışması bildirmemiştir.

KAYNAKLAR

- Kayhan A, Arıbal E. Meme kanseri taraması: neden yapıyoruz? ne zaman? değerlendirmede yaşanan sorunlar. *Türk Radiol Semin.* 2014; 2: 230-40. [CrossRef]
- Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, et al. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin.* 2021; 71: 209-49. [CrossRef]
- Parkin DM, Fernández LM. Use of statistics to assess the global burden of breast cancer. *Breast J.* 2006; 12 (Suppl 1): S70-80. [CrossRef]
- Gelal F. Radyoloji fiziği. *Dünya Kitabevi.* 2023. [CrossRef]
- World Health Organization. Fact sheets: breast cancer. Geneva: WHO; 2021. [CrossRef]
- Çizmeli O, Arıbal E. Meme radyolojisi inceleme teknikleri. Ankara: Dünya Kitabevi; 2023. [CrossRef]

7. Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. Diagnostic radiology physics. A handbook for teachers and students. *International Atomic Energy Agency. Vienna.* 2014. [\[CrossRef\]](#)
8. Worldwide implementation of digital mammography. IAEA Human Health Series No. 46. *International Atomic Energy Agency.* 2023. [\[CrossRef\]](#)
9. Duffy SW, Tabár L, Yen AM, Dean PB, Smith RA, Jonsson H, et al. Mammography screening reduces rates of advanced and fatal breast cancers: Results in 549,091 women. *Cancer.* 2020; 126: 2971-9. [\[CrossRef\]](#)
10. de Gelder R, Heijnsdijk EA, Fracheboud J, Draisma G, de Koning HJ. The effects of population-based mammography screening starting between age 40 and 50 in the presence of adjuvant systemic therapy. *Int J Cancer.* 2015; 137: 165-72. [\[CrossRef\]](#)
11. Myers ER, Moorman P, Gierisch JM, Havrilesky LJ, Grimm LJ, Ghatge S, et al. Benefits and Harms of Breast Cancer Screening: A Systematic Review. *JAMA.* 2015; 314: 1615-34. [\[CrossRef\]](#)
12. Tabár L, Dean PB, Chen TH, Yen AM, Chen SL, Fann JC, et al. The incidence of fatal breast cancer measures the increased effectiveness of therapy in women participating in mammography screening. *Cancer.* 2019; 125: 515-23. [\[CrossRef\]](#)
13. Ozcinar B, Aribal E, Cabioglu N, Gurdal SO, Varol G, Akyurt N, et al. Long-term outcomes of Türkiye's first population-based mammography screening program: a decade of breast cancer detection and survival analysis in Bahçeşehir. *BMC Womens Health.* 2025; 25: 5. [\[CrossRef\]](#)
14. Ahn S, Wooster M, Valente C, Moshier E, Meng R, Pisapati K, et al. Impact of screening mammography on treatment in women diagnosed with breast cancer. *Ann Surg Oncol.* 2018; 25: 2979-86. [\[CrossRef\]](#)
15. International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation protection and safety of radiation sources: international basic safety standards. *International Atomic Energy Agency.* 2014. [\[CrossRef\]](#)
16. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP.* 2007; 37: 1-332. [\[CrossRef\]](#)
17. International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography. IAEA human health series no. 17. *International Atomic Energy Agency.* 2011. [\[CrossRef\]](#)
18. Poggi C. Breast imaging techniques for radiographers. *Springer Nature.* 2022. [\[CrossRef\]](#)
19. Seeram E. Dose optimization in digital radiography and computed tomography: an essential guide. First ed. Cham: *Springer Nature*; 2023. [\[CrossRef\]](#)
20. Uniyal S. Patient radiation exposure monitoring in medical imaging (IAEA Safety Report Series No. 112). *J Med Phys.* 2024; 49: 316-7. [\[CrossRef\]](#)
21. Samei E, Järvinen H, Kortensniemi M, Simantirakis G, Goh C, Wallace A, et al. Medical imaging dose optimisation from ground up: expert opinion of an international summit. *J Radiol Prot.* 2018; 38: 967-89. [\[CrossRef\]](#)
22. ICRP PUBLICATION 154. Optimisation of radiological protection in digital radiology techniques for medical imaging. *Ann ICRP.* 2023; 52: 11-145. [\[CrossRef\]](#)
23. Sechopoulos I. Mammography and digital breast tomosynthesis: technique. Switzerland AG: *Springer Nature*; 2022; 1-24. [\[CrossRef\]](#)
24. Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. *Radiology.* 2005; 234: 353-62. [\[CrossRef\]](#)
25. Samei E. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: technological and psychophysical considerations for digital mammographic displays. *Radiographics.* 2005; 25: 491-501. [\[CrossRef\]](#)
26. Bushong SC. Radiologic science for technologists. 12th ed. St. Louis: *Elsevier Mosby*; 2022. [\[CrossRef\]](#)
27. Choudhary S. Deterministic and stochastic effects of radiation. *Cancer Ther Oncol Int J.* 2018; 12: 2. [\[CrossRef\]](#)
28. Dance DR, Sechopoulos I. Dosimetry in X-ray-based breast imaging. *Phys Med Biol.* 2016; 61: R271-304. [\[CrossRef\]](#)
29. Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham S, D'Orsi CJ, Karellas A. Radiation dose to organs and tissues from mammography: Monte Carlo and phantom study. *Radiology.* 2008; 246: 434-43. [\[CrossRef\]](#)
30. Sechopoulos I, Hendrick RE. Mammography and the risk of thyroid cancer. *AJR Am J Roentgenol.* 2012; 198: 705-7. [\[CrossRef\]](#)
31. Hendrick RE. Radiation doses and cancer risks from breast imaging studies. *Radiology.* 2010; 257: 246-53. [\[CrossRef\]](#)
32. Hendrick RE. Radiation doses and risks in breast screening. *J Breast Imaging.* 2020; 2: 188-200. [\[CrossRef\]](#)
33. Di Maria S, van Nijnatten TJA, Jeukens CRLPN, Vedantham S, Dietzel M, Vaz P. Understanding the risk of ionizing radiation in breast imaging: Concepts and quantities, clinical importance, and future directions. *Eur J Radiol.* 2024; 181: 111784. [\[CrossRef\]](#)
34. National Research Council of the National Academies. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII, phase 2-committee to assess health risks from exposure to low levels of ionizing radiation. Washington, DC: *National Academies Press*; 2006. [\[CrossRef\]](#)
35. Miglioretti DL, Lange J, van den Broek JJ, Lee CI, van Ravestein NT, Ritley D, et al. Radiation-induced breast cancer incidence and mortality from digital mammography screening: a modeling study. *Ann Intern Med.* 2016; 164: 205-14. [\[CrossRef\]](#)
36. Yala A, Mikhael PG, Lehman C, Lin G, Strand F, Wan YL, et al. Optimizing risk-based breast cancer screening policies with reinforcement learning. *Nat Med.* 2022; 28: 136-43. [\[CrossRef\]](#)
37. Di Maria S, Vedantham S, Vaz P. X-ray dosimetry in breast cancer screening: 2D and 3D mammography. *Eur J Radiol.* 2022; 151: 110278. [\[CrossRef\]](#)
38. Di Maria S, Vedantham S, Vaz P. Breast dosimetry in alternative X-ray-based imaging modalities used in current clinical practices. *Eur J Radiol.* 2022; 155: 110509. [\[CrossRef\]](#)
39. Brown M, Covington MF. Comparative benefit-to-radiation risk ratio of molecular breast imaging, two-dimensional full-field digital mammography with and without tomosynthesis, and synthetic mammography with tomosynthesis. *Radiol Imaging Cancer.* 2019; 1: e190005. [\[CrossRef\]](#)
40. Svahn TM, Houssami N, Sechopoulos I, Mattsson S. Review of radiation dose estimates in digital breast tomosynthesis relative to those in two-view full-field digital mammography. *Breast.* 2015; 24: 93-9. [\[CrossRef\]](#)
41. Fusco R, Raiano N, Raiano C, Maio F, Vallone P, Mattace Raso M, et al. Evaluation of average glandular dose and investigation of the relationship with compressed breast thickness in dual energy contrast enhanced digital mammography and digital breast tomosynthesis. *Eur J Radiol.* 2020; 126: 108912. [\[CrossRef\]](#)
42. Gennaro G, Cozzi A, Schiaffino S, Sardanelli F, Caumo F. Radiation Dose of dose of contrast-enhanced mammography: a two-center prospective comparison. *Cancers (Basel).* 2022; 14: 1774. [\[CrossRef\]](#)

1. Hastanın radyasyondan korunmasında optimizasyon ilkesi ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Optimizasyon, uygunluk kriterlerini ifade etmektedir.
 - b. Tıbbi işlemlerde, hastalar için belirli bir doz limiti bulunmadığından, hasta dozuna yönelik değerlendirme ve yönetim gerekli değildir.
 - c. Tanısal referans düzeyleri (DRL) optimizasyon için araçtır.
 - d. X-ışını ekipmanının tasarımının ve kullanımının optimize edilmesi gerekmez.
 - e. Minimal radyasyon dozu hedeflenirken görüntü kalitesinin gözetilmesi gerekmez.
2. Aşağıdakilerden hangisi mamografide görüntü kalitesi için önemli unsurlar arasında yer almaz?
 - a. İyi eğitilmiş ve deneyimli personel.
 - b. Modern ve iyi tasarlanmış ekipman.
 - c. Uygun görüntüleme koşulları.
 - d. Ekipmanın performansı ve kullanım şekli.
 - e. Hasta memnuniyet anketleri.
3. Aşağıdakilerden hangisi dijital mamografide görüntü kalitesini etkilemez?
 - a. Uzaysal çözünürlük ve bulanıklık.
 - b. Gürültü.
 - c. Kontrast çözünürlük.
 - d. Hastanın klinik durumu hakkında yeterli bilginin bulunmaması.
 - e. Dijital dedektör özellikleri.
4. Hangisi meme görüntülemeye teknik kalite kontrolünün faydaları arasında yer almaz?
 - a. Doğru tanı için tutarlı ve yüksek kaliteli görüntülemeyi sağlar.
 - b. Görüntüleme sistemleri arasındaki değişkenliği azaltır.
 - c. Düzenleyici standartlara uyumu destekler.
 - d. Görüntüleme sürelerini kısaltır.
 - e. Radyasyon dozunu doğrulayarak hasta güvenliğini artırır.
5. Mamografide radyasyon riski ve doz belirteçleri ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Fibroglandüler dokulara verilen doz, memenin giriş yüzeyinden çıkış yüzeyine kadar benzerdir.
 - b. IAK mamografide en yaygın kullanılan doz belirtecidir.
 - c. MGD doğrudan ölçülebilen bir doz belirtecidir.
 - d. EUREF protokolüne göre 4,5 cm kalınlığında PMMA fantom için sınır MGD 3,5 mGy'dir.
 - e. DBT'de doz seviyeleri; FFDM ile kombine edildiğinde, sentetik görüntüler ile tek başına kullanılmasına kıyasla daha yüksektir.

Cevaplar: 1c, 2e, 3d, 4d, 5e