

Radyasyon Uygulamaları ve Radyasyondan Korunma

Editörler:

Dr. Öğr. Üyesi Süreyya NUR • Dr. Öğr. Üyesi Hikmettin DEMİR



ÖZGÜR
YAYINLARI

Radyasyon Uygulamaları ve Radyasyondan Korunma

Editörler:

Dr. Öğr. Üyesi Süreyya NUR

Dr. Öğr. Üyesi Hikmettin DEMİR



Published by

Özgür Yayın-Dağıtım Co. Ltd.

Certificate Number: 45503

📍 15 Temmuz Mah. 148136. Sk. No: 9 Şehitkamil/Gaziantep

☎ +90.850 260 09 97

📞 +90.532 289 82 15

🌐 www.ozgur yayinlari.com

✉ info@ozgur yayinlari.com

Radyasyon Uygulamaları ve Radyasyondan Korunma

Radiation Applications and Radiation Protection

Editörler: Dr. Öğr. Üyesi Sürcyya NUR • Dr. Öğr. Üyesi Hikmettin DEMİR

Language: Turkish-English

Publication Date: 2024

Cover design by Mehmet Çakır

Cover design and image licensed under CC BY-NC 4.0

Print and digital versions typeset by Çizgi Medya Co. Ltd.

ISBN (PDF): 978-975-447-940-9

DOI: <https://doi.org/10.58830/ozgur.pub497>



This work is licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0). To view a copy of this license, visit <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>

This license allows for copying any part of the work for personal use, not commercial use, providing author attribution is clearly stated.

Suggested citation:

Nur, S. (ed), Demir, H. (ed) (2024). *Radyasyon Uygulamaları ve Radyasyondan Korunma*.

Özgür Publications. DOI: <https://doi.org/10.58830/ozgur.pub497>. License: CC-BY-NC 4.0

The full text of this book has been peer-reviewed to ensure high academic standards. For full review policies, see <https://www.ozgur yayinlari.com/>



Ön Söz

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji emisyonu (yayımı) ya da aktarımıdır. Radyasyon, iyonize ve non-iyonize olarak ikiye ayrılmaktadır. Doğada bulunan ve radyoaktif elementlerden yayılan enerjilere doğal radyasyon, cihazlardan veya cihazlara bağlı kaynaklardan üretilen enerjilere yapay radyasyon denilmektedir. Doğadan veya cihazlardan üretilen enerjilerin durgun kütleli olanları foton, belli bir kütleyle sahip olanları da parçacık radyasyondur. Günümüzde radyasyon, çoğunlukla tanı ve tedavide kullanılmaktadır. Hastanelerde Radyoloji, Radyasyon Onkolojisi ve Nükleer Tıp birimlerinde iyonize ve non-iyonize radyasyon kullanılmaktadır. Kullanılan enerjilerin türlerine göre, hem hasta hem de çalışanın radyasyondan korunma konusunda bilgi sahibi olması gerekir. Teknoloji ilerledikçe, hastanelerde radyasyon üreten cihazların kullanımı artmaktadır ve bu da radyasyondan korunmayı daha önemli hale getirmektedir.

Kitapta, radyasyon üreten ve tıpta kullanılan cihazlardan; panoramik radyografi, mamografi, bilgisayarlı tomografi, mikrotomografi cihazlarının yapısı ve kullanımı görüntü kılavuzluğunda radyoterapi teknikleri ve uygulamaları ve radyasyon zırlamaları konularına yer verilmiştir.

İçindekiler

Ön Söz iii

Bölüm 1

Mamografi 1
Mehmet Ali Kaya

Bölüm 2

Bilgisayarlı Tomografi 17
Ayşe Gülbin Kavak

Bölüm 3

Panoramik Radyografi 41
Süreyya Nur

Bölüm 4

Mikro-BT 55
Hikmettin Demir

Bölüm 5

Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi Teknikleri ve Uygulamaları 75
Serap Çatlı Dinç

Bölüm 6

Radyasyon Zırhlamaları 91
Ayhan Akkaş

Mamografi

Mehmet Ali Kaya¹

Özet

Bu çalışmada amacımız meme hastalıklarının tarama ve teşhisinde yaygın olarak kullanılan mamografi cihazları ve bu cihazlarda kullanılan enerji türü hakkında bilgi vermektir. Meme kanserinin erken teşhisi için yaygın olarak kullanılan mamografi, ülkemizde 40-69 yaş arası kadınlarda meme kanserinin erken teşhisi için 2 yılda bir önerilmektedir. Meme kanseri kadınlarda en çok görülen kanser türü olup, dünyada kanser ölümlerinde ikinci sırayı almaktadır. Mamografi cihazında, düşük enerjili (25-40 KVp) x-ışını kullanılmaktadır. X-ışınlarının oluşumunu sağlayan iki farklı mekanizma vardır. Bunlardan biri Bremsstrahlung (frenleme) X-ışınları diğeri de karakteristik X-ışınlarıdır. Görüntülemede %15 karakteristik, %85 x-ışını kullanılmaktadır. Tedavide sadece Bremsstrahlung (frenleme) x-ışını kullanılmaktadır. Mamografi, memenin x-ışını kullanılarak görüntülenmesi tekniğidir. Meme, iki tabaka arasında sıkıştırılarak radyografi görüntüsü elde edilir. Mamografi, mevcut ekipmana veya muayene amacına bağlı olarak 2 boyutlu veya 3 boyutlu (tomosentez) olabilir. Mamografiler tarama ve tanı koyma amacıyla iki şekilde uygulanmaktadır. Tarama mamografisi; şikayeti olmayan kadınlarda meme kanserinin erken tanısı için yapılır. Avrupa Görüntüleme Derneği, taramanın geleneksel mamografi veya fosfor-plak bilgisayarlı radyografi ile değil, dijital mamografi ile yapılmasını öncelikli olarak önermektedir. Dijital mamografi sisteminde X-ışını tüpü meme bölgesi üzerinde hareket ederek çeşitli açılardan yüksek çözünürlüklü ve yüksek kontrastlı görüntüler çeker. Lezyonun konumu ve durumu hakkında doğru bilgi sağlamak için görüntüler 3 boyutlu olarak yeniden oluşturulur.

1. GİRİŞ

Meme hastalıklarının tarama ve teşhisinde yaygın olarak kullanılan mamografi, düşük enerjili X-ışını kullanarak yapılan radyolojik bir görüntüleme sistemidir. Özellikle meme kanserinin erken teşhisi için yaygın

1 Öğr. Gör. Dr., Dicle Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi A.D.,
makaya@dicle.edu.tr, Orcid:0000-0002-7266-0193.

olarak kullanılan mamografi genellikle 40 yaşından sonra rutin olarak uygulanmaktadır (Özmen ve diğerleri, 2017; “Türkiye Kanser Kontrol Programı”, 2021). Meme kanseri kadınlarda en sık rastlanan kanser türü olup, dünyada kanser ölümlerinde ikinci sırada yer alır. Meme kanseri sadece kadınlarda değil erkeklerde de görülmektedir (Özmen ve diğerleri, 2017; “Türkiye Kanser Kontrol Programı”, 2021). Hastalığın erkeklerde görülme oranı kadınlarda görülme oranına göre oldukça düşüktür. Meme kanserinin erkeklerde görülme olasılığı hayat boyunca % 0.1 gibi küçük bir olasılık iken kadınlarda görülme olasılığı % 12-13 gibi yüksek bir değerdir. Literatürdeki çalışmalara göre her sekiz kadından birinde meme kanserinin var olduğu tespit edilmiştir. Amerika’da her yıl ortalama 44.000 kadın meme kanserinden ölürken, bu sayı İsveç’te 1.500 ve Mısır’da 2.300’dür. Tarama tetkikleri ve erken teşhis sayesinde genel sağkalım ve hastalıksız sağkalım oranları geçmiş yıllara göre yükselmiştir. Erken tanı ile %90-93 gibi yüksek oranlarda kür elde edilmektedir. Meme kanserinin teşhisinde en yaygın ve en etkili yöntem mamografidir (Özmen ve diğerleri, 2017; “Türkiye Kanser Kontrol Programı”, 2021).

Mamografi cihazları, meme kanserini belirlemek için görüntü oluşturmada iyonize radyasyon kullanan bir teşhis cihazıdır. Erken teşhiste büyük rol oynayan mamografi, yılda bir kez düzenli olarak doktor muayenesi olan kişiye doktorun gerekli görmesi halinde teşhise yardımcı olacak ek bir yöntemdir. Mamografi, mevcut ekipmana veya muayene amacına bağlı olarak 2 boyutlu veya 3 boyutlu (tomosentez) olabilir. Ultrason, duktografi, pozitron emisyon mamografisi ve manyetik rezonans görüntüleme, mamografiye yardımcı yöntemlerdir. Ultrason, genellikle mamografide bulunan kitlelerin veya mamografilerde görülebilen veya görülemeyen elle tutulabilen kitlelerin daha ileri değerlendirilmesi için kullanılır (Özmen ve diğerleri, 2017; “Türkiye Kanser Kontrol Programı”, 2021).

Mamografiler tarama ve tanı koyma amacıyla iki şekilde uygulanmaktadır. Tarama mamografisi; herhangi bir belirtisi olmayan hastalarda erken tanı koymak için yapılır. Meme radyografi görüntüleri standart olarak 2 şekilde elde edilir : birisi mediolateral oblik, diğeri kranio kaudal. Avrupa Görüntüleme Derneği, çekimlerin analog mamografi veya fosfor-plak bilgisayarlı radyografi ile değil, dijital mamografi ile çekilmesini tavsiye etmektedir. Dijital Mamografi, daha çok yoğun fibroglandüler dokuya sahip kadınlarda analog mamografiye kıyasla daha hassastır. Dijital mamografi, analog mamografiye benzer bir çalışma prensibine sahiptir. Görüntüler, dijital bir detektör aracılığıyla bilgisayarda kayıt altına alınır. Dijital sistem, daha iyi bir görüntü kalitesi, düşük dozda radyasyon, görüntü işleme ve

depolama gibi kullanıcıya ve hastaya kolaylıklar sağlamaktadır (“Türkiye Kanser Kontrol Programı”, 2021).

2. TARİHSEL GELİŞİM SÜRECİ

Alman cerrah Albert Salomon, 1913 yılında 3.000 mastektomi ile ilgili mamografi çalışması gerçekleştirdi. Meme radyografilerini, gerçekte çıkarılan dokuyla karşılaştırdı ve özellikle mikrokalsifikasyonları gözlemledi (Ingram, 2020; Nass, Henderson ve Lashof, 2001). Bu araştırmanın amacı, röntgende görülen memedeki kanserli ve kansersiz tümörler arasındaki farkı belirlemektir (Nass ve diğerleri, 2001). Salomon’un mamografileri tümörlerin yayılımı ve sınırları hakkında önemli bilgiler sağladı (Thomas, Banerjee ve Busch, 2005). Albert Salomon tarafından 1913 yılında geliştirilen mamografi, meme kanserinin erken teşhisinde önemli bir araç haline geldi. 1930 yılında, Amerikalı hekim ve radyolog Stafford L. Warren, gebelik ve mastitis sonucu meme dokusunda meydana gelen farklılıkları görmek için, stereoskopik x-ışınları görüntüleri üretmesi ile ilgili “Göğüs Üzerine Bir Roentgenolojik Çalışma” (Warren, S.L., 1930) adlı bir makale yayınladı (Bassett, 2005; Warren, S.L., 1930). 1937’de Jacob Gershon-Cohen, sağkalım oranlarını iyileştirmek için meme kanserinin daha erken evrelerde teşhisi için bir mamografi formu geliştirdi (“History of Cancer Detection 1851–1995”, 2011). 1949’da Raul Leborgne, hasta konumlandırma teknik yeterliliğin ve belirli radyolojik parametrelerin benimsenmesinin önemini vurgulayarak mamografiye olan ilgiyi yeniden canlandırdı. İyi huylu ve kötü huylu kalsifikasyonlar arasında ayırım yapmaya özellikle vurgu yaparken görüntüleme kalitesini yükseltmede öncü bir rol oynadı (Gardner, 2006). 1950’lerin başında Uruguaylı radyolog Raul Leborgne, daha kaliteli görüntüler üretmek için meme sıkıştırma tekniğini geliştirdi iyi huylu ve kötü huylu mikro kalsifikasyonlar arasındaki farkları tanımladı (Kalaf, 2014). 1956’da Gershon-Cohen, Albert Einstein Tıp Merkezi’nde 1.000’den fazla asemptomatik kadın üzerinde tarama tekniği üzerine klinik denemeler yürüttü ve aynı yıl, Teksas Üniversitesi MD Anderson Kanser Merkezi’nden Robert Egan, düşük KVp tekniğini yüksek mA ve Kodak tarafından geliştirilen tek emülsiyon filmleriyle birleştirerek bir mamografi tarama yöntemi geliştirdi. Bu sonuçlar, 1959’da bir makalede yayınladı. Daha sonra 1964’te Mamografi adlı bir kitapta yayınlaştırıldı (Gold, Bassett ve Widoff, 1990). Bilinen adıyla “Egan tekniği”, doktorların meme dokusunda kalsifikasyonu tespit etmesini sağladı (Medich ve Martel, 2006). 1.000 hasta arasında biyopsi ile doğrulanan 245 meme kanserinden, Egan ve MD Anderson’daki meslektaşları, Egan yöntemini kullanarak 238 vakayı tespit edebildiler. Bunların 19’u fiziksel muayenelerinde meme patolojisi olmayan

hastalardı. Mamografinin bir tarama tekniği olarak kullanımı, Philip Strax liderliğinde, 1966 yılında, mamografilerin, ölüm oranı ve tedavi üzerindeki etkisini gösteren bir çalışmanın ardından klinik olarak yaygınlaştı. New York merkezli bu çalışma, mamografi taramasının ilk büyük ölçekli randomize kontrollü denemesiydi (Lerner, 2003; Skloot,R., 2001).

1985 yılında László Tabár ve meslektaşları 40 ila 79 yaş aralığında ki 134.867 kadının mamografi taramasından elde edilen bulguları belgelediler. Tek bir mediolateral oblik görüntü kullanarak, ölüm oranında %31'lik bir azalma bildirdiler (Gardner, 2006). Dr. Tabár o zamandan beri epidemiyoloji, tarama, erken tanı ve klinik-radyolojik-patolojik korelasyon alanlarında mamografiyi destekleyen birçok yayına imza attı.

Dijital mamografi, fibroglandüler dokunun yoğun olduğu kadınlarda analog mamografiye oranla daha hassastır. Dijital ve analog mamografi birbirine benzer şekilde çalışmaktadır. Hastayı delip geçen x-ışınları detektöre ulaşır, bilgisayar aracılığıyla görüntüye dönüştürülür ve bilgisayarda kayıt altına alınır. Daha iyi görüntü kalitesi, daha az radyasyon dozu, görüntü işleme ve depolama gibi birçok üstünlüğe sahiptir. Bu nedenle Avrupa Görüntüleme Derneği dijital görüntüleme cihazlarının kurulmasını ya da dijitalle uyarlanabilir olmasını önermektedir (*Meme Kanseri Korunma, Tarama, Tanı, Tedavi ve İzlem Klinik Rehberi*, 2020). Günümüzde kullanılan dijital mamografi ile 0.4 mSv'lik düşük doz verilerek radyografik incelemeler yapılmakta ve hastalık, erken aşamadayken teşhis edilmektedir.

3. MAMOGRAFİ CİHAZININ YAPISI

Mamografi cihazları, meme görüntülenmesini kolaylaştıracak şekilde düzenlenmiştir. Mamografi cihazı; x-ışını jeneratörü, x-ışın tüpü ve sıkıştırma (kompresyon) sisteminden oluşmaktadır. Klasik radyografi cihazlarından farklı olarak, çekim tekniğine uygun hedef / filtre kombinasyonu, odak nokta boyutu ve tüp geometrisine sahiptir. X-ışın jeneratöründe, şebekeden gelen alternatif akım yükseltilecek doğru akıma dönüştürülür. Bu yüksek akım, x-ışın tüpündeki vakumlu bir cam tüp içerisinde katot ve anot arasına uygulanır. Uygulanan yüksek akımdan sonra katot ısınır ve ısınan katottan salınan elektronlar hızlı bir şekilde anotla etkileşir. Anotla etkileşen elektronlar kinetik enerji oluşturur. Kinetik enerji, X-ışını olarak salınır. Gelen enerji, anotun hedef maddesinin K yörüngesindeki elektronun bağlanma enerjisine göre karakteristik veya frenleme (bremmstrahlung) x-ışını meydana gelir. Dijital mamografi sisteminde, x-ışını tüpü meme bölgesi üzerinde çeşitli açılardan yüksek çözünürlüklü ve yüksek kontrastlı görüntüler oluşturur. Lezyonun konumu ve durumu hakkında doğru bilgi sağlamak için görüntüler 3 boyutlu olarak yeniden oluşturabilen cihazlar da kullanılmaktadır.

Mamografi tetkikinde, kompresyon görüntü kalitesini arttıran önemli bir faktördür (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

Kompresyon esnasında, memelerde meydana gelen ağrı hastaların en çok şikayet ettikleri konudur. Fakat iyi bir mamografi görüntüsü elde edebilmenin temel şartı, sıkıştırma (kompresyon) işlemidir. Ağrıyı azaltmak için adetten sonraki ilk hafta içerisinde görüntü alınması önerilmektedir (Shapiro, 1966).

3.1 X-ışınlarının Oluşumu

X-ışınlarının oluşumunu sağlayan iki farklı mekanizma vardır. Bunlardan biri Bremsstrahlung (frenleme) x-ışınları diğeri de karakteristik x-ışınlarıdır. Frenleme ışınımı, yüksek enerjili bir elektronun bir çekirdekle olan radyoaktif etkileşmesi sonucu meydana gelen bir olaydır. Elektron bir veya daha fazla frenleme ışını etkileşmesine maruz kalabilir ve etkileşim elektron enerjisinin kısmi veya enerjisinin tamamen kaybıyla sonuçlanabilir. Olay sonunda ortaya çıkan frenleme ışınının enerjisi en fazla başlangıçtaki elektronun enerjisi kadar olabilir. Görüntüleme ve tedavide kullanılan x-ışınlarının tamamı frenleme ile meydana gelen x-ışınlarıdır. Hedefe çarpan elektronların enerjisi ne kadar yüksek ise, x-ışınlarının ileri yönlü yayılımı o kadar fazla olur. X-ışını jeneratörlerinde üretilen x-ışınlarının bremsstrahlung fotonlar şeklinde sürekli bir enerji dağılımı gösterdiği, bununla birlikte ayrık enerji çizgilerinde karakteristik radyasyonlar da içeren enerji spektrumuna sahip olduğu bilinmektedir. Uygun filtrelemeyle X-ışını demeti içindeki düşük enerjili fotonların demetten uzaklaştırılması ile yüksek enerjili fotonların demet içindeki % oranları artar. Bu şekilde demetin ortalama enerjisinin ya da demet kalitesinin arttırılması işlemine demet sertleştirme (beam hardening) denir. Mamografide kullanılan X-ışını tüpünde Molibden veya Rodyumdan yapılmış anot materyalleri kullanılmaktadır. Atom numaraları tungstenden daha düşük olduğundan bu materyalin ürettiği radyasyon meme dokusunda kontrast sağlamaya daha uygundur. Mamografideki tüp penceresi Berilyumdan yapılmıştır. Filtreleme sisteminde Molibden veya Rodyum kullanılmaktadır. Kompresyon yöntemiyle sabitlenen memede, harekete bağlı saçılmalar minimuma indirilmektedir. Mamografide genellikle “single stroke multiline” grid sistemi kullanılmaktadır.

Hedef yakınından geçip etkileşen elektronlar aynı zamanda karakteristik X-ışınları da üretmektedir. Karakteristik X-ışınları, hedef atomun katmanları arasındaki elektron geçişlerinden meydana geldiği için karakteristik x-ışını adını alır. Meydana gelen X-ışınları elektromanyetik bir dalgadır. Hızları ışık hızına eşit 3×10^{10} cm/s dir. Bu ışınların dalga boyu 10^{-9} ile 10^{-11} cm arasında olup serbest uzayda düz bir çizgi üzerinde yayılırlar.

3.2 Sıkıştırma Sistemi

Mamografi incelemesi her meme için iki pozisyonda standart mamogramlar olan mediolateral oblik (MLO) ve kranio kaudal (CC) şeklinde çekilmelidir. Gerekğinde meme protezi olan hastalarda farklı pozisyonlarda çekim yapılabilir. Gerekli görüldüğünde görüntüleme tekniğine engel olan herhangi bir sorunu çözmek için ek mamografik pozisyonlar kullanılmalıdır. Mamografiler uygun sıkıştırma ile elde edilmelidir. Mamografi cihazlarında 18x24 ve 24x30 görüntü alıcısı ve sıkıştırma sistemi bulunmalıdır. Meme büyüklüğüne göre bu iki ebatan uygun olanı seçmek gerekir. Büyük bir meme küçük görüntü alıcısında görüntüsü elde edilirse, aksilla veya memenin bir kısmı görüntülenmek istenen bölgenin içinde yer almaz. Büyük görüntü alıcısında küçük bir meme incelenirse, mediolateral oblik mamografide omuz ve abdomenden dolayı istenilen düzeyde sıkıştırma sağlanamayıp memenin sarkmasına neden olabilir. İyi bir kranio kaudal mamografi çekimi için bazı kriterler belirlenmiştir. Tüm medial meme dokusu görüntülenmeli, meme ucu görüntünün ortasında olmalı ve meme ucunun göğüs duvarına olan uzaklığı mediolateral oblikten en fazla 1 cm farklı olmalı veya pektoral kas görülebilmelidir. Uygun pozisyona getirilmiş kranio-kaudal mamografilerde pektoralis kası ancak vakaların %30-40'ında görülebilmektedir. Pektoralis kası görülemeyen hastalarda, pozisyonların yeterliliği için en iyi gösterge posterior meme başı hattının ölçülmesi gerekir. Kranio-kaudal pozisyonda bu çizgi meme başından posteriora doğru detektörün kenarına dik olarak çizilir. Kranio kaudal ve mediolateral oblik mamografide yapılan 'posterior meme ucu çizgisi' ölçümlerinde kural olarak 1 cm'den küçük ise uygun pozisyonda çekildiğini gösterir. Pektoralis kasının posteriora görüntülenmesi, görüntüleme alanına meme dokusunun girdiğini gösterir. Uygun pozisyonlama, memenin en arka dokularındaki lezyonların görüntülenmesini sağlar. Mediolateral oblik mamografide görüş alanı dışında kalması muhtemel alan posteromedial meme dokusudur. Bu nedenle, kranio-kaudal mamografide bu alanın görüntüleme bölgesine dahil edilmesinde büyük çaba gösterilmelidir ("TRD Meme Tarama Rehberi", 2021).

Sıkıştırma mekanizması meme kalınlığını azaltarak hem dozu hem de saçılan radyasyonu azaltır ve çekim kalitesini de artırır. Göğüs kalınlığının homojen olması, görüntüde zayıflama farkı olan dokuların tespit edilmesini kolaylaştırır. Kompresyonun bir diğer faydası da memenin çekim sırasında sabit kalmasını sağlamaktır. Bu amaçla alt ve arka yüzeyler arasında 90 derecelik açı olan sert sıkıştırma plakları kullanılmalıdır. Sıkıştırma esnasında sıkıştırma yüzeyinin görüntü alıcı düzlemine paralel olması gerekir. Sıkıştırmanın bir diğer faydası da nesne-alıcı mesafesini kısaltarak

geometrik bulanıklığın azalmasıdır. Sıkıştırma, meme dokusundaki yapıların ayrı ayrı durmasını sağlar. Yeterli sıkıştırma, memeyi radyografik tetkik için ideal kalınlığa getirir ve bunun sonucunda daha iyi optik yoğunluğa sahip görüntüler elde edilir. Sıkıştırılabilir asimetrik normal dokuların ve iyi huylu lezyonların, daha az sıkıştırılabilir sert kötü huylu lezyonlardan ayrılmasını sağlar. Meme kalınlığının azaltılması kontrastı artırır ve saçılan radyasyonu azaltarak meme dozunu düşürür. Ayrıca ışınlama sırasında memenin hareket etmesini önleyerek harekete bağlı oluşacak görüntü bozukluğunu düşürür. Uygun sıkıştırma plağı ile memenin nazik ve sıkı bir şekilde öne doğru çekilmesi sağlanır, böylece görüntülenecek meme dokusu miktarını en üst düzeye çıkarır. Ayak pedallı kontrollü mamografi sistemleri, teknisyenin sıkıştırma plakasını aşağı doğru hareket ettiği esnada pozisyon almak için her iki elini de kullanmasına olanak tanır. Ayak pedallı kontrollü mamografi sistemleri, kompresyon plağının aşağıya doğru hareketi sırasında teknisyenin pozisyonlama için her iki elini de kullanmasına olanak vermektedir (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

Belirtilen bu kritik etkilerden dolayı ideal sıkıştırma miktarının belirlenmesi önemlidir. Uygulama esnasında teknisyen hastaya karşı kibar davranma kaygısıyla ideal sıkıştırma miktarını uygulamaktan kaçınabilir. Bu durum, görüntü kalitesinin düşük olmasına ve hastanın daha fazla doza maruz kalmasına sebep olmaktadır. Uygulama esnasında kaliteli görüntü sağlamak için tekniker gereğinden çok sıkıştırma uygular, fazla sıkıştırmadan dolayı ağrı çeken hastalar taramayı tatsız bulmalarına ve rutin taramalara gelmemelerine neden olabilir. En uygun sıkıştırma, hastanın tolere edebileceği maksimum sıkıştırmadır. Bu esnada hasta ağrı hissetmeden çekim yapılmalıdır. İdeal sıkıştırmada dokunun sert olması beklenir. Bunun için ölçüt, parmakla hafifçe dokunulduğunda ciltte yumuşaklık olmamasıdır. Sıkıştırma, hastanın önden hazırlanması ve aniden değil de kademeli olarak uygulanması ile çok daha iyi tolere edilir. Son zamanlarda üretilen cihazlarda, uygulanacak sıkıştırma değerini gösteren bir uyarı işareti bulunmaktadır. Ancak gene de, teknisyenin/teknikerin çekime başlamadan önce hastaya ne yapılması gerektiğini anlatması ve hastayla iyi bir diyalog içinde olması gerekir. Sıkıştırma sürecini, uygulama biçimini, radyografik inceleme için sıkıştırmanın gerekliliğini hastaya anlatarak, görüntüleme daha kolay hale getirebilir. Sıkıştırmanın rahatsızlık vereceğini ancak ağrılı olmayacağını, bu işlemin görüntü kalitesini artıracığını söylemek gerekir (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

Bazı kadınlarda adet döngüsü öncesinde veya esnasında (veya çok düşük bir ihtimal olsa da döngünün dışındaki zamanlarda) göğüsler çok duyarlı olabilir. Bu kadınlarda memenin en az hassas olduğu zamana göre

mamografinin planlanması gerekir. Yoğun fibroglandüler doku içerisinde kanser odağının saptanabilmesi için meme dokusuna ideal sıkıştırılma uygulanarak ayırmak gerekir. Eksik sıkıştırma ve buna bağlı hareket bulanıklığı daha çok mediolateral oblik pozisyonda çekilen mamografilerde meydana gelir. Görüntülenen alanın tamamında veya memenin bir kısmında ortaya çıkabilir. Mediolateral oblik mamografide yetersiz kompresyon sonucu memede sarkma meydana gelebilir, buna “deve burnu” görünümü de denir. İdeal olmayan sıkışmasının en yaygın sebebi, teknikerin hastaya rahatsızlık vermemesi için çok düşük basınç vermesidir. Ancak kompresyonun yavaş uygulanması ve hastanın önceden bilgilendirilmesiyle hastanın duyacağı rahatsızlık azaltılabilir. Mediolateral oblik pozisyonda yetersiz kompresyon, basıncın meme yerine komşu dokulara uygulanmasından kaynaklanabilir. Bu durumda görüntüde çok miktarda aksiller veya abdominal doku görülebilir. Uygun olmayan veya arızalı bir sıkıştırma plakası memeyi eşit şekilde sıkıştırılamaz. Görüntülerde toraks duvara yakın kalıcı düşük doz alanının varlığı bu işlev bozukluğunun göstergesidir (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

4. MAMOGRAFİ TÜRLERİ

Mamografide görüntü elde etmek için x-ışınları kullanıldığından az da olsa zararlı etkisi bulunmaktadır. Görüntülemeye x-ışını kullanılan radyolojideki cihazlarla karşılaştırıldığında mamografi çekimlerinde maruz kalınan doz oldukça düşüktür. X- ışınları soğrulma miktarına göre görüntü oluştursa da mamografinin röntgenden birçok farkı bulunmaktadır. Mamografi çekiminde düşük enerji seviyeleri (25-35kVp) kullanılmaktadır. Düşük seviyede enerji kullanımı memedeki yağlı doku ile glandüler doku arasında kontrastı meydana getirebilmektir. Tanısal mamografide kullanılan cihazlarda magnifikasyon ve spot kompresyon yapılabilir (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021). Günümüzde çift fokal spotlu mamografilerde 0.1 ve 0.2 mm’lik fokal spot boyutları kullanılmaktadır.

Mamografi analog (konvansiyonel) ve dijital olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır. Analog mamografide meme plaklar arasında sıkıştırıldıktan sonra görüntüsü film üzerine alınır. Analog sistemde çekilen filmlerde herhangi bir değişiklik yapılamaz. Hekim görüntüyü istediği kadar büyütmez ve görüntü kontrastı değiştirilemez. Bu sebeple film çekilirken olabileceği en iyi standartlar yakalanıp çekim yapılmalıdır. Belli bir alanı daha ayrıntılı veya daha yüksek dozda değerlendirmek istenirse yeniden çekim yapmak gerekir ki bu da hastanın yüksek doza maruz kalması anlamına gelir. Uygun çekilen filmleri arşivlemek için her zaman uygun şartlar sağlanamayabilir ve filmlerin kaybolma veya bozulma riski her zaman vardır.

Günümüzde ise mamografi uygulamalarında dijital mamografi uygulaması tercih edilir. Bu yöntemle elde edilen çekimler film üzerine değil bilgisayar ekranlarına aktarılmaktadır. Çekimler yapıldıktan sonra bilgisayar ekranında elde edilen görüntüler, küçültülüp büyütülerek detaylı bir inceleme olanağı vermekte olup tekrar radyografi tetkine ihtiyaç duyulmamaktadır. Elde edilen görüntülerin, kontrast değerleri artırılıp düşürülerek memenin farklı bölgeleri ayrı ayrı analiz edilmektedir. Son teknoloji mamografiler sayesinde memenin özelliklerine göre uygulanacak dozun ve tabakalar arasındaki sıkıştırma miktarını ayarlayarak hem hastanın fazla doz almasına hem de ağrıya sebep olan aşırı sıkışmaya engel olunur. Görüntüleme tekrarı olmaması da hastanın alacağı dozu azaltmaktadır. Dijital ortamda elde edilen görüntülerin bilgisayarda arşivlenmesi ile hastaların sonraki takiplerinde karşılaştırma yapılabilmesi açısından kolaylık sağlamaktadır. Fakat çok yoğun memelerde dijital mamografi katlantılı dokuyu ayırıp teşhis koymada zayıf kalabilmektedir. Aşırı yoğun memeye sahip olan bu hastalarda çekim tekrarı oluşabilmektedir. Çekim tekrarlarını ortadan kaldırmak ve tanıya yardımcı olacak son teknoloji ürünü, “Dijital Mamografi ve Tomosentez” dir. Tam alanlı dijital mamografi sistemleri, meme kanseri taramasının birincil yöntemi olarak film mamografisinin yerini almıştır. Dijital mamografinin 50 yaş altı kadınlarda duyarlılığının nispeten yüksek olduğu görülmektedir.

Tomosentez, taranan memeleri 3 boyutlu görüntülerini elde ederek analiz edilmesine olanak veren son teknoloji mamografi cihazıdır. Tomosentezin, 2D dijital mamografilerden temel farkı, görüntü alma esnasında 2D dijital mamografi cihazlarında x-ışını tüpü sabitken, tomosentez cihazlarında tüpün hareketli oluşu çok sayıda görüntü alma imkanı vermektedir. Oluşturulan bu görüntüler, bir film üzerine değil de dedektörler aracılığıyla dokuyu geçen x-ışınlarının dedekte edilmesiyle bilgisayarda görüntü oluşturması temeline dayanır. Dijital 2D mamografide 2 boyutlu görüntüler üzerinde analiz yapılırken tomosentez çekimler görüntüler 3D olarak oluşturulur. 3D olarak elde edilen görüntüler, katlantılı bölgeleri de rahatlıkla gösterdiğinden katlantı bölgesinde sıkışan kitleler görünür. Araştırmalar tomosentez ile elde edilen görüntülerde tümör sınırlarını belirlemede kolaylık sağladığını göstermektedir. 2D dijital mamografide ve 3D tomosentez mamografide maruz kalınan radyasyon dozu nerdeyse aynı miktardadır. Tomosentezde de görüntüler elde edilirken meme iki tabaka arasında sıkıştırılır.

Günümüz şartlarında memenin iki tabaka arasında sıkıştırılmadan çekimlerin yapıldığı mamografi cihazı yoktur. Unutulmaması gereken şey analog, 2D dijital mamografi ve tomosentez uygulamalarında tanı konulan lezyonların içyapıları analiz edilemez. Bir diğer deyişle kitlelerin su içerikleri ya da katı kitle olma özellikleri bu teknikle saptanamaz. Bu tür saptamalar

için MR veya biyopsi gibi ek incelemelere başvurulmalıdır (Özmen ve diğerleri, 2017; “Türkiye Kanser Kontrol Programı”, 2021).

5. SONUÇ

Meme hastalıklarında tarama ve teşhis, mamografi cihazlarıyla yapılır. Yapılan bu kontroller erken tanı koyma imkanı sağlar ve erken tanı konulan hastalık tedavi edilebilir. Erken teşhisin üç ana kontrol mekanizması vardır. Bunlar kendi kendini muayene etme, periyodik doktor muayenesi ve mamografidir. Kişi kendini muayene ederken memesinde bir değişiklik fark ederse, derhal doktoruna başvurmalıdır. Sağlıklı bireylerde rutin mamografi taramaları yapılması, kadınlarda meme kanserinden kaynaklanan ölüm oranını ciddi oranda azaltmıştır. Hastalık belirtisi ve şikayeti olan kadınlarda tını koyma yöntemi olarak kullanılır. Yaş aralığına göre yapılan muayeneler tablo 5.1’de verilmiştir (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

Tablo 5.1 Yaş aralığına göre yapılacak muayeneler

Yaş Aralığı	Kendi kendine muayene	Doktor muayenesi	Mamografi
20 - 35	Her ay	3 Ayda bir	35 yaş ilk mamografi
35 - 50	Her ay	Her yıl	2 yılda bir
50 yaş üstü	Her ay	Her yıl	Her yıl

Ailede meme kanseri öyküsü varsa veya kişide başka iyi huylu meme hastalıkları varsa, takipler erken ve sık yapılabilir. Kendi kendini muayene veya doktor tarafından yapılan meme muayenesinin hiçbir zaman mamografiye eşdeğer olmayacağı bilinmelidir. Meme kanseri, bir kitle veya diğer semptomların ortaya çıkmasından önce tarama mamografisi ile tespit edilen kadınlar genellikle mamogramın “hayatlarını kurtardığını” varsayarlar (Welch, 2011). Uluslararası Kanser Araştırma Ajansı, randomize kontrollü araştırmalara göre 50-69 yaş grubunda mamografiye bağlı ölüm oranının %40 azaldığını, doğru olmayan pozitif biyopsi oranının %1’den az olduğunu ve 20 yıllık taramada gereksiz tanı oranının %1-10 arasında olduğunu belirtmiştir. Literatürde yer alan kohort ve olgu kontrol çalışmalarına dayanarak 40-49 ve 70-74 yaş gruplarında ölüm oranının daha sınırlı azaldığı söylenebilir de bu yaş grupları için mamografi ile taramayı destekleyen kanıt sayısının düşük olduğunu belirtmişlerdir. Uluslararası Kanser Araştırma Ajansı öncelikle 50-69 yaş aralığındaki kadınlara iki yılda bir mamografi taraması yapılmasını önermektedir. 73 – 75 yaşına kadar iki yılda bir taramanın ikinci öncelik, 40-49 yaşları arasında ise yıllık taramanın üçüncü öncelik olarak sıralandığını

belirttiler. Bu karar, ülkeden ülkeye göre değişiyor. Mamografi taramasının sonlandırılma zamanı hastanın yaşı, eşlik eden diğer hastalıkları ve yaşam beklentisinin 5 yılın altında olup olmamasına göre belirlenmelidir. Bu yaş genellikle 70-74 yaş olarak belirlenmektedir (Welch, 2011). Türkiye’de meme kanseri teşhisi olan hastaların neredeyse yarısının 50 yaşın altında olması nedeniyle Sağlık Bakanlığı, mamografi taramasının 40 yaşında başlanmasını ve 2 yılda bir yapılmasını öneriyor (Kayhan ve diğerleri, 2016; Wilson, Jungner ve World Health Organization, 1968). Klinik ve prospektif çalışmalarda, Türkiye’nin genç nüfus yapısına sahip olması, meme kanseri tanısı konulan hastaların yaklaşık yarısının 50 yaş altında ve premenopozal olması, Bahçeşehir meme kanseri taramalarında taranan hastaların %40’ının 40-49 yaşları aralığında olması bu kararın alınmasında etkili olmuştur (“Avrupa Meme Görüntüleme Derneği (EUSOBI) ve 30 Ulusal Meme Radyolojisi Biriminin Meme Kanseri Taraması Hakkında Görüş Metni”, 2017; Kayhan ve diğerleri, 2016).

Ülkemizin kültürel, eğitimsel, sosyal ve ekonomik yapısı içerisinde toplum tabanlı, örgütlü, sürekli ve davet esaslı bir tarama programının uygulanabilirliğini ortaya koymak amacıyla Bahçeşehir’de 10 yıl (2009-2019) süreyle “Bahçeşehir Toplum Tabanlı Mamografi Tarama Projesi” yürütülmüştür (“Avrupa Meme Görüntüleme Derneği (EUSOBI) ve 30 Ulusal Meme Radyolojisi Biriminin Meme Kanseri Taraması Hakkında Görüş Metni”, 2017; “TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021). Düşük-orta gelirli ülkelere emsal olabilecek araştırmanın diğer hedefleri; Türkiye’de taramanın hangi yaşta (40 veya 50) başlaması gerektiğini belirlemek, meme kanserinde erken teşhis konularak sağkalım ve meme koruyucu cerrahi oranlarını artırmak, yapılan mamografik tarama programının ülkemiz şartlarına göre ekonomik olup olmadığını ortaya koymaktır. Taramalara katılım oranı %80 civarında gerçekleşti. On yıllık süreçte 8.680 kadına düzenli tarama yapıldı; bunların %59’u 40-49 yaş grubunda, %41’i ise 50-69 yaş grubundaydı. Meme kanseri tanısı konulan 83 kadından 39’u (%46) 40-49 yaş grubundaydı. Hastaların %13.5’inde Duktal Karsinoma İn Situ saptandı ve bunların üçte ikisi 40 - 49 yaş grubundaydı. İnvaziv meme kanseri tanısı konulan hastaların %69’unda evre I meme kanseri bulunmaktadır. Tarama hizmetlerinin ve erken meme kanseri oranlarının, taramanın düzenli yapıldığı batı toplumlarındaki oranlara dahil edilmesi, toplum tabanlı taramanın ülkemizde de uygulanabileceğini ve erken tanıya ulaşılabileceğini göstermektedir. Bahçeşehir Toplum Tabanlı Mamografi Tarama Projesi kapsamında meme kanseri tanısı konulan hastalar, sunulan meme kanseri kayıt programındaki hastalarla karşılaştırıldığında taramanın yaşam süresini 5,89 yıl uzattığı ortaya çıkmıştır.

Meme görüntüleme başarı, kaliteli ve etkili hizmet sunabilen iyi eğitilmiş bir ekip ile mümkündür. Bu ekip radyolog, tekniker ve medikal fizikçilerden oluşur. Mamografi çekimlerini, bu konuda özel eğitim almış radyoloji teknikeri tarafından çekilmesi ve raporun da bu konuda eğitilmiş ve deneyimli bir radyolog tarafından hazırlanması gerekmektedir. Mamografi çekimlerinin uygun teknikte yapılıp yapılmadığını kontrol etmek de radyologun sorumluluğundadır. Mamografi cihazının kalite kontrolleri ve radyasyonlu alanda hem hastanın hem de teknikerin radyasyondan korunmasını sağlamak, medikal fizikçinin görevidir.

Mamografi bulgularının ve bunlara dayalı önerilerin daha iyi anlaşılması ve tarama etkinliğinin değerlendirilmesinin kolaylaştırılması için lezyonların tanımlanması ve raporlanmasında standardizasyona ihtiyaç vardır. Raporlama sisteminin standardizasyonu, farklı merkezlerdeki radyologlar ile klinisyenler arasındaki iletişimde ortak bir dil oluşturulması açısından da büyük önem taşımaktadır.

Mamografi ve diğer meme görüntüleme bulgularının raporlamasında Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) tarafından geliştirilen “Breast Imaging Reporting and Data System” (BI-RADS) (Meme Görüntüleme Raporlama ve Veri Sistemi) kullanılmaktadır. Bu sistem uluslararası literatürde kabul edilmiş ve pratikte kullanılan bir sistemdir. En son 2013 yılında güncellenen öneriler geçerlidir. Bu sistemle memenin parankimal yapısı ve tespit edilen lezyonlar tanımlanmaktadır. Mamografide lezyonların morfolojik özelliklerinin sınıflandırılması sonrasında lezyonun şüpheli olma derecesi belirlenir ve buna göre son değerlendirme kategorileri belirlenir (American College of Radiology, D’Orsi, Sickles, Mendelson ve Morris, 2013). Memedeki bir lezyonun üç boyutlu yerleşimini tanımlamak için lezyonun her iki projeksiyonda da görülmesi gerekir. Lezyonun lokalizasyonu, görüntüdeki lokalizasyondan klinik lokalizasyonun tahmin edilmesiyle belirlenir. Hasta doktora dönük vaziyette iken meme saat yönünde kadranslara bölünerek önce taraf, sonra yeri ve derinliği belirtilir. Derinlik, gelişimi güzel üçe ayrılır ön, orta, arka şeklinde belirlenir. Meme başının hemen arkasındaki bölgeye subareolar bölge adı verilir. Yerleşim Lateralite : sağ-sol- bilateral Kadran ve saat yönü, derinlik Ön-Orta-Arka, meme başından uzaklık. Mamografi raporu kısa ve öz olup, önceki çekimlerle karşılaştırma yapılıp yapılmadığı belirtilmelidir. Belirtilmezse, karşılaştırma yapılmadığı anlamına gelir (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

Dijital meme tomosentezinin, dijital mamografi ile karşılaştırıldığında daha yüksek kanser tespit oranlarına sahip olduğu ve ek tetkikler için daha az hasta geri çağırma işlemine neden olduğu gösterilmiştir. Ancak bir

tarama cihazı olarak pratikte kullanılmasına dair bazı sorunlar belirtilmiştir. Bunlar arasında tomosentez teknolojisinin kullanımı ve veri depolama ile ilişkili artan maliyetler ve artan radyografik görüntülerin okuma süreleri gibi sorunlar yer alıyor. Bir diğer konu ise tomosentezin rutin taramalarda klinik olarak önemsiz kanserleri tespit edebilmesi ve bu durumun da potansiyel olarak aşırı tanıya yol açabilmesidir. 2024 National Comprehensive Cancer Network (NCCN), tomosentezin yıllık meme kanseri taramalarında bir seçenek olarak değerlendirilmesini önermektedir (“NCCN Breast Cancer Screening and Diagnosis Guidelines v2.2024”, 2024). ACR 2017 uygunluk kriterleri ayrıca tomosentezin taramada kullanılmasına onay vermektedir. Mamografi, hiçbir şikâyeti veya bulgusu olmayan kadınlarda meme kanserinin erken teşhisi amacıyla yapılır. Risk grubunda olmayan kadınlarda taramaya başlama yaşı ve tarama aralıkları derneklere ve ülke tarama sistemlerine göre farklılık göstermektedir. Sağlık Bakanlığı 40-69 yaşlar arasında 2 yılda bir mamografi taraması uygulamaktadır. TRD önerisi ACR paralelinde olup 40 yaşın üzerinde yıllık tarama önermektedir. Risk faktörleri varsa 30’lu yaşlardan itibaren mamografi taramasına başlanabilir. Taramanın ne zaman sonlanacağı, hastanın genel sağlık durumu, yaşam süresi gibi kişisel özellikleri göz önüne alınarak kararlaştırılmalıdır (“TRD Meme Tarama Rehberi”, 2021).

Kaynaklar

- American College of Radiology, D’Orsi, C. J., Sickles, E. A., Mendelson, E. B. ve Morris, E. A. (Ed.). (2013). *ACR BI-RADS atlas: Breast imaging reporting and data system ; mammography, ultrasound, magnetic resonance imaging, follow-up and outcome monitoring, data dictionary* (5th edition.). Reston, Va.: ACR, American College of Radiology.
- Avrupa Meme Görüntüleme Derneği (EUSOBI) ve 30 Ulusal Meme Radyolojisi Biriminin Meme Kanseri Taraması Hakkında Görüş Metni. (2017). <https://www.turkrad.org.tr/assets/DernektenHaberler-Pdf/Meme-kanseri-taramasi-gorus.docx> adresinden erişildi.
- Bassett, L. W. (2005). *Diagnosis of diseases of the breast* (2nd ed.). Philadelphia: Saunders.
- Gardner, K. E. (2006). *Early detection: Women, cancer, & awareness campaigns in the twentieth-century United States*. Chapel Hill, NC: Univ. of North Carolina Press.
- Gold, R. H., Bassett, L. W. ve Widoff, B. E. (1990). Highlights from the history of mammography. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 10(6), 1111-1131. doi:10.1148/radiographics.10.6.2259767
- History of Cancer Detection 1851–1995. (2011). <https://cancerquest.org/cancer-biology/historical-cancer-highlights> adresinden erişildi.
- Ingram, A. (2020). *Breast Cancer Pioneer—Was the First Person to Use X-rays to Study Breast Cancer*. <https://en.wikipedia.org/wiki/Mammography> adresinden erişildi.
- Kalaf, J. M. (2014). Mammography: A history of success and scientific enthusiasm. *Radiologia Brasileira*, 47(4), VII-VIII. doi:10.1590/0100-3984.2014.47.4c2
- Kayhan, A., Aribal, E., Sahin, C., Tasci, O. C., Ozkan Gurdal, S., Ozturk, E., ... Ozmen, V. (2016). Radiologic findings of screen-detected cancers in an organized population-based screening mammography program in Turkey. *Diagnostic and Interventional Radiology*, 22(6), 508-513. doi:10.5152/dir.2016.15250
- Lerner, B. H. (2003). “To see today with the eyes of tomorrow”: A history of screening mammography. *Canadian Bulletin of Medical History = Bulletin Canadien D’histoire De La Medecine*, 20(2), 299-321. doi:10.3138/cbmh.20.2.299
- Medich, D. C. ve Martel, C. (2006). *Medical health physics: Health Physics Society 2006 summer school*. Madison, Wis.: Medical Physics Pub.
- Meme Kanseri Korunma, Tarama, Tanı, Tedavi ve İzlem Klinik Rehberi*. (2020). Ankara: T.C. Sağlık Bakanlığı Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü. <https://ckutuphane.saglik.gov.tr/Yayin/585> adresinden erişildi.

- Nass, S. J., Henderson, I. C. ve Lashof, J. C. (2001). *Mammography and beyond: Developing technologies for the early detection of breast cancer*. Washington, DC: National Academy Press.
- NCCN Breast Cancer Screening and Diagnosis Guidelines v2.2024. (2024). National Comprehensive Cancer Network. https://www.nccn.org/professionals/physician_gls/pdf/breast-screening.pdf#page=3.99 adresinden erişildi.
- Özmen, V., Gürdal, S. Ö., Cabioglu, N., Özcinar, B., Özaydın, A. N., Kayhan, A., ... Alagöz, O. (2017). Cost-Effectiveness of Breast Cancer Screening in Turkey, a Developing Country: Results from Bahçeşehir Mammography Screening Project. *European Journal of Breast Health*, 13(3), 117-122. doi:10.5152/ejbh.2017.3528
- Shapiro, S. (1966). Evaluation of Periodic Breast Cancer Screening With Mammography: Methodology and Early Observations. *JAMA*, 195(9), 731. doi:10.1001/jama.1966.03100090065016
- Skloot, R. (2001). Taboo Organ. University of Pittsburgh School of Medicine. https://www.pittmed.health.pitt.edu/apr_2001/taboo_organ.pdf#page=2.00 adresinden erişildi.
- Thomas, A., Banerjee, A. K. ve Busch, U. (Ed.). (2005). *Classic papers in modern diagnostic radiology*. Berlin ; New York, NY: Springer.
- TRD Meme Tarama Rehberi. (2021). Türk Radyoloji Derneği. <https://www.turkrad.org.tr/dernekten-haberler/trd-meme-tarama-rehberi/> adresinden erişildi.
- Türkiye Kanser Kontrol Programı. (2021). Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı. <https://hsgm.saglik.gov.tr/tr/dokumanlar-kanserdb/raporlar.html> adresinden erişildi.
- Warren, S.L. (1930). A roentgenologic study of the breast. *Am. J. Roentgenol. Radiat. Ther.*, (24), 113-124.
- Welch, H. G. (2011). Likelihood That a Woman With Screen-Detected Breast Cancer Has Had Her “Life Saved” by That Screening. *Archives of Internal Medicine*, 171(22), 2043. doi:10.1001/archinternmed.2011.476
- Wilson, J. M. G., Jungner, G. ve World Health Organization. (1968). *Principles and practice of screening for disease*. <https://iris.who.int/handle/10665/37650> adresinden erişildi.

Bilgisayarlı Tomografi

Ayşe Gülbin Kavak¹

Özet

Bilgisayarlı Tomografi (BT), x-ışınları kullanarak vücut içyapılarının kesitsel görüntülerini elde eden ileri tıbbi görüntüleme yöntemidir. BT cihazları, yüksek enerji seviyelerindeki x-ışınlarının vücut içinden geçerken farklı doku türleri tarafından farklı oranlarda soğurulması prensibine dayanmaktadır. Bu soğurma farkları, detektörler tarafından algılanır ve dijital verilere dönüştürülerek bir bilgisayar tarafından işlenir. BT'nin bu ayrıntılı görüntüleme yeteneği, başta onkoloji, travma, kardiyovasküler hastalıklar ve nöroloji gibi alanlarda olmak üzere birçok klinik uygulamada önemli bir rol oynamaktadır. BT teknolojisi zamanla gelişerek daha hızlı ve daha yüksek çözünürlüklü tarama yapabilen cihazlar haline gelmiştir. BT'nin bir diğer önemli gelişim alanı ise yapay zeka destekli görüntüleme ve rekonstrüksiyon teknikleridir. Yapay zeka, görüntü işleme sürecinde gürültüyü azaltarak, düşük dozlu taramalarda bile yüksek çözünürlük sunabilmektedir. Bu, hem hastaların maruz kaldığı radyasyon miktarını azaltmakta hem de tanı doğruluğunu arttırmaktadır. Yapay zeka algoritmaları tümör tespiti, anomali sınıflandırması, organ segmentasyonu ve hızlı tarama gibi klinik uygulamalarda önemli katkılar sunmaktadır. Yapay zeka destekli rekonstrüksiyon teknikleri, geleneksel yöntemlerden farklı olarak iteratif algoritmalarla görüntü kalitesini optimize ederek daha hassas ve güvenilir sonuçlar sağlamaktadır.

BT kullanımındaki temel avantajlardan biri, hızlı bir şekilde geniş bir klinik yelpazede güvenilir sonuçlar vermesidir. Bununla birlikte, BT taramalarında kullanılan radyasyonun potansiyel zararları da göz önünde bulundurulmalı ve özellikle pediatrik hastalar, hamileler ve sık tekrarlayan taramalara ihtiyaç duyulan hastalar için düşük doz protokolleri uygulanmalıdır. Ultra düşük doz BT teknikleri, gelişmiş detektörler ve yapay zeka tabanlı rekonstrüksiyon algoritmaları ile mümkün hale gelmiş ve radyasyon maruziyetini önemli ölçüde azaltırken tanısal doğruluğu koruma olanağı sunmuştur.

1 Dr. Öğr. Üyesi. Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi AD, gkavak@gantep.edu.tr, Orcid: 0000-0003-1995-1642

Sonuç olarak, BT tanı, tedavi planlaması ve izleme süreçlerinde vazgeçilmez bir araç haline gelmiştir. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte BT cihazları, daha az radyasyonla daha hızlı ve yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlayabilmektedir. Yapay zeka destekli yenilikler ve spektral BT gibi ileri teknikler, bu alandaki ilerlemeleri daha da hızlandırarak modern tıbbın ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir.

1. GİRİŞ

Bilgisayarlı Tomografi (BT), x-ışınları kullanarak vücudun içyapılarının kesitsel görüntülerini oluşturan ileri tıbbi görüntüleme tekniğidir. BT, geleneksel röntgen yöntemlerinden farklı olarak, vücudun incelenen bölgesini çok sayıda ince kesit halinde görüntülemektedir. Bu sayede organlar, kemikler, yumuşak dokular ve kan damarları hakkında ayrıntılı bilgi verir. BT cihazından elde edilen veriler, bir bilgisayar tarafından üç boyutlu bir görsel oluşturur. Bu görseller daha ince kesitlere yeniden dönüştürülebilir. BT görüntüleme yöntemi, hastalıkların tanı ve takibinde, yaralanmaların değerlendirilmesinde ve cerrahi operasyonların planlanmasında büyük rol oynamaktadır. BT, ilk olarak 1970'lerde Sir Godfrey Hounsfield ve Allan Cormack tarafından geliştirilmiş olup, bu keşifleriyle Nobel Tıp Ödülü'ne layık görülmüşlerdir. Kısa sürede klinik kullanımda devrim niteliğinde bir yenilik olmuştur. BT yöntemi tanı süreçlerini köklü bir şekilde değiştirmiştir. Bu nedenle BT günümüzde modern tıbbın vazgeçilmez unsurlarından biri haline gelmiştir (Hounsfield, 1973).

BT teknolojisi, hastaların acil durumlarda veya kronik hastalıkların takibinde hızlı ve güvenilir bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. BT'nin temel avantajı, radyografi gibi geleneksel yöntemlerle elde edilemeyen kesitsel görüntüler sunabilmesidir; bu sayede doku farklılıkları ve patolojik yapılar daha net bir şekilde görülebilmektedir. BT'nin kullanım alanları zamanla genişlemiş olup, travma veya akut patolojileri dışında; kanser taramaları, kardiyovasküler hastalıkların değerlendirilmesi ve cerrahi planlamasında da tercih edilmeye başlanmıştır (Johnson ve ark, 2012). Günümüzde, BT teknolojisinin evrimi yapay zeka entegrasyonu, spektral görüntüleme ve düşük doz protokolleri gibi yeniliklerle hız kazanmış olup, görüntüleme kalitesini daha da artırırken, hasta güvenliğini ön planda tutmaktadır (McCullough ve ark., 2011).

2. BT Cihazı ve Özellikleri

BT, modern tıbbın en gelişmiş görüntüleme tekniklerinden biridir. BT'nin çalışma prensibi, vücudun kesitsel görüntülerinin yüksek doğrulukla elde edilmesini sağlar. x-ışını tüpünden çıkan radyasyon, vücut dokularında

farklı oranlarda soğurulduktan sonra geçen radyasyon, detektörler tarafından algılanarak dijital verilere dönüştürülür. Bu veriler, bilgisayar sistemleri tarafından işlenerek vücudun detaylı kesit görüntüleri oluşturulur. BT'nin geniş kullanım alanı, hastalıkların tanısı ve tedavisinde büyük önem taşır; ancak bu süreçte radyasyonun potansiyel riskleri göz önünde bulundurularak klinik kullanım dikkatli bir şekilde planlanmalıdır (Kalender, 2011; Brenner ve Hall, 2007).

BT taramaları sırasında, farklı enerji seviyelerindeki x-ışınları vücuttan geçerken dokularda farklı soğurulma özellikleri meydana gelir. Kemik gibi yoğun yapılar, x-ışınlarını yüksek oranda soğururken, yumuşak dokular ve hava daha az soğurur. Dokularda soğurulmayıp geçen ışınlar, detektörler tarafından algılanır. Bu veriler, matematiksel algoritmalar ile yeniden yapılandırılarak bilgisayarda işlenerek kesitsel görüntülere dönüştürülür. (McCollough ve ark., 2011; Johnson ve ark., 2012).

Kesit sayısı, BT cihazlarının bir tarama döngüsünde elde edebildiği enine kesit görüntülerinin sayısını ifade eder. Kesit sayısının artması, daha kısa sürede daha yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilmesini sağlar ve bu özellikle kalp gibi hareketli organlar için kritik önem taşır. Gelişmiş BT cihazları, çok kesitli BT sistemlerine sahiptir ve aynı anda birden fazla kesitin görüntülenmesini sağlar. Örneğin, 64 kesitli BT cihazları, her tarama döngüsünde 64 farklı kesit oluştururken, tarama süresini önemli ölçüde kısaltır ve görüntü kalitesini artırır. Çok kesitli BT, kalp ve damar sistemlerinin görüntülenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Dual enerji BT ise yüksek ve düşük voltajlı x-ışınları seviyelerinde taramalar yaparak dokular arasındaki farklılıkları daha iyi ayırt edebilir. Bu yöntem, doku bileşimlerinin ayrıştırılmasında, böbrek taşlarının bileşiminin belirlenmesinde ve vasküler yapıların değerlendirilmesinde sıkça kullanılmaktadır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan BT cihazları 16, 32, 64, 128, 256, 320 ve 512 kesitli olup, bu cihazlar modern tıpta çeşitli klinik durumların yönetiminde kritik önem taşır (Johnson ve ark., 2012; Wang ve ark., 2018).

BT cihazları, farklı üreticiler tarafından kesit sayısı, hız, çözünürlük ve klinik uygulamalardaki performanslarına göre değişiklik göstermektedir. Modern BT cihazları, özellikle acil durumlar, kardiyovasküler görüntüleme, onkoloji ve nöroloji gibi alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte kesit sayısında önemli aşamalar kaydedilmiştir. (Kalender, 2011; Brenner ve Hall, 2007).

Günümüzde, 16 ve 64 kesitli BT cihazları sıklıkla kullanılmaktadır. 16 kesitli cihazlar genellikle basit tanısal görüntüleme için kullanılırken, 64 kesitli cihazlar daha karmaşık incelemelerde yüksek çözünürlüklü

görüntüleme sağlar. Dual enerji BT cihazları, düşük doz tarama özellikleriyle kardiyovasküler görüntüleme ve onkoloji için daha uygundur. Hızlı taramalar ve düşük dozda kaliteli görüntüler sağlar. Çok yönlü bir cihaz olarak genel görüntüleme ve acil uygulamalar için kullanılır.

128 ve 256 kesitli cihazlar, daha hızlı tarama süreleri ve daha geniş alanların yüksek çözünürlükte görüntülenmesi için kullanılır. Bu cihazlar, kalp gibi dinamik organların taranmasında ve detaylı vasküler görüntülemelerde avantaj sağlamaktadır. Veri toplamada süre kısaldıkça, hasta hareketi azalır ve görüntü kalitesi artar. Özellikle 256 Kesitli BT cihazları, gelişmiş 4D görüntüleme yetenekleri ve ultra hızlı tarama süreleri sunar. Koroner BT anjiyografi ve kardiyovasküler uygulamalarda çok iyi sonuçlar sağlamaktadır.

320 kesitli BT cihazları, şu anda en gelişmiş cihazlar arasında yer almakta olup, tek bir tarama döngüsünde tüm organın görüntüsü elde edilebilir. Örneğin, 320 kesitli BT tarayıcılar ile tüm kalp siklusunun birkaç saniye içinde yüksek çözünürlükte elde edilebilmesi, invaziv olmayan kardiyak değerlendirmelerinde önemli bir ilerlemedir. 320 kesitli cihazlar, yüksek çözünürlükle birlikte düşük radyasyon dozu sunma açısından da diğerlerine göre daha üstündür. Bu yüksek kesit sayısına sahip cihazlar, yalnızca görüntüleme hızını artırmakla kalmaz, aynı zamanda görüntü kalitesini de geliştirir. Özellikle üç boyutlu rekonstrüksiyonlarda ve dinamik görüntülemelerde büyük avantaj sağlar (Johnson ve ark., 2012).

512 Kesitli BT Cihazları, çift tüp teknolojisine sahip ve ultra yüksek hızda görüntüleme sağlar. Bu cihazlara örnek olarak Şekil 1'de gösterilen SOMATOM Force (Siemens Healthineers, Almanya) cihazı verilebilir. 512 kesitli bu cihaz, düşük dozda yüksek çözünürlüklü görüntüler üretir ve özellikle kardiyovasküler görüntüleme ve pediatri uygulamaları için kullanılır.

Sonuç olarak, BT sistemleri, hem donanım hem de yazılım açısından büyük ilerlemeler kaydetmiştir. Modern BT cihazları 16'dan başlayıp 512 kesite kadar çıkabilen farklı modellerle karşımıza çıkar. En yaygın olarak kullanılan modeller 64 ve üzeri kesitli cihazlardır. Spiral BT ve çok kesitli BT sistemleri, tarama süresini azaltarak daha geniş alanların kısa sürede ve yüksek çözünürlükte görüntülenmesine olanak tanımaktadır. Çok kesitli BT tarayıcılar, kardiyak görüntüleme gibi dinamik görüntüleme gerektiren durumlarda büyük bir avantaj sağlamaktadır (McCullough ve ark., 2011; Johnson ve ark., 2012).



Şekil 1. SOMATOM Force BT cihazı (Siemens Healthineers, 2024)

2.1. BT Çalışma Prensibi

BT'nin temel prensibi, x-ışınlarının hastanın vücuduna farklı açılardan gönderilmesi ve bu ışınların vücut içerisinden geçiş sırasında farklı dokular tarafından farklı oranlarda soğurulmasına dayanır. BT; x-ışını tüpü, detektörler, gantri, yüksek voltaj jeneratörü, hasta masası, kontrol paneli, veri işleme bilgisayar, soğutma sistemi gibi bileşenlerden oluşmaktadır (Flohr ve ark., 2006).

BT cihazı temelde x-ışını demetlerinin farklı doku türleri tarafından farklı oranlarda soğurulması ve bu bilgilerin dijital olarak işlenmesiyle kesit görüntülerinin oluşturulmasına dayanmaktadır. BT cihazının merkezinde, x-ışını tüpü ve detektörlerden oluşan bir gantri sistemi bulunur. x-ışını tüpü, anot ve katot olmak üzere iki elektrot arasında yüksek voltaj uygulanarak çalışan bir sistemden oluşmaktadır. Elektronlar katottan çıkar ve anot üzerinde yoğunlaşarak x-ışınları üretir. Üretilen bu x-ışını demeti, hastanın vücuduna doğru yönlendirilir. x-ışını demeti genellikle fan şeklinde veya koni şeklinde geniş bir alana dağılır. x-ışını demeti, hastanın vücudu etrafında dönerken farklı açılardan geçerek, vücutta bulunan dokular tarafından farklı oranlarda soğurur. Örneğin, kemik dokusu gibi yüksek yoğunluklu yapılar x-ışınlarını daha fazla soğururken, yumuşak dokular daha az soğurur. Havanın bulunduğu akciğer gibi boşluklar ise x-ışınlarını hemen hemen hiç soğurmaz. Bu farklı soğurma oranları, vücuttan geçen x-ışınlarının enerjisinin farklı bölgelerde azalmasına neden olur. Bu değişiklikler detektörler tarafından algılanır (Kalender, 2011).

x-ışını demeti, hastanın vücudu etrafında dönerken farklı açılardan geçer ve vücuttaki dokular tarafından farklı oranlarda soğurulur. Gantri dönerken, karşı tarafta yer alan çok sayıda detektör, x-ışını demetinin vücuttan geçtikten sonra geriye kalan kısmını algılar. Bu detektörler, x-ışınlarının yoğunluğunu kaydederek, bu bilgiyi elektrik sinyallerine dönüştürür. Bu sinyaller, hastanın vücudunun farklı kesitlerinden elde edilen verilerden oluşmaktadır. Detektörlerin topladığı bu veriler, analog sinyallerden dijital sinyallere dönüştürülerek bilgisayara aktarılır. Bilgisayar, her bir tarama açısında elde edilen bu dijital verileri bir araya getirerek bir algoritma yardımıyla kesitsel görüntüler oluşturur. Bu sürece rekonstrüksiyon denilmektedir (Johnson ve ark., 2012). Rekonstrüksiyon sürecinde genel olarak geri projeksiyon veya filtrelenmiş geri projeksiyon algoritması kullanılmaktadır.

2.2. Rekonstrüksiyon İşlemi

Rekonstrüksiyon işlemi, BT cihazlarında cihazın topladığı ham verilerin işlenip klinik olarak kullanılabilir kesitsel görüntülere dönüştürülme sürecidir. Bu süreç, gelişmiş matematiksel algoritmalar ile gerçekleştirilir. Bu algoritmalar, x-ışını demetinin geçtiği tüm açılardan alınan verileri kullanarak, vücuttaki her bir noktanın x-ışınlarını ne kadar soğurduğunu hesaplamaktadır. Hesaplanan değerden, vücudun iç yapısının her bir kesitinin görüntüsü oluşturulur. BT teknolojisinin ilerlemesiyle birlikte, rekonstrüksiyon işlemleri daha düşük radyasyon dozlarıyla birlikte daha hızlı ve daha hassas yapılabilmektedir. x-ışını tüpü, hastanın vücudu etrafında dönerken çeşitli açılardan gönderdiği x-ışınlarının detektörler tarafından algılanmasıyla ham veriler toplanır. Bu veriler, vücudun farklı bölgelerinden geçen x-ışınlarının yoğunluğu ve enerjisinin ölçülmesini içerir. Her detektör, x-ışınlarının soğrulma miktarını kaydeder ve bu bilgiyi elektrik sinyallerine dönüştürerek bilgisayara gönderir. Bu ham veriler, rekonstrüksiyon işlemi için temel veri setini oluşturur (Johnson ve ark., 2012).

Geleneksel BT sistemlerinde en yaygın kullanılan rekonstrüksiyon algoritması filtrelenmiş geri projeksiyondur. Bu yöntem, x-ışını detektörlerinden toplanan verileri matematiksel olarak işleyerek filtrelenmiş geri projeksiyonda her detektörden elde edilen ham veriler geri projeksiyon işlemiyle birleştirilerek bir kesitin görüntüsü oluşturulur. Ancak, bu yöntem saf haliyle bulanıklığa neden olabilir. Ham verilerdeki gürültüyü ve bulanıklığı gidermek için filtrelenmiş geri projeksiyon daha yaygın kullanılmaktadır. Bu filtreleme işlemi, yüksek frekanslı verileri vurgularken, düşük frekanslı gürültüyü azaltır. Sonuçta, birleştirilen projeksiyon verileri net ve keskin bir kesitsel görüntü haline gelir. Filtrelenmiş geri projeksiyon, nispeten hızlı ve etkili bir yöntem olmasına rağmen, daha yeni yöntemlerle karşılaştırıldığında

yüksek dozlu taramalarda belirli sınırlamalara sahip olabilir. Bu nedenle son yıllarda, iteratif rekonstrüksiyon teknikleri modern BT cihazlarında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Kalender, 2011; Johnson ve ark., 2012).

2.2.1. İteratif Rekonstrüksiyon

Bu yöntem, filtrelenmiş geri projeksiyona göre daha gelişmiş bir tekniktir ve özellikle düşük dozlu taramalarda görüntü kalitesini artırmada oldukça etkilidir. Daha sonra, bu görüntü ham veri ile karşılaştırılarak aradaki fark hesaplanır. Bu fark, hata olarak değerlendirilir. Algoritma, bu görüntüyü düzelterek ham veriyle uyumlu hale getirmeye çalışır. Bu işlem, birkaç iterasyon boyunca devam eder. Her iterasyonda görüntü daha doğru hale gelir. Sonuçta, iteratif rekonstrüksiyon görüntü kalitesini iyileştirir ve gürültüyü azaltır. Özellikle düşük dozlu taramalarda etkili olur ve hasta için radyasyon maruziyetini azaltır. İteratif rekonstrüksiyon, daha fazla hesaplama gücü gerektirmesine rağmen, son yıllarda artan bilgisayar işlem kapasiteleri sayesinde yaygın olarak kullanılabilir hale gelmiştir. Bu yöntem, daha düşük radyasyon dozu ile yüksek kaliteli görüntüler üretmeye olanak tanır (Flohr ve ark., 2006).

2.2.2. Model Tabanlı İteratif Rekonstrüksiyon

Model tabanlı iteratif rekonstrüksiyon (MBIR), iteratif rekonstrüksiyonun bir ileri aşamasıdır. Bu teknik, yalnızca detektör verilerini değil, aynı zamanda x-ışını fiziğini, hasta hareketlerini, detektör yanıtlarını ve diğer sistem parametrelerini de hesaba katarak daha doğru bir model oluşturur. MBIR, görüntüdeki detayları korurken gürültüyü en aza indirmek için bu fiziksel modelleri iteratif algoritmalarla birleştirir. MBIR, özellikle çok düşük radyasyon dozlarıyla yapılan taramalarda en yüksek kaliteyi sağlama kapasitesine sahiptir. Bu yöntem, düşük kontrastlı veya çok küçük lezyonları görüntüleme ve ayrıca karmaşık doku yapılarını ayırt etmede çok daha hassas sonuçlar elde edilmesini sağlar. MBIR hesaplama açısından oldukça yoğun olduğu için işleme süresi diğerlerine göre daha uzun olabilir. Son teknoloji BT cihazlarında bu tür algoritmalar genellikle yüksek işlem gücü ile desteklenir, bu da süreci hızlandırır (Johnson ve ark., 2012).

2.2.3. Spektral ve Dual-Enerji BT

Spektral ve dual-enerji BT, modern tıpta farklı dokuları daha iyi ayırt edebilmek, kontrastı optimize etmek ve radyasyon dozunu azaltmak amacıyla geliştirilmiş ileri teknolojik yöntemlerdir. Dual enerji BT, farklı enerji seviyelerinde yapılan taramaların birleştirilmesini içeren bir tekniktir. Bu teknik, x-ışınlarının farklı enerji seviyelerini kullanarak, çeşitli

doku tiplerinin farklı soğurma özelliklerini tespit ederek görüntüleme sürecini iyileştirir. Dual-enerji BT, x-ışını tüpünün iki farklı enerjisinin kullanılmasıyla elde edilen projeksiyon verilerinin işlenmesi sistemine dayanır. Her iki enerji seviyesi de vücut dokuları tarafından farklı oranlarda soğurulur ve bu farklı soğurma oranları, dokuların kimyasal bileşimine dair bilgi sağlar. Bu yöntem, farklı enerji spektrumlarının kullanılmasıyla dokuların bileşenlerine göre ayrıştırılmasını sağlar. Örneğin, kalsiyum, iyot veya diğer kontrast maddeler, farklı enerji seviyelerinde farklı şekilde davranır ve bu da onları görüntüde daha iyi ayırt etmeyi sağlar. Ayrıca, böbrek taşlarının kimyasal bileşiminin analiz edilmesinde de kullanılabilir. Kardiyovasküler hastalıklarda, plak bileşimini analiz etmek ve stent gibi metalik implantları daha iyi görüntülemek için de etkili bir çözümdür (Johnson ve ark., 2012).

Spektral BT, dual-enerji BT'nin daha gelişmiş bir versiyonu olarak kabul edilir. Spektral BT'de, x-ışını detektörleri, farklı enerji seviyelerinde x-ışınlarını algılayabilir ve bu verileri, farklı enerji spektrumlarına göre işleyebilir. Spektral BT, daha geniş bir enerji aralığını kapsar. Bu sayede doku türlerini daha kesin bir şekilde ayırt edebilir. Bu teknik, dokuların farklı enerji seviyelerinde nasıl davrandığını ölçerek birden fazla spektral görüntü oluşturur. Bu görüntüler, daha ayrıntılı doku analizi sağlayarak belirli doku bileşenlerinin daha iyi görselleştirilmesine yardımcı olur. Tümörlerin bileşimini analiz etmek, iyotun dağılımını görmek ve kalsifiye yapıları daha doğru bir şekilde tanımlamak için etkili bir yöntemdir. Spektral BT, bu özellikleriyle onkolojik uygulamalar için daha uygundur. Ayrıca, böbrek taşlarının türlerini belirlemek, yağlı dokuları ve kemik dokusunu diğer dokulardan ayırt etmek için de kullanılabilir. Spektral BT, görüntüdeki iyot kontrastının etkilerini hesaplayarak kontrastlı ve kontrastsız görüntülerin tek bir taramada elde edilmesini sağlar. Bu, özellikle kontrast maddeye karşı hassasiyeti olan hastalar için daha faydalıdır (Silva ve ark., 2011).

Sonuç olarak, spektral ve dual-enerji BT, tümörlerin daha ayrıntılı bir şekilde incelenmesine olanak tanır. Farklı enerji seviyelerindeki soğurma farklılıkları, tümör dokusunu sağlıklı dokudan daha kolay ayırt etmeyi sağlar. Dual-enerji BT, damar yapılarını ve kalsifiye plakları daha iyi görüntüler. Ayrıca, iyotlu kontrast madde kullanılırsa, damar ve doku arasındaki farklar belirginleşir. Spektral BT, böbrek taşlarının kimyasal bileşimini analiz ederek hastaya uygun tedavi planlaması yapılmasını sağlar. Gut hastalığında ise eklem çevresindeki urat kristallerinin tespiti için kullanılır (Silva ve ark., 2011).

2.3. Yapay Zeka ve BT

Yapay Zeka, modern tıbbın birçok alanında olduğu gibi, BT alanında da devrim yaratmaktadır. Yapay zeka algoritmaları, BT görüntülerinin işlenmesinde, yorumlanmasında, radyasyon dozunun azaltılmasında ve klinik doğruluğun artırılmasında kritik bir rol oynamaktadır (Wang ve ark., 2018).

Yapay zeka teknolojisinin temelleri, özellikle derin öğrenme ve makine öğrenmesi tekniklerine dayanmaktadır. Derin öğrenme, büyük veri kümelerinden örüntüler ve ilişkiler çıkararak karmaşık karar verme süreçlerini destekleyen yapay sinir ağlarına dayalı bir öğrenme yöntemidir. BT görüntüleme alanında derin öğrenme algoritmaları, yüz binlerce BT taraması üzerinde eğitilerek, anormallikleri otomatik olarak tespit edebilir, sınıflandırabilir ve klinik kararları destekleyebilir (Li ve ark., 2024).

BT'de yapay zeka kullanımı, özellikle rekonstrüksiyon süreçlerinde önemli bir gelişim göstermiştir. Geleneksel rekonstrüksiyon algoritmaları, örneğin Filtrelenmiş Geri Projeksiyon ve İteratif Rekonstrüksiyon, görüntü kalitesi ile işlem hızı arasında bir denge kurmaya çalışırken, yapay zeka bu dengeyi daha etkin bir şekilde sağlayabilir. Yapay zeka tabanlı algoritmalar, düşük doz BT taramalarında bile yüksek çözünürlüklü görüntüler üretebilir, bu da klinik doğruluğu artırırken radyasyon maruziyetini azaltabilir (Wang ve ark., 2018).

2.3.1. Yapay Zeka Destekli Rekonstrüksiyon

Geleneksel rekonstrüksiyon algoritmaları, ham verilerden BT kesitsel görüntüleri oluşturmak için matematiksel modeller kullanır. Ancak, bu algoritmalar düşük dozda elde edilen verilerde sınırlı performans gösterebilir. Yapay zeka tabanlı rekonstrüksiyon algoritmaları, bu sorunu aşmak için verilerden öğrenerek daha düşük radyasyon dozlarıyla daha yüksek kaliteli görüntüler sunabilir. Yapay zeka, gürültüyü azaltırken detaylı ve yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesine olanak tanır (Wang ve ark., 2018).

Derin öğrenme tabanlı rekonstrüksiyon yöntemleri, düşük dozlu taramalarda yapısal bilgiyi korurken gürültüyü filtreleyerek iteratif rekonstrüksiyonlardan daha iyi sonuçlar verebilir. Bu yöntem, radyasyonun azaltıldığı taramalarda dahi klinik olarak kullanılabilir görüntüler elde edilmesini sağlar (Baker, 2023).

2.3.2. Yapay Zeka ve Klinik Uygulamalar

Yapay Zeka, BT'nin birçok farklı klinik uygulamasında kullanılır. Örneğin:

1. **Otomatik Anomali Tespiti:** Yapay zeka, BT taramalarında anormallikleri, tümörleri, kan pıhtılarını ve lezyonları tespit edebilir. Bu süreç, genellikle eğitilmiş yapay zeka modelleriyle çalışır ve uzmanlara bulguların otomatik raporlarını sunar. Bu, teşhis hızını ve doğruluğunu artırır (McKinney ve ark., 2020).
2. **Tümör Sınıflandırması ve Segmentasyonu:** Yapay zeka, kanserli dokuları sağlıklı dokulardan ayırt ederek tümörlerin segmentasyonunu yapabilir. Derin öğrenme modelleri, tümörlerin büyüklüğünü, şeklini ve yayılımını hızlı bir şekilde tespit edebilir (Wang ve ark., 2018).
3. **Düşük Doz BT:** Yapay zeka, düşük dozda gerçekleştirilen BT taramalarında görüntü kalitesini korumak için kullanılır. Yapay zeka, düşük doz verilerdeki gürültüyü azaltabilir ve sonuçları klinik olarak yeterli düzeye getirebilir (Wang ve ark., 2018).
4. **Hızlı Görüntüleme:** Yapay zeka, tarama sürelerini kısaltabilir. Bu sayede daha hızlı sonuçlar alınmasını sağlar. Bu, özellikle yoğun klinik ortamlar ve acil durumlar için oldukça fayda sağlamaktadır (Chaudhury & Gao, 2021).

2.3.3. Yapay Zeka ve Dual Enerji BT

Yapay zeka, dual enerji BT ve spektral BT gibi ileri görüntüleme tekniklerinde de kullanılır. Yapay zeka, farklı enerji seviyelerinden gelen verileri analiz ederek, doku bileşenlerini ve malzeme türlerini daha iyi ayırt edebilir. Bu, özellikle tümörlerin ve damar hastalıklarının daha doğru bir şekilde tespit edilmesini sağlar. Dual enerji BT ile yapay zeka kombinasyonu, hem düşük radyasyon dozlarını koruma hem de daha kapsamlı bilgi sağlama açısından klinik sonuçları iyileştirir (Wang ve ark., 2018).

Yapay zeka, birçok avantaj sunmasına rağmen bazı sınırlamalar da taşımaktadır. Yapay zeka algoritmalarının başarılı olabilmesi için büyük miktarda yüksek kaliteli veri gerekir. Farklı hasta gruplarının ve tarama cihazlarının çeşitliliği, yapay zeka sistemlerinin genel performansını etkileyebilir. Bu nedenle, veri setlerinin genişlemesi ve çeşitliliğin artması gereklidir. Yapay zeka algoritmalarının çoğu, "kara kutu" olarak kabul edilir; yani, algoritmaların nasıl bir sonuca ulaştığı tam olarak anlaşılabilir. Bu nedenle sonuçlar bir uzman tarafından iyi değerlendirilmelidir (Wang ve ark., 2018).

Yapay zeka algoritmalarının güvenilirliği ve doğruluğu, regülasyon süreçleri tarafından titizlikle değerlendirilmelidir. Yapay zeka tabanlı sistemlerin klinik olarak kullanılabilir hale gelmesi için sıkı düzenlemeler ve güvenlik önlemleri alınması gerekmektedir. Yapay zeka destekli BT'nin geleceği, daha sofistike algoritmaların geliştirilmesiyle şekillenecektir. Özellikle daha hızlı ve daha verimli rekonstrüksiyon algoritmaları, daha düşük radyasyon dozlarıyla daha yüksek doğruluk sağlayacaktır. Derin öğrenme tabanlı modeller, özellikle düşük kontrastlı veya küçük lezyonların daha iyi tespit edilmesine yardımcı olacaktır. Gelecekte, yapay zeka sistemlerinin tedavi planlamasında ve hasta yönetiminde daha fazla rol oynayacağı öngörülmektedir (McKinney ve ark., 2020).

Sonuç olarak, yapay zeka, BT teknolojisi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve klinik doğruluğu artırırken radyasyon maruziyetini azaltmaya yardımcı olur. Yapay zeka tabanlı algoritmalar, hem rekonstrüksiyon süreçlerinde hem de klinik karar destek sistemlerinde değerli bir araç haline gelmiştir. Ancak, Yapay zeka'nın sağlık hizmetlerinde tam potansiyeline ulaşabilmesi için veri kalitesi, regülasyonlar ve yorumlanabilirlik gibi zorlukların aşılması gerekmektedir (Wang ve ark., 2018).

2.4. Ultra-Düşük Doz BT

BT, hastalıkların teşhis ve takibinde son derece etkili bir görüntüleme yöntemi olduğu bilinmektedir. Ancak, BT taramalarında kullanılan iyonize radyasyon, kanser riski de dahil olmak üzere potansiyel sağlık risklerine yol açabilir. Bu risk, özellikle pediatrik hastalar ve sık tekrarlayan taramalara maruz kalan hastalar için oldukça endişe vericidir. Son yıllarda, teknolojideki ilerlemeler, ultra-düşük doz BT'nin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Ultra-düşük doz BT, radyasyon dozunu önemli ölçüde azaltırken, tanısal doğruluğu ve görüntü kalitesini korumayı amaçlar (Kalra ve ark., 2004).

Ultra-düşük doz BT, standart BT taramalarında kullanılan radyasyon dozunun çok altında çalışır. Geleneksel BT taramaları, taranan vücut bölgesine bağlı olarak 2 ila 10 mSv radyasyon dozu uygulayabilirken, ultra-düşük doz BT taramaları bu miktarı 1 mSv'nin altına düşürebilir. Pediatrik hastalarda veya taramaların sık tekrarlanması gereken onkoloji hastalarında bu düşük doz yaklaşımı, maruz kalınan toplam radyasyon miktarını önemli ölçüde azaltarak güvenlik açısından avantaj sağlar. Ultra-düşük doz BT, gelişmiş detektörler, düşük doz protokolleri, iteratif rekonstrüksiyon algoritmaları ve yapay zeka destekli görüntüleme teknikleri sayesinde mümkün hale gelmiştir (Li ve ark., 2024).

Ultra-düşük doz BT'nin temelleri, bir dizi teknolojik yeniliğe dayanmaktadır:

1. **Gelişmiş Detektör Teknolojisi:** Yeni nesil BT cihazları, x-ışını detektörlerinin hassasiyetini artırarak daha düşük dozlarla çalışabilmektedir. Bu detektörler, düşük enerji seviyelerinde bile yüksek hassasiyetle çalışarak görüntü kalitesini korur. Ayrıca, dual enerji detektörleri gibi özel detektörler, farklı enerji spektrumlarından gelen verileri işleyerek, düşük dozlarla bile yeterli kontrast elde edilmesine olanak tanır (Hsieh ve ark., 2013).
2. **Düşük Doz Protokolleri:** Ultra-düşük doz BT taramaları, optimize edilmiş tarama parametreleri kullanılarak gerçekleştirilir. x-ışını tüp akımı (mA) ve voltajı (kV) mümkün olduğunca düşük seviyelerde tutulur. Ancak bu düşük değerler, geleneksel taramalara kıyasla daha yüksek gürültü ve düşük sinyal oranlarına neden olabilmektedir. Bu durumda ileri rekonstrüksiyon algoritmaları devreye girmektedir (Zhang ve ark., 2022).
3. **İteratif Rekonstrüksiyon Algoritmaları:** İteratif rekonstrüksiyon, ultra-düşük doz BT'nin en kritik bileşenlerinden biridir. Bu algoritmalar, başlangıçta kaba bir görüntü oluşturur ve ardından bu görüntüyü iyileştirmek için ardışık iterasyonlarla gürültüyü azaltır. Geleneksel filtrelenmiş geri projeksiyon yöntemine kıyasla iteratif rekonstrüksiyon, gürültüye karşı daha dayanıklıdır. Düşük dozlu taramalarda bile yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlayabilir. Model tabanlı iteratif rekonstrüksiyon gibi daha gelişmiş iteratif algoritmalar, fiziksel modellemeleri dikkate alarak gürültüyü daha etkin bir şekilde azaltır (Gordic, 2014).
4. **Yapay Zeka ve Derin Öğrenme Algoritmaları:** Yapay zeka, tabanlı rekonstrüksiyon algoritmaları, ultra-düşük doz BT'de özellikle son dönemde önemli bir rol oynamaktadır. Yapay zeka, daha önceki tarama verilerinden öğrenerek gürültüyü azaltarak, görüntü kalitesini artırabilir. Derin öğrenme algoritmaları, düşük dozlu verilerdeki gürültüyü filtreleyerek, çok daha az radyasyonla alınan taramalardan bile net görüntüler elde edilmesini sağlar (Wang ve ark., 2018).

2.4.1 Klinik Uygulamalar

Akciğer kanseri taramaları, yüksek çözünürlüklü BT'nin yaygın bir kullanım alanıdır. Ancak, radyasyon dozu özellikle sigara içmeyenler ve düşük riskli hastalar için endişe yaratabilir. Ultra-düşük doz BT, bu hastalar için güvenli bir alternatif sunar. Ayrıca, pulmoner nodüllerin takibinde,

kontrastlı taramalara ihtiyaç duymadan düşük radyasyon dozlarıyla yüksek kaliteli görüntüler sağlanabilir (De Koning ve ark., 2020).

Pediyatrik Görüntüleme yöntemlerinde çocuklar, radyasyona karşı daha duyarlı olduklarından düşük dozlu BT taramaları özellikle önemlidir. Pediyatrik hastalarda tekrarlayan BT taramalarının riskini azaltmak için ultra-düşük doz teknikleri kullanılmaktadır. Örneğin, kraniofasiyal anomalilerin, omurga eğriliklerinin ve akciğer enfeksiyonlarının takibinde ultra-düşük doz BT kullanılır (Brady ve ark., 2014).

Kemik ve Eklem Görüntüleme yöntemi, osteoporoz ve diğer kemik hastalıklarının değerlendirilmesinde ultra-düşük doz BT kullanılarak kullanılabilir. Eklem kırıkta hasarları, kemik erozyonları ve kırıkların değerlendirilmesinde daha az radyasyonla tanı konulmasını sağlar (Gordic, 2014).

Onkolojik hastalar, tanı sonrası sıklıkla taramalara tabi tutulur. Ultra-düşük doz BT, tekrarlayan taramalarda radyasyon maruziyetini azaltarak kanser hastalarının uzun vadeli izlenmesinde güvenli bir yol sunar (Zhang ve ark., 2022).

2.4.2 Rekonstrüksiyon Yöntemleri

Ultra-düşük doz BT'de kullanılan rekonstrüksiyon algoritmaları, görüntü kalitesinin korunmasında kritik bir rol oynar. İteratif rekonstrüksiyon ve yapay zeka tabanlı algoritmalar, düşük dozla çalışan sistemlerde yüksek doğruluklu sonuçlar elde edilmesini sağlar. Özellikle düşük kontrastlı lezyonların görüntülenmesinde ve gürültünün azaltılmasında bu algoritmaların başarısı, ultra-düşük doz BT'nin klinik kullanımı açısından büyük önem taşır (Hsieh ve ark., 2013).

Sonuç olarak Ultra-düşük doz BT, radyasyon maruziyetini minimize ederken tanısal doğruluğu koruma hedefiyle geliştirilen bir teknolojidir. Gelişmiş detektörler, düşük doz protokolleri, iteratif rekonstrüksiyon ve yapay zeka tabanlı algoritmalar, bu teknolojinin başarısında kilit rol oynamaktadır. Bu yöntemler, özellikle pediyatrik hastalar, onkoloji hastaları ve göğüs taramaları gibi alanlarda güvenli bir seçenek sunar. Gelecekteki ilerlemeler, ultra-düşük doz BT'yi daha yaygın ve erişilebilir hale getirecek ve radyasyon riskini daha da azaltacaktır. Ultra-düşük doz BT'nin geleceği, daha hızlı ve daha verimli yapay zeka tabanlı rekonstrüksiyon algoritmaları ile şekillenmektedir. Gelecekte, bu algoritmaların daha da gelişmesiyle, ultra-düşük doz taramaların radyasyon seviyeleri neredeyse röntgen seviyelerine kadar indirilebilirken, görüntü kalitesi korunabilir. Ayrıca, yeni detektör

teknolojileri ve yüksek hassasiyetli sensörler, daha az radyasyonla bile daha net ve doğru görüntüler sağlamayı mümkün kılabilir (Li ve ark., 2024).

2.5 BT Kullanım Alanları

Travma ve acil durumlarda BT, hayati bir tanı aracı olarak kullanılır. Özellikle kafa travmaları, batin içi yaralanmalar ve vertebral kırıkları gibi acil müdahale gerektiren durumlarda, BT'nin sunduğu hızlı ve net görüntüler sayesinde cerrahi müdahaleye gerek olup olmadığının belirlenmesi mümkündür. BT, aynı zamanda çoklu travma hastalarının yönetiminde de önemli bir role sahiptir. Hızlı çekim süreleri ve yüksek çözünürlük kapasiteleri, travmatik yaralanmaların hızla tespit edilmesini sağlayarak hastanın acil tedavi planını yönlendirir. Travma merkezlerinde yaygın olarak kullanılan tam vücut BT taramaları, gizli kanamalar ve kırıkların hızla tespit edilmesine olanak tanır ve böylece cerrahi müdahale gerektiren durumlarda zaman kazandırır (Stiell ve ark., 2001).

Onkolojide BT kullanımı, solid tümörlerin tanısı, evrelemesi ve tedaviye yanıtın izlenmesi açısından çok önemli bir görüntüleme yöntemidir. Yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüler sayesinde tümör boyutu, yayılımı ve metastazlar detaylı bir şekilde değerlendirilebilir. Akciğer kanseri gibi bazı kanser türlerinde BT, tümörün yayılma derecesini belirlemede ve cerrahi kararların alınmasında kritik bir rol oynar. Ayrıca, radyoterapi planlaması ve tedavi sonrası izleminde de BT, tümörün tedaviye yanıtını değerlendirmek için sıkça kullanılır (Brenner ve Hall, 2007).

BT, kardiyovasküler hastalıkların tanı ve tedavisinde, özellikle sanal anjiyografi yönteminde önemli bir role sahiptir. Koroner arter hastalığının non-invaziv olarak değerlendirilmesine olanak tanıyan BT anjiyografi, invaziv anjiyografiye alternatif olarak güvenilir bir görüntüleme seçeneği sunmaktadır. Damarların tıkanıklık oranları, kalsifikasyon seviyeleri ve aterosklerotik plaklar detaylı bir şekilde görüntülenebilir, bu da klinisyenlere daha doğru tedavi planları yapma olanağı sağlar. Ayrıca, BT anjiyografi, cerrahi müdahaleye ihtiyaç duyulmadan koroner arterlerdeki tıkanıklıkları hızlı ve güvenilir bir şekilde tespit edebilir (Budoff ve ark., 2008).

2.6 Radyasyon Güvenliği

Radyasyon güvenliği, iyonlaştırıcı radyasyonun insan sağlığı üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek amacıyla alınan önlemleri ve uygulamaları kapsayan bir bilim dalıdır. İyonlaştırıcı radyasyon, canlı dokularda moleküler hasara neden olabilir, bu da DNA mutasyonlarına, hücre ölümü veya kanser gibi uzun vadeli sağlık risklerine yol açabilir (Brenner ve Hall, 2007). Bu

nedence, tıbbi uygulamalarda kullanılan radyasyonun mümkün olan en düşük düzeyde tutulması ve güvenli sınırlar içinde kalınması önemlidir. Özellikle BT gibi tıbbi görüntüleme yöntemlerinde, radyasyon maruziyeti doğrudan hasta ve sağlık çalışanları için risk oluşturabilir. Radyasyon güvenliği ilkeleri hem hastaların hem de çalışanların korunmasını amaçlamaktadır. (Smith ve ark., 2012).

BT, yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüler sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Ancak BT, diğer radyolojik yöntemlere kıyasla daha yüksek dozlarda iyonlaştırıcı radyasyon kullanır. Bu da radyasyon maruziyeti açısından özel önlemler alınmasını gerektirir (Brenner ve Hall, 2007). BT'nin klinik avantajlarına rağmen, hastaların gereksiz yere yüksek dozlara maruz kalmasını engellemek için radyasyon güvenliği uygulamalarının ön planda tutulması gerekir. Özellikle pediatrik hastalar ve tekrarlı tarama gerektiren hastalar gibi yüksek riskli gruplar için radyasyon güvenliği daha önemlidir (McCullough ve ark., 2011).

2.6.1 BT'de Radyasyon Maruziyetinde Dikkat Edilmesi Gereken Faktörler

BT'de radyasyon güvenliğini sağlamak için dikkat edilmesi gereken temel faktörler bulunmaktadır. BT sırasında hastanın aldığı radyasyon dozu, görüntü kalitesinin yanı sıra maruziyetin minimize edilmesi açısından optimize edilmelidir. Gelişmiş BT cihazları kullanılarak, düşük doz protokolleriyle daha az radyasyonla yeterli görüntü kalitesi sağlanabilir. Bu, özellikle rutin tarama gerektiren hastalar ve pediatrik vakalar için hayati öneme sahiptir (Kalender, 2011).

Bazı klinik durumlarda hastalar, tekrarlayan BT taramaları için yönlendirilebilir. Özellikle kanser takibi ve akut durumların izlenmesi gibi durumlarda, hastalar birden fazla taramaya maruz kalabilir. Tekrarlayan taramalarda radyasyon dozunun kümülatif etkisi göz önüne alınmalı ve her taramada kullanılan radyasyon miktarı en düşük düzeyde tutulmalıdır (Mettler ve ark., 2009).

Modern BT cihazlarında kullanılan teknolojiler, doz optimizasyonu sağlamak için bir dizi araç sunar. Örneğin, otomatik tüp akımı modülasyonu ve otomatik maruziyet kontrolü gibi teknolojiler, vücut bölgesine ve tarama ihtiyaçlarına göre doz ayarlaması yaparak radyasyonun azaltılmasına yardımcı olur (Kalender, 2011).

2.6.2. Radyasyon Güvenliğinde Alınacak Önlemler: BT Uygulamaları için Öneriler

BT uygulamalarında radyasyon güvenliği hem hasta hem de sağlık çalışanları için hayati bir öneme sahiptir. Yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüler sağlama kabiliyetiyle BT, özellikle tanısal süreçlerde vazgeçilmez bir araçtır. Ancak bu teknoloji, diğer görüntüleme yöntemlerine kıyasla daha yüksek dozda iyonlaştırıcı radyasyon kullanmaktadır. Bu nedenle, BT'de radyasyon maruziyetini en aza indirmek için çeşitli güvenlik önlemleri alınmalıdır. Bu önlemler, Makul Olan En Düşük Düzeyde (As Low As Radiation Achievable-ALARA) doz prensibi doğrultusunda uygulanır. ALARA prensibi, radyasyon güvenliğinde temel bir ilke olup, klinik olarak gerekli olan en düşük dozda radyasyona maruz kalmayı hedefler (Mettler ve ark., 2009).

BT teknolojilerindeki gelişmeler, radyasyon maruziyetini azaltmak için etkili araçlar sunmaktadır. Günümüzde birçok BT tarayıcısında, düşük doz protokolleri ve yapay zeka destekli görüntü işleme teknolojileri kullanılmaktadır. Bu teknolojiler, daha az radyasyonla yüksek kaliteli görüntüler elde etmeyi mümkün kılar. Yapay zeka destekli algoritmalar, düşük dozlarda çekilen görüntülerin gürültüsünü azaltarak tanısal değeri yüksek, net görüntüler oluşturabilir. Özellikle pediatrik ve hassas hastalar için bu teknolojiler, önemli bir koruma sağlar (Wang ve ark., 2018).

Ayrıca, otomatik tüp akımı modülasyonu gibi teknikler, radyasyonun vücut bölgesine göre optimize edilmesini sağlar. Örneğin, daha az yoğun olan bölgelerde düşük radyasyon dozları kullanılırken, yoğun dokular için daha yüksek dozlar kullanılabilir. Bu teknoloji, gereksiz radyasyon maruziyetini engeller ve hasta güvenliğini artırır (Kalender, 2011).

Radyasyon güvenliğinde en temel prensip olan ALARA, hem hastaların hem de sağlık çalışanlarının korunması açısından büyük önem taşır. Bu prensip doğrultusunda, radyasyona maruz kalma, klinik gereklilikler göz önüne alınarak mümkün olan en düşük düzeyde tutulmalıdır. Bu yaklaşım, yalnızca BT uygulamalarında değil, tüm iyonlaştırıcı radyasyon kullanılan tıbbi prosedürlerde geçerlidir. ALARA prensibi, hem hasta hem de toplum sağlığı açısından radyasyona bağlı riskleri en aza indirmeyi amaçlar ve bu doğrultuda teknik ve prosedürel geliştirmeleri teşvik eder (Mettler ve ark., 2009).

BT uygulamalarında dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli nokta, tarama alanının yalnızca gerekli olan anatomik bölgeleri kapsamaması gerektiğidir. Gereksiz bölgelere maruz bırakılan radyasyon hem hastanın

dozunu artırır hem de radyasyonun yan etkilerini çoğaltır. Bu nedenle, BT taramaları yapılırken, tarama alanı doğru şekilde sınırlanmalı ve yalnızca klinik olarak gereken bölgeler görüntülenmelidir (McCollough ve ark., 2011). Özellikle geniş alan taramaları gerektiren durumlarda, hastanın genel maruziyetinin azaltılması amacıyla hedeflenmiş taramalar tercih edilmelidir.

BT taramaları sırasında, hastanın radyasyona maruz kalmaması gereken bölgelerine kurşun koruyucular yerleştirilmesi önemli bir güvenlik önlemidir. Kurşun koruyucular, radyasyonun tiroid, üreme organları gibi radyasyona duyarlı bölgeleri etkilemesini engeller. Bu tip koruyucu önlemler, özellikle pediatrik hastalar ve hamile kadınlar gibi radyasyona karşı daha hassas gruplar için kritik bir rol oynamaktadır (Brenner ve Hall, 2007).

Radyasyon güvenliği, yalnızca hastalar için değil, aynı zamanda BT uygulamalarında çalışan sağlık personeli için de geçerlidir. Sağlık çalışanları, özellikle radyasyon yayılımının yoğun olduğu ortamda bulunmaları nedeniyle, maruziyet riskine sahiptirler. Bu nedenle, koruyucu ekipman kullanımı ve radyasyon alanlarından uzak durma stratejileri, sağlık çalışanlarının korunmasında önemli bir rol oynar (McCollough ve ark., 2011). Ayrıca, personelin kişisel dozimetreler kullanarak düzenli olarak maruziyet seviyelerinin takip edilmesi gerekmektedir.

Radyasyon güvenliği, modern tıbbın gelişimiyle birlikte giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Özellikle BT gibi yüksek dozda radyasyon kullanılan görüntüleme yöntemlerinde, güvenlik uygulamaları hem hasta hem de toplum sağlığı açısından hayati öneme sahiptir. Düşük doz protokolleri ve yapay zeka destekli teknolojiler, gelecekte radyasyon maruziyetinin daha da azaltılmasına olanak sağlayacaktır (Wang ve ark., 2018). Yapay zeka destekli doz optimizasyonu, her bir hastanın bireysel ihtiyaçlarına göre dozları daha da hassas bir şekilde ayarlayabilir ve böylece hem hastalar hem de sağlık çalışanları için güvenliği artırabilir.

Ayrıca, yeni teknolojilerin geliştirilmesi ve radyasyonsuz alternatif görüntüleme yöntemlerinin yaygınlaşması, özellikle pediatrik ve tekrarlayan taramalara ihtiyaç duyan hastalar için güvenliği artırabilir. Bununla birlikte, mevcut teknolojilerin daha etkili kullanımı ve personelin düzenli eğitimi, radyasyon güvenliğinin gelecekte de etkin bir şekilde sağlanmasında kilit rol oynayacaktır (Mettler ve ark., 2009).

2.7 Radyoterapi BT Kullanımı

Radyoterapi, kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılan bir yöntem olup, tümörleri hedef almak ve çevresindeki sağlıklı dokulara minimum zarar vererek, yüksek enerjili radyasyon kullanır. BT, radyoterapi tedavi

planlamasında büyük bir rol oynamaktadır. BT, tümörün koordinatlarını ve şeklini tanımlamak, radyasyon tedavisinin doğruluğunu ve etkinliğini artırmak için kullanılır. Bu bağlamda, simülatör BT, 4D BT ve görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT) gibi yöntemler radyoterapi sürecinin ayrılmaz parçaları haline gelmiştir.

BT'nin radyoterapideki temel kullanım amacı, tedavi planlamasını desteklemek ve radyasyonun hedef bölgeye hassas bir şekilde uygulanmasını sağlamaktır. BT, tümörün boyutu, şekli, yeri ve çevresindeki kritik yapıların ayrıntılı görüntülerini sağladığı için, tedavi planının doğruluğunu ve etkinliğini artırır (Nien ve ark., 2022). Radyoterapi planlaması sırasında BT, hastanın anatomisini üç boyutlu olarak görselleştirir ve doz dağılımının optimize edilmesine yardımcı olur.

BT, özellikle tümörün çevresindeki kritik organların korunması gereken baş ve boyun kanserleri, akciğer kanserleri, prostat kanseri gibi hastalıklarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Radyasyonun doğru bir şekilde hedeflenmesi, sağlıklı dokuların zarar görmemesi açısından son derece önemlidir ve BT bu doğruluğu sağlamada kritik bir rol oynar (Decker ve ark., 2008).

2.7.1 Simülatör BT

Simülatör BT, radyoterapi planlamasının başlangıç aşamasında gerçekleştirilen kritik bir süreçtir. Tedavi simülasyonu, tümörün ve çevresindeki yapıların kesin yerleşimini belirlemek ve tedavi alanlarını planlamak amacıyla yapılır. Simülatör BT cihazının, Radyolojideki BT cihazından farklı olarak hasta masasının, tedavi masası ile aynı geometride olması gerekir. Simülatör BT cihazında hasta, tedavi sırasında alacağı pozisyonda yerleştirilir ve tedavi için gerekli olan tüm veriler BT aracılığıyla elde edilir (Zoeteliefa ve ark., 2006).

Simülatör BT kesitsel görüntüler, genellikle radyoterapiye başlamadan önce elde edilir. Hasta, tarama masasına yerleştirilir ve radyoterapi sırasında alacağı pozisyona uygun olarak maske, akciğer yatağı, ayak sabitleyici, vakumlu yatak gibi immobilizasyon cihazları kullanılarak sabitlenir. Ardından hastaya tedavi pozisyonu verilir. Tedavi planlamasında ihtiyaç duyulan kesitlere uygun bir tarama alanı (Field of View- FOV) belirlenir. Simülatör BT cihazında, çekim protokollere göre, hastanın kesitsel BT taraması yapılır ve bu taramalardan elde edilen görüntüler, tedavi planlama sistemine aktarılır. Tedavi planı, bu görüntüler üzerinden oluşturulur, böylece tedavide kullanılacak iyonize radyasyonun tam olarak hangi bölgeye uygulanacağı net bir şekilde belirlenmiş olur. Bu süreçte immobilizasyon, doğru hasta pozisyonu ve görüntü kalitesine dikkat etmek gereklidir. Hasta

hareketleri tedavi sürecini olumsuz etkileyebilir. Bu yüzden simülasyon sırasında hastanın uygun bir şekilde sabitlenmesi (immobilizasyon), hayati önem taşımaktadır. Hastanın tedavi sırasında aynı pozisyonda kalmasını sağlamak, tedavinin doğruluğunu etkileyen kritik bir faktördür. Simülatör BT sırasında elde edilen görüntülerin kalitesi, tedavi planının doğruluğunu etkiler. Bu nedenle yüksek çözünürlüklü görüntüleme önemlidir (Zoeteliefa ve ark., 2006).

2.7.2 Dört Boyutlu BT (4D BT)

Dört boyutlu BT (4D BT), solunum hareketlerinin radyoterapi planlaması üzerindeki etkilerini göz önünde bulundurarak akciğer veya karaciğer tümörleri gibi hareketli hedeflerin doğru bir şekilde tedavi edilmesini sağlayan bir tekniktir. Solunumla hareket eden organlar, tümörlerin konumunu tedavi süresince değiştirebilir, bu nedenle tedavi sırasında bu hareketlerin izlenmesi gereklidir. 4D BT, hastanın nefes alma döngüsünü izler ve bu döngü sırasında çoklu BT görüntüleri alır. Bu sayede tümörün solunum hareketi sırasında nasıl yer değiştirdiği gözlemlenir. Bu hareketler tedavi planına entegre edilir (Keall ve ark., 2006). Akciğer tümörleri solunum nedeniyle tedavi süresince yer değiştirdiğinden, akciğer kanseri tedavi planlamasında 4D BT kullanılır. Hastanın solunum hareketlerinin doğru bir şekilde takip edilmesi gereklidir. Hastaya solunum takibi sırasında yardımcı olabilecek teknikler ve cihazlar kullanılabilir. Solunum döngüsünün belirli anlarında doğru zamanlanmış görüntüler alınması, tümör hareketini doğru bir şekilde yakalamak için önemlidir. 4D BT ile elde edilen veriler tedavi planına doğru bir şekilde entegre edilmelidir. Solunum döngüsüne göre ayarlanmış bir radyoterapi planı, tümörün her aşamada doğru şekilde hedeflenmesini sağlar (Zhang ve ark., 2008).

2.7.3 Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (IGRT)

Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT), radyoterapi sırasında tümörün konumunu doğrulamak ve tedavi boyunca hedefe hassasiyetle radyasyon uygulanmasını sağlamak amacıyla kullanılan bir tekniktir. IGRT, tedavi sırasında sürekli olarak görüntüleme yaparak tümörün hareketini izler ve tedaviyi bu hareketlere göre ayarlar (Jaffray ve Siewerdsen, 2000). Özellikle solunum hareketlerine duyarlı tümörlerde, tümörün yer değiştirme olasılığı yüksek olduğu için IGRT son derece önemlidir. IGRT, tedavi esnasında hasta üzerinde gerçek zamanlı görüntüleme yaparak tümörün o anki pozisyonunu izler. Radyoterapi cihazları bu görüntüleme yöntemleriyle entegre bir şekilde çalışarak tümörün yerleşimine göre tedaviyi ayarlar. Bu yöntem, özellikle baş ve boyun tümörleri, prostat kanseri ve solunumla hareket eden tümörlerde kullanılır (Yan ve ark., 2005).

BT'nin radyoterapi planlamasında ve uygulanmasında kullanımı, tedavi doğruluğunu büyük ölçüde arttırmıştır. Simülatör BT, tümörün yerinin doğru şekilde belirlenmesine olanak tanırken, 4D BT, hareketli organlarda tümörlerin doğru bir şekilde hedeflenmesini sağlar. Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT), tedavi sırasında tümörün sürekli olarak izlenmesine olanak tanıyarak radyasyonun hedefleme hassasiyetini artırır. Bu teknolojilerin bir arada kullanımı, kanser tedavisinde daha etkili sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayarak hasta güvenliğini artırır.

Sonuç olarak, BT, modern tıpta vücudun içyapılarının detaylı ve doğru bir şekilde görüntülenmesinde vazgeçilmez bir araç haline gelmiştir. Yüksek çözünürlükte kesitsel görüntüler sağlaması; onkoloji, kardiyovasküler hastalıklar, travma ve nöroloji gibi birçok alanda tanı ve tedavi planlamasında devrim niteliğinde bir ilerleme sağlamıştır. BT teknolojisinin sürekli gelişimi, çok kesitli BT sistemleri ve yapay zeka destekli rekonstrüksiyon algoritmaları ile görüntü kalitesi ve tanısal doğruluk önemli ölçüde artarken, radyasyon maruziyeti de azaltılmıştır.

Yapay zeka ile desteklenen BT görüntüleme, gürültüyü en aza indirerek düşük dozlarda bile yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesini sağlamış ve klinik karar süreçlerinde daha hassas sonuçlar sunmuştur. Bu yenilikler, BT'nin klinik uygulama alanlarını genişleterek daha güvenli ve verimli hale getirmiştir. Yeni gelişen teknolojiler özellikle pediatrik ve onkoloji hastalarında büyük avantajlar sunmaktadır.

Ayrıca, ultra-düşük doz BT teknikleri ve yapay zeka tabanlı rekonstrüksiyon algoritmalarındaki gelişmeler, radyasyon risklerini minimize ederek güvenliği arttırmıştır. Gelecekte yapay zeka destekli algoritmaların ve spektral BT gibi ileri teknolojilerin daha da gelişmesiyle, BT'nin tanı, tedavi ve izlem süreçlerinde rolü daha da önemli hale gelecektir. Bu gelişmeler, BT'nin modern tıbbın vazgeçilmez bir parçası olarak konumunu daha da güçlendirecektir.

Kaynaklar

- Baker, S., & Xiang, W. (2023). Artificial intelligence of things for smarter healthcare: A survey of advancements, challenges, and opportunities. *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, 25(2), 1261-1293.
- Brady, S. L., Moore, B. M., Yee, B. S., & Kaufman, R. A. (2014). Pediatric CT: Implementation of ASIR for substantial radiation dose reduction while maintaining diagnostic image quality. *Radiology*, 270(1), 223-231.
- Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine*, 357(22), 2277-2284.
- Budoff, M. J., Dowe, D., Jollis, J. G., Gitter, M., Sutherland, J., Halamert, E., & Gopal, A. (2008). Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease. *Journal of the American College of Cardiology*, 52(21), 1724-1732.
- De Koning, H. J., van der Aalst, C. M., de Jong, P. A., Scholten, E. T., Nackaerts, K., & Heuvelmans, M. A. (2020). Reduced lung-cancer mortality with volume CT screening in a randomized trial. *The New England Journal of Medicine*, 382(6), 503-513.
- Decker, R. H., & Wilson, L. D. (2008). Advances in radiotherapy for lung cancer. In *Seminars in respiratory and critical care medicine* (Vol. 29, No. 03, pp. 285-290). © Thieme Medical Publishers.
- Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., Petersilka, M., Gruber, K., Süß, C., & Kalender, W. A. (2006). First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European Radiology*, 16(2), 256-268.
- Gordic, S., Desbiolles, L., Stolzmann, P., Gantner, L., Leschka, S., Husarik, D. B., & Alkadhi, H. (2014). Advanced modelled iterative reconstruction for abdominal CT: qualitative and quantitative evaluation. *Clinical radiology*, 69(12), e497-e504.
- Hounsfield, G. N. (1973). Computed medical imaging. *Science*, 182(4107), 1027-1032.
- Hsieh, J., Nett, B., Yu, Z., Sauer, K., Thibault, J. B., & Bouman, C. A. (2013). Recent advances in CT image reconstruction: Iterative reconstruction beyond analytical algorithms. *IEEE Signal Processing Magazine*, 30(1), 20-29.
- Jaffray, D. A., ve Siewerdsen, J. H. (2000). Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Medical Physics*, 27(6), 1311-1323.
- Johnson, T. R. C. (2012). Dual-energy CT: General principles. *AJR American Journal of Roentgenology*, 199(5 Suppl), S3-S8.

- Kalender, W. A. (2011). *Computed tomography: Fundamentals, system technology, image quality, applications* (3rd ed.). Publicis Publishing.
- Kalra, M. K., Maher, M. M., Toth, T. L., Schmidt, B., Westerman, B. L., Morgan, H. T., & Saini, S. (2004). Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*, 233(3), 649-657.
- Keall, P. J., Mageras, G. S., Balter, J. M., Emery, R. S., Forster, K. M., Jiang, S. B., ... & Vedam, S. S. (2006). The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Medical Physics*, 33(10), 3874-3900.
- Li, X., Zhang, L., Yang, J., & Teng, F. (2024). Role of Artificial Intelligence in Medical Image Analysis: A Review of Current Trends and Future Directions. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 1-13.
- McCullough, C. H., Leng, S., Yu, L., Cody, D. D., Boone, J. M., & McNitt-Gray, M. F. (2011). CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology*, 259(2), 311-316.
- McKinney, S. M., Sieniek, M., Godbole, V., Godwin, J., Antropova, N., Ashrafian, H., ... & Shetty, S. (2020). International evaluation of an AI system for breast cancer screening. *Nature*, 577(7788), 89-94.
- Mettler Jr, F. A., Bhargavan, M., Faulkner, K., Gilley, D. B., Gray, J. E., Ibbott, G. S., ... & Yoshizumi, T. T. (2009). Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources—1950–2007. *Radiology*, 253(2), 520-531.
- Nien, H. H., Wang, L. Y., Liao, L. J., Lin, P. Y., Wu, C. Y., Shueng, P. W., ... & Hsieh, C. H. (2022). Advances in image-guided radiotherapy in the treatment of oral cavity cancer. *Cancers*, 14(19), 4630.
- Siemens Healthineers. (2024). SOMATOM Force. Siemens Healthineers. <https://www.siemens-healthineers.com/tr/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force>
- Silva, A. C., Morse, B. G., Hara, A. K., Paden, R. G., Hongo, N., & Pavlicek, W. (2011). Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics*, 31(4), 1031-1046.
- Smith-Bindman, R., Miglioretti, D. L., Johnson, E., Lee, C., Feigelson, H. S., Flynn, M., ... & Williams, A. E. (2012). Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. *Jama*, 307(22), 2400-2409.
- Stiell, I. G., et al. (2001). The Canadian C-spine rule for radiography in alert and stable trauma patients. *JAMA*, 286(15), 1841-1848.
- Wang, G., Ye, J. C., Mueller, K., & Fessler, J. A. (2018). Image reconstruction is a new frontier of machine learning. *IEEE transactions on medical imaging*, 37(6), 1289-1296.

- Yan, D., Lockman, D., Martinez, A., Wong, J., Brabbins, D., Vicini, F., ... & Kestin, L. (2005, July). Computed tomography guided management of interfractional patient variation. In *Seminars in radiation oncology* (Vol. 15, No. 3, pp. 168-179). WB Saunders.
- Zhang, X., Guerrero, T. M., McGuire, S. E., Yaremko, B., Komaki, R., Cox, J. D., ... & Liao, Z. (2008). Four-dimensional computed tomography-based treatment planning for intensity-modulated radiation therapy and proton therapy for distal esophageal cancer. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 72(1), 278-287.
- Zhang, M., Gu, S., & Shi, Y. (2022). The use of deep learning methods in low-dose computed tomography image reconstruction: a systematic review. *Complex & intelligent systems*, 8(6), 5545-5561.
- Zoeteliefa, J., & Wambersieb, A. (2006). Recent activities of the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) on medical applications of ionizing radiation. *Book of Extended Synopses*, 392.

Panoramik Radyografi

Süreyya Nur¹

Özet

Diş hekimliği uzmanları, diş ve çene kemiğindeki tüm normal anatomik yapıları, intraoral, panoramik ve diğer ekstraoral radyografilerde görülebilecek radyografileri yorumlayabilmek için çekim teknikleri hakkında bilgi sahibi olmalıdır. Ayrıca, diş hekimi radyografik form ve yoğunluktaki sapmaları normal yapılardan ayırt edebilmelidir. Bu nedenle, radyografik görüntülerin kaliteli elde edilebilmesi için, panoramik radyografi tekniğinin pozisyon tekniğinden ışınlama faktörlerine kadar tüm detaylarıyla bilinmesi gerekir.

Panoramik görüntüleme, genellikle 14 veya daha fazla periapikal projeksiyondan oluşan tüm ağız (full mouth) serisinden daha düşük dozla, daha iyi bir görüntü sağlar. Panoramik görüntüler, özellikle en ileri vakalarda periodontal hastalığın tanısında bir miktar değer taşır. Ancak panoramik projeksiyonlar yalnızca intraoral projeksiyonlar alınmadığında kullanılmalıdır, çünkü panoramik görüntüler, özellikle hastalığın erken evrelerinde periodontal hastalığı değerlendirmek için gereken ayrıntı ve tanımlamaya sahip değildir.

1. GİRİŞ

Panorama terimi “herhangi bir yönde bir bölgenin engelsiz görünümü” anlamına gelir. Panoramik görüntü ise, mandibula ve maksillayı kondilden kondile tek bir radyografide gösterir. Yalnızca bir dizi intraoral görüntüden yeterli tanısal bilgi elde etmek çoğu zaman zordur, hatta imkansızdır. Gömülü üçüncü molar dişler, çene kırıkları ve posterior mandibuladaki büyük lezyonlar intraoral projeksiyonlarda yeterli şekilde incelenemez; bu gibi durumlarda panoramik görüntü tercih edilir (Iannucci & Howerton, 2017).

1 Dr. Öğr. Üyesi, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Hatay Sağlık Hizmetleri MYO, sureyyanur@mku.edu.tr, Orcid:0000-0002-8504-5309.

Panoramik görüntüleme (pantomografi olarak da adlandırılır), hem maksiller hem de mandibular diş köklerini ve destekleyici yapılarını içeren yüz yapılarının 2 boyutlu görüntüsünü üretmek için kullanılan bir tekniktir (Şekil 1). Bu teknik, belirli bir vücut katmanını görüntülediği için tomografik bir görüntü olarak kabul edilir.

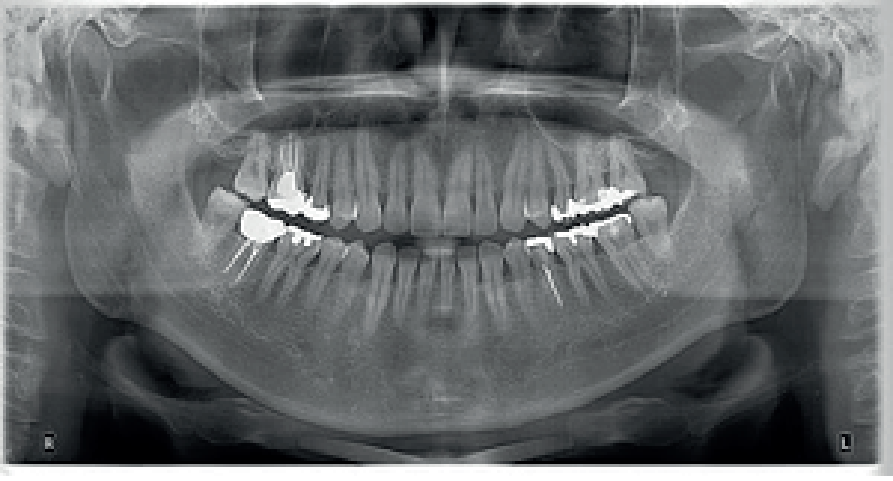
Panoramik radyograflerin amacı :

- Yüzün ve çenelerin geniş alanlarını inceleme
- Çene kırıkları, üçüncü azı dişlerinin yerini belirleme
- Gömülü dişleri veya tutulan kök uçlarını bulma
- Çene ve kemik hastalıklarını değerlendirme
- Bilinen veya şüphelenilen büyük lezyonlar
- Büyüme, diş gelişimi ve sürmesi (özellikle karma dişlenme) değerlendirme
- Genellikle periapikal radyograflerle desteklenen periodontal kemik desteğinin değerlendirilmesi
- Tutulan dişler veya kök uçları (dişsiz hastalarda),
- Planlanan cerrahi müdahaleden önce yirmi yaş dişlerinin değerlendirilmesi
- Dişlerin durumunu ve dişlerin varlığını veya yokluğunu bilmeye yönelik klinik bir ihtiyaç olduğunda ortodontik değerlendirme
- Temporomandibular eklem (TMJ) ağrısı ve gelişimsel anomalileri belirlemektir.

Dijital Panoramik radyografi cihazı, çeneler, dişler, sinüsler ve TMJ (Tempora-Mandibular Joint) dahil olmak üzere orofasiyal bölgenin geniş bir genel görünümünü sağlar (Şekil 1). (Stabulas-Savage, 2019)

Panoramik görüntüleme genellikle gerekli içgörüyü sağlayabilen veya diğer projeksiyonlara olan ihtiyacı belirlemeye yardımcı olabilen ilk değerlendirme görüntüsü olarak kullanılır. Panoramik görüntüler ayrıca intraoral prosedürleri iyi tolere edemeyen hastalar için de yararlıdır (Iannucci & Howerton, 2017; Thomson & Johnson, 2012; Whaites & Drage, 2021).

Kısaca, panoramik radyografi, hem maksilla hem de mandibulanın tüm diş yapısının, çevresindeki alveolar kemik, sinüsler ve temporomandibular eklemlerle birlikte tek bir radyografide geniş bir görüntü oluşturma tekniğini ifade eder. Bu bölümde, geleneksel ve dijital panoramik radyografi cihazının yapısı, kullanımı ve hasta konumlandırması ele alınmaktadır.



Şekil 1. Yetişkin orofasiyal bölgenin maksilla, mandibula, dişler ve bitişik yapılar dahil olmak üzere sert ve yumuşak dokularının geniş kapsamını gösteren panoramik görüntü. (Dentamar, 2024)

2. Panoramik Radyografi Cihazının Tarihi

Diş hekimliğinde kullanılan intraoral teknikler arasında açığortay tekniği, paralel teknik ve bite-wing tekniği yer alır. Bu radyografik teknikleri geliştiren diş hekimleri arasında, açığortay tekniğini 1904'te tanıtan Cleveland'lı bir diş hekimi olan Weston Price ve orijinal açığortay tekniğini yeniden tanımlayan ve bite-wing tekniğini 1925'te tanıtan Howard Riley Raper yer alır. Raper ayrıca 1913'te ilk dental radyografi ders kitaplarından birini yazmıştır. Paralel teknik ilk olarak 1896'da C. Edmund Kells tarafından tanıtılmıştır. Daha sonra, 1920'de Franklin W. McCormack bu tekniği pratik dental radyografide kullanmıştır. "Modern dental radyografinin babası" olan F. Gordon Fitzgerald, 1947'de longcone paralel tekniğini tanıtarak paralel tekniğe olan ilgiyi yeniden canlandırmıştır (Haring & Lind,1993; Langland & Langlais, 1995; Langland ve ark., 2002; Langland & Langlais, 2002; Langlais, 2004; Miles ve ark., 2008; Johnson, 2011; Frommer & Stabulas-Savage, 2011; Whaites & Drage, 2021).

1933'te, panoramik radyografiyi ilk ortaya çıkaran kişi, Japonya'dan Hisatugu Numata'dır; ancak film dişlere lingual olarak yerleştirilmiştir. Diğer yandan, Finlandiya'dan Yrjo Paatero "panoramik radyografinin babası" olarak kabul edilir. Radyografinin yarık ışınını, yoğunlaştırıcı ekranları ve dönme tekniklerini denemiştir (Johnson, 2011).

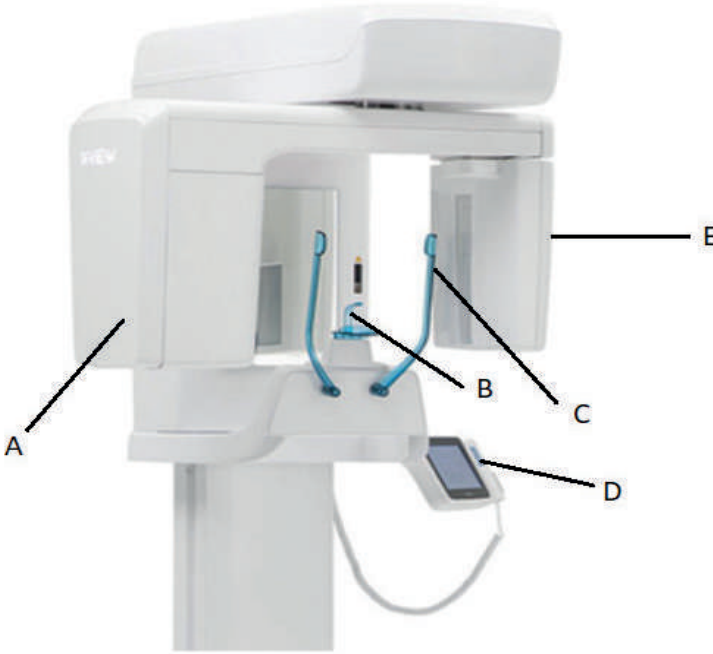
1949'da, tasarımı Finli bir diş hekimi Dr. Y. V. Paatero'nun çalışmalarına dayanan, Panoramik radyografi, S. S. White Corporation tarafından Panorex ünitesi olarak ABD diş kliniklerine 1959 yılında tanıtıldı. Panoramik radyografi tekniği, yarık ışın ve eğimli veya düz yüzeyli rotasyonel tomografi kullanır. Yarık ışın terimi, kolimatör tarafından üretilen ışının genişliğini, genellikle 1-2 mm olarak ifade eder.

Panoramik radyografi, tüm dişleri ve çevreleyen yapıları tek bir görüntüde sunmasından ötürü, 1960'larda panoramik x-ray cihazının piyasaya sürülmesiyle popüler hale geldi. (Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014; Iannucci & Howerton, 2017).

Günümüzde, panoramik radyografi, genel ağız sağlığı bakımı uygulamasında kullanılan en yaygın ekstraoral projeksiyondur.

3. Panoramik Radyografi Cihazının Yapısı

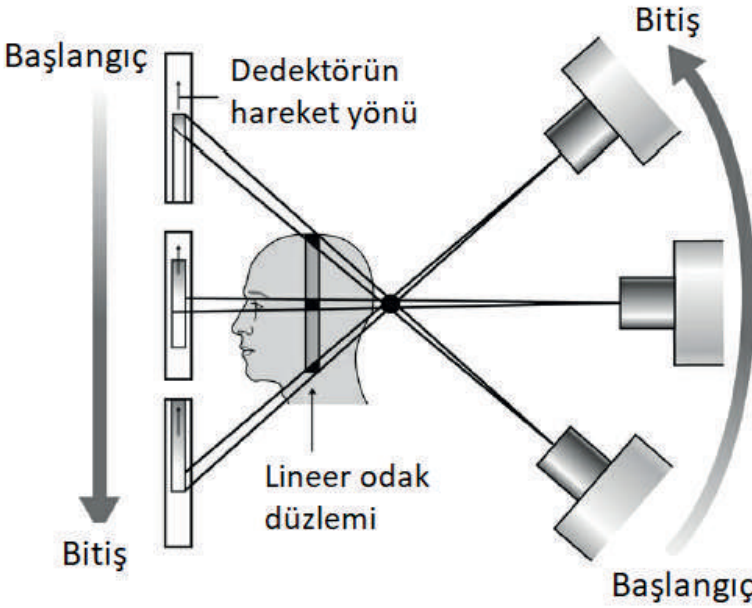
Dijital Panoramik radyografi cihazı (DPR), yatay dönen bir kol üzerinde bir x-ışını kaynağı, karşısında bir film veya detektör sisteminden oluşur. Hastanın kafatası, x-ışını jeneratörü ile film arasında durur (Şekil 2).



Şekil 2. Panoramik Radyografi Cihazı : (A) x-ışın tüpü, (B) ısıрма çubuğu, (C) kafa sabitleyici ve (D) exposure (ışınlama) faktörleri ayarlama kumandası (E) Detektör (Diřmalzemeleri, 2024)

Ağız dışı radyografiler, geleneksel diş röntgen cihazları, belirli panoramik cihaz modelleri veya daha yüksek kapasiteli tıbbi röntgen üniteleri ile üretilir. Panoramik görüntüleri, en az 13 cm veya 15 cm × 30 cm (8 inç × 10 inç) görüntü alıcısı gerektirir. Görüntünün sağ ve sol taraflarını doğru ve net bir şekilde etiketlemek kritik öneme sahiptir. Bu, genellikle kasanın dışına metal bir işaretleyici (R veya L) yerleştirilerek yapılır (Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014; Whaites & Drage, 2021).

Panoramik radyografide, dar ışınlı bir x-ışını kaynağı ve bir görüntü alıcısı hastanın başının etrafında senkronize hareket eder (Şekil 3) ve yarım daire şeklindeki eksende ışın alanına giren objeler net bir şekilde görüntülenir. Dönme eksenini etrafında ortaya çıkan odak çukuru, kavilidir ve Şekil 3'te gösterildiği gibi bir dairenin yayını oluşturur. Bu odak kavisinin önündeki veya arkasındaki nesnel bulanıktır ve büyük ölçüde görülmez (Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014; Whaites & Drage, 2021).



Şekil 3. Dikey koronal kesit üreten dar ışınlı doğrusal pantomografinin teorisini gösteren diyagram (Whaites & Drage, 2021).

Tipik olarak, intraoral, panoramik ve sefalometrik cihazlar 50 ila 90 KVp (50.000 ila 90.000 V) arasında çalışırken, bilgisayarlı tomografi cihazları 90 ila 120 KVp ve daha yüksek değerlerde çalışır (Stabulas-Savage, 2019).

4. Panoramik Radyografi Cihazında Hasta Alımı ve Cihazın Kullanımı

Hasta Hazırlığı

1. Hasta ismi ile çağrıldıktan sonra üzerinde gözlük, küpe, burun halkası, kolye, saç tokası (kulakların önünde), işitme cihazı, ağızda çıkarılabilen metal içerikli nesnelere (takma dişler, tutturucular, vb.) varsa, çıkartılması gerekir.
2. Hamilelik şüphesi olan hastalara, hamilelik durumu sorgulanmalıdır. Hamilelik durumu söz konusu ise, hastaya gerekli bilgilendirmeler yapılır ve istemi yapan doktoruna gönderilir.
3. Radyografi işleminin hastaya açıklanması ve işlem sırasında hareket etmemesinin vurgulanması, tetkikin daha doğru sonuçlanması açısından önemlidir. Detektörün ve tüpün hastanın başı etrafındaki hareketini ve detektörün rotasyonu sırasında omuza veya kulağa hafifçe dokunabileceği ifade edilmelidir ki, olası bir durumda hasta hareketinin önlenmelidir.
4. Hastalara ve özellikle çocuklara tüp ve detektör sistemini gözleriyle takip etmemeleri ve ileriye bakmaları söylenmelidir.
5. Hastanın üzerine tiroid yakası olmayan kurşun/kurşun eşdeğeri önlük giydirilmeli. Kurşun önlüğün tüp ve detektör dönüşünü engellemeyeceğinden emin olunmalı. Mandibulayı gölgelediği için tiroid korunma kullanılmamalıdır.
6. Yalnız başına çekim odasında kalamayan çocuk hastalara eşlik eden yakınlarına da kurşun önlük giydirilmelidir ve hamilelik durumu sorgulanmalıdır.
7. Panoramik cihazdaki ısırma çubuğuna sterilizasyon amacı ile tek kullanımlık poşet takılır (IAEA, 2000; Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014; Bird & Robinson, 2018; Stabulas-Savage, 2019; Ingrid, 2020)

Hasta pozisyonu

1. Hasta, omurgası düz olacak şekilde mümkün olan en dik pozisyonda oturtulur veya ayakta tutulur.
2. Hastaya, ünitedeki destek kollarını tutması, bir adım öne çıkması ve ayaklarını bir arada tutması söylenir.
3. Hasta, panoramik cihazın ısırma çubuğuna doğru yönlendirilir ve hastanın çenesi, cihazdaki çene boşluğuna yerleştirilir (Şekil

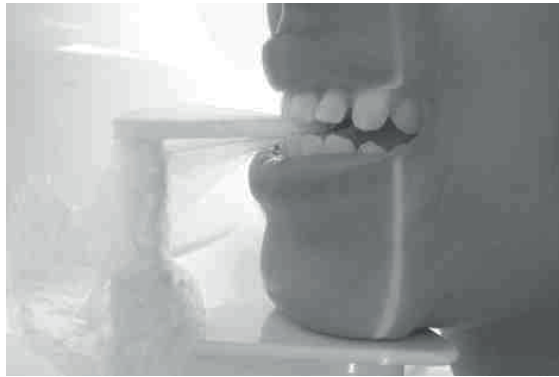
- 4). Kondiller başlarının konumunu etkileyen kesici dişlerin “kafa-kafaya” (ne açık ne de kapalı ağız konumunda) pozisyonda çekimin sağlanabilmesi için ön-arka pozisyonu doğru bir şekilde hizalanarak, hastanın ön dişlerinin doğru pozisyonda kapatması gerektiği belirtilmelidir (Thomson & Johnson, 2012; Ingrid, 2020).
4. Baş hareketinin önlenmesi için kafa sabitleyici ile hastanın kafası sabitlenir.



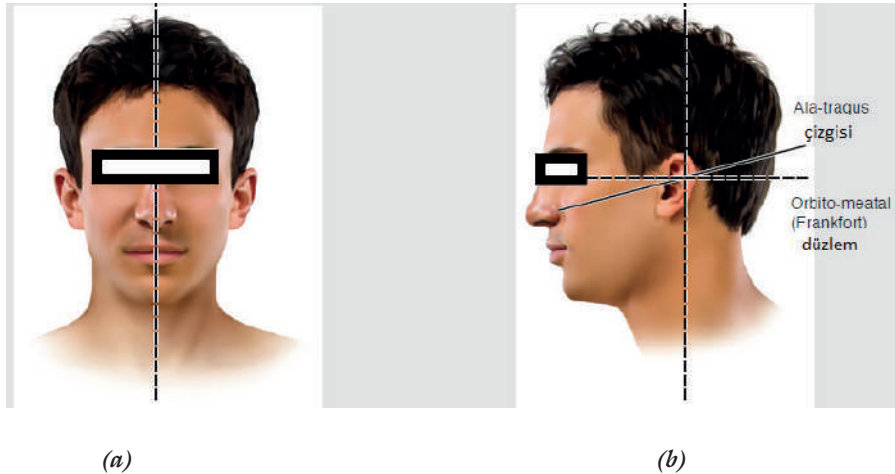
Şekil 4. Panoramik Radyografi Cihazında Hasta Pozisyonu (Ingrid, 2020).

5. Bazı panoramik cihazlarda, üretici firma tarafından sunulan, belirli bir diş veya interproksimal boşlukla hizalamada kullanılabilen bir kılavuz lazer bulunur. Şekil 5'te, köpek dişinin ve premoların interproksimal boşluğuyla hizalanmış dikey lazer ışığı gösterilmektedir. Diş kavislerinin, odak kavisinin içinde doğru şekilde hizalanması için, 3 lazer kılavuz doğru düzleme ayarlanmalıdır. (1) lateral (sol-sağ) pozisyon için; hastanın başını sağ ve sol tarafa bölen orta sagittal düzlem, hasta ayakta

iken zemine dik olarak konumlandırılır (Şekil 6a). (2) Ala-tragus çizgisi -burnun yan tarafındaki kanat benzeri çıkıntıdan tragus (kulağın akustik meatusunun önündeki kıkırdaklı kısım) uzanan hayali bir düzlem veya çizgi- zemine doğru yaklaşık 5 derece aşağıya konumlandırılmalıdır. (3) Ala-tragus çizgisi doğru konumlandırıldığında, yörünge sırtından (gözüün altından) kulağın akustik meatusuna uzanan hayali bir düzlem veya çizgi olan Frankfort düzlemi, zemine paralel olacaktır. Bazı panoramik cihazların ala-tragus çizgisini bulmaya yardımcı olan kılavuzları kullanılarak Frankfort düzlemi ayarlanabilir (Şekil 6b) (Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014; Bird & Robinson, 2018; Stabulas-Savage, 2019; Ingrid, 2020)



Şekil 4. Dişlerin ön-arka pozisyonunun hizalanması ile köpek dişi ve premoların interproksimal boşluğu üzerinde lazer ışığı gösterimi (Thomson & Johnson, 2012)



Şekil 6. (a) Orta sagittal düzlem, (b) Anatomik horizontal düzlem : Ala-tragus çizgisi 5 derece aşağı konumlandırılırken, Frankfort düzlemi zemine paralel bir konumda olacaktır (Stabulas-Savage, 2019) .

6. Hastanın dudaklarını kapatması ve dilinin düz kısmının damağa yerleştirdikten sonra yutkunması gerektiği söylenir. Exposure işlemi bitinceye kadar bu pozisyonu koruması gerektiği talimatı verilir. Bu talimatlar, maksiller dişlerin apekslerinin üzerinde hava boşluğunun oluşmasını önleyerek radyolüsent görüntü engellenir.
7. Işınlama faktörleri hastanın yaşına göre ayarlanır.
8. Hastaya ışınlama süresince hareket etmemesi talimatını verilir.
9. Işınlama süresine uygun olarak exposure düğmesine basılır.
10. 18 saniyelik bir döngü boyunca, ardışık 20-30 projeksiyon ile panoramik görüntü kademeli olarak bilgisayar ekranına gelir (Şekil 7) (Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014; Bird & Robinson, 2018; Stabulas-Savage, 2019; Ingrid, 2020)



Şekil 7. 18 saniyelik bir döngü boyunca panoramik tomografinin kademeli olarak oluşturulmasını gösteren diyagram, döngünün farklı aşamalarında hastanın farklı bir bölümünün nasıl görüntülendiğini göstermektedir (Thomson & Johnson, 2012).

Detektör ve x-ışını tüp başlığı, hasta ayakta dururken veya sabit bir pozisyonda otururken birbirine zıt yönlerde hareket eder. X-ışını tüpü, hastanın arkasında hareket ederken, görüntü alıcısı olan detektör önde hareket eder. X-ışını, hastanın dokularına başının arkasından 4-7mm genişliğinde nüfuz eder. Bu ışının yüksekliği, alt çeneleri ve üst çene bölgelerini kapsar. Bir dizi dönme noktası veya merkezi (ünite üreticisine göre değişir) kullanılarak, x-ışını demeti, dış anatomisinin seçili bir düzlemini kaydetmek için hareketli görüntü alıcısına yönlendirilir. X-ışını tüpü ve detektörün döndüğü eksen olarak tanımlanan dönme merkezi, projeksiyonun işlevsel odağıdır (Thomson & Johnson, 2012).

Günümüzde mevcut olan panoramik cihazların çoğu, bir görüntü oluşturmak için hareket sırasında x-ışını demetini yeniden odaklamada sürekli hareket eden bir dönme merkezi kullanır. Bu tür dönme merkezi, görüntünün doğal yatay ve dikey büyütmesini kısmen sabit tutar. Tüm panoramik görüntüler, yapıların odaklanılan doku diliminin merkezine göre nerede bulunduğuyla bağlı olarak %10 ila %30 arasında görüntü büyütmesine sahiptir. Doğal büyütmenin görüntü boyunca eşit tutulması istenir (Thomson & Johnson, 2012; Ingrid, 2020)

5. Panoramik Radyografi Cihazının Avantajları ve Dezavantajları

Tüm ağız çekimlerine göre avantajları

- Yüz kemikleri ve dişlerin geniş açısı
- Düşük radyasyon dozu
- Panoramik radyografi tekniğinin kolaylığı
- Trismuslu hastalarda veya intraoral radyografiyi tolere edemeyen hastalarda kullanılabilmesi
- Hızlı ve rahat radyografi tekniği
- Hasta eğitimi ve vaka sunumunda yararlı görsel yardım (Frommer & Stabulas-Savage, 2011; Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014).

Tüm ağız çekimlerine göre dezavantajları

- Ağız içi radyografilerin sağladığı ince detayları sağlamayan düşük çözünürlüklü görüntülerin elde edilmesi
- Görüntü boyunca büyütme eşit değildir, bunun da doğrusal ölçümleri güvenilmez hale getirmesi

- Konumlandırma hatalarından kaçınmak için hastanın daha dikkatli konumlandırılması
- Çekim alanına giren organellerin (örneğin, omurga) üst üste gelmesi yorumlamayı zorlaştırması
- Elde edilen görüntüde bulunan yumuşak doku gölgeleri patolojiyi taklit edebilir.
- Elde edilen görüntüde bulunan hayalet görüntüler patolojiyi gizleyebilir.
- Panoramik cihazının maliyeti, intraoral cihazlara göre yüksektir.
- Hastanın, odak çukuru (görüntü keskinliği alanı) içinde konumlandırılması, kaliteli görüntüler elde etmeyi zorlaştırmaktadır. Üreticiler panoramik radyografi cihazlarını, ortalama bir hastayı görüntüleyebilecek şekilde tasarlamaktadır. Ancak, bir hastanın diş kavisi, bu ortalama aralığa girmediğinde tüm yapıları göreceli netlikle kaydetmek zor olabilmektedir.
- Hastanın ciddi maksillomandibular uyumsuzluğu olduğunda her iki çeneyi de görüntülemek zordur. Labial veya lingual eğime sahip dişler iyi görüntülenemeyebilir (Thomson & Johnson, 2012; White & Pharoah, 2014).

Cone Beam Computed Tomografiye göre dozu düşük olsa da görüntüdeki derinlemesine çözünürlük ve keskinlik düşüktür (Nur & Şahmaran, 2022).

Panoramik radyolojinin başlıca dezavantajı, görüntünün intraoral periapikal radyografilerde bulunan ince anatomik ayrıntıları göstermemesidir. Bu nedenle, küçük periapikal lezyonları, marjinal periodonsiyumun ince yapısını veya periapikal hastalığı tespit etmek için periapikal radyografi kadar yararlı değildir. Premolarların proksimal yüzeyleri de genellikle üst üste gelir. Yetişkin bir hasta için panoramik radyografinin mevcut olması, sıklıkla karşılaşılan en yaygın diş hastalıklarının teşhisi için intraoral filmlere olan ihtiyacı genellikle ortadan kaldırmaz (Ingrid, 2020; White & Pharoah, 2014). Sadece genel diş bakımı gerektiren bir hasta için tüm ağız radyografi serisi mevcut olduğunda, genellikle eş zamanlı panoramik görüntüden neredeyse yararlı bilgi elde edilmez. Bazen, servikal omurga gibi üst üste binen yapıların varlığı, özellikle kesici bölgelerde odontojenik lezyonları gizleyebilir. Klinik açıdan önemli nesnelere odak kavisi dışında kaldığı takdirde, istenen yapılar bozuk görünebilir veya hiç görülemez.

Panoramik görüntüler tüm ağız serisinden çok daha düşük dozla yapılır ve daha geniş kapsama sahiptir; ancak daha düşük uzaysal çözünürlüğe

sahiptirler. Bu nedenle, ince detaylar gözden kaçabilir (White & Pharoah, 2014).

6. Sonuç

Kanıt dayalı çekimler gerektiğinde, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesi için panoramik radyografiler önerilmektedir. Panoramik veya lateral çene (mandibular oblik lateral) ekstraoral radyografiler, intraoral görüntü reseptörü yerleşimini tolere edemeyen çocuk hastalar için bazen intraoral radyografilerin yerini tutabilmektedir.

Özellikle dijital görüntülemenin tanıtılmasıyla birlikte panoramik görüntü kalitesi iyileşmeye devam ediyor ve panoramik radyografilerin büyük çürüklerin ve orta dereceli periodontal hastalıkların değerlendirilmesinde de yardımcı olabileceğini gösteriyor. Ancak panoramik görüntüleme, intraoral radyografilerle üretilen görüntüler kadar keskin ve ayrıntılı değildir. Belirli durumlardan veya hastalıklardan şüphelenildiğinde, intraoral radyografiler genellikle panoramik radyografilerle birlikte değerlendirilir. Görüntü, gerçek, çift ve hayalet görüntülerin üst üste bindirilmesi ile oluştuğundan anatomik ve patolojik ayrıntıları çözmek için dikkatli bir çekim gerekir.

Kurşun önlük, üreme ve kan oluşturan dokuları saçılan radyasyondan korumak için hastanın göğsüne ve kucığına yerleştirilen esnek bir kalkan; kurşun radyasyonun bu radyosensitif organlara ulaşmasını engeller. Hem intraoral hem de ekstraoral maruziyetler için kurşun önlük kullanımı önerilir. Etkili olması için kurşun kalkanlar en az 0,25 mm kurşun veya kurşun eşdeğerine sahip olmalıdır. Birçok radyasyondan korunma birimi, tüm hastalarda kurşun önlük kullanımını zorunlu kılar. Alaşımli sacdan yapılmış kurşunsuz önlükler de intraoral veya panoramik radyografi sırasında kullanılabilir. Kurşun eşdeğeri olan bazı önlükler %30 daha hafiftir ve geleneksel kurşun önlükle aynı korumayı sağlarken rahat ve kullanımı kolay olabilmektedir.

Kaynaklar

- Bird, D.L and Robinson, D.S. (2018). *Modern Dental Assisting*, ed 12, St Louis, Elsevier.
- Frommer, H.H, Stabulas-Savage, J.J. (2011). Ionizing radiation and basic principles of x-ray generation. In *Radiology for the dental professional*, ed 9, St Louis, Mosby.
- Haring, J.I. and Lind, L.J. (1993). The importance of dental radiographs and interpretation. In *Radiographic interpretation for the dental hygienist*, Philadelphia, Saunders.
- <https://dentamar.com.tr/panaromik-rontgen-ncdir-ncden-cekilir> (Erişim Tarihi : 01.09.2024)
- <https://www.dismalzemeleri.com/trident-x-view-2d-pan-panoramik-rontgen-cihazı-pmu82> (Erişim Tarihi : 01.09.2024)
- Iannucci, J. and Howerton, L.J. (2017). *Dental Radiography Principles and Techniques*. Elsevier, 150-211, USA.
- Ingrid, R.K. (2020). *Imaging Techniques in Dental Radiology_ Acquisition, Anatomic Analysis and Interpretation of Radiographic Images*. Springer, 13-41, Switzerland.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2000). *Radiation Protection in Dental Radiology. Fundamentals of Intraoral Radiography L05*.
- Johnson, O.N. (2011). History of dental radiography. In *Essentials of dental radiography for dental assistants and hygienists*, ed 9, Upper Saddle River, NJ, Prentice Hall.
- Langlais, R.P. (2004). *Exercises in oral radiology and interpretation*, ed 4, St Louis, 2004, Saunders.
- Langland, O.E. and Langlais, R.P. (1995). Early pioneers of oral and maxillofacial radiology, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 80(5):496.
- Langland, O.E. and Langlais, R.P. (2002). *Principles of Dental Imaging*, 2nd ed., Lippincott Williams & Wilkins. 85-138, Philadelphia.
- Langland, O.E., Langlais, R.P. and Preece, J.W. (2002). Production of x-rays. In *Principles of dental imaging*, ed 2, Baltimore, MD, Lippincott Williams and Wilkins.
- Miles, D.A., Van Dis, M.L., Williamson, G.F., et al (2008). X-ray properties and the generation of x-rays. In *Radiographic imaging for the dental team*, ed 4, St Louis, 2009, Saunders. *Mosby's dental dictionary*, ed 2, St Louis, Mosby.
- Nur, S. and Şahmaran, T. (2022). Dental Volumetrik Tomografi-Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, Editör : Doç.Dr. Dilek Atık, Sağlık Bilimlerinde Yeni Trendler-III, Duvar yayın evi, Yeni Mahalle, Ankara, 279-295.

- Nur, S., Şahmaran, T., Serindere, G. (2021) Diş Hekimliğinde İnteraoral Radyografi Teknikleri, Sağlık Bilimleri Güncel Araştırmalar ve Yeni Eğilimler-3, Ivpe yayın evi, Cetinje, Montenegro, 356-368.
- Stabulas-Savage, J.J. (2019). Frommer's Radiology for the Dental Professional, 10 th ed., Elsevier, 90-115. New York.
- Thomson, E. and Johnson, O. (2012). Essentials of Dental Radiography for Dental Assistants and Hygienists-Addison Wesley Pub Co Inc, 147-215, New Jersey.
- Whaites, E. and Drage, N. (2021). Essentials of Dental Radiography and Radiology. 6 th ed. Elsevier, 206-334, UK.
- White, S.C. and Pharoah, M. (2014). Oral radiology principles and interpretation. St. Louis: Mosby Elsevier, 199-212.

Mikro-BT

Hikmettin Demir¹

Özet

Biyolojik bir yapının bilgisayarlı tomografi veya mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-CT) tarama verilerinin işlenmesi ve daha sonra üç boyutlu modelinin dijital ortamda modellenmesi, çok sayıda alanda kendine özgü uygulama alanları yaratmaktadır. Mikro-CT işlemi, dişin sert dokularının nitel ve nicel değerlendirmesini sağlayan bir yöntemdir. Mineral yoğunluklarını değerlendirerek erken olası çürük lezyonlarının teşhisinde katkı sağlar. Çürüklerin lokalizasyonunu ve genişliğini belirlemede doğru sonuçlar sağladığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Mikro-CT hem mineralize olmuş sert dokuların hem de yumuşak doku ve materyallerin görüntülenmesine imkan tanır. En önemli avantajı kullanılan objelerin zarar görmemesi ve ölçümlerin tekrarlanabilmesidir.

1. GİRİŞ

1990'larda bilgisayar alanındaki gelişmelerle diş hekimliğinde önemli ilerlemeler meydana gelmiştir. Dijital fotoğraflar, radyograflar ve 3D modelleri de dahil olmak üzere dijital görüntüleme teknikleri, ortodonti, cerrahi ve diğer dallarda oldukça önemli ve radikal değişikliklere yol açmıştır (Bookstein, 1983; Görgen, Güler, & Kızılcı, 2014). Görüntülemenin amacı, 3D anatomiyi hem statik hem de fonksiyonel durumlarda görüntülemek, yani anatomik gerçekliği tam olarak yansıtmaktır (Harrel & Nunn, 2001).

Masaüstü sistemlerde, x-ışını cone-beam, x-ışını büyütmek için kullanılır. Bu nedenle, Feldkamp ve arkadaşları (Feldkamp, Davis, & Kress, 1984) tarafından 1980'lerin sonlarında bir cone-beam yeniden yapılandırma algoritmasının geliştirilmesi, masaüstü mikro-CT'yi büyük ölçüde kolaylaştırmıştır. Mikro-CT ilk olarak 1980 başlarında Jim Elliott (Elliott, Davis, & Dover, 2008) tarafından geliştirilmiş ve ilk önce küçük bir

1 Dr. Öğr. Üyesi, Yüzüncü Yıl Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
hikmettindemir@yyu.edu.tr, Orcid: 0000-0002-1171-4821

yılan üzerinde 50 μm çözünürlükle incelenmiştir. 1999'da Rhodes (Rhodes, Ford, Lynch, Liepins, & Curtis, 1999), mikro-CT'yi deneysel endodontik çalışmalar için kullanmıştır (Şahin & Topuz, 2014). Son otuz yılda, mikro-CT görüntüleme, daha yüksek kaliteli çözünürlük, konik ışın rekonstrüksiyon algoritmasının kullanılması ve invaziv olmayan küçük hayvan görüntüleme araştırmaları için özel tarayıcıların artmasıyla hızla ilerlemiştir (Cavanaugh et al., 2004).

Gömük dişlerin teşhisi için oldukça kullanışlı olan CBCT teknolojisi, uzaysal ve kontrast rezolüsyonu yüksek görüntülerin elde edilmesinde hasta dozunun artmasına sebep olmaktadır (Nur & Şahmaran, 2022). Başlangıçta mikro-CT çok iyi bir uzaysal çözünürlük gösterse de yumuşak doku kontrastı zayıf olmaktadır. Bundan dolayı, mikro-CT uygulamaları ile ilgili çalışmalar daha çok kemikler veya implantlar gibi yüksek yoğunluklu yapıların invaziv olmayan değerlendirilmesine odaklanmıştır. X-ışını detektör sistemlerindeki gelişmelerle birlikte çözünürlükte ve okuma hızında anlamlı gelişmeler sağlanmıştır. Bunlara ilaveten, yumuşak dokunun daha iyi görüntülenmesi için kontrast maddelerin kullanılmasıyla mikro-CT yumuşak doku yapıları ve damar morfolojisini değerlendirmek için klinik araştırmalarda da kullanılabilir hale gelmiştir (Schambach et al., 2010). Günümüzde mikro-CT birçok alanda ilgi görmüş ve rutin bir mikroskopi tekniği haline gelmiştir.

Biyolojik bir yapının bilgisayarlı tomografi (BT, Computed Tomografi-CT)) veya Mikro-CT tarama verilerinin işlenmesi ve daha sonra üç boyutlu modelinin dijital ortamda modellenmesi, çok sayıda alanda kendine özgü uygulama alanları yaratmaktadır. 3D görüntüleme teknolojisi son 20 yılda önemli ölçüde gelişmiştir. Bu yöntemde ortodonti, ağız ve çene cerrahisinde birçok uygulama teknolojisi bulunmaktadır. 3D görüntüleme, bir bilgisayar önceden belirlenmiş anatomik veri sistemini tanıda kullanılacak yerlere aktarır. Daha sonra bu görüntülere iki boyutlu (2D) bir monitör sisteminde derinlik eklenir ve görüntülerin 3D verileri sağlanır. Ortodonti ve cerrahideki 3D görüntüleme tedavi programları, tedavi öncesinde ve sonrasında dento-kranial tedavileri, yüz kaybını, 3D tedavi planını ve yumuşak ve sert dokularda oluşabilecek muhtemel değişikliklerin değerlendirilmesini kapsar (Görgen et al., 2014; Hajeer et al., 2004).

2. Mikro-CT Cihazın Yapısı

Mikro-CT tarayıcılarındaki teknolojiler temel olarak aynıdır ancak CT görüntüsünün kalitesi ve çözünürlüğüne ve belirli bir zaman diliminde görüntülenebilen 3D hacmin boyutuna bağlı olarak ayrıntılarda farklılık gösterir. Arttırılmış büyütme genellikle belirli bir detektör boyutu için daha

küçük bir hacmin görüntülenmesiyle sonuçlandığından, yüksek büyütmede daha büyük hacimlerin görüntülenmesi daha büyük dizi boyutları veya daha küçük dizilerin desteklenmesini gerektirir (Ritman, 2011).

2.1. X-ışını: Üretimi ve Etkileşmesi

Hem düzlemsel radyografinin hem de CT'nin temeli, çeşitli dokular tarafından X ışınlarının emilmesidir. X-ışınları, kemik ve küçük kalsifikasyonlar veya yumuşak dokularda farklı şekilde emilir. Bir kaynaktan üretilen X ışınları, hastaya doğru gönderilir. Hastadan geçen x ışınları, hastanın hemen altına yerleştirilen detektöre ulaşırlar. Burada tespit edilen x-ışını enerjisi önce ışığa, sonra voltaja dönüştürülür ve son olarak sayısallaştırılır. Dijital görüntü, x ışını kaynağı ile detektör arasında kalan dokuların iki boyutlu bir projeksiyonunu temsil eder (Smith & Webb, 2010).

2.1.1. X-ışını tüpü

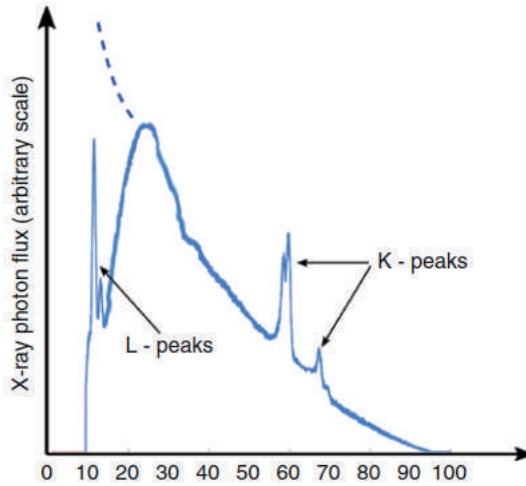
Hem radyografi hem de CT için x-ışını kaynağı, x-ışını tüpü olarak bilinen bir ekipmandır. X-ışını sisteminin tüm bileşenleri, havası boşaltılmış bir cam tüp içindedir. Cam tüp, hem soğutma hem de elektriksel izolasyon için yağla çevrilidir. Tüm düzenek, içinden x-ışını demetinin yayıldığı cam pencereleli bir kurşun kalkanla çevrilidir. X-ışınları, yüksek enerjili elektron demetinin bir metal yüzeye çarpmasıyla üretilir. Bu elektronların kaynağı negatif yüklü bir katottur ve içinden elektrik akımı geçebilen tungsten bir tel sarmalından oluşur. Telin sıcaklığı 2200 °C'ye ulaştığında, elektronlar metal yüzeyi terk edecek yeterli enerjiye sahip olurlar (Smith & Webb, 2010; Nur, Şahmaran & Serindere, 2021).

2.1.2. X-ışını spektrumu

Anot ve katot arasında 25 ile 140 kV arasında bir potansiyel farkı uygulanır, böylece katotta üretilen elektronlar elektrik alan etkisiyle anoda çekilir ve yüksek hızlarda anoda çarpar. Bu esnada oluşan potansiyel farkına, ivmelenme voltajı denir. Yüksek enerjili elektronlar anot yüzeyine çarptığında, kinetik enerjilerinin bir kısmı x-ışınlarına diğer kısmı ise ısı enerjisine dönüşür (Smith & Webb, 2010).

Elektronlar enerjilerini çoğunlukla ısı şeklinde verirler. X-ışınlarının çoğu, elektronların "bremsstrahlung" adı verilen ve sürekli bir enerji spektrumu oluşturan ani yavaşlaması sonucu üretilir. X-ışınlarının üretildiği ikinci bir aşama daha vardır. Bu olay en içteki atomik kabuğun (K kabuğu) yörüngesel bir elektronun o enerji durumundan çıkması ve düşük enerjili bir yörüngeden farklı bir serbest elektronun boşalan yörüngeyi doldurması ile yapılan ışımaya

şeklinde olur. Bu ışına ile oluşan x-ışını bremsstrahlung ile oluşan sürekli spektruma eklenen hedef materyalin K yörüngesinin enerjisine karşılık gelen tepeler şeklinde kendini gösterir. Farklı enerjilerin oluşmasına neden olan L kabuğu gibi yörüngelerden oluşan x-ışını pikleri oluşsa da pratik açıdan çok bir önemleri yoktur. Genelde oluşan bu karakteristik radyasyonlar toplam X-ışını akısının çok küçük bir kısmını oluştururlar (Şekil 1) (Orhan, 2020).



Şekil 1. Tungsten anotlu X-ışını tüpünden elde edilen bremsstrahlung ve karakteristik radyasyon pikleri (filtrelemeden sonra) (Orhan, 2020).

2.2. Güç Üretimi

X-ışınlarının üretiminde tüp çok önemli olmakla beraber, yüksek gerilim kaynağı da bir o kadar önemlidir. Eskiden, anot-katod devresini beslemek için yüksek voltaj üretimi, yüzlerce kat yükseklik faktörüne sahip transformatörle basitçe elde ediliyordu. Transformatör, düşük frekanslı şebeke elektrik gücünü anot devresi için gereken yüksek voltaja yükseltir. Alternatif akım genellikle doğrudan x-ışını tüpü tarafından doğrultulurdu. Ancak bu nispeten basit, sağlam ve ucuz bir tasarımın bazı eksiklikleri vardı. Özellikle KV dalgalanmalarını doğru bir şekilde kontrol etmenin zorluğu hatta imkansızlığı, çok kısa süreli doğru bir şekilde kontrol edilen emisyonları vermenin zorluğu, önemli dalgalanma, hacim ve ağırlık gibi eksiklikler vardı. Yeni tasarlanan tüm yüksek voltaj jeneratörleri artık sözde DC tipindedir (doğru akım için DC) veya “yüksek frekanslı”dır. Bu durumda, şebeke elektrik gücü ilk olarak doğru akıma yönlendirilir, bir elektronik güç dönüştürücü ile orta frekansta (5-200 kHz aralığı) stabilize kare dalgaya dönüştürülür ve manyetik devre kullanan geleneksel bir düşük frekanslı transformatörden çok

daha kompakt ve hafif olan bir “yüksek frekanslı” transformatör aracılığıyla istenen yüksek voltaja yükseltilir. Transformatörden sonra, voltaj düzeltilir ve/veya daha da yükseltilir ve çok kısa olabilen, küçük dalgalanmalı ve hassas şekilde kontrol edilen süreye sahip, oldukça stabil bir DC voltajı olarak X-ışını tüpüne iletilir (Orhan, 2020).

2.3. Görüntü Detektörleri

Mikro-CT’de ışın koni şeklinde uzaklaştığından, detektörünün doğrusal olmayıp alan detektörlü olmasından ötürü, konvansiyonel CT gurubunda değildir. Ayrıca x-ışını filmleri, görüntü detektörü ve ekran olarak bir araya getirilmişti. Yeni radyografik sistemler ise elektronik detektörler kullanıyor ve görüntü işleme, görüntüleme ve depolama işlemleri için farklı alt bileşenlere atıyor (Orhan, 2020).

X-ışını detektörleri genellikle bir veya iki boyutlu detektör sistemi kullanır. Detektörler doğrudan X-ışınlarını algılamak için değil, bir sintilatörün aracılığıyla gelen X-ışınlarını fotonlara dönüştürmek ve kamera sistemleri görünür ışığı algılamak için tasarlanmıştır. Algılama işlemi, bir lens sistemi veya bir fiber optik kanal plakası ile yapılabilir (Orhan, 2020). Enerji bütünleştirici ve enerji ayırt eden detektörler, mikro-CT detektörleri için iki kategoridir. Genellikle, enerji bütünleştirici detektörler mikro-CT sistemlerinde kullanılır (Iglauer & Lebedev, 2018). Sintilatör ekranlarla birleştirilmiş cihazlar, mikro-CT sistemlerinde en yaygın kullanılan detektörlerdir. Tamamlayıcı metal oksit yarı iletken (CMOS) detektörleri, geniş alanları ve yüksek kare hızları nedeniyle son zamanlarda kullanılmaktadır (Orhan, 2020). Foton sayan X-ışını detektörleri (PCXD), detektör tipinin ikinci kategorisi olan enerji ayırt eden detektörlerdir. Silisyum (Si), galyum arsenit (GaAs) ve kadmiyum tellür (CdTe) bu detektörlerde sensör malzemesi olarak kullanılır ve detektör sinyalindeki gürültüyü ortadan kaldırma avantajına sahiptir (Badea, 2018). Detektör, görüntüleri görüş alanı (FOV) ile yakalar. Bazen FOV taranan objeden daha küçüktür; daha sonra FOV, detektörün “ofset detektörü” yer değiştirmesiyle iki katına çıkarılabilir. Ofset detektörü objeden asimetric projeksiyonu alır ve bu durum yeniden görüntü oluşturma sürecinde kullanılır (Sharma et al., 2014).

Görüntü verileri $f(x,y,z)$ genellikle doğrusal fonksiyonu ile depolama öncesinde CT değerlerine dönüştürülür

$$CT = \frac{f - \mu_{water}}{\mu_{water}} \cdot (1.000) HU$$

HU, Hounsfield birimini ifade eder. Burada ilişki havanın -1.000 HU CT değerine sahip olması ve CT tarayıcılarının en sık olarak kalibre edildiği malzeme olan suyun 0 HU değerine sahip olmasına dayanmaktadır. CT değerleri, Hounsfield tarafından oldukça kullanışsız mikro (μ) değerleriyle yapılan işlemlerin yerine tamsayı değerli bir nicelik koymak için tanıtılmıştır. Bir pikselin veya vokselin CT değeri, ilgili konumdaki suyun yoğunluğuna göre objenin yoğunluğu olarak yorumlanabilir. Örneğin, 200 HU, o konumdaki obje yoğunluğunun suyun yoğunluğunun 1,2 katı olduğu anlamına gelir. Bu yorumlama yalnızca polikromatik etkiler göz ardı edilebildiğinde doğrudur. Aksi takdirde değerler yoğunluğa yaklaşık değerlerdir ve tam bilgiyi elde etmek için yinelenmeli bir ışın düzeltilmesi yapılması gerekir. CT değerleri genellikle çok yoğun malzemeler veya çok düşük enerjilerdeki taramalar hariç 1.000 ila 4.000 HU arasında değişir (Kachelrieß, 2008).

3. Mikro-CT Cihazının Kullanım Alanları

Mikro-CT işlemi, dişin sert dokularının nitel ve nicel değerlendirmesini sağlayan bir yöntemdir. Mineral yoğunluklarını değerlendirerek olası erken çürük lezyonlarının teşhisinde katkı sağlar. Çürüklerin lokalizasyonunu ve genişliğini belirlemede doğru sonuçlar sağladığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Çetinsoy & Yazıcıoğlu, 2021; Kamburoğlu et al., 2011; Schwass, Swain, Purton, & Leichter, 2009).

Mikro-CT sistemi, mikro odaklı bir x-ışını kaynağı, CCD kamera ve obje işlemcisinden oluşur. Tarayıcı kontrolü, kesit edinimi, yeniden yapılandırma ve veri görüntüleme, 3D görüntüleme ve analiz için üretilmiş bir yazılıma sahiptir (Er, 2013).

Mikro-CT kullanılarak insan hastalıklarının fenotiplenmesi hayvan modellerine göre daha az yerleşiktir, ancak bu teknikler popülerlik kazanarak, insan patolojisine yeni bakış açıları sunabilmektedir (Hutchinson et al., 2017).

CT görüntüleri, objeler boyunca düzlemsel dilimlerden oluşturulabilir. Bunlar fiziksel kesitler, optik kesitler veya CT rekonstrüksiyonları olabilir (Rhodes et al., 1999). Sert dokuların incelenmesinde x-ışını bilgisayarlı transaksiyel mikro CT'nin geliştirilmesi giderek önem kazanmıştır (Kuhn et al, 1990; Müller & Rügsegger, 1997). Hem yazılım hem de donanımda yapılan önemli iyileştirmeler, kesit kalınlığını konvansiyonel CT aralıklarına göre azaltmaktadır (Gambill, Alder & del Rio, 1996). 100 μm çözünürlüğe sahip minyatür CT tekniğinin, dişlerin ex vivo 3D rekonstrüksiyonunda tahribatsız bir teknik olarak yararlı olduğu kanıtlanmıştır (Bjørndal et al, 1999; Dowker, Davis, & Elliott, 1997). CT, dişlerdeki mine kalınlığını

ölçmek, dişlerin yüzey alanlarını ve hacimlerini ölçmek için kemik yapısını gözlemek amacıyla kullanılmaktadır (Elliott & Dover, 1984; Oi, Saka, & Ide, 2004; Spoor, Zonneveld, & Macho, 1993). Ayrıca restoratif diş hekimliğinde araştırma amaçlı da kullanılmaktadır (De Santis et al., 2005; Verdonschot et al., 2001). Günümüzde mikro-CT günlük klinik ortamda kullanıma uygun değildir; ancak konik ışınli CT teknolojisi diş hekimliği alanında hızla gelişmekte ve yaygınlaşmaktadır (Vannier et al., 1997; Nur & Şahmaran, 2022).

Mikro-CT diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmakla beraber, bu konulardaki araştırmalar artmaktadır. Bu görüntüleme yönteminin kullanım alanları arasında doku mühendisliği, FEM analizi için gerçek verilerin belirlenmesi, dişlerdeki mineral konsantrasyonunun belirlenmesi ve antropolojik çalışmalarda minenin kalınlığının, kraniyofasiyal kemiklerin yapısının ve gelişiminin ölçülmesi ve endodontik çalışmalarda implantların ve çevreleyen kemiğin değerlendirilmesi yer almaktadır (Erpaçal, Adıgüzel, & Cangül, 2019).

Özellikle endodontik çalışmalarda bu yöntemin sağladığı kolaylıklar sayesinde kök kanallarının morfolojisinin belirlenmesi, preparasyonların kontrol edilebilmesi, dolguların değerlendirilmesi ve tedavi sonrası tetkiklerin yapılabilmesi mümkün olmaktadır (Erpaçal et al., 2019; Kong et al, 2010; Şahin & Topuz, 2014).

3.1. Endodontik Uygulamalar

Endodontik tedavi, tedavinin başarısını belirleyen birkaç adım içerir. Kök kanal sisteminden mikrobiyal enfeksiyonu önlemek için temizleme ve şekillendirme prosedürleri uygulanır. Tedavinin bu aşaması, sulama solüsyonları kullanılarak manuel olarak veya döner aletlerle gerçekleştirilir. Kök kanal sisteminden mikroorganizmalar azaldıktan sonra, temizlenen alanı tamamen doldurmak ve sızıntıyı önlemek için bir blokaj maddesi kullanılır. Malzemelerin ve tekniklerin yeteneğini analiz etmek için çeşitli çalışmalar yürütülmüştür. Ancak, kullanılan yöntemlerin sınırlamaları vardır. Mikro-CT, endodontik araştırmanın perspektifini genişletmiştir. Bu teknoloji, endodontik tedaviyle ilgili anatomiye, teknikleri ve malzemeleri değerlendirmede yaygın olarak uygulanmıştır (Marciano et al, 2012).

3.1.1. Kök kanal morfolojisinin analizi

İyi bir kanal tedavisi yapabilmek için dişlerin karmaşık iç anatomisini kapsamlı bir şekilde anlamak zorunludur. Birçok dişte lateral kanallar, apikal dallanma, istmuslar ve C şeklinde kanallar gibi düzensizlikler vardır (Erpaçal et al., 2019; Şahin & Topuz, 2014; Vier-Pelisser et al., 2010).

Gelişimsel dental anomaliler gösteren dişlerin morfolojik incelemesi için daha ileri çalışmalar faydalı olacaktır. Özetle, mikro-CT ile görüntülemenin deneysel endodontide kök kanal morfolojisinin ileri analizi için yararlı bir yöntem olabileceği öngörülebilir (Gu, Zhang, Liao, & Fei, 2013; Yeri, 2015).

3.1.2. Kök kanal preparasyonunun değerlendirilmesi

Başarılı endodontik tedaviler birkaç etkene bağlıdır, bunların en önemlisi kanal preparasyonunun aşamasıdır. En iyi şekilde yapılan ilk preparasyon, mekanik debridman dahil olmak üzere tüm sonraki prosedürlerin etkinliği için önemlidir (Swain & Xue, 2009). Mikro-CT ile görüntüleme sonucunda, enstrümantasyon uygulanan kök kanalı yüzeylerindeki değişimler, oluşan transportasyon, kanal hacmi, kanal genişliği, kaldırılan dentin hacmi, preparasyon öncesi ve sonrası oluşan değişimler değerlendirilebilmektedir (Erpaçal et al., 2019; Keleş & Alçin, 2015; Yakıncı et al, 2016).

Bu yöntemle farklı kanal aletlerinin preparasyon üzerindeki etkisi değerlendirilebildiği gibi, farklı çaplardaki aynı tip eğelerin kullanımı sonucu oluşan değişiklikler de ortaya çıkarılabilir. Ayrıca, yeniden tedavi için eğelerin ve farklı kanal dolgu malzemelerinin etkisinin karşılaştırıldığı çalışmalar da mevcuttur (Erpaçal et al., 2019; Keleş & Alçin, 2015).

3.1.3. Sulama ve sert doku kalıntılarının birikmesi

Enstrümantasyon sırasında, sert doku kalıntılarının kök kanalındaki dallanma ve girintilere kadar uzanan boşlukları doldurduğu görülmüştür. Kalıntının yapıştığı alanları belirlemek için, hazırlamadan önce hava veya sıvı görünümüyle yumuşak dokuyu, ancak işlemten sonra radyoopaklığı gösteren mikro-CT ile vokseller belirlenmiştir. Böylece sert doku kalıntılarının birikimiyle karşılaşılabılır ve bu birikim üzerindeki irrigasyon solüsyonu türünün ve uygulanan yöntemlerin etkisi belirlenebilir (Paqué, Rechenberg & Zehnder, 2012). Ancak, yöntemin bir dezavantajı, nekrotik dokuların yumuşak doku kalıntılarıyla birlikte görülmemesidir. Ayrıca, sert doku kalıntıları dentinle benzer bir görünüm sunduğundan, preparasyon sırasında kanal duvarından çıkarıldıktan sonra tekrar kalıntıyla dolaşan vokseller ayırt edilemez (Paqué, Boessler & Zehnder, 2011). Bu yöntemler, irrigasyon solüsyonunun kök kanalı üzerindeki kimyasal etkilerini belirleyemese de, ulaşılan alanları görüntülemek için kontrast boya kullanan çalışmalar mevcuttur; ancak daha önceki bir çalışmada, irrigasyon solüsyonlarının yeniden tedavideki rolünün tartışmalı olduğu bulunmuştur (Keleş & Alçin, 2015; Rossi-Fedele & Ahmed, 2017).

Kök kanalındaki kalsiyum hidroksitin (CH) CanalBrush, Vibringe, lazerle aktive edilen irrigasyon (LAI), geleneksel şırınga irrigasyonu (CSI), XP-endo Finisher ve pasif ultrasonik irrigasyon (PUI) ile uzaklaştırılmasının etkinliğini karşılaştıran bir çalışmada mikro-CT kullanıldı. Sodyum hipoklorür solüsyonunun farklı cihazlarla aktivasyonunun kanalın apikal ve orta bölümlerindeki CH'nin uzaklaştırılmasına katkıda bulunduğu ve sırasıyla kanalın orta ve apikal üçte birlik kısımlarında PUI ve LAI yöntemleriyle daha iyi sonuçlar elde edildiği sonucuna varıldı (Göktürk et al, 2018).

Görüntüleme yöntemlerinin hiçbiri, tek bir görüntüde mikro yapı, işlev ve moleküler süreçler hakkında tüm bilgileri sağlamaz. Gerçekten de, her yöntemin tarayıcıları, organ mikro yapısının ve/veya işlevinin belirli bir yönünün görüntülenmesini optimize etmek için fiziğin belirli bir yönüne özel vurgu yapmalıdır. Sonuç olarak, bireysel CT görüntüsünün herhangi bir görüntüleme yöntemi için mümkün olan uygulamaların tam aralığını sağlaması olası değildir. Ancak, bu tür sınırlamalar genellikle mikro CT'nin başka bir görüntüleme yöntemiyle birlikte kullanılmasıyla hafifletilebilir ve böylece elde edilen görüntü verilerinin duyarlılığı ve/veya özgülüğü büyük ölçüde artırılabilir. Birden fazla yöntemin bu sinerjik kullanımının gerekli bir yönü, 3D anatominin doğru mekansal ve zamansal kaydının elde edilmesidir (Göktürk et al, 2018).

3.1.4. Kök kanalının doldurulmasının değerlendirilmesi

Endodontik tedavinin başarılı sayılabilmesi için, tüm boşluklara homojen adaptasyon gösteren, kök kanalını tamamen ve sızıntı olmadan kapatan 3D bir kanal dolgusu gereklidir. Kanal dolgu materyali ile dentin arasında veya homojen olarak doldurulamayan boşluklarda herhangi bir potansiyel mikro sızıntı, tedavi başarısı üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir. Mikro-CT, şu anda mikro sızıntı çalışmalarında kullanılacak en iyi yöntemdir (Keleş & Alçın, 2015; Kurt & Orhan, 2016). Kök kanal dolgularında kalan boşlukların incelenmesi için histolojik kesitler mikro-CT yöntemi ile karşılaştırıldığında güçlü bir korelasyon bulunmuştur. Ayrıca bu yöntemle isthmus bölgelerine ulaşan dolgu materyali ve dallanma belirlenebilmiştir. Mikro-CT ile görüntüler elde edildikten sonra bilgisayarda işlenerek boşluklar farklı yoğunluklarda kanal macunu, gutta perka veya farklı renklerle boyanabilir veya şeffaf hale getirilebilir (Keles, Ahmetoglu, & Uzun, 2014).

3.1.5. Tekrarlanan tedavi prosedürlerinden sonra kök kanalında kalan dolgu malzemesinin değerlendirilmesi

Epidemiyolojik çalışmalar, periradiküler radyolüsenli bir popülasyonda kök kanal dolgulu dişlerin >%40'ının endodontik enfeksiyonla uyumlu

olduğunu göstermiştir (Chen et al., 2007). Vakaların çoğunda tercih edilen tedavi kök kanal sisteminin ortograd boşaltılmasıydı. Kök kanal boşluğu, periradiküler iyileşme için daha uygun koşullar yaratma amacıyla dezenfekte edilir. Bu nedenle, mevcut kök kanal dolgusunun çıkarılması gerekir. Mikro-CT tahribatsız bir görüntüleme yöntemi olduğundan, çıkarma sırasında kanal alanının kademeli olarak genişlemesinin değerlendirilmesi için en uygun yöntemdir (Roggendorf et al., 2010; Şahin & Topuz, 2014). Bu şekilde, çıkarılan dentin miktarının ve kanal hacminin 3D değerlendirilmesi yapılabilmekte, ayrıca kanal dolgu materyalinin çıkarılmasında kullanılan aletin etkinliği görülebilmektedir (Erpaçal et al., 2019; Kurt & Orhan, 2016).

3.2. Ortodontik çalışmalar

Mikro-CT ortodontide, bölgedeki kemik gelişimini takip ederek değerlendirmek ve diş hareketi sırasında kemikte oluşan modifikasyonları saptamak amacıyla kullanılır (Mulder et al, 2006; Wang et al, 2018). Ayrıca ilaçların diş hareketi üzerindeki etkisini mikro-CT kullanarak saptayan çalışmalar da mevcuttur (Mena Laura et al., 2019).

3.3. Periodontolojik-Cerrahi operasyonlar

Diş hekimliğinde, çene kemiğinin çeşitli rahatsızlıklar ve hastalıklarla birlikte araştırılmasında, kemikte lezyon geliştiğinde veya cerrahi işlemler gerekliliğinde oluşan değişikliklerin değerlendirilmesinde bu yöntem oldukça faydalı olmaktadır (Blok et al, 2013; Rabelo et al., 2018). Kemik doku analizleri için gerekli örnek hazırlama ve örnek tutucunun mikro-CT ünitesi içerisinde konumlandırılması standartlaştırılmalıdır (Irie et al., 2018).

3.4. Restoratif Tedavi Uygulamaları

İnsan dişindeki mineral konsantrasyonunun analizi için ticari bir mikro-CT sistemi kullanan bir çalışmada, cihazın mine ve dentinde dıştan içe daha yüksek bir mineral içeriği belirleyebildiği gözlemlendi. Elde edilen veriler literatürle karşılaştırıldığında, mikro-CT'nin dişlerin mineral içeriğinin tespiti için oldukça uygun olduğu sonucuna varıldı (Clementino-Luedemann & Kunzelmann, 2006). Mine lezyonlarının mineral dağılımının karakterizasyonu ve mineral yoğunluğunun ölçülmesi için mikro-CT'nin tahribatsız ölçüm için etkili olduğu ve yüksek çözünürlük sağladığı gösterilmiştir (Shahmoradi & Swain, 2016).. Mikro-CT tekniğinin adaptasyonun ve diş kompozit arayüzünün yorumlanmasında daha etkili olmakta ve polimerizasyonda kompozitle restore edilen kaviteden gerçek ve tahribatsız 3D veri elde edilebilmektedir (Chiang et al, 2010).

4. Mikro-CT Cihazının Avantajları ve Dezavantajları

Mikro-CT tarayıcıları, tıbbi CT tarayıcılarına benzer şekilde çalışır; her iki yöntem de ilgili objeyi ışınlamak için x-ışını tüpü kullanır. Tüpün karşısında ışığa duyarlı detektörler ve detektöre ulaşan verileri işleyecek bir yazılım, yazılım sonrası işleme teknikleri (örneğin, değiştirilmiş filtrelenmiş geri projeksiyon) uygulandıktan sonra yorumlanabilir 3D veri seti üreterek emilmeyen foton sinyallerini kaydeden bir sistemden oluşmaktadır (Hutchinson et al., 2017).

İki ana yapı tasarımı ilkesi mevcuttur. Birincisi (bazen “mini odaklı CT” olarak adlandırılır) x ışını algılama kaynağı ve detektörlerin incelenen objenin etrafında dönen bir gantry üzerine monte edildiği tıbbi CT tarayıcılarına benzer bir sistem mevcuttur. Bu sistemlerde, normalde çözünürlük yeteneklerini sınırlayan sabit bir “radyasyon kaynağı-detektör” mesafesi vardır (yaklaşık 50-100 mikron voksel aralığı). İkinci tasarımda (endüstriyel uygulamalar ve çoğu ex vivo örnek için kullanılır) radyasyon kaynağı sabittir ve ilgili objenin incelenmesi sırasında ayarlanabilir, dönen bir platforma monte edilir. Bunun avantajı, bunun “radyasyon kaynağı-obje” ve “obje-detektör” mesafesinin ayarlanmasına izin vermesi ve gelişmiş çözünürlük sağlamasıdır (1 mikrondan daha az voksel elde edilebilir). Yüksek güçlü histolojiyle karşılaştırılabilir çözünürlük, yeterli büyütme ile elde edilebilir. Ayrıca, yüksek çözünürlüklü episkopik mikroskopi ve episkopik floresan görüntü yakalama için gerekli olan objenin diseksiyonunu veya emek yoğun uygulamaları gerektirmeyen izotropik 3D veri setinin ek bir faydası da vardır (Hutchinson et al., 2017).

Radyografik görüntüleme teknikleri arasında, mikro-CT, çürük araştırmasında doğrulama yöntemi olarak geleneksel CT görüntülerinden daha umut vadeden bir alternatif olma potansiyeline sahiptir. Genel olarak, mikro-CT, tıbbi teşhislerde kullanılan iyi bilinen bilgisayarlı aksiyel tomografi yönteminin minyatürleştirilmiş bir versiyonudur, ancak mikrometre mertebesinde önemli ölçüde daha yüksek bir çözünürlükte çalışır. Eşlik eden yüksek radyasyon dozu, şu anda kullanımını laboratuvar çalışmalarıyla sınırlamaktadır (Boca et al., 2017; Davis & Wong, 1996; Elliott et al., 1994). Mikro-CT görüntüleme, daha fazla bilgisayar işlemi kullanılarak üç boyutlu görüntülere yeniden birleştirilebilen enine kesit dilimlerinin çıkarılmasına olanak tanır. Mineral kaybının derecesini görüntüleyerek, mikro-CT dolaylı bir demineralizasyon göstergesi olarak tarihsel CT kesitlerindeki renk değişikliklerinin yorumlanmasından daha objektif bir şekilde çürük lezyonunun gerçek kapsamının belirlenmesine olanak tanıyabilir (Boca et al., 2017; Kidd, Joyston-Bechal, & Beighton, 1993).

Klinik CT tarayıcıları genellikle 1 mm³ hacimli voksellerden oluşan görüntüler üretirken, 1980'li yıllarda geliştirilen ve 5-50 µm arasında vokseller üreten, x-ışını mikro-CT sistemleri çok daha iyi bir mekansal çözünürlüğe sahiptir (Swain & Xue, 2009). Mikro-CT'de örnek olarak, genellikle sabit bir x-ışını kaynağı ve x-ışını görüntüleme içeren bir sistemde, dikey bir eksen etrafında döndürülerek taranır (Sasov & Van Dyck, 1998).

Mikro-CT ile klinik CT cihazları arasında iki ana fark vardır. Birincisi; tıbbi CT'de x-ışını kaynak ve detektör sistemi hastanın etrafında döndürülür, bu da mekanik titreşim oluşmasına sebep olur. Ancak mikro-CT'de x-ışını kaynağı ve detektörü genellikle sabittir, obje ise kendi eksen etrafında döndürülür; böylece titreşim azalır ve daha iyi çözünürlük sağlanır. İkincisi; klinik çalışmalarda 1 mm olan x-ışını kaynak boyutu mikro-CT'de 5-10 µm'dir. Daha küçük kaynak yarı gölgeyi azaltır ve projeksiyon keskinliğini artırır. Objeyi x-ışını kaynağına yakın bir yere yerleştirip objenin başlangıçtaki büyütmesini artırmak mümkündür, bu da çözünürlüğü artıracaktır. Optik görüntüler kullanılarak gerçek büyütme sağlandığından çok küçük detaylar bile net görülebilir; bu durumda 1 µm'den daha küçük detaylara varan görüntü oluşturmak mümkün hale gelmektedir (Sasov & Van Dyck, 1998). Mikro-CT ve CT, geleneksel in vitro görüntüleme tekniklerine göre önemli avantajlara sahiptir. Geleneksel optik veya elektron mikroskobu ile bir obje üzerinden veya ince kesitlerinden alınan iki boyutlu görüntüler, üç boyutlu bir yapısal modele dönüştürülebilir (Lyroudia, Nikolaidis, Pitas, Zervas, & Palakidis, 1993). Ancak çoğu durumda, iki boyutlu bilgilere dayanarak üç boyutlu bir objenin orijinal yapısı hakkında bir sonuca varmak mümkün değildir. Ayrıca, bu yöntem hem zahmetli hem de zaman alıcıdır ve objenin enine kesitleri arasındaki mesafe bilgisinin kaybolması nedeniyle çok güvenilir değildir. Son zamanlarda, mikro-CT endodontik araştırmalarda umut vadeden bir yöntem olarak ortaya çıkmıştır. Mikro-CT kullanılarak hacim ve yüzey alanı gibi temel parametreler ve yapı modeli indeksi (Structure Model Index-SMI) ve kanal şekli ile kalınlığı gibi ek tanımlayıcılar ölçülebilir (Swain & Xue, 2009). Ancak, mikro-CT ile taranıp üç boyutlu modelinin oluşturulmasının uzun sürmesi ve tekniğin pahalı olması, çalışmalarda örnek sayısının az olmasına yol açan bir dezavantajdır (Keleş & Alçın, 2015).

Mikro-CT'nin başlıca avantaj ve dezavantajlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

Mikro-CT hem mineralize olmuş sert dokuların hem de yumuşak doku ve materyallerin görüntülenmesine imkan tanır (Şahin & Topuz, 2014; Yakıncı et al., 2016). En önemli avantajı kullanılan objelerin zarar görmemesi ve ölçümlerin tekrarlanabilmesidir (Erpaçal et al., 2019).

Karşılaştırmalı araştırmalarda mikro-CT kullanımı, mevcut tedavi tekniklerinin göreceli üstünlüğü ve en iyi uygulamaların ve klinik tedavi kılavuzlarının ortaya çıkışı hakkında da fikir verebilir. Ayrıca, tüm eğitim düzeylerindeki diş hekimliği öğrencileri için yeni eğitim yaklaşımları geliştirmeye yardımcı olabilir (Mirfendereski & Peters, 2012). Hayvan in vivo çalışmaları, mikro-CT görüntülemenin histolojik yöntemlerle karşılaştırılabilir sonuçlar üreten hızlı, tekrarlanabilir ve noninvaziv bir yöntem olduğunu göstermiştir (Grande et al., 2012).

Mikro-CT görüntüleme, incelenecek objeye fiziksel bir şekilde zarar vermez; bu, aynı objenin deneylerden önce veya sonra karşılaştırılmasına imkan tanıyan tekrarlı taramalarla mümkündür. Diğer yıkıcı yöntemler yerine bu yöntemi kullanırken, kullanılan objeyi elde etmenin zorluğu sorun değildir (Huysmans & Longbottom, 2004).

Mikro-CT teknolojisinde tarama ve yeniden yapılandırma nispeten uzun sürer ve bilgisayarda tecrübe gerektirir ve diğer yöntemlere kıyasla pahalıdır. Ayrıca, yüksek radyasyon dozları mikro-CT'nin kliniklerde kullanılmasını engellemektedir (Park, Bae, Chang, & Shon, 2011).

Ticari olarak temin edilebilen masaüstü XMT (x-ışını mikrotomografi) sistemleri, ışın sertleşmesi nedeniyle bilgi kaybıyla tarama yapan polikromatik x-ışını kaynakları kullanır. Projeksiyon alanındaki saçılmanın, objenin kesit görüntüsünün kenarında daha yüksek bir parlaklığa neden olması mümkündür (kupalama eserleri) (Mirfendereski & Peters, 2012).

Kaynaklar

- Badea, C. T. (2018). Small animal X-ray computed tomography. *Handbook of X-ray imaging: Physics and technology*.
- Çetinsoy, E., & Yazıcıoğlu, O. (2021). Dijital Teknolojinin Çürük Teşhisinde Kullanımı ve Başarısı. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı, Bitirme Tezi, İstanbul.
- Bjørndal, L., Carlsen, O., Thuesen, G., Darvann, T., & Kreiborg, S. (1999). External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography. *International endodontic journal*, 32(1), 3-9.
- Blok, Y., Gravesteijn, F., Van Ruijven, L., & Koolstra, J. (2013). Micro-architecture and mineralization of the human alveolar bone obtained with microCT. *Archives of oral biology*, 58(6), 621-627.
- Boca, C., Truyen, B., Henin, L., Schulte, A. G., Stachniss, V., De Clerck, N., . . . Bottenberg, P. (2017). Comparison of micro-CT imaging and histology for approximal caries detection. *Scientific Reports*, 7(1), 6680.
- Bookstein, F. L. (1983). The geometry of craniofacial growth invariants. *American journal of orthodontics*, 83(3), 221-234.
- Cavanaugh, D., Johnson, E., Price, R. E., Kurie, J., Travis, E. L., & Cody, D. D. (2004). In vivo respiratory-gated micro-CT imaging in small-animal oncology models. *Molecular imaging*, 3(1), 15353500200403184.
- Chen, C.-Y., Hasselgren, G., Serman, N., Elkind, M. S., Desvarieux, M., & Engbretson, S. P. (2007). Prevalence and quality of endodontic treatment in the Northern Manhattan elderly. *Journal of Endodontics*, 33(3), 230-234.
- Chiang, Y.-C., Hickel, R., Lin, C.-P., & Kunzelmann, K.-H. (2010). Shrinkage vector determination of dental composite by μ CT images. *Composites Science and Technology*, 70(6), 989-994.
- Clementino-Luedemann, T. N. R., & Kunzelmann, K.-H. (2006). Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. *Dental materials journal*, 25(1), 113-119.
- Davis, G. R., & Wong, F. S. (1996). X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiological measurement*, 17(3), 121.
- De Santis, R., Mollica, F., Prisco, D., Rengo, S., Ambrosio, L., & Nicolais, L. (2005). A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials*, 26(3), 257-270.
- Dowker, S. E., Davis, G. R., & Elliott, J. C. (1997). X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 83(4), 510-516.

- Elliott, J., Anderson, P., Gao, X., Wong, F., Davis, G., & Dowker, S. (1994). Application of scanning microradiography and X-ray microtomography to studies of bones and teeth. *Journal of X-ray Science and Technology*, 4(2), 102-117.
- Elliott, J., Davis, G., & Dover, S. (2008). *X-ray microtomography: Past and present*. Paper presented at the Developments in X-Ray Tomography VI.
- Elliott, J., & Dover, S. (1984). Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15 μm determined by x-ray microtomography. *Metabolic Bone Disease and Related Research*, 5(5), 219-221.
- Er, F. (2013). Farklı Çürük Teşhis Yöntemlerinin Aproximal Çürüklerde İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Restoratif Diş Tedavisi Programı Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Lefkoşa, KKTC.*
- Erpaçal, B., Adıgüzel, Ö., & Cangül, S. (2019). The use of micro-computed tomography in dental applications. *International Dental Research*, 9(2), 78-91.
- Feldkamp, L. A., Davis, L. C., & Kress, J. W. (1984). Practical cone-beam algorithm. *Josa a*, 1(6), 612-619.
- Gambill, J. M., Alder, M., & del Rio, C. E. (1996). Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of Endodontics*, 22(7), 369-375.
- Göktürk, H., Ozkocak, I., Buyukgebiz, F., & Demir, O. (2018). Effectiveness of various irrigation protocols in removing calcium hydroxide from root canals.
- Görgen, V. A., Güler, Ç., & Kızılcı, E. (2014). Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi CBCT. *Annals of Health Sciences Research*, 3(2), 36-40.
- Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., Testarelli, L., D'Ambrosio, F., Pecci, R., & Bedini, R. (2012). Present and future in the use of micro-CT scanner 3D analysis for the study of dental and root canal morphology. *Annali dell'Istituto superiore di sanita*, 48, 26-34.
- Gu, Y.-c., Zhang, Y.-p., Liao, Z.-g., & Fei, X.-d. (2013). A micro-computed tomographic analysis of wall thickness of C-shaped canals in mandibular first premolars. *Journal of Endodontics*, 39(8), 973-976.
- Hajeer, M. Y., Millett, D., Ayoub, A., & Siebert, J. (2004). Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. *Journal of orthodontics*, 31(1), 62-70.
- Harrel, S. K., & Nunn, M. E. (2001). The effect of occlusal discrepancies on periodontitis. II. Relationship of occlusal treatment to the progression of periodontal disease. *Journal of Periodontology*, 72(4), 495-505.
- Hutchinson, J. C., Shelmerdine, S. C., Simcock, I. C., Sebire, N. J., & Arthurs, O. J. (2017). Early clinical applications for imaging at microscopic deta-

- il: microfocus computed tomography (micro-CT). *The British journal of radiology*, 90(1075), 20170113.
- Huysmans, M.-C., & Longbottom, C. (2004). The challenges of validating diagnostic methods and selecting appropriate gold standards. *Journal of dental research*, 83(1_suppl), 48-52.
- Iglauer, S., & Lebedev, M. (2018). High pressure-elevated temperature x-ray micro-computed tomography for subsurface applications. *Advances in Colloid and Interface Science*, 256, 393-410.
- Iric, M. S., Rabelo, G. D., Spin-Neto, R., Dechichi, P., Borges, J. S., & Soares, P. B. F. (2018). Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry. *Brazilian dental journal*, 29(3), 227-238.
- Kachelrieß, M. (2008). Micro-ct. *Molecular Imaging I*, 23-52.
- Kamburoğlu, K., Kurt, H., Kolsuz, E., Öztaş, B., Tatar, I., & Çelik, H. H. (2011). Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. *Journal of digital imaging*, 24, 804-813.
- Keles, A., Ahmetoglu, F., & Uzun, I. (2014). Quality of different gutta-percha techniques when filling experimental internal resorptive cavities: A micro-computed tomography study. *Australian Endodontic Journal*, 40(3), 131-135.
- Keleş, A., & Alçın, H. (2015). Mikro Bilgisayarlı Tomografi ve Endodontik Araştırmalardaki Yeri. *Türkiye Klinikleri Journal of Endodontics*, 1, 32-39.
- Kidd, E., Joyston-Bechal, S., & Beighton, D. (1993). Microbiological validation of assessments of caries activity during cavity preparation. *Caries Research*, 27(5), 402-408.
- Kong, M., Chen, X. G., Xing, K., & Park, H. J. (2010). Antimicrobial properties of chitosan and mode of action: a state of the art review. *International journal of food microbiology*, 144(1), 51-63.
- Kuhn, J., Goldstein, S., Feldkamp, L., Goulet, R., & Jesion, G. (1990). Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *Journal of orthopaedic research*, 8(6), 833-842.
- KURT, M. H., & ORHAN, K. (2016). Dış hekimliğinde mikro-bilgisayarlı tomografi kullanımı. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*, 2(1), 14-21.
- Lyroudia, K., Nikolaidis, N., Pitas, I., Zervas, P., & Palakidis, K. (1993). Computerized three-dimensional reconstruction: A method to study pulpal vessels and nerves. *Journal of Endodontics*, 19(12), 604-608. doi:[https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80274-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80274-8)
- Marciano, M., Duarte, M., Ordinola-Zapata, R., Del Carpio-Perochena, A., Cavenago, B., Villas-Bôas, M., . . . Moraes, I. (2012). Applications of micro-computed tomography in endodontic research. *Current microscopy*

- contributions to advances in science and technology. Badajoz, Spain: Formatex research center, p782-788.*
- Mena Laura, E. E., Cestari, T. M., Almeida, R., Pereira, D. S., Taga, R., Garlet, G. P., & Assis, G. F. (2019). Metformin as an add-on to insulin improves periodontal response during orthodontic tooth movement in type 1 diabetic rats. *Journal of Periodontology, 90*(8), 920-931.
- Mirfendereski, M., & Peters, O. (2012). Micro-Computed Tomography in Endodontic Research. *Endodontic Radiology, 278-284.*
- Mulder, L., Koolstra, J. H., de Jonge, H. W., & van Eijden, T. M. (2006). Architecture and mineralization of developing cortical and trabecular bone of the mandible. *Anatomy and embryology, 211*, 71-78.
- Müller, R., & Rüeegsegger, P. (1997). Micro-tomographic imaging for the non-destructive evaluation of trabecular bone architecture. *Bone research in biomechanics, 61-79.*
- Nur, S., Şahmaran, T., Serindere, G. (2021). Diş Hekimliğinde İntrooral Radyografi Teknikleri, Sağlık Bilimleri Güncel Araştırmalar ve Yeni Eğilimler-3, İvpe yayın evi, Cetinje, Montenegro, 356-368.
- Nur, S. and Şahmaran, T. (2022). Dental Volumetrik Tomografi-Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, Editör : Doç.Dr. Dilek Atik, Sağlık Bilimlerinde Yeni Trendler-III, Duvar yayın evi, Yeni Mahalle, Ankara, 279-295.
- Oi, T., Saka, H., & Ide, Y. (2004). Three-dimensional observation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro-CT. *International endodontic journal, 37*(1), 46-51.
- Orhan, K. (2020). *Micro-computed Tomography (micro-CT) in Medicine and Engineering*. Retrieved from
- Paqué, F., Boessler, C., & Zehnder, M. (2011). Accumulated hard tissue debris levels in mesial roots of mandibular molars after sequential irrigation steps. *International endodontic journal, 44*(2), 148-153.
- Paqué, F., Rechenberg, D.-K., & Zehnder, M. (2012). Reduction of hard-tissue debris accumulation during rotary root canal instrumentation by etidronic acid in a sodium hypochlorite irrigant. *Journal of Endodontics, 38*(5), 692-695.
- Park, Y.-S., Bae, K.-H., Chang, J., & Shon, W.-J. (2011). Theory of X-ray microcomputed tomography in dental research: application for the caries research. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry, 36*(2), 98-107.
- Rabelo, G. D., Coutinho-Camillo, C., Kowalski, L. P., Portero-Muzy, N., Roux, J.-P., Chavassieux, P., & Alves, F. A. (2018). Evaluation of cortical mandibular bone in patients with oral squamous cell carcinoma. *Clinical oral investigations, 22*, 783-790.

- Rhodes, J., Ford, T. P., Lynch, J., Liepins, P., & Curtis, R. (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *International endodontic journal*, 32(3), 165-170.
- Ritman, E. L. (2004). Micro-Computed Tomography—Current Status and Developments. *Annual review of biomedical engineering*, 6(Volume 6, 2004), 185-208. doi:https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140130
- Ritman, E. L. (2011). Current status of developments and applications of micro-CT. *Annual review of biomedical engineering*, 13(1), 531-552.
- Roggendorf, M., Legner, M., Ebert, J., Fillery, E., Frankenberger, R., & Friedman, S. (2010). Micro-CT evaluation of residual material in canals filled with Activ GP or GuttaFlow following removal with NiTi instruments. *International endodontic journal*, 43(3), 200-209.
- Rossi-Fedele, G., & Ahmed, H. M. A. (2017). Assessment of root canal filling removal effectiveness using micro-computed tomography: a systematic review. *Journal of Endodontics*, 43(4), 520-526.
- Sasov, A., & Van Dyck, D. (1998). Desktop X-ray microscopy and microtomography. *J Microsc*, 191(Pt 2), 151-158.
- Schambach, S. J., Bag, S., Schilling, L., Groden, C., & Brockmann, M. A. (2010). Application of micro-CT in small animal imaging. *Methods*, 50(1), 2-13.
- Schwass, D., Swain, M., Purton, D., & Leichter, J. (2009). A system of calibrating microtomography for use in caries research. *Caries Research*, 43(4), 314-321.
- Shahmoradi, M., & Swain, M. V. (2016). Quantitative characterization and micro-CT mineral mapping of natural fissural enamel lesions. *Journal of dentistry*, 46, 23-29.
- Sharma, K. S., Gong, H., Ghasemalizadeh, O., Yu, H., Wang, G., & Cao, G. (2014). Interior micro-CT with an offset detector. *Med Phys*, 41(6Part1), 061915.
- Smith, N. B., & Webb, A. (2010). *Introduction to medical imaging: physics, engineering and clinical applications*: Cambridge university press.
- Spoor, C. F., Zonneveld, F. W., & Macho, G. A. (1993). Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. *American journal of physical anthropology*, 91(4), 469-484.
- Swain, M. V., & Xue, J. (2009). State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *International Journal of Oral Science*, 1(4), 177-188. doi:10.4248/IJOS09031
- Şahin, F. Ü., & Topuz, Ö. (2014). Diş hekimliği araştırmalarında mikrobilgisayarlı tomografi uygulamaları. *Acta Odontologica Turcica*, 31(2), 114-120.

- Vannier, M. W., Hildebolt, C. F., Conover, G., Knapp, R. H., Yokoyama-Crothers, N., & Wang, G. (1997). Three-dimensional dental imaging by spiral CT: A progress report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *84*(5), 561-570.
- Verdonschot, N., Fennis, W. M., Kuijs, R. H., Stolk, J., Kreulen, C. M., & Creugers, N. H. (2001). Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *International Journal of Prosthodontics*, *14*(4).
- Vier-Pelisser, F. V., Dummer, P. M., Bryant, S., Marca, C., Só, M. V. R., & Figueiredo, J. A. P. d. (2010). The anatomy of the root canal system of three-rooted maxillary premolars analysed using high-resolution computed tomography. *International endodontic journal*, *43*(12), 1122-1131.
- Wang, C., Cao, L., Yang, C., & Fan, Y. (2018). A Novel Method to Quantify Longitudinal Orthodontic Bone Changes with In Vivo Micro-CT Data. *Journal of healthcare engineering*, *2018*(1), 1651097.
- Yakıncı, M., Onar, K., Depci, T., Orhan, K., & Turan, C. (2016). Importance of micro-computed tomography (Micro-CT) in health, science and engineering sciences. *J Biomed Clin Eng*, *81*, 334-336.
- Yeri, E. A. (2015). Mikro bilgisayarlı tomografi ve endodontik araştırmalardaki yeri. *Türkiye Klinikleri J Endod-Special Topics*, *1*(3), 32-39.

Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi Teknikleri ve Uygulamaları

Serap Çatlı Dinç¹

Özet

Tedavi bölgesinin anatomisinin tedavi boyunca değişmeden kaldığı varsayıldığında, tedavi planı genellikle başlangıçta bir kez hesaplanır ve tüm tedavi boyunca aynı plan kullanılır. Ancak tümörün şekli ve konumunda günlük değişiklikler olabilir. Örneğin, tümörde küçülme veya büyüme, anatomik boşluklar veya boşluklar bulunan organların doldurulmasında farklılıklar, organların hareketleri, tedavi sırasında hastanın ağırlığında değişiklikler veya tümörde oluşabilecek hipoksik değişiklikler nedeniyle farklılıklar olabilir. Bu farklılıklar, tümöre ve risk altındaki organa verilmesi planlanan dozlarda değişikliklere neden olabilir. Konvansiyonel radyoterapide (RT), anatomik değişiklikleri hesaba katmak için hedef hacmin etrafında rutin olarak bir güvenlik marjı tanımlanıyordu. Sonuç olarak, marjlar arttıkça radyasyona maruz kalan normal doku hacmi artmakta ve dolayısıyla yan etkiler de artmaktadır.

Günümüz radyoterapisinde, yüksek radyoterapi dozlarına maruz kalan hacmin azaltılması ve buna bağlı olarak radyasyona bağlı normal doku toksisitesinin azaltılmasına verilen önem artmıştır. Şu anda, bu hedefleri kusursuz bir şekilde gerçekleştiren çeşitli teknikler geliştirilmiştir, ancak bunların hepsinin sınırlamaları vardır.

Bu bölümde, radyoterapide görüntü rehberliği kavramı, mevcut teknikleri ve bunların beklenen faydaları anlatılmaktadır.

1. Giriş

Radyasyon onkolojisi, kanser ve bazı benign hastalıkları, çeşitli enerji ve tipteki iyonize radyasyonu kullanarak tedavi etmeyi amaçlayan dahili bir bilim dalıdır. Radyoterapi de amaç, tümöre maksimum dozu verirken,

1 Doç. Dr., Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.D. serapcatli@hotmail.com Orcid no: 0000-0003-1121-3119

normal dokuyu korumaktır. Yeni teknolojik cihazlarla artan tümör dozu ile tümör kontrolü de artarken, normal doku toksisitesi de azalmıştır. Ancak bu tekniklerin uygulanmasında çok dikkat edilmesi gereken iki nokta vardır;

- tedavi bölgesindeki hareketleri ve set-up hatalarını önemsemek
- planlanan ve uygulanan dozun eşit dağılımını sağlamak

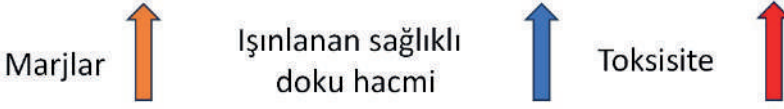
Radyoterapide, tedavi edilecek hacim genelde hasta yüzeyinde bulunmadığından ve buna bağlı olarak inceleme ve görsel doğrulama mümkün olmadığından, tedavi planlaması ve uygulaması için her zaman görüntülemeye ihtiyaç duyulmuştur. Geleneksel radyoterapi uygulamalarında tedavi edilecek bölgeler, hasta üzerinde işaretlenmekte, port film veya floroskopik cihazlar ile radyolojik görüntüleme yapılmaktadır.

Genel olarak, radyoterapide görüntüleme iki önemli role sahiptir:

- a) Kontrastlı bilgisayarlı tomografi (CECT) taramaları, manyetik rezonans görüntüleme (MRI), pozitron emisyon tomografisi (PET) taramaları ve anjiyografi gibi gelişmiş görüntüleme teknikleri, hedefin kesin olarak tanımlanması için kullanılan ve böylece izosentrik veya izosentrik olmayan geometride şekillendirilmiş ışınlarla hassas ve doğru tedavi planlamasına olanak tanıyan üç boyutlu (3B) yapısal ve biyolojik bilgi elde eder.
- b) “Oda içi” görüntüleme yöntemleri (düzlemsel, hacimsel, video veya ultrason tabanlı), hedefin konumu ve hareketi hakkında periyodik bilgi elde eder (aynı seans içinde veya ardışık seanslar arasında), bunu referans görüntülemeyle karşılaştırır ve set-up’ını düzeltmek ve hedef lokalizasyonunu optimize etmek için geri bildirimde bulunur. Ayrıca sonraki tedavi seanslarının tümör yanıtına göre uyarlanmasına yardımcı olabilecek geri bildirim sağlama potansiyeline de sahiptirler.

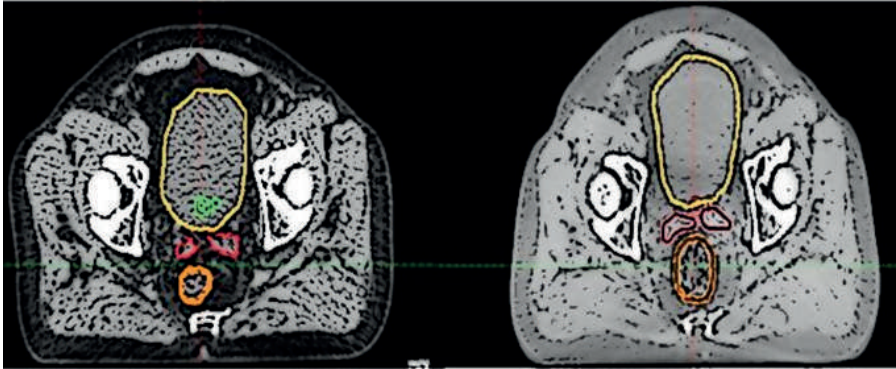
Daha spesifik olarak, günümüzün modern radyoterapisi, “oda içi” görüntüleme ile yapılan bu uygulamayı “görüntü rehberliğinde radyasyon terapisi” (IGRT) olarak kabul etmektedir.

Konvansiyonel radyoterapide, anatomik değişiklikleri hesaba katmak için hedef hacmin etrafında rutin olarak bir güvenlik marjı tanımlanıyordu (ICRU 50, 1993). Sonuç olarak, marjlar arttıkça radyasyona maruz kalan normal doku hacmi artmakta ve dolayısıyla yan etkiler de artmaktadır. Ayrıca, tedavi hacmi arttıkça ışınlanmış normal doku hacmi artarken, bu durum tümör dozunun daha yüksek radyasyon dozuyla sınırlı kalmasına neden oldu (Witte ve ark., 2017). Sonuç olarak, yüksek ışınlanmış normal doku, toksisiteye neden oldu (Şekil 1).



Şekil 1. Normal doku toksisitesinin şematik gösterimi

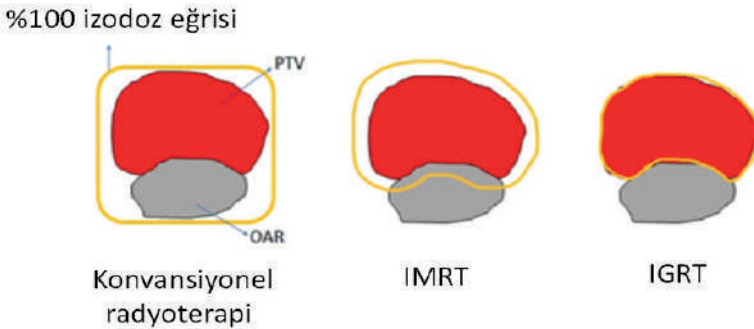
Bu sorun, hedef etrafındaki hızlı doz düşüşü ile normal dokuları koruyarak yoğunluk modülasyonlu RT (IMRT) ile çözülmüştür. Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT), hacimsel ayarlı ark tedavisi (VMAT), stereotaktik radyocerrahi (SRS) veya stereotaktik radyoterapi (SRT) gibi modern radyoterapi teknikleri, hedef hacimlerin etrafındaki güvenlik marjını azaltmaya yardımcı olur, böylece tümörü yok etmek için tanımlanan dozlardan ödün vermeden normal dokular korunmuş olur. Bununla birlikte, fraksiyone radyoterapinin uygulanması sırasında hem belirli bir fraksiyon sırasında hem de ardışık fraksiyonlar arasında hedef hacimlerin konumunun doğru bir şekilde tanımlanması zordur. Kalp atışları veya peristaltik hareketler, tedavi sırasında organa ve bölgeye özgü meydana gelen solunum, hedef hacmi tedavi etmeyi zorlaştırmaktadır (Şekil 2). Dolayısıyla bu belirsizliklerin ölçülmesi, izlenmesi ve düzeltilmesine yönelik stratejilerin geliştirilmesi ve uygulanması gerekmektedir. Bu durum, akciğerde solunum hareketleri, tümörün küçülmesi, yer değiştirmesi, atelektazi varlığı, baş ve boyun tümörünün zamanla küçülmesi, kaybolması, ciddi kontur değişimi, memede günlük pozisyonel değişim, pelvisde peristaltizm, ani gaz geçişleri ve mesane ve rektum doluluğuyla ilgili iç organ hareketlerinin değerlendirilmesine ve düzeltilmesine olanak tanıyan çeşitli oda içi görüntüleme teknolojilerinin gelişmesine yol açmıştır.



Şekil 2. Radyoterapi sırasında yaşanan anatomik değişiklikler

2. IGRT Kavramı

Ameliyatı yapan cerrahların hedeflerini doğrudan görebilmeleri, tedavideki belirsizlikleri ortadan kaldırmaktadır. Radyoterapi, benzer hedeflere ulaşmayı amaçlayan lokal bir tedavi olmasına rağmen varsayımlara dayanması nedeniyle belirsizliklere neden olabilmektedir. Simülasyonda elde edilen 3 boyutlu görüntü veri seti, tümörün, normal yapılarla ilişkisinin ve hastanın belirli bir zaman noktasındaki şekli ve pozisyonunun anlık görüntüsüdür ve doz hesaplamasında kullanılır. Planlama aşamasında, tümörün etrafındaki mikroskobik yayılımı tanımlamak için klinik hedef hacim (CTV) marjları ve iç organ hareketinin beklenen aralığını ve setup hatalarını da içerecek şekilde planlanan hedef hacim (PTV) marjları ile ilgili olarak önceki deneyimlere ve literatüre dayalı çok sayıda varsayım kullanılmaktadır. Tedavi daha sonra, tüm bu varsayımların herhangi bir hasta için günlük tedavi seansları boyunca geçerli olacağı inancıyla gerçekleştirilir. Ayrıca, hastanın ve tümör anatomisinin ve lokalizasyonunun, simülasyondan tedavi sonuna kadar değişmeden kalacağı düşünülmektedir. Bununla birlikte, planlama sistemindeki CT veri setinde hesaplanan dozun, her bir fraksiyonda veya radyasyon tedavisi boyunca verilen dozla eşleştiği varsayımı büyük ölçüde hatalıdır. Ayrıca, iç organlar ve hedefler, solunum ve peristaltizm ile hareket eder ve statik bir görüntü veri kümesi üzerinde yapılan radyoterapi planlaması, bu hareketten kaynaklanan hataları hesaba katamaz. Tüm bu varsayımların CTV'deki doz dağılımını tehlikeye atmaması için daha geniş PTV marjları verilir. Bu durum ışınlanan hacim içerisine büyük miktarda normal dokunun dahil olmasına neden olur. IGRT, tedavi süreci boyunca bu bilgilerin düzenli olarak seri “anlık görüntüler” şeklinde yakalanmasını sağlayan bir yöntem sunar ve radyasyonun doğru ve kesin bir şekilde verildiğinin doğrulanmasının bir yoludur. Basitçe ifade etmek gerekirse, IGRT, görüntü kılavuzluğunda tümöre istenilen dozu verirken, normal dokunun en az etkilenmesini sağlar (Şekil 3) (Dawson, 2007).



Şekil 3. IGRT yöntemine geçiş yapıldığında, %100 lük izodoz eğrisinin sadece hedef volümü kapsadığı alanın şematik gösterimi

IGRT, anatomideki değişiklikleri saptayarak, başlangıç planından sapmaların belirlendiği ve bu bilginin dozimetrik varsayımları güncellemek için kullanıldığı bir yöntem sağlar. Ancak, IGRT ile sadece organ hareketi ve set-up hatası düzeltilebilirken, büyük anatomik değişimin olduğu durumlarda bu yöntem yeterli olmayabilir (Şekil 4).

Yine IGRT, tedavi planlamasını ve bunun sonucu olarak da hastaya verilen dozdaki potansiyel değişimleri içermemektedir. Böylece adaptif radyoterapi (ART) ihtiyacı doğmuştur. ART'nin amacı, tedavi sürecindeki bu değişimleri ölçerek planın yeniden adaptasyonu ile verilen doz dağılımını planlanan optimal doz dağılımına eşit hale getirmektir. Nihai amaç, tedaviyi amaçlanan tedaviyle aynı yolda tutmak için günlük değişiklikleri yeniden değerlendirmek ve bazı durumlarda yeniden tanımlamaktır. Gelecekteki uygulamalar, etkiyi en üst düzeye çıkarmak veya yan etkileri azaltmak için doz titrasyonunu içerebilir.



Şekil 4. Tümördeki küçülmeye bağlı olarak, son fraksiyonda bollaşan maske ve tedavi alanı dışında kalan alt boyun

3. Hatalar ve Marjlar

Radyoterapi uygulamasındaki hata, amaçlanan veya planlanan tedaviden herhangi bir sapma olarak tanımlanır. Radyoterapi uygulamalarının doğasında yüksek düzeyde belirsizlik vardır ve bunlar tedavi ünitesi parametreleriyle ilgili mekanik belirsizlikler, örneğin masa ve gantry hareketi, hastanın tedavi süresince rahat bir pozisyonda yatabilme ve iş birliği yapabilme becerisiyle ilgili belirsizlikler, hedefin pozisyonu ve hareketiyle ilgili geometrik belirsizlikler ve dozimetrik belirsizlikler şeklinde olabilir. IGRT, intrafraksiyonel veya interfraksiyonel olabilen geometrik belirsizliklerle ilgilenir. Bu belirsizlikler, sistematik ve rastgele hataların birleşiminin bir sonucu olabilir.

Sistematik hata, esas itibariyle bir tedavi hazırlama hatasıdır ve konumlandırma, simülasyon veya hedef belirleme süreci sırasında zincire dahil edilir. Bu hata düzeltilmediği takdirde tüm tedavi fraksiyonlarını eşit olarak etkileyecektir. Öte yandan rastgele bir hata, bir tedavi uygulama hatasıdır, tahmin edilemez ve her fraksiyonda değişiklik gösterir. Bu hataları hesaba katmak için CTV'ye marjlar eklenir. Bu marjlar, CTV etrafındaki geometrik genişlemelerdir ve beklenen hatalara bağlı olarak tüm boyutlarda aynı olmayabilir. ICRU 62, PTV'nin CTV etrafındaki genişlemesini iki faktörün bir bileşimi olarak tanımlar: dahili hedef hareketi (dahili marj) ve set-up varyasyonları (set-up marjı) (ICRU 62, 2002). Belirli bir tedavi alanı için belirli bir set-up'da gözlemlenen sistematik ve rastgele hatalara bağlı olarak, literatürde PTV marjlarının hesaplanmasına yönelik çeşitli öneriler mevcuttur. Terapötik oranı artırmak için, bu marjları azaltmak amacıyla bir dizi düzeltme stratejisi uygulanabilir ve bunlar arasında fraksiyonlar arası hataların çevrimiçi veya çevrimdışı düzeltilmesi veya fraksiyon içi hareketin gerçek zamanlı düzeltilmesi yer alabilir. Organ hareketinin izlenmesi ve düzeltilmesi, iç marjın azaltılmasına yardımcı olurken, konumlandırmanın doğruluğunun artırılması set-up marjlarını azaltır ve böylece gerekli PTV marjını düşürür.

4. Çevrimdışı ve Çevrimiçi Düzeltmeler

Çevrimdışı ve çevrimiçi IGRT düzeltme stratejileri, doğrulama yapılırken hastanın tedavi masasında olup olmadığını ve düzeltmenin aynı seansta mı yoksa sonraki seanslarda mı uygulanacağını ifade eder.

Çevrimdışı stratejide görüntüler, tedaviden önce alınır ve daha sonraki bir zamanda referans görüntüyle eşleştirilir. Bu strateji, bireysel sistematik set-up hatasını tespit ederek azaltmayı amaçlamaktadır. Aynı protokol altında tedavi edilen diğer hastaların set-up verileriyle birleştirildiğinde, o kurumdaki o tedaviye ait popülasyon standart hatanın tanımlanmasına yardımcı olur.

Öte yandan çevrimiçi strateji, görüntülerin elde edilmesini, bunların doğrulanmasını ve günlük tedaviden önce düzeltilmesini içerir. Hem rastgele hem de sistematik hataları azaltmayı amaçlamaktadır. Tedavi bölgesi ve beklenen hata büyüklüğü, çevrimiçi görüntüleme sıklığını belirleyebilir. Büyük günlük değişimlerin beklendiği (karın, pelvis ve toraks) veya hafif değişimlerin olduğu komşu kritik yapılar (paraspinal tümörler, optik yapılarla yakın intrakraniyal tümörler) içindeki doz dağılımını değiştireceği alanlar, günlük görüntüleme ile en iyi şekilde yönetilir. Çevrimiçi düzeltmelerle ilgili deneyimler, maksimum hataların göğüs kafesinde, ardından karın ve pelviste olduğunu göstermiştir. En az hata baş ve boyun bölgesinde gözlenmiştir. Ek

olarak, VMAT ve SBRT gibi tedaviler, küçük değişiklikleri doz dağılımında büyük değişikliklere dönüştürme potansiyeli taşır ve bu nedenle günlük çevrimiçi doğrulama gerektirir. Günlük çevrimiçi düzeltme için, eşleşen verilerden sistematik ve rastgele hatalar hesaplanabilir. Hem intrafraksiyon hareketini hem de kalan hataları ölçmek için tedavi sonrası görüntüleme gereklidir. Bu görüntüler, bir hasta popülasyonu için değerlendirilecek olursa, söz konusu tedavi protokolü için PTV marjının kontrol edilmesine yardımcı olabilir. Aslında, 6 boyutlu hareket etme kabiliyeti olan masanın kullanımıyla birlikte günlük çevrimiçi görüntülemenin kullanılması, SRS tedavilerinde invaziv çerçevelere olan ihtiyacı ortadan kaldırmıştır.

5. IGRT Sistemleri

Kullanılan görüntüleme yöntemlerine bağlı olarak IGRT sistemleri, genel olarak radyasyona dayalı ve radyasyona dayalı olmayan sistemler olarak 2 ye ayrılır.

5.1. Radyasyona Dayalı Olmayan Sistemler

Bunlar arasında tedavi odasına entegre edilmiş ultrason, kamera tabanlı sistemler, elektromanyetik izleme ve MRI sistemleri yer alabilir.

5.1.1. Ultrason Tabanlı Sistemler

Bu sistemler, fraksiyonlar arası hataları düzeltmek için hedefleri hizalamaya yardımcı olan 3 boyutlu görüntüler elde eder. Geometrik doğruluk 3-5 mm'dir ve en büyük avantajı iyonlaştırıcı radyasyonun kullanılmamasıdır. Yaygın uygulama alanları arasında prostat, akciğer ve meme radyoterapisi bulunur (Fuss, 2004).

5.1.2. Kamera Tabanlı (Kızılötesi) veya Optik Takip Sistemleri

Bu sistemler, hasta referans set-up noktası konumlarını, planlanan BT koordinat sistemindeki konumlarına göre belirler ve bu da tedavi izomerkezini plan izomerkeziyle hizalar.

Optik izleme, hedefin sadece belirli bir pozisyonunda tedavi verilmesi (gating) veya düzeltilmesi için yeniden konumlandırma amacıyla fraksiyon içi pozisyon izleme için de kullanılabilir. Yüzey takip sistemleri hastayı doğrudan görüntüler ve cilt yüzeyini takip ederek gerekli düzeltmeler için gerçek zamanlı geri bildirim sağlar. Bu sistemler prostat ve meme kanserinin tedavisinde ve respiratory gating uygulamalarında kullanılmaktadır. Geometrik doğruluk 1-2 mm'dir (Bert, 2006).

5.1.3. Elektromanyetik Takip Sistemleri

Bu sistemler, tümör içine gömülü elektromanyetik aktarıcılardan (işaretler) yararlanır ve bu işaretlerin hareketi, bir dedektör dizilimi sistemi kullanılarak gerçek zamanlı olarak takip edilebilir. İşaretlerin minimal invaziv bir prosedürle yerleştirilmesi gerekir; bunların varlığı MR görüntülerinde artefaktlara neden olabilir ve hasta boyutunda sınırlamalar vardır. Geometrik doğruluğu <2 mm'dir, ancak şu anda kullanımı prostat radyoterapisi ile sınırlıdır (Willoughby, 2006).

5.1.4. MRI Kılavuzluğunda IGRT

Bu sistemler, sürekli yumuşak doku görüntülemeyi kullanarak iç yumuşak doku anatomisinin ve hareketinin gerçek zamanlı değerlendirilmesine yardımcı olur ve intrafraksiyonel düzeltmelere izin verir. Sistemin geometrik doğruluğu 1-2 mm'dir. Bununla birlikte, MRI'nin hareket artefaktları, düzgün olmayan manyetik alanlardan kaynaklanan bozulma gibi bazı dezavantajları vardır; kalp pili veya metalik implantları olan hastalarda gerçekleştirilemez. Tanısal MRG'nin tüm bu sınırlamaları bu IGRT sistemi için de geçerlidir. Brakiterapinin yanı sıra prostat, karaciğer ve beyin tedavisinde de geniş bir uygulama potansiyeli mevcuttur (Dempsey, 2006).

5.2. Radyasyona Dayalı Sistemler

Bunlar, kilovoltaj (KV), megavoltaj (MV) veya hibrit yöntemlerin kullanıldığı statik ve gerçek zamanlı izlemeyi içerir.

5.2.1. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID)

EPID, tedavi alanı doğrulaması için film dozimetrisinin yerine geçmek üzere geliştirilmiştir ve dolaylı algılamalı aktif matris düz panel görüntüleyicilere (AMFPP'ler) dayanmaktadır. Hem alan doğrulama hem de kalite güvence (QA) araçları olarak neredeyse tüm doğrusal hızlandırıcı (LINAC) satıcıları tarafından standart ekipman olarak sunulmaktadırlar. Görüntü alımı 2 mm'lik geometrik doğrulukla 2 boyutludur. Planlama BT veri setinden geliştirilen dijital rekonstrüksiyonlu radyografilere (DRR) göre pozisyonel varyasyonları tanımlamak için düzlemsel görüntülerdeki kemik yapılar kullanılır. Görüntüleme için farklı sistemler KV veya MV X-ışınlarını kullanabilir, KV görüntülerinde görüntü kontrastı, MV görüntülerine göre daha iyi olurken, metalik implantlardan (diş, kalça protezleri) kaynaklanan bozulma daha azdır. EPID sistemleri rotasyonları tespit edemez veya ölçemez. Görüntü başına maruz kalınan ortalama doz KV sistemleri için 1-3 mGy iken MV sistemleri için 30-70 mGy kadardır (Bel, 1993, Herman, 2005).



Şekil 5. Megavoltaj MV portal görüntüleme aracı (Electronic Portal Imaging Device) EPID

5.2.2. Koni Işın CT (CBCT), KV veya MV

Bu sistemler, geri çekilebilir X-ışını tüpü ve tedavi ışın eksenine dik veya tedavi ışın eksenine boyunca monte edilmiş amorf silikon dedektörlerden oluşur. Bunlar 2D, floroskopik ve CBCT görüntüleme yeteneğine sahiptir. Başka bir sistem, iki KV X-ışını tüpü, iki düz panel dedektörü ve bir EPID ile bir O-halkası üzerine monte edilmiş gimbaled bir X-ışını tedavi başlığından oluşur. O halkası izomerkez etrafında 360 derece döndürülebilir ve dikey eksenine etrafında 60 derece eğilebilir. Geometrik doğruluk 1 mm veya daha azdır ve DRR'lerle veya CT veri setlerinin planlanmasından oluşturulan X-ışını hacimsel görüntüleri ile 2D ve 3D eşleştirme olasılığı vardır. Tarama, solunum hareketiyle organların "ortalama" pozisyonunun elde edilmesi için, gantry'nin masanın etrafında sürekli kısmi veya tam dönüşüyle yapılır. Hem fraksiyonlar arası set-up değişiklikleri, hem de kilo değişiklikleri veya organ doluluğu (mesane, rektum) ile ilişkili anatomik değişiklikler izlenebilir. Tedavinin sonunda tekrarlanan taramalar intrafraksiyonel değişikliklere ilişkin bir tahmin verebilir. Çevredeki normal dokudan ayrı olarak farkedilebilen tümörler için tedaviye yanıt da izlenebilir ve bu taramalar, gerekli görüntü işleme sonrasında dozun yeniden hesaplanması veya tedavi planının uyarlanması için kullanılabilir. KV CT, MV CT'ye kıyasla daha iyi kontrast

çözünürlüğü sağlar ancak protezlerden kaynaklanan artefaktlar ve hacimli hasta anatomisinden kaynaklanan saçılma nedeniyle kontrast çözünürlüğü sınırlı olabilir. Görüntü başına maruz kalınan ortalama doz 30–50 mGy'dir (Walter, 2007).

5.2.3 Fan Beam KV CT (Ray Üzerinde CT)

Radyoterapi tedavi odası içerisinde bir CT ve Linak kombinasyonundan oluşan bir sistemdir. Bu sistemde, tedavi masası, CT ve Linak arasında aynı düzlemde hareket edebilir ve sırasıyla önce CT'de görüntüleme yapıldıktan sonra tedavi için Linak'a doğru döndürülebilir. 3 boyutlu görüntüler, hasta masada hareketsiz konumdayken alınır. Tanı amaçlı BT'den farkı, sabitleme araçlarının sığabilmesi için daha büyük bir çapa (>80 cm çap) ve çok kesitli bir dedektöre sahip olmasıdır. Doğruluk ve uygulamalar, görüntü başına ortalama 10–50 mGy dozla CBCT'ye benzerdir (Crevoisier, 2006).

5.2.4. Fan Beam MV CT

Tedavi pozisyonundaki hastanın MV CT görüntülerini elde etmek için yerleşik bir görüntüleme sistemine sahip bir cihazdır. Bu LINAC, hem tedavi (6 MV) hem de görüntüleme ışınını (3,5 MV) oluşturmak için kullanılır. LINAC'ın karşısındaki portalda bulunan bir ksenon dedektörü, MV CT görüntülerinin oluşturulması için çıkış verilerini toplar. Görüntümeden elde edilen hasta dozu, perde ayarına göre değişir ve genellikle tarama başına 10-30 mGy'dir (Ruchala, 1999).

5.2.5. Gerçek Zamanlı 4D Takip için Hibrit Sistemler

5.2.5.1. 2D KV Stereoskopik Görüntüleme

Görüntüleme Sistemi iki adet X-ışını tüpü, 1024 x 1024 pikselden oluşan iki adet 40 x 40 cm'lik amorf silikon dedektörler ve alınan görüntüleri işleyip iki boyutlu radyolojik görüntüyü ekrana yansıtan bir donanım ve yazılıma sahiptir. Görüntüleme sistemi sayesinde lezyon tedavi süresince izlenmektedir. Tedavi uygulaması sırasında iki boyutlu anlık radyolojik görüntüler alınır ve planlamadan gelen DRR görüntüleriyle karşılaştırılır.

Görüntüler tedavi süresi boyunca 5 ila 90 saniye arasında değişen periyodik aralıklarla alınır ve masa ve robotik kafa hareketleri otomatik bir süreçle yönlendirilir. Tedavi bölgesine bağlı olarak çeşitli izleme yöntemleri kullanılabilir. Kafatası, kafa tabanı veya beyin tümörleri 6D kafatası takibi ile tedavi edilebilmekte, hareketleri omurgaya paralel olan paravertebral tümörler X-Sight omurga takibi ile tedavi edilebilmekte, normal akciğer parankimi ile çevrelenmiş akciğer tümörleri ise 6D kafatası takibi ile takip

edilebilmektedir. Akciğer izleme, tedavi pozisyonundaki X-ışını görüntüleme sistemlerinin her ikisinde, birinde veya hiçbirinde tümörün görünürlüğüne bağlı olarak dahili hedef hacmin otomatik olarak oluşturulmasını kullanabilir. Diğer tüm tümörler için (örneğin prostat, karaciğer, boyun lenf bezleri, karın kitleleri, vb.) tümörün içine veya doğrudan tümörün yanına referans işaretleyiciler yerleştirilmesi gerekebilir ve tümörün hareketi, referans pozisyonunun translasyonlar, rotasyonlar ve deformasyonlar dahil takip edilme yoluyla izlenir ve düzeltilir. Gerçek zamanlı olarak oluşturulan senkronizasyon modeli aracılığıyla hedef pozisyon ve hareket için düzeltme yapılırken solunum hareketi de izlenir ve hesaba katılır. Sistemde ayrıca pozisyonel değişiklikleri düzeltmek için 6 boyutlu hareket kabiliyeti olan bir tedavi masası vardır. Tedavi, hastanın pozisyonu ve boyutu ile sınırlı olabilir ve posterior tedavi ışınları kullanılamaz. İzleme için fiducial işaretleyicilere ihtiyaç duyulursa, yarı invaziv bir işlem gerekebilir. Bu sistem hem kranial (çerçevesiz) hem de ekstrakranial radyocerrahi veya SRT için kullanılabilir (Adler, 1197).

5.2.5.2. Gerçek Zamanlı Tümör Takip (RTRT) Sistemi

Bu sistem, implante edilen işaretleyicilerin görüntülenmesi ve bu bilgilerin gating için kullanılması yoluyla tümörlerin gerçek zamanlı olarak izlenmesi için tasarlanmıştır. Zemine monte edilmiş dört adet X-ışını kamera sistemi, tavana monte edilmiş bir görüntü yoğunlaştırıcı ve bir yüksek voltajlı X-ışını jeneratöründen oluşur. LINAC, işaretleyicinin izomerkeze göre planlanan koordinatlarından belirli bir tolerans içinde olması durumunda tümörü ışınlayacak şekilde ayarlanmıştır (Shirato, 2000).

5.2.5.3. Vero

Bu sistemde iki adet X-ışını tüpü ve bunlara karşılık gelen düz panel dedektörler bulunmakta olup, hasta hizalaması için ilk masa hareketi ve bir çift radyografinin birleşimi kullanılmaktadır. Masa, ilk set-up için 3 boyutlu hizalama yeteneğine sahiptir ve daha sonra yerleşik görüntüleme alt sistemi ince ayar yapmaya yardımcı olur. Translasyonel ve rotasyonel kaymaları değerlendirmek için kemik yapılar işaret olarak kullanılarak bir çift radyografi alınır ve önceki DRR'lara kaydedilir. Sistem ayrıca organ hareketini de telafi edebilir (Kamino, 2006).

5.2.6. Kombinasyon Hizalama Sistemleri: Optik Görüntüleme ve 2D KV Ortogonal Görüntüleme

5.2.6.1 ExacTrac X-Ray 6-D Stereotaktik IGRT Sistemi

Çevrimiçi pozisyon düzeltmeleri için optik konumlandırma ve KV radyografik görüntülemenin bir kombinasyonunu kullanır. İki ana alt sistem bulunmaktadır: İlk hasta set-up ı ve robotik bir masa kullanarak masa hareketinin hassas kontrolü için kızılötesi tabanlı bir sistem ve dahili anatomiye veya implante edilmiş işaretleyicilere dayalı pozisyon doğrulama ve yeniden ayarlama için radyografik KV X-ışını görüntüleme sistemi. Kızılötesi sistem ayrıca solunum izleme ve ışın takibi ve gating için LINAC'a sinyal gönderme amacıyla da kullanılabilir (Chang, 2008, Jin, 2008).

6. IGRT: Klinik Faydalar

IGRT'in kullanılması, günlük hem fraksiyon sırasında hem de ardışık fraksiyonlar arasında meydana gelebilecek set-up değişiklikleri ve organ hareketi konusunda bir farkındalık yaratmıştır. Gerçek zamanlı izleme, solunumla ilgili akciğer ve karaciğer tümörü hareketindeki değişikliklerin ölçülmesine yardımcı olmuştur ve bu tür hareketlerin karmaşıklığı daha net hale gelmiştir. Artık nefes tutma gerçekleşse bile, yumuşak doku ve iskelet yapıların göreceli konumunun değişebileceğini ve kemik yapının işaretleyici olarak kullanımının yetersiz olduğu sonucuna varılmıştır. Prostat pozisyonundaki değişiklikler (translasyon, rotasyon ve şekil) ölçülmüş ve PTV marjları da bu bulgulara göre uyarlanarak daha doğru hedeflemeye olanak sağlamıştır. Baş ve boyun vakalarında parotis pozisyonunun tümöre göre değişmesi, kilo kaybı, seroma veya vücut sıvısı toplanması nedeniyle vücut konturunun değişmesi, prostatın mesane veya rektal doluluğuna göre pozisyonunda değişiklik ve bağırsak gazının etkisi, tümör boyutunun küçülmesi tedavi sırasındaki değişiklikler ile omurga veya baş-boyun radyoterapisi sırasında omurga pozisyonundaki değişiklikler, IGRT öncesi dönemde hiçbir zaman önemsiz olmayan durumları ve tedavi sırasındaki rollerini anlaşıldıkça, bunların rolleri ve çözümleri geliştirilmektedir. Tümörün hassas sağlıklı dokulara yakın olduğu, hastalık kontrolü için gereken dozların bitişik normal dokuların tolerans seviyelerini aştığı veya büyük organ hareketi ve set-up hatalarının ciddi sonuçlara yol açabileceği klinik durumlarda, IGRT'nin, büyük olasılıkla fayda sağlaması muhtemeldir. Belirgin solunum hareketinin olduğu torasik ve üst karın hedefleri, obez hastalar, baş ve boyun kanserleri, paraspinel ve retroperitoneal sarkomlar ve prostat kanseri, gelecek bazı klinik deneyimlerle maksimum fayda sağlaması beklenen durumlardır. Düşük doz ışınlanmanın bile mükemmel lokal kontrol

sağladığı, geniş alanlar kullanılarak uygulanan palyatif radyoterapinin ve doğrudan görsel incelemeye uygun yüzeysel tümörlerin olduğu klinik durumların IGRT'den en az faydayı sağlaması muhtemeldir.

7. IGRT ile ilgili endişeler

IGRT'in hasta tedavisinde birçok faydasının olduğu bilinmesine rağmen, tekniğin yaygın olarak uygulanmasının önündeki en büyük engel, deneyimli ve eğitilmiş personelin sınırlı sayıda olmasıdır. Göz önünde bulundurulması gereken diğer faktörler arasında kalite kontrolü, bir planın değiştirilip değiştirilmeyeceği veya orijinal planla devam edip edilmeyeceği, kararlarını tanımlayan algoritmalar ve klinik ihtiyaç ve talepleri karşılayacak donanımın yanı sıra yazılımın ticari olarak geliştirilmesi ihtiyacı yer alır. Tedavi sırasında sık yapılan görüntülemeyle ilgili bir diğer önemli endişe ise normal dokulara uygulanan radyasyon dozudur. IGRT'den alınan dozlar önemsiz görünmesine rağmen, düşük doza maruz kalmadan kaynaklanan herhangi bir potansiyel ikinci malignite riskini yalnızca uzun vadeli takip tanımlayabilir. Bu nedenle, özellikle iyonlaştırıcı radyasyon kullanıldığında doğrulama görüntülemenin gerekli sıklığı konusunda süregelen bir tartışma vardır. MR-LINAC'lardaki son gelişmeler, tedavinin doğrulanması için günlük görüntülemeye izin verirken bu endişeleri gidermeye çalışmaktadır.

8. Klinik Uygulamalar: Güncel ve Gelecek

Set-up hatalarının ve organ hareketinin beklendiği herhangi bir bölgenin tedavisinde IGRT sistemlerinin kullanılması önemlidir. LINAC'ların MR tabanlı yumuşak doku görüntüleme ve PET tabanlı biyolojik görüntüleme ile entegrasyonu, gelecekte hedefleme doğruluğunun daha da geliştirilmesine yardımcı olabilir (Rusten, 2013, Geets, 2013). Ancak bu teknolojinin optimum kullanımı ve rutin kullanıma entegrasyonu için personelin uygun eğitiminin ve kalite güvencesinin tüm aşamalarda sağlanması zorunlu hale getirilmelidir.

Kaynaklar

- ICRU-50, (1993). Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD : International Commission on Radiation Units and Measurements.
- Witte, MG., Sonke, JJ., Siebers, J., Deasy, JO., Herk, M., (2017). Beyond the margin recipe : the probability of correct target dosage and tumor control in the presence of a dose limiting structure. *Phys Med Biol*, 62(19) :7874-7888.
- L. A. Dawson and D. A. Jaffray, "Advances in image-guided radiation therapy," *Journal of Clinical Oncology*, vol. 25, no. 8, pp. 938–946, 2007.
- J. C. Stroom and B. J. M. Heijmen, "Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 64, no. 1, pp. 75–83, 2002.
- M. Fuss, B. J. Salter, S. X. Cavanaugh et al., "Daily ultrasoundbased image-guided targeting for radiotherapy of upper abdominal malignancies," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 59, no. 4, pp. 1245–1256, 2004.
- C. Bert, K. G. Metheany, K. P. Doppke, A. G. Taghian, S. N. Powell, and G. T.Y.Chen, "Clinical experience with a 3Dsurface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 64, no. 4, pp. 1265–1274, 2006.
- T. R. Willoughby, P. A. Kupelian, J. Pouliot et al., "Target localization and real-time tracking using the Calypso 4D localization system in patients with localized prostate cancer," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 65, no. 2, pp. 528–534, 2006.
- J. Dempsey, B. Dionne, J. Fitzsimmons, A. Haghigat, and J. Li, "A real-time MRI guided external beam radiotherapy delivery system," *Medical Physics*, vol. 33, article 2254, 2006.
- A. Bel, M. van Herk, H. Bartelink, and J. V. Lebesque, "A verification procedure to improve patient set-up accuracy using portal images," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 29, no. 2, pp. 253–260, 1993
- M. G. Herman, "Clinical use of electronic portal imaging," *Seminars in Radiation Oncology*, vol. 15, no. 3, pp. 157–167, 2005.
- C. Walter, J. Boda-Heggemann, H. Wertz et al., "Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. conc-beam CT," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 85, no. 3, pp. 418–423, 2007.
- R. de Crevoisier, D. Kuban, and D. Lefkopoulos, "Image-guided radiotherapy by in-room CT-linear accelerator combination," *Cancer/Radiotherapie*, vol. 10, no. 5, pp. 245–251, 2006.

- K. J. Ruchala, G. H. Olivera, E. A. Schloesser, and T. R. Mackie, "Megavoltage CT on a tomotherapy system," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 44, no. 10, pp. 2597–2621, 1999.
- J. R. Adler Jr., S. D. Chang, M. J. Murphy, J. Doty, P. Geis, and S. L. Hancock, "The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery," *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 69, no. 1–4, pp. 124–128, 1997.
- H. Shirato, S. Shimizu, T. Kunieda et al., "Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 48, no. 4, pp. 1187–1195, 2000.
- Y. Kamino, K. Takayama, M. Kokubo et al., "Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 66, no. 1, pp. 271–278, 2006.
- Z. Chang, Z. Wang, Q. J. Wu et al., "Dosimetric characteristics of Novalis Tx system with high definition multileaf collimator," *Medical Physics*, vol. 35, no. 10, pp. 4460–4463, 2008.
- J.-Y. Jin, F.-F. Yin, S. E. Tenn, P. M. Medin, and T. D. Solberg, "Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D System in Image-Guided Radiotherapy," *Medical Dosimetry*, vol. 33, no. 2, pp. 124–134, 2008.
- E. Rusten, J. Rodal, Ø. S. Bruland, and E. Malinen, "Biologic targets identified from dynamic 18FDG-PET and implications for image-guided therapy," *Acta Oncologica*, vol. 52, no. 7, pp. 1378–1383, 2013.
- X. Geets, "4D PET-CT guided radiation therapy," *JBR-BTR*, vol. 96, no. 3, pp. 155–159, 2013.
- S. Goyal, T. Katarian, "Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications", *Radiology Research and Practice*, vol. 2014, no. 705, pp. 10

Radyasyon Zırhlamaları

Ayhan Akkaş¹

Özet

Günümüzde teknolojinin ilerlemesi ile birlikte birçok yapay radyasyon kaynağı sağlık sektöründe (radyoloji, nükleer tıp vs.), nükleer enerji santrallerinde, uzay araştırmalarında ve endüstriyel uygulamalarda insan hayatına girmiştir. Uygulamalarda radyasyon maruziyetinin insanlar için istenilen seviyelere düşürmek için en etkin yollardan biri, radyasyon yayan cihaz ile bu cihazın kullanıldığı alanın uygun bir malzeme ile zırhlanmasıdır. Radyasyon zırhlaması birçok farklı parametrenin hesaba katılması ile mümkün olmaktadır. Radyasyon zırh malzemesi seçimi, radyasyonun enerjisi ve tipine göre farklılıklar göstermektedir. Bununla beraber kullanılan malzemenin yoğunluğu, ısıl iletkenliği, radyasyon hasarlarına karşı gösterdiği direnç gibi yapısal özellikleri ile ekonomik maliyeti ön plana çıkan diğer parametrelerdir.

1. GİRİŞ

Radyasyon zırhlaması, iyonlaştırıcı radyasyonun insan sağlığı ve çevre üzerindeki zararlı etkilerini en aza indirmek için kullanılan bir koruma yöntemidir. İyonlaştırıcı radyasyon, canlı organizmalar üzerinde ciddi hasarlara yol açabilen bir tür enerjidir. Bu tür radyasyon kaynakları, tıp, nükleer enerji üretimi, sanayi ve araştırma gibi birçok alanda kullanılır. Ancak, bu radyasyonla doğrudan temas, canlılar için tehlikeli olabilir. Bu nedenle radyasyonun etkilerini sınırlandırmak amacıyla zırhlama yapılır.

Zırhlama, radyasyonun enerjisinin tutulmasını sağlayarak geçişini engelleyen bir bariyer oluşturur. Bu bariyerler, radyasyonun türüne ve enerjisine göre farklı malzemelerden yapılabilir. Örneğin, gama ve X-ışınlarına karşı en yaygın kullanılan malzemelerden biri kurşundur, çünkü kurşun yüksek yoğunluğa sahip olup, gama radyasyonunu etkin bir şekilde tutabilir. Beta radyasyonunun da oluşacak ikincil radyasyon olan “bremsstrahlung” ışıması

1 Dr., Türkiye Enerji, Nükleer ve Maden Araştırma Kurumu, ayhan.akkas@tenmak.gov.tr
Orcid: 0009-0001-6196-7923

da göz önünde tutularak genellikle daha hafif materyaller, örneğin plastik veya cam kullanılır. Nötron radyasyonu gibi daha farklı radyasyon türlerine karşı beton, su veya polietilen gibi malzemeler tercih edilir (Bor, 2016).

1.1. Genel Radyasyon Zırh Malzemesi Özellikleri

Temel olarak her malzemenin radyasyon zırhlama etkinliği mevcuttur. Ancak radyasyonun soğurmasının yanında farklı özelliklere de sahip olması istenir. Malzemenin sahip olduğu bu özelliklere göre, dünya genelinde radyasyon zırh malzemesi olarak yaygınlaşmasını sağlamaktadır. Bir malzemenin radyasyon zırh malzemesi olarak seçilebilmesi için, birçok farklı parametre vardır. Bunlardan öne çıkanları;

- Malzemenin radyasyonu zayıflatması
- Malzemenin ısı iletkenlik katsayısı
- Malzemenin radyasyon hasarına karşı gösterdiği direnç
- Malzemenin yoğunluk ve kalınlık değeri
- Malzemenin radyasyon karşısında kullanım süresi
- Radyasyonun zırhlanmasında homojen etki göstermesi
- Malzemenin kolay elde edilebiliyor olması
- Malzemenin ekonomik maliyeti

sayılabilir. (Low & Noor Azman, 2020)

1.2. Radyasyon Zırh Malzemesinin Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi

Zırhlama amacıyla kullanılacak radyasyon zırh malzemesi için zayıflatma özellikleri belirlenirken, enerjisi 1,3 MeV'e kadar olan gama radyasyon yayıcılarını kapsamaktadır (TSE, 2014). Bir malzemenin zayıflatma miktarı,

- Radyasyonu zayıflatma oranı,
- Büyüme Faktörü (Build-up factor)
- Radyasyon zayıflatma eşdeğeri

cinsinden verilir. Malzemenin radyasyon zayıflatma oranını bulmak için dört farklı geometri mevcuttur. Bunlar;

- Zayıflatma oranının dar demet geometri kullanılarak belirlenmesi (F_N)
- Zayıflatma oranının geniş demet geometrisi ile belirlenmesi (F_B)
- Zayıflatma oranının ters geniş demet ile belirlenmesi (F_{IB})

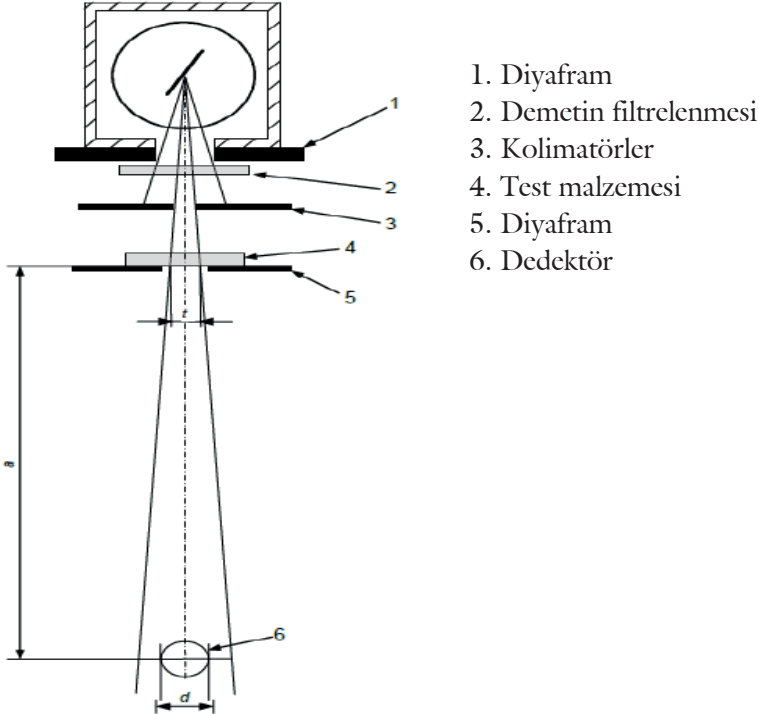
- Zayıflatma oranının foton yayan bir kaynak için belirlenmesi ($F_{N,R}$)

Bu geometrilerden en sık kullanılanları dar demet geometridir (Low & Noor Azman, 2020)

1.2.1. Dar Demet Geometrisi ile Zayıflatma Oranının Belirlenmesi

Dar demet geometrisi, sadece birincil radyasyonda meydana gelen zayıflatmayı incelemek için Şekil 1'de verildiği üzere tasarlanmıştır. Birincil radyasyonun malzemelerle etkileşmesi nedeniyle ortaya çıkan ikincil radyasyonun detektöre ulaşması minimize edilmiştir. X ışını tüpünden çıkan radyasyon diyafram yardımıyla iyice daraltılır.

Şekil 1'de verilen 5 numaralı diyaframın amacı, fotonların madde ile etkileşmesi ile ortaya çıkan ikincil radyasyonun detektöre ulaşmasını engellemektir. Bu geometride kullanılan test malzemesinin detektöre olan uzaklığı, detektörün çapının veya demet genişliğinin en az 10 katı olmalıdır. Burada detektör çapı veya demet genişliğinden hangisinin değeri daha büyükse ona göre mesafe belirlenir. Detektörden duvara veya zemine olan en küçük mesafe demet yönünde 700 mm olmalıdır (TSE, 2014).



Şekil 1. Dar demet geometrisinin şematik gösterimi (TSE, 2014).

Fotonların çeşitli soğurucu malzemeler tarafından ideal dar demet koşulları altında zayıflatılması aşağıdaki eşitlik ile verilir;

$$I_{(x)} = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1)$$

I_0 : malzeme üzerine düşen foton şiddeti (genellikle akı olarak ifade edilir)

$I_{(x)}$: soğurucu malzemeden geçtikten sonraki foton şiddeti

x : malzemenin kalınlığı (cm)

μ : fotonların saçılma reaksiyonlarını da kapsayan toplam zayıflatma katsayısıdır (cm^{-1}).

Zayıflatma katsayısı μ , hem soğurucu ortamın türüne hem de foton enerjisine bağlıdır. Bu nedenle, farklı malzemelerin zayıflatma katsayılarını içeren kapsamlı listelere ihtiyaç duyulur.

Genel olarak, soğurucunun atom numarası arttıkça μ değerleri de artar. Bunun nedeni, yüksek atom numarası değerine sahip malzemelerde fotonların madde ile etkileşim olasılığı artmaktadır. Bu özelliğe sahip olan elementlerden biri olan kurşun, röntgen odalarının duvarlarını kaplamada ve personel koruması amacıyla önlüklerin yapımında en sık kullanılan malzemelerden biridir.

Malzemenin yoğunluğu, toplam zayıflatma katsayısını değiştirmektedir. Malzemenin yoğunluktan bağımsız olarak kütle zayıflatma katsayısı tanımlanmaktadır. Kütle zayıflatma katsayısı (μ_m);

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (2)$$

eşitliği ile tanımlanmaktadır. Burada;

μ : toplam zayıflatma katsayısı

ρ : soğurucu malzemenin yoğunluğu

olarak verilir. Soğurucu malzeme bir bileşik ise kütle zayıflatma katsayısı,

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_c = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (3)$$

ile hesaplanmaktadır (Knoll, 2002). Burada w_i , bileşiğin içindeki i . elementinin ağırlık faktörünü temsil etmektedir.

Dar demet halinde malzeme ile etkileşen ışınlar üstel fonksiyon bağıntısına uymakta fakat saçılan ışınla burada söz konusu olmamaktadır. Pratikte zırhlama hesaplarında kompton saçılmasını da göz önüne alan “büyüme faktörü” denilen bir faktör kullanılır. Bu faktör gelen ışının enerjisi,

soğurucu malzemenin etkin kesit alanı, kaynak ve zırhın geometrisinin bir fonksiyonudur. Büyüme faktörü için en genel tanım, gerçek radyasyon dozun hesaplanan radyasyon doza oranı olarak tanımlanabilir. Büyüme faktörü dahil edildiğinde, radyasyon şiddeti şu şekilde ifade edilir:

$$I_{(x)} = B.I_0.e^{-\mu \cdot x} \quad (4)$$

I_0 : malzeme üzerine düşen foton şiddeti

$I_{(x)}$: malzeme üzerinden geçtikten sonraki foton şiddeti

μ (cm^{-1}): toplam zayıflatma katsayısı

x : malzemenin kalınlığı

B : Büyüme faktörü (build-up factor)

olarak verilir (Martin, 2013).

1.3. Yarı Değer ve Onda Bir Değer Kalınlığı

Fotonların üstel zayıflamasını yarı kalınlık veya yarı değer tabakası (HVL) terimleriyle ifade edilir. HVL, bir foton demetinin şiddetinin başlangıç değerinin yarısına düşürmek için gereken soğurucu malzemenin kalınlığıdır. Matematiksel olarak şu şekilde ifade edilir;

$$X_{1/2} = \text{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (6)$$

Aynı şekilde onda bir değer kalınlığı hesaplandığında;

$$\text{TVL} = \frac{\ln 10}{\mu} \quad (7)$$

olarak verilir (Low & Noor Azman, 2020)

Tablo 1. Farklı malzemeler için foton enerjisine bağlı HVL (cm) değerleri (Martin, 2013).

Enerji (MeV)	Kurşun (11.35 g/cm ³)	Demir (7.874 g/cm ³)	Alüminyum (2.699 g/cm ³)	Su (1.00 g/cm ³)	Hava (0.001205 g/cm ³)	Beton (2.30 g/cm ³)
0.1	0.011	0.237	1.507	4.060	3.726 x 10 ³	1.734
0.3	0.151	0.801	2.464	5.843	5.372 x 10 ³	2.747
0.5	0.378	1.046	3.041	7.152	6.600 x 10 ³	3.380
0.662	0.558	1.191	3.424	8.039	7.420 x 10 ³	3.806
1.0	0.860	1.468	4.177	9.802	9.047 x 10 ³	4.639
1.173	0.987	1.601	4.541	10.662	9.830 x10 ³	5.044
1.132	1.088	1.702	4.829	11.342	1.047 x10 ⁴	5.368
1.5	1.169	1.802	5.130	12.052	1.111 x10 ⁴	5.698
2.0	1.326	2.064	5.938	14.028	1.293 x10 ⁴	6.612
2.5	1.381	2.271	6.644	15.822	1.459 x10 ⁴	7.380
3.0	1.442	2.431	7.249	17.456	1.604 x10 ⁴	8.141
3.5	1.447	2.567	7.813	19.038	1.747 x10 ⁴	8.828
4.0	1.455	2.657	8.270	20.382	1.868 x10 ⁴	9.366
5.0	1.429	2.798	9.059	22.871	2.094 x10 ⁴	10.361
7.0	1.348	2.924	10.146	26.860	2.449 x10 ⁴	11.846
10.0	1.228	2.940	11.070	31.216	2.817 x10 ⁴	13.227

1.4. Ortalama Serbest Yol

Tek enerjili bir fotonun veya nötronun madde ile etkileşmeden o madde içinde alabileceği ortalama yoldur. Gama ve X ışınları için bu ortalama yol (τ), zayıflatma katsayısı ile ters orantılıdır ve eşitlik 8 ile verilir.

$$\delta = \frac{1}{\mu} \quad (8)$$

μ (cm⁻¹) : toplam zayıflatma katsayısı

olarak verilir (Mann & Singh, 2020).

1.5. Tıbbi X-Ray Görüntüleme Odaları İçin Zırhlama Parametreleri

X ray cihazları temel olarak medikal tanı ve tedavi ile medikal olmayan alanlarda kullanılır. Tıbbi X ray görüntüleme odalarının planlama ve zırhlamaları radyasyonla çalışan personeli ve toplum üyesi kişileri radyasyona

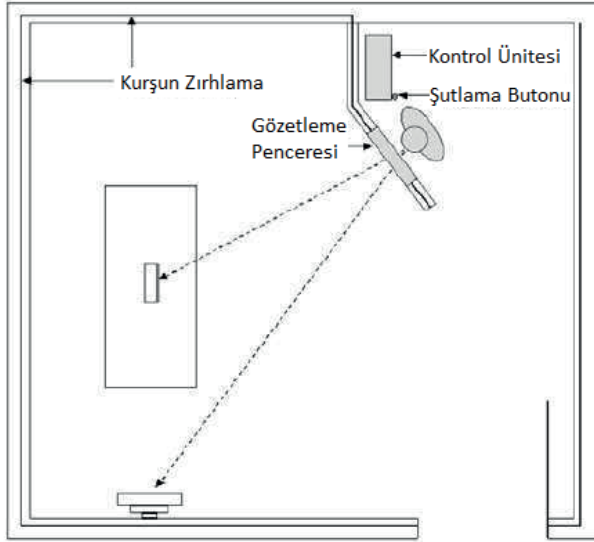
karşı koruma yönünden önemlidir. Yayınlanan iyonlaştırıcı ışınların cins ve enerjilerine bağlı olarak odaların duvar kalınlıkları değişir. Zırhlamada genel olarak üç temel unsur vardır.

- Radyasyonun üretildiği X ışını tüpünün zırhlanması
- Cihazın zırhlanması
- Yapıya ilişkin zırhlama

X ray üreten tüpler sadece belli bir yönelimde ışın üretebilmek için ağır metal malzemelerle zırhlanmaktadır. Genelde üretilen x ışınları metal filtrelerden (Al, Cu vb.) geçerek, oluşan spektrumda giriciliği az olan (düşük enerjili) kısmın engellenmesi sağlanır. Filtrelerden geçen ışının kolimatörler yardımıyla genişliği azaltılır. X ray tüpünün koruyucu kılıfı tüpten yayılacak sızıntı radyasyonun azaltılmasını sağlar (Shapiro, 2002).

Cihaza ilişkin zırhlama, cihazı kapsamakta ve çalışan personelin direkt ışınlar maruz kalmasını engellemektedir.

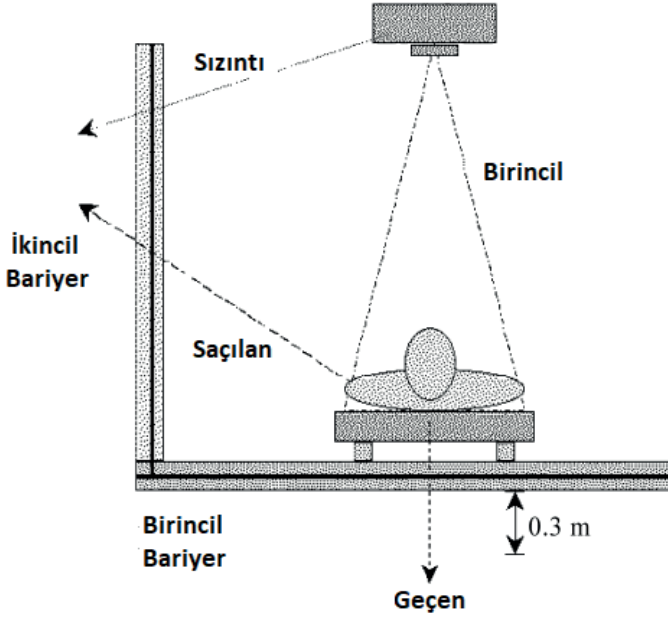
Yapıya ilişkin zırhlamada engel kalınlıklarının belirlenebilmesi için odanın boyutlarının ve cihazın yerleştirileceği yerin bilinmesi gereklidir. Şekil 2'de genel olarak bir X ray odasının şematik resmi verilmiştir (NCRP 147, 2005).



Şekil 2. X ray odalarının genel şematik görünümü (NCRP 147, 2005)

X ray odasının duvarları birincil ve ikincil duvarlar olarak adlandırılır. Şekil 3'te verildiği üzere birincil duvar, X ray tüpünün yönlendirildiği ve faydalı

ışının çarptığı duvarlardır. İkincil duvarlar, tüpten gelen sızıntı radyasyonu ile faydalı ışının oda içinde etkileştiği malzemelerden gelen saçılan radyasyonun yönlendiği duvarlardır. X ray odaları tasarlanırken, oda dışında radyasyon değerinin azaltılması için genelde kurşun plakalarla güçlendirilmiş beton duvarlar kullanılır. X ray odasının uygun bir şekilde zırhlanması için birçok farklı parametrenin (tasarım hedef dozu, iş yükü, meşguliyet faktörü vs.) belirlenmesi gerekir (NCRP 147, 2005)



Şekil 3: Bir radyografi odasında birincil ve ikincil duvarlar ile saçılan, sızıntı ve iletilen radyasyon (NCRP 147, 2005)

1.4.1. Tasarım Hedefleri ve Etkin Doz

Radyasyonun güvenli sınırlarda tutulması hem hastalar hem de sağlık çalışanları için büyük bir öneme sahiptir. Bu bağlamda, zırhlama tasarımı ve tasarım dozu kavramları, radyasyon güvenliği açısından önemli yer tutmaktadır. Zırhlama tasarım hedefleri (P), çalışanların ve halkın korunması için inşa edilen bariyerlerin tasarım hesaplamalarında ve değerlendirilmesinde kullanılan hava kerma seviyeleridir. Kontrollü ve gözetimli alanlar için tasarım dozları değişmektedir (NCRP 147, 2005).

Kontrollü alanlarda bulunan radyasyon çalışanların, görevleri sırasında radyasyona maruz kalma olasılıkları göreceli olarak daha yüksektir. Bu alanlarda çalışan personel radyasyondan korunma eğitimi alırlar ve bu

alanlara giriş ve çıkışları belli kurallara tabidir. Radyasyondan korunma yönetmeliğine göre görevi gereği radyasyonla çalışan bir personelin yıllık etkin doz sınırı 50 mSv iken beş yılın ortalama değeri 20 mSv değerini geçmemesi gerekmektedir. Bu çerçevede tasarım dozu hedefi (P), radyoloji cihazının faaliyette bulunduğu oda, cihazın kontrol edildiği kumanda odası gibi radyasyon alanlarında yıllık 5 mSv etkin doz üzerinden haftalık 100 μ Sv olarak hesaplanır, bu değer; rapor odası, muayene odası, tuvalet, çocuk oyun alanları gibi gözetimli alanlar için yıllık 1 mSv etkin doz üzerinden haftalık 20 μ Sv'dir (NDK, RSGD-KLV-006 kılavuz).

1.4.2. X Işını Tüpü ile Meşgul Edilen Alan Uzaklığı

X ışını tüpü ile zırhlanması planlanan alana olan mesafe olarak tanımlanır. Bu mesafeye duvarın arkasında 30 cm'lik mesafe eklenir. Tavan hesaplamalarında hasta masasından tavana kadar olan uzaklık alınır. Taban mesafesi için; radyoloji odasının alt katındaki tavan ile taban arasındaki mesafeden ortalama bir insan boyu (170 cm) çıkartılarak kalan mesafe hesaplanır (NDK, RSGD-KLV-006 kılavuz).

1.4.3. Meşguliyet Faktörü (T)

Meşguliyet faktörü (T), bir alanın ne kadar süreyle meşgul edildiği ve bu alanın ne kadar sürede radyasyona maruz kalındığını belirten bir ölçüdür. X-ışını ünitesinin hafta boyunca rastgele kullanıldığı varsayıldığında, bir kişinin yıl boyunca belirli bir alanı işgal edeceği haftalık çalışma saatlerinin kesridir. Örneğin meşguliyet faktörü 1/40 olarak belirlenen bir alan için x ray cihazı açık konumda iken yıl boyunca haftalık 1 saat bu konumda bulunulduğunu gösterir. Bu alanlara örnek olarak genellikle yalnızca yaya veya araç trafiği için kullanılan alanlar (örneğin, kaldırımlar, yollar, bank veya oturma yeri olmayan çim alanları vb.) verilebilir (NDK, RSGD-KLV-007 kılavuz)

Tablo 2: Meşguliyet faktörleri için kullanılan alanlara göre öneriler (NDK, RSGD-KLV-006 kılavuz)

ALANLAR	T
Kumanda odası, rapor odası, hasta kayıt alanı, laboratuvar, poliklinik, muayene/tehdavi odası, teşhis/tehdavi cihazı bulunan oda, ameliyathane, çocuk oyun alanı, mesken, işyeri, boş oda	1 (Tam meşguliyet)
Mutfak, çamaşırhane, hasta gözlem odası	1/2 (Yarım meşguliyet)
Oturma alanı bulunan salon/koridor, konferans salonu, personel dinlenme odası	1/5 (Kısmi meşguliyet)
Kontrollü alandaki koridorlara açılan kapılar	1/8 (Kısmi meşguliyet)
Tuvalet, depo, asansör, bahçe, teknik oda, bina içi merdiven, hasta soyunma kabini, arşiv, otopark	1/20 (Aralıklı meşguliyet)
Trafiğe açık yol, yangın merdiveni, çatı/teras	1/40 (Nadir meşguliyet)

1.4.4. Kullanım Faktörü (U)

Genel olarak, birincil radyasyon demeti tüm çalışma süresi boyunca herhangi bir bariyere doğrudan yönlendirilmez. Kullanım faktörü, birincil radyasyon demetinin belirli birincil bariyere yönlendirilen kesridir. U değeri, radyasyon tesisinin türüne ve ilgili bariyere bağlı olarak değişir. Tablo 3'te örnek olarak bazı kullanım faktörü değerleri verilmiştir. Birincil radyasyona maruz kalmayan ama saçılan ve sızıntı radyasyona maruz kalan engeller için $U=1$ değeri alınmaktadır (NDK, RSGD-KLV-007 kılavuz)

Tablo 3. Birincil radyasyona maruz kalan bazı engeller için kullanım faktörü (NDK, RSGD-KLV-007 kılavuz)

Cihaz	Duvarlar	Taban	Tavan
Grafi	-	1	-
Akciğer grafi	1	-	-
Grafi + Akciğer grafi	1/2	1/2	-
Kemik Yoğunluk Ölçüm	-	1	-
Periapikal Diş Röntgen	1	-	-

1.4.5. İş Yüğü (W)

Tıbbi görüntüleme X-ray tüpünün iş yüğü (W), belirli bir süre boyunca x-ray tüp akımının zamana göre integralinin alınması ile bulunur ve genellikle miliampere-dakika ($\text{mA} \cdot \text{dakika}$) birimi ile ifade edilir. İş yüğü hesabı aşağıda verilen eşitlik ile yapılabilir.

$$W = I_{\max} \cdot t \cdot h \cdot s \quad (9)$$

W : iş yükü (mA.dak/hafta)

I_{\max} : tüp akımının en büyük değeri (mA)

t : çekim başına ışınlama süresi (dak)

h : hasta başına çekim sayısı

s : bir hafta süresince toplam hasta sayısı

ifade etmektedir.

Örneğin 250 KVp gerilim ve 20 mA tüp akımında günde 6 saat çalışılacaksa 1 haftada hesaplanan iş yükü $W = 20 \times (6 \times 60) \times 5 = 36000$ mA/dak.hafta olarak bulunur.

İş yükü değeri hastadan hastaya değişkenlik gösterebilir. Bazı hastalar için birden fazla görüntü çekilebilmektedir. Bu nedenle ortalama iş yükü değeri hesaplanır. Bu değer;

$$W_{\text{ort}} = \frac{W_{\text{TOPLAM}}}{N} \quad (10)$$

Burada, W_{ort} , ortalama iş yükü, W_{toplama} , belirlenen periyot üzerinden toplam iş yükü, N ise belirlenen periyotta toplam hasta sayısı olarak verilir (NCRP, 1976).

1.4.6. Birincil Engel Hesaplanması

Birincil engel, kullanılan x ışını tüpünün yönlendirildiği engeldir. Bu engelle birincil radyasyon ulaşacağından hesaplanması diğer engellerden farklılık gösterir. Bu hesaplama radyasyonun zayıflatma faktörü (geçiş faktörü) k aşağıdaki eşitlik ile verilir (NDK, RSGD-KLV-006 kılavuz).

$$k = \frac{P \cdot d^2}{W \cdot U \cdot T} \quad (11)$$

P : tasarım dozu (μSv /hafta)

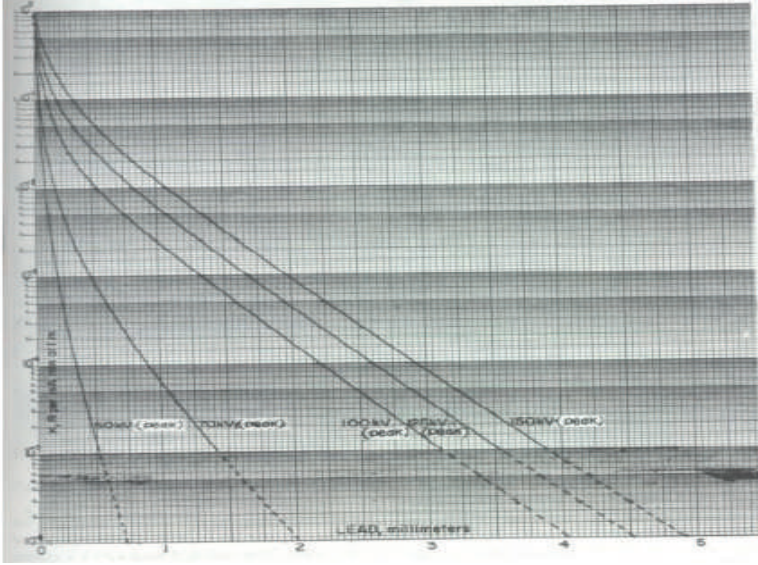
W : iş yükü (mA.dk/hafta)

U : kullanım faktörü

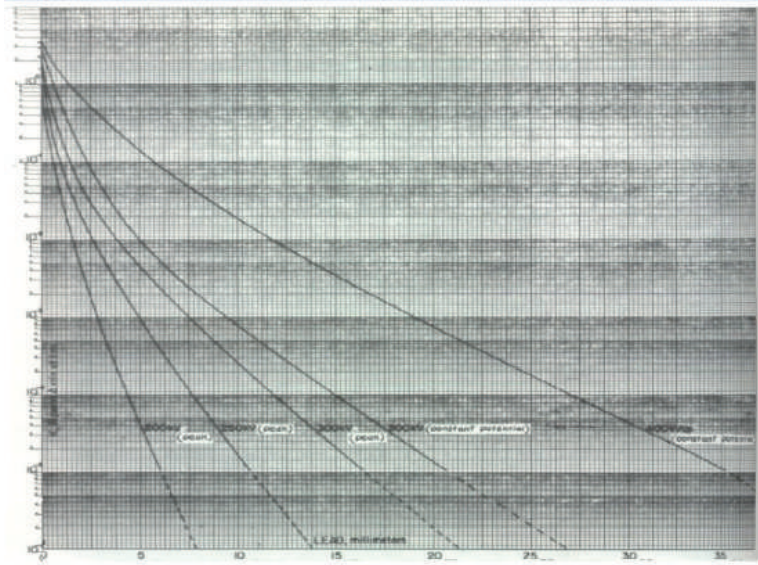
T : meşguliyet faktörü

d: kaynak ile engel arasındaki mesafe (m)

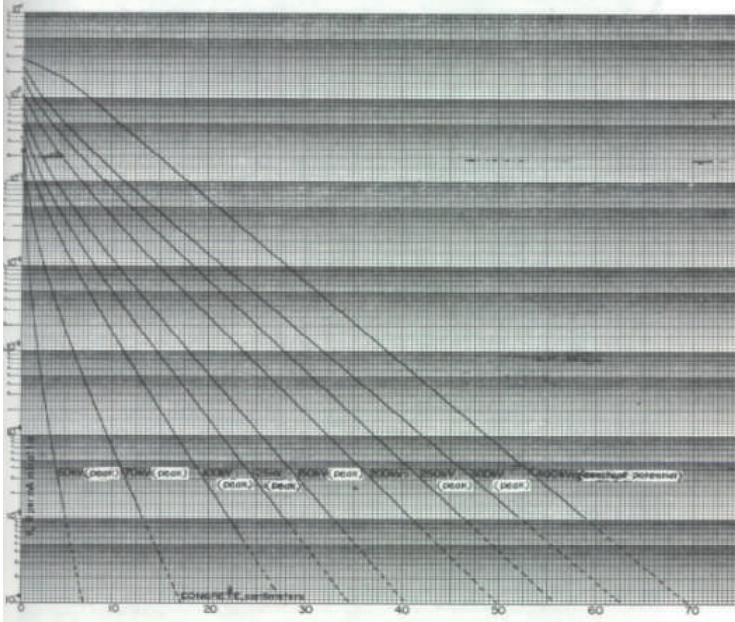
eşitlik 11 ile elde edilen k değeri; şekil 4, şekil 5 ve şekil 6' da kurşun ve beton malzeme için verilen eğrilerde yerine konularak gerekli malzeme kalınlığı elde edilir.



Şekil 4. 50-150 kV aralığında kurşun kalınlık eğrisi (NCRP 49, 1976).



Şekil 5. 200-400 kV aralığında kurşun kalınlık eğrisi (NCRP 49, 1976).



Şekil 6. 50-300 KV arasında beton için zırb kalınlık eğrisi (NCRP 49, 1976).

1.4.7 İkincil Engel Hesaplanması

İkincil engeller, x ışını tüpünden yayılan sızıntı radyasyon ile x ışını demetinin madde ile etkileşmelerinden ortaya çıkan saçılan radyasyon değerleri göz önüne alınarak hesaplanır. İkincil engelde saçılan radyasyondan kaynaklı zayıflatma faktörü,

$$k = \frac{P}{\alpha \cdot W \cdot T} \cdot d_{SCA}^2 \cdot d_{SEC}^2 \cdot \frac{400}{F} \quad (12)$$

k: zayıflatma faktörü

P: tasarım dozu ($\mu\text{Sv/hafta}$)

α :1 metrede saçılan radyasyonun şiddetinin gelen radyasyon şiddetine oranıdır

W: iş yükü (mA.dk/hafta)

T: meşguliyet faktörü

d_{SCA} : X ışını tüpü ile saçılmaya neden olan malzeme arasındaki mesafe

d_{SEC} : Saçılmaya neden olan malzeme ile engel arasındaki mesafe

F: Saçılmaya neden olan malzemenin x ışını ile etkileşen yüzey alanı

Tablo 4 'de I (mA) tüp akımı, α , F ve d_{SCA} değerleri farklı uygulamalar için verilmiştir. Saçılan radyasyon hesabında kullanma faktörü $U = 1$ alındığından hesaba dahil edilmez. İkincil engel kalınlıkları, saçılan için hesaplanan K değeri Şekil 3, Şekil 4 veya Şekil 5'te verilen grafikte yerine konularak kurşun ve beton cinsinden bulunur (NDK, RSGD-KLV-006 kılavuz).

Tablo 4. I, α , F ve d_{SCA} değerleri (NDK, RSGD-KLV-006 kılavuz)

Uygulama Türü	I(mA)	α^*	d_{SCA} (m)	F(cm ²)
100 kV skopi	5	0,0013	0,45	400
125 kV skopi	4	0,0015	0,45	400
150 kV skopi	3,3	0,0016	0,45	400
100 kV grafi	5	0,0013	0,8	1000
125 kV grafi	4	0,0015	0,8	1000
150 kV grafi	3,3	0,0016	0,8	1000

* 90 derecedeki değerler alınmıştır.

İkincil engeller için sızıntı radyasyonunu için geçiş faktörü aşağıda verilen eşitlik ile bulunur.

$$B = \frac{P \cdot d_{SEC}^2 \cdot 600 \cdot I}{W \cdot T} \quad (13)$$

B: zayıflatma faktörü

P: tasarım dozu (μ Sv/hafta)

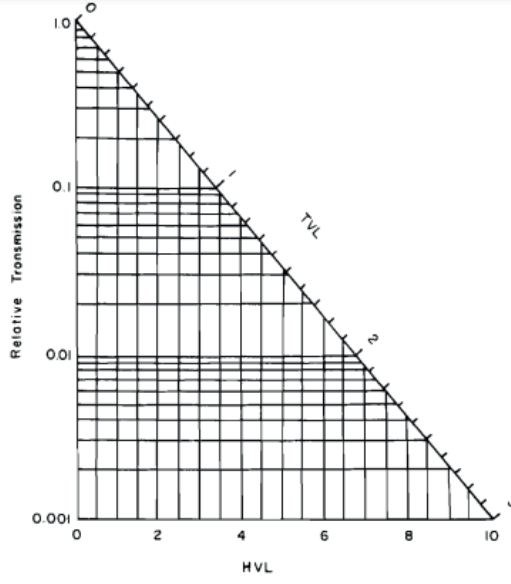
d_{SEC} : saçılmaya neden olan malzeme ile engel arasındaki mesafe (m)

I: tüp akımı (mA)

W: iş yükü (mA.dk/hafta)

T: meşguliyet faktörü

Bulunan B değerleri şekil 7'de doğrusal grafikte yerine konularak gerekli HVL ve TVL değerleri bulunur (NCRP 49, 1976).



Şekil 7. B değerine karşılık gelen HVL ve TVL değerleri (NCRP 49, 1976).

Kaynaklar

- Bor, D. (2016). Radyasyon: Sağlık riskleri ve tanısal incelemelerde korunma. Dünya Kitabevi. Ankara
- Knoll, G.F. (2002). Radiation Detection and Measurement, University of Michigan, John Wiley&Sons,Inc.
- Low, I.M. and Noor Azman, N.Z. (2020). Polymer Composites and Nanocomposites for X-Rays Shielding (Composites Science and Technology), Editor : Jawaid, M., Springer, Singapore
- Mann, K.S. and Singh, V.P. (2020). Computational Methods in Nuclear Radiation Shielding and Dosimetry (Physics Research and Technology), Nova Science, New York.
- Martin, J.E. (2013). Physics for Radiation Protection, Third Completely Updated Edition.
- National Council on Radiation Protection and Measurements (2005). Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities, NCRP Report No.147.
- National Council on Radiation Protection and Measurements, (1976). Structural Shielding Design and Evaluation For Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV, NCRP Report No.49.
- Nükleer Düzenleme Kurumu (NDK), RSGD-KLV-006 nolu kılavuz.
- Nükleer Düzenleme Kurumu (NDK), RSGD-KLV-007 nolu kılavuz.
- Shapiro, J. (2002). Radiation Protection, Fourth Edition, Harward University Press.
- Türk Standartları Enstitüsü. (2014). TS EN 61331-1, Tıpta Teşhis Amacıyla Kullanılan X-Işınına Karşı Koruyucu Cihazlar.

Radyasyon Uygulamaları ve Radyasyondan Korunma

Editörler:

Dr. Öğr. Üyesi Süreyya NUR

Dr. Öğr. Üyesi Hikmettin DEMİR