

Radyoterapide Kalite Güvenliği

[Quality Assurance in Radiotherapy]

Editör
Songül ÇAVDAR KARAÇAM



iuc-universitypress.org

IUC
UNIVERSITY
PRESS

Radyoterapide Kalite Güvenliği

Bu kitap, Cumhuriyetimizin kuruluşunun 100. yılı anısına
“*Cumhuriyetin 100. Yılına 100 Kitap*” projesi kapsamında
İstanbul Üniversitesi–Cerrahpaşa tarafından yayımlanmıştır.

Editör
Songül Çavdar Karaçam

Ekim 2023



IUC
UNIVERSITY
PRESS



Radyoterapide Kalite Güvenliği

Editör: Songül Çavdar Karaçam 

Kurum: İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi Programı; İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı

E-posta: songul.karacam@iuc.edu.tr

Yayıncı



Adres: Üniversite Mahallesi, 34320 İstanbul/Türkiye

E-posta: iucpress@iuc.edu.tr

E-ISBN: 978-605-7880-16-1

DOI: 10.5152/2200

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Yayınevi Seri No: 08

Yayıncılık Hizmetleri




© 2023. Telif hakkı yazarlara aittir. Bu kitaptaki bölümler açık erişimli olup Creative Commons Atıf 4.0 Uluslararası Lisansı altında dağıtılmaktadır. Bu lisans kullanıcılara, bölümleri herhangi bir amaç için indirme, çoğaltma ve yayımlanan bölümler üzerinde çalışma imkânı sunar. Böylece yayınlarımızın en geniş şekilde yayılmasını ve daha geniş bir etkiye sahip olmasını sağlar.

Sorumluluk Reddi


Kitapta yayımlanan metinlerin/bölümlerin ifadeleri veya görüşleri yazar(lar)ın ve editör(ler)in görüşlerini yansıtır. İÜC Yayınevi ve İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa yazıların içeriğinden sorumlu değildir. Yayımlanan kitaplardaki çalışmaların doğru ve iyi araştırılmış olması ve metinlerde ifade edilen görüşlerin tutarlılığı yazar ve editörlerin sorumluluğundadır. İÜC Yayınevi ve İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, yazarlara çalışmalarını bilimsel toplulukla paylaşmak için bir platform sağlamaktadır.

Atıf için: Çavdar Karaçam S, ed. *Radyoterapide Kalite Güvenliği*. İstanbul: İÜC Yayınevi; 2023.


YAZARLAR

Duygu Tunçman 

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi Programı, İstanbul, Türkiye

Deniz Kısınma Azaklıoğlu 

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakóltesi, Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Songül Çavdar Karaçam 

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi Programı; İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakóltesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

İÇİNDEKİLER

REKTÖRÜN ÖN SÖZÜ	V	Bölüm 4. Tedavi Planlama Sistemlerinde Kalite Kontrol	28
ÖN SÖZ	VI	<i>Deniz Kısınma Azaklıoğlu</i>	
GİRİŞ.....	VII	Bölüm 5. Lineer Hızlandırıcı Cihazlarında Kalite Kontrol	41
Bölüm 1. Radyoterapide Kalite ve Terimler	1	<i>Songül Çavdar Karaçam</i>	
<i>Duygu Tunçman</i>		Bölüm 6. Brakiterapi Cihazlarında Kalite Kontrol	54
Bölüm 2. Kalite Kontrolde Kullanılan Ölçüm Aletleri	8	<i>Songül Çavdar Karaçam</i>	
<i>Duygu Tunçman</i>		Bölüm 7. Radyoterapide Kazalar	64
Bölüm 3. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Simülatörde Kalite Kontrol	17	<i>Songül Çavdar Karaçam</i>	
<i>Duygu Tunçman</i>			

REKTÖRÜN ÖN SÖZÜ

Türk milletinin bağımsızlık mücadelesi, 29 Ekim 1923'te Cumhuriyetin ilanı ile taçlanmıştır. Dünya tarihine altın harflerle kazınan büyük bir mücadele sonucu elde edilen şanlı zafer, Türk milletinin hür ve bağımsız yaşama kararlılığı ile çıktığı yolda; inanç, cesaret, güven ve sınırsız fedakârlıkla gösterdiği eşsiz kahramanlıkların eseridir. Egemenliğin kayıtsız şartsız millete teslim edildiği Türkiye Cumhuriyeti, Millî Mücadele'mizin önderi Gazi Mustafa Kemal Atatürk'ün milletimize en büyük armağanıdır.

Cumhuriyetin kazanımlarını koruma ve milletimizin muasır medeniyetler seviyesine ulaşma hedefinde, eğitim ve bilim her zaman en büyük rehberdir. Bu hedeflerin gerçekleştirilmesinde ise en büyük sorumluluk kuşkusuz üniversitelere düşmektedir.

Ülkemizin köklü ve öncü üniversiteleri arasında yer alan İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa; bilimsel yaklaşımı benimseyen, bilgi üreten ve uygulamalarıyla toplumun gelişmesine katkıda bulunmayı ilke edinen bir araştırma üniversitesidir. Cumhuriyet değerlerine bağlı bir yükseköğretim kurumu olarak Cumhuriyetimizin 100. yılına ithafen akademisyenlerimizin iş birliğiyle "*Cumhuriyetin 100. Yılına 100 Kitap*" projesini hayata geçiriyoruz. Proje kapsamında, akademisyenlerimizin kendi uzmanlık alanlarıyla ilgili kaleme aldıkları ve İÜC Yayınevi tarafından basılan kitaplar, açık erişimle tüm toplumun faydasına sunulmaktadır. Sağıktan mühendisliğe, sosyal bilimlerden eğitime kadar pek çok alanda hazırlanan 100 kitap; eğitim-öğretim materyali, ders kitabı olarak kullanılabilceği gibi araştırma geliştirme kapsamında yararlanılacak kaynak olarak da kullanılabilcek nitelikteki kitaplardan oluşmaktadır.

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa olarak köklü geçmişimizden aldığımız güçle Cumhuriyetimizi nice yüzyıllara taşımak için var gücümüzle çalışmaya ve üretmeye devam ediyor, 100. yılını kutladığımız Cumhuriyetin kurulmasında emeği geçen tüm kahramanlara adadığımız "*Cumhuriyetin 100. Yılına 100 Kitap*" projemizi; tüm akademisyenlerin, öğrencilerin ve araştırmacıların kullanımına sunuyoruz.

Prof. Dr. Nuri Aydın
Rektör
29 Ekim 2023

ÖN SÖZ

Dünyada ve ülkemizde teknolojik gelişmeler radyoterapide birçok yeni uygulamayı beraberinde getirmiştir. Günümüzde; mekanik özelliklere sahip Kobalt-60 kaynaklı tedavi cihazlarından, daha dijital özellikte tedavi cihazlarına doğru geçiş olmuştur. Tüm bu yenilikler kanser tedavisinde hedef yapıyı daha iyi ışınlatabilme, daha yüksek doza çıkabilme ve çevre dokuyu koruma avantajını sağlamıştır. Ancak gelişmiş özellikte üretilen ve kullanılmaya başlanan teşhis ve tedavi cihazlarının etkin kullanımının yanı sıra güvenli kullanımı ile ilgili ek prosedürlerin de uygulanması gerektiği konusu gündeme gelmiştir.

Radyasyon onkolojisi kliniklerinde bulunan cihazlarla ilgili kalite kontrol prosedürlerinin tek bir kaynak kitapta olma eksikliğini hep hissettim. Bu özel konuda olan eksikliğin bir nebze olsa giderilmesi açısından sadece radyoterapi teknikerleri için değil medikal fizik uzmanı meslektaşlarım ve cihazlarda yapılan kalite kontrol prosedürleri hakkında bilgi edinmek isteyen radyasyon onkologları açısından da bu kitabın faydalı olacağını umuyorum.

Cumhuriyetimizin 100. yılına özel olarak hazırlanan bu kitabın, ülkemizi bilim dolu daha iyi yarınlara taşıması temennisiyle, tüm bölüm yazarlarına teşekkür ederim.

Doç. Dr. Songül ÇAVDAR KARAÇAM

GİRİŞ

“Radyoterapide Kalite Güvenliği” kitabı İÜC 100. Yıl kitap projesi kapsamında hazırlanarak sizlere sunulmuştur. Kitap genel yapısı itibariyle Radyoterapi alanında çalışan radyoterapi teknikerleri ve sağlık fizikçilerine rutin uygulamalarda bir başucu kitabı olmasının yanı sıra iki yıllık Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi programı öğrencileri ile dört yıllık Fizik lisans öğrencileri ve Sağlık Fiziği yüksek lisans / doktora öğrencileri için de ders kitabı niteliğindedir. Ayrıca Radyasyon Onkolojisi uzmanlık eğitimi sırasında da yararlanılabilecek önemli bir kaynaktır. Kitap genel olarak yedi bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde kalite terminolojisinden ve radyoterapide kalite prosedüründen bahsedilmektedir. İkinci bölümde radyoterapide kalite kontrol ölçümlerinde kullanılan dozimetrik ölçüm aletleri anlatılarak bu aletlerin rutin kullanımına örnekler verilmiştir. İkinci bölümden sonraki bölümlerde her radyoterapi kliniğinde bulunan tedavi ve teşhis amaçlı kullanılan cihazlara ve yapılması gerekli kalite kontrollere yer verilmiştir. Üçüncü bölümde radyoterapide kullanılan bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları için kapsamlı bir kalite güvence programının oluşturulması ve uygulanmasını sağlayacak bir çerçeve oluşturulması ve rehberlik sağlanması hedeflenmiştir. Dördüncü bölümde Radyoterapide en önemli basamaklardan biri olan tedavi planlama sistemi (TPS) ’ne ait kalite kontrol test süreçlerinden bahsedilmiştir. Beşinci bölümde lineer hızlandırıcı (Linac) cihazına ait kalite kontrol süreci anlatılmıştır. Altıncı bölümde radyoterapide internal tedavi tekniği olarak da bilinen brakiterapi uygulamalarına ait kalite kontrol süreçlerinden bahsedilmiştir. Son olarak kitabın yedinci bölümünde ise kaza terimini açıklayarak, Türkiye ve Dünya’da meydana gelmiş radyoterapi kazalarına değinilmiştir. Bu kazalardan yola çıkılarak sağlık profesyonellerinin dikkat etmesi gereken sonuçlar belirtilmiştir.

Kitap Radyoterapi alanında spesifik bir konu olan kalite güvenliği konusuna ışık tutmaktadır. Tüm okuyuculara faydalı olması dileğimizle.

BÖLÜM 1

RADYOTERAPİDE

KALİTE VE TERİMLER

Duygu TUNÇMAN

Radyoterapide Kalite ve Terimler

Quality and Terminology in Radiotherapy

BÖLÜM HAKKINDA

Radyoterapi, kanser tedavisinde kullanılan etkili bir yöntemdir. Bu tedavi sürecinde, kanser hücreleri yüksek enerjili radyasyonla hedeflenir ve bu sayede kontrol altına alınmaya çalışılır. Radyoterapinin başarısı, tedavinin kalitesine bağlıdır. "Radyoterapide Kalite ve Terimler" terimi, tedavinin etkinliği, güvenliği ve doğruluğunu sağlamak amacıyla kullanılan standartları ve kavramları ifade eder. Kalite, tedavinin hastalar üzerindeki etkisinin en üst düzeye çıkarılmasını içerirken, terimler ise tıbbi iletişim ve kayıt süreçlerindeki doğruluk ve tutarlılığı temsil eder. Bu kavramlar, radyoterapi ekiplerinin hastalar için en iyi tedaviyi sağlamalarına yardımcı olurken, aynı zamanda sağlık alanında tutarlı bir dil ve iletişim standardı oluşturmayı amaçlar. Bu alandaki sürekli gelişmelerle birlikte, radyoterapide kalite ve terimlerin anlaşılması ve uygulanması, kanser tedavisindeki başarının temel taşlarından birini oluşturur.

Anahtar kelimeler: Radyoterapi, kalite kontrol, güvenlik

ABOUT the CHAPTER

Radiation therapy is an effective method used in cancer treatment. During this treatment process, cancer cells are targeted with high-energy radiation to attempt to control and manage them. The success of radiation therapy relies on the quality of treatment. The term "Quality and Terminology in Radiotherapy" refers to the standards and concepts used to ensure the effectiveness, safety, and accuracy of the treatment. Quality encompasses maximizing the impact of treatment on patients, while terminology pertains to the accuracy and consistency in medical communication and record-keeping processes. These concepts assist radiation therapy teams in providing the best possible treatment for patients while aiming to establish a consistent language and communication standard in the field of healthcare. With ongoing advancements in the field, understanding and implementing quality and terminology in radiation therapy form a cornerstone of success in cancer treatment.

Keywords: Radiotherapy, quality control, safety



GİRİŞ

Kaliteyi iyileştirmekle ilgili bir düzenleme söz konusu olduğunda ilk yapılması gereken bu konuda kullanılan terimleri anlamaktır. "Kalite" kelimesi genellikle güvence, kontrol, yönetim, sağlama vb. gibi kelimelerle birlikte kullanılmaktadır. Kalite iyileştirme ve geliştirme programı içinde görev alan bir kişinin bu terimleri tanınması ve aralarındaki farkı bilmesi gereklidir. Aşağıda kaliteyle ilgili sık karşılaştığımız terimler verilmiştir:

KALİTE

Kalite, herhangi bir ürün ya da bir hizmete ait belirlenmiş, olabilecek ihtiyaçları karşılama kabiliyetine dayanan özelliklerinin toplamıdır. Verilen şartlara uygunluk ya da her zaman, zamanında ve ilk defasında doğru iş yapmak olarak tarif edilebilir.

KALİTE TEMİNİ

Kalite temini (Quality Assurance-QA); bir ürün veya hizmetin verilen kalite gerekliliklerini karşılayacağına dair yeterli güveni sağlamak için gerekli olan planlı ve sistematik eylemlerin tümüdür. Bünyesinde kalite kontrol uygulamalarını barındırır¹.

Radyoterapide Kalite Temini

Radyoterapide kalite temini, Şekil 1'de gösterildiği gibi radyoterapinin tüm basamaklarını içerir. Tüm süreç hedef hacme doz açısından tıbbi reçetenin tutarlılığı ve bu reçetenin güvenli bir şekilde yerine getirilmesi ve tedavinin nihai sonucunu belirlemeye yönelik ye-



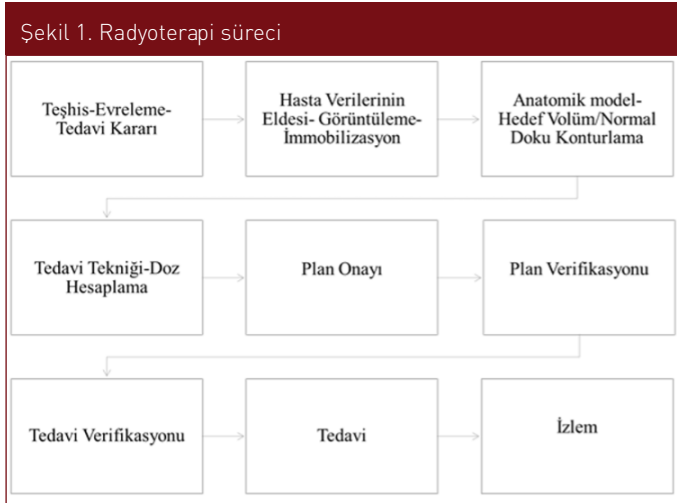
CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atıf 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.

Duygu Tunçman 

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi Programı, İstanbul, Türkiye
E-posta: duygutuncman@gmail.com;
duygu.tuncman@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:
Tunçman D. Radyoterapide kalite ve terimler. Çavdar Karaçam S, ed. *Radyoterapide Kalite Güvenliği* içinde. İstanbul: İÜC Yayınevi; 2023: 1-6.

Şekil 1. Radyoterapi süreci



terli hasta takibi ile olarak tanımlanabilir. Aynı zamanda görevli personelin ve hastanın radyasyon güvenliğini sağlamayı da kapsar. Uygulamada personelde ve hastada normal doku için ALARA prensibi uygulanır. ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibi; uygulamalarda net yararı sağlamak üzere ışınlanan kişilerin sayısı, bireysel dozun büyüklüğü ve ekonomik ve sosyal faktörler dikkate alınarak, mümkün olan en düşük dozun alınmasının başarılması şeklinde özetlenebilir.

Radyoterapide tedavi kalitesini sağlamaya yönelik önlemler, doğası gereği hasta güvenliğini ve kazara maruz kalmanın önlenmesini sağlar. Bu nedenle hasta güvenliği, radyoterapi tedavilerinin kalite temini ile otomatik olarak entegre edilir.

Radyoterapide hastaya uygulanacak tedavi (hastanın tümör hacmine verilecek doz, hastanın kaç fraksiyon tedavi alacağı, uygulanacak tedavi protokolü) belirlenir, ardından hedef hacmin ve etrafındaki kritik organların görüntülenmesi ve hastanın uygun aparatlar yardımı ile immobilize edilebilmesi için genellikle bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı kullanılarak simülasyon görüntülenmesi gerçekleştirilir. Hastanın BT görüntüleri konturlama bilgisayarına gönderilerek burada görüntüler üzerinden hedef hacim ve kritik organların belirlenmesi sağlanır ve hedef volümün doktorun reçete ettiği dozu alırken sağlam dokuların da tolere edilebilir doz limitleri içerisinde kalacak şekilde tedavi planı, tedavi planlama sistemi (TPS) ile yapılır. TPS'de hastanın tedavisine ait optimum ışın düzenlemesi, ışın açıları, ışın alanları düzenlenir. Hedefe verilmesi istenen radyasyon dozu için olması planlanan her bir ışın alanından verilmesi gereken Monitor Unit (MU) hesaplanır. Tedavi planı onaylandıktan sonra, doktorun önerdiği fraksiyon sayısı kadar tedavisini alır. Tedavi sırasında ve tedavi tamamlandıktan sonra hasta izlemi yapılır².

Radyoterapi işlemleri sırasında hedef volüme verilen dozdaki belirsizlik farklı adımlarda meydana gelebilir:

- Hasta anatomisinin tanımlanmasında,
- Hedef volümün tanımlanmasında,
- Tedavi planlaması sırasında yapılan yanlışlıklar sebebiyle,
- Tedavi sırasında; kullanılan cihaza ait doz kalibrasyonunda, hasta pozisyonunda,
- Hasta bilgilerinde kimliğinde, tanısında, tedavi şemasında, daha önce verilmiş tedavinin kaydında hata olabilir.

Radyoterapideki bir hata, cihaz ve sistemlerdeki bir eksiklik, hastaya yanlış doz verilmeden önce anlaşılmazsa, sonuçları çok ciddi, hatta ölümcül olabilir. Her radyoterapi merkezinin hastaya doz vermeden önce hatanın belirlenmesini ve düzeltilmesini sağlayacak nitelikte kalite güvence ve kontrol sistemi mutlaka olmalıdır. Kalite sistemi terimi de aslında kalite temininin uygulanabilmesi için gerekli organizasyonel yapı, prosedürler, sorumluluklar, süreçler, eğitimler ve kullanılacak kaynakları içerir. Kalite temini sürecine ait hiçbir aşama atlanmamalı ve tüm süreç içerisindeki yapılan işlemler birbiri ile uyumlu olmalıdır. Radyoterapi tedavi süreci içerisinde birçok farklı teknolojiyi içeren kompleks ve multidisipliner bir tedavi yöntemidir. Radyoterapi tedavisine ait tüm sorumluluklar disiplinler arası paylaşılmalı ve açıkça belirtilmelidir³.

QA içeriğinde prosedürler, değerlendirmeler, eylemler ve QA ekibi vardır. QA programları cihazın kabulünden itibaren başlayan, hasta tedavilerinin yapılması, hastanın izlemi de dahil olmak üzere tüm aşamaları içerir ve kontrollerin sürekliliğinin sağlanması gerekir.

QA programlarının uygulanma gereklilikleri aşağıdaki gibidir;

- QA programları, tedavi planlamasındaki belirsizlikleri ve hataları minimuma indirir,
- QA programları, yurt içi ve yurt dışındaki radyoterapi merkezlerinin tedavi sonuçlarının karşılaştırılmasına olanak sağlar,
- QA programları sayesinde verilen dozun geometrik ve dozimetrik olarak kontrolü sağlanır. Bu da hastaya verilen dozun hassasiyet oranını artırır. Artan doz hassasiyeti sayesinde tümör kontrolü artar ve böylece tümörün nüks etme oranı ve olası komplikasyonların oluşma olasılığı azalır.
- QA programları ile istenilen kalitede radyoterapi tedavisinin uygulanması sağlanır.
- QA programları sayesinde olası kaza ve hataların erkenden fark edilmesi sağlanarak bu hataların giderilebilme ihtimali artar. Dolayısı ile de hasta tedavisindeki negatif sonuçlar da azalmış olur.

QA programı içerisinde tüm radyoterapi basamaklarıyla ilişkili meslek grupları olmalı ve QA komitesi oluşturulmalıdır. Ekipteki her bir kişi kendi görev ve sorumluluklarına uygun nitelikte eğitim ve deneyime sahip olmalıdır. Güvenli ve etkin bir radyoterapi sürecinin uygulanabilmesi için kalite temini felsefesinin yukarıda bahsedilen radyoterapi aşamalarının her biri için ve her bir aşamaya özel bir şekilde uygulanması gerekmektedir.^{4,5}

QA KOMİTESİ GÖREV VE SORUMLULUKLARI

QA komitesi,

- Prosedür ve talimatlarını onaylayarak bu komitede yer alacak ekibin sorumluluklarını belirlemelidir.
- Komite radyasyon onkoloğu, medikal fizik uzmanı, radyoterapi teknikeri, hemşire, servis mühendisi gibi radyoterapi tedavisine katkı sağlayan sağlık profesyonellerinden oluşmalıdır.
- Kalite teminine ilişkin prosedür ve dökümanları inceleyerek önerilerde bulunabilmelidir.
- Komite kendi kurallarını, toplantı sıklıklarını ve raporlama sınırlarını belirlemelidir.
- Komite altında oluşturulmuş alt komitelerin düzenli bir şekilde çalışıp çalışmadığını belirlemeli ve denetlemelidir. Alt

komitelerden gelen geri bildirimleri radyoterapideki kaliteyi arttırmak için kullanılmalıdır.

- Tüm uygunsuz durumları araştırarak kalite temini sistemine geri bildirimde bulunmalıdır.
- Komite, düzenli olarak operasyonel gelişimi takip etmeli ve sürecin ve toplantı kayıtlarını arşivlemelidir.

Her üye kendi sorumlulukları konusunda net olmalı ve bunları gerçekleştirmek için yeterince eğitilmiş olmalı ve kabul edilebilir kriterlerin sınırları dışında herhangi bir sonucun gözlemlenmesi durumunda hangi eylemlerin gerçekleştirileceğini de bilmelidir. Ekibin bir alt grubu, kalite sisteminin iç denetçileri olarak görev yapmak üzere eğitilebilir. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) gibi kuruluşlar giderek artan bir şekilde, hasta radyasyon güvenliğini sağlamak için radyoterapide bir kalite sisteminin kurulması ve birçok ulusal nükleer ve/veya sağlık düzenleme komisyonu, hastane ruhsatlandırma ve akreditasyon için bir gereklilik olarak böyle bir kalite sisteminin uygulanmasını talep etmektedir.^{6,7}

Radyasyon Onkoloğu

Radyasyon Onkoloğu, tıp fakültesi lisans mezunu olup, ihtisasını Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı'nda yapmış olan uzman doktordur. Kalite temini ekibinde yer alan görev ve sorumlulukları aşağıda verilmiştir;

- Hedef volümün klinik tanımından,
- Tedavi şemasından (hastaya verilecek olan radyasyon dozunun reçetelenmesi),
- Hastanın tedavisi sırasında ve sonrası takibinden (yan etki kontrolü) sorumlu kişidir.

Medikal Fizik Uzmanı (Sağlık Fizikçisi)

Medikal fizik uzmanı, ilgili fakültelerin Fizik, Fizik Mühendisliği veya Nükleer Enerji Mühendisliği bölümlerinden mezun olup, Medikal Fizik (Sağlık Fiziği) alanında tezli yüksek lisans yapmış olan fizikçilerdir. Kalite temini ekibinde yer alan görev ve sorumlulukları aşağıda verilmiştir;

- Radyoterapi cihazlarının kabul testleri, kliniğe hazırlık testleri, kalibrasyon ve bölümde yer alan tüm radyoterapi ekipman ve cihazlarının kalite temini,
- TPS'de doktorun reçete ettiği şekilde hasta dozlarının planlanması, hesaplanması ve verifiye edilmesi için gerekli olan hesaplama sistemlerini kullanmak,
- Radyoterapide gerek simülasyon gerek de tedavide kullanılan cihazların bakımlarının, performans ve güvenliğinin takip edilmesi,
- Radyasyondan korunma ve radyasyon güvenliği süreçlerinin takibini gerçekleştirmek,
- Radyasyonla çalışan personelin radyasyon güvenliği eğitiminden sorumlu olmak.
- Radyasyon onkolojisinde kalite temini programının oluşturulması ve sürdürülmesini sağlamak.

Radyoterapi Teknikeri

Radyoterapi teknikeri, liseden sonra Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Radyoterapi programından mezun olan kişidir. Kalite temini ekibinde yer alan görev ve sorumlulukları aşağıda verilmiştir;

- Radyasyon onkolojisindeki BT simülasyon ve diğer tedavi cihazlarının kullanımı,
- Medikal fizik uzmanı tarafından planı yapılan ve radyasyon onkoloğu tarafından onaylanan tedavilerin doğru bir şekilde hastaya verilmesini sağlamak,
- Hastaya uygulanan tedavinin kaydını tutmak, tedavi esnasında veya tedavinin hemen sonrasında hastada gözlemledikleri yan etkileri radyasyon onkoloğuna bildirmek,
- Cihazlara ait günlük kalite kontrol testlerini medikal fizik uzmanının oluşturduğu plan ve protokoller çerçevesinde uygulanması ve değerlendirilmesini sağlamak.

Dozimetrist

Ülkemizde meslek grubu olarak dozimetrist yoktur. Bu işlevler medikal fizik uzmanı ya da medikal fizik uzmanı tarafından yetiştirilen radyoterapi teknikeri tarafından gerçekleştirilmektedir. Dozimetristler medikal fizik uzmanı gözetiminde cihaz kalibrasyonlarına dahil olarak ekipman kalite temini sağlayabilir.

Bu rolde çalışan personelin özel sorumlulukları şunları içerir:

- Doğru hasta verisi toplama,
- Radyoterapi tedavi planlaması,
- Doz hesaplaması,
- Hasta ölçümleri.

Servis Mühendisi

Servis teknisyenleri, elektronik mühendisleri veya elektronik teknisyenleri bu grupta yer alır. Tedavi ünitelerinin teknik performansından sorumlu kişilerdir ve radyoterapi ekipmanının elektriksel ve mekanik bakımında uzmanlaşmış bilgi ve donanıma sahiptirler. Hizmetleri, kurum içinde veya kurum dışında bir hizmet sözleşmesi aracılığıyla olabilir. Ayrıca, hastayla ilgili özel cihazlar için bir tasarım ve oluşturma yeteneği sağlarlar ve genellikle medikal fizik uzmanları tarafından denetlenirler.

Radyasyon onkolojisi departmanında kalite temini programına ait özet görev dağılımı Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Radyasyon onkolojisi departmanındaki kalite temini programı

Amaç	Kalite Temini İşlemi	Sorumlu Kişi
Programın Düzenlenmesi	Programın Düzenlenmesi	Anabilim Dalı Başkanı
Hasta Dozunun Kontrolü	Dozimetrik Kontroller (Makinanın Kontrolü)	Medikal Fizik Uzmanı
	Geometrik Yanlışlıklar (Hasta Pozisyonu)	Medikal Fizik Uzmanı, Radyasyon Onkoloğu
	Tedavi Planlanması	Medikal Fizik Uzmanı, Radyasyon Onkoloğu
Hastanın Güvenliği	Hastadan Bilgi (Hedef Volümün Tanımlanması)	Medikal Fizik Uzmanı, Radyasyon Onkoloğu
	Doz Hesapları	Medikal Fizik Uzmanı
	Hasta Bilgilerinin Kaydı	Medikal Fizik Uzmanı, Radyasyon Onkoloğu
Hastanın Güvenliği	Hedef Volüm Dışındaki Doz	Medikal Fizik Uzmanı, Radyasyon Onkoloğu, Radyoterapi Teknikeri

Tablo 1. Radyasyon onkolojisi departmanındaki kalite temini programı (devamı)

Amacı	Kalite Temini İşlemi	Sorumlu Kişi
	Mekanik ve Elektriksel Kontroller	Medikal Fizik Uzmanı, Radyoterapi Teknikeri
	Hasta Monitorü	Medikal Fizik Uzmanı, Radyoterapi Teknikeri
Personel Güvenliği	Personel Güvenliği (Radyasyondan Korunma)	Medikal Fizik Uzmanı
	Elektrik ve Mekanik Kontroller (Kapı, Işık vs)	Medikal Fizik Uzmanı, Radyoterapi Teknikeri

KALİTE STANDARTLARI

Kalite standartları terimi ilgilenilen faaliyetin kalitesinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulmuş kriterler kümesine verilen isimdir.

Radyoterapi de Kalite Standartları

İlk olarak 1988 yılında Dünya Sağlık Örgütü (WHO), 1994 yılında Amerikan Medikal Fizik Uzmanları Derneği (AAPM), 1995 yılında Avrupa Terapötik Radyasyon Onkolojisi Derneği (ESTRO) gibi çeşitli kuruluşlar önerilerde bulunmuşlardır. 1989 yılında Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC) ve 1999 yılında ise Medikal Fizik ve Mühendislik Enstitüsü (IPEM) gibi diğer kuruluşlar da, radyoterapi sürecinin ilgili bölümlerine ait kalite standartları konusunda tavsiyeler vermişlerdir. Herhangi bir önerilmiş kalite standardı olmayan yerlerde de yerel gereklilikler dikkate alınarak standartları geliştirmek gerekmektedir. Aynı zamanda güncel olarak, radyoterapide QA ile ilgili bazı topluluklar değişen teknoloji ile paralel bir şekilde düzenli olarak raporlar yayınlamaktadır. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM), International Atomic Energy Agency (IAEA), International Commission on Radiological Protection (ICRP), International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU) gibi topluluklar çeşitli QA klavuzları yayınlamaktadır.

Radyoterapide kalite temininin de amacı doktor tarafından belirlenmiş olan dozu bilimsel olarak kabul edilmiş limit değerleri içerisinde doğru olarak hastaya verilmesini sağlamaktır. Gelişen teknolojiyle birlikte radyoterapi cihazları ve tedavi teknikleri de gelişmiş ve bu yenilikler radyoterapinin temel amacının iyileştirilmesine katkısı olmuştur. Özellikle son yıllarda çok yapraklı kolimatöre (ÇYK) sahip, kilovolt (kV) ve megavolt (MV) görüntüleme sistemleri bulunan modern lineer hızlandırıcıların üretilmesi ile yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve volümetrik ark terapi (VMAT) gibi tedavi teknikleri standart hale gelmiştir. Radyoterapide kullanılan uygulamaların giderek karmaşık bir hal alması da kaliteli bir tedavi için kalitenin artırılmasına ihtiyaç doğurmuştur. Bu sebeple radyasyon onkolojisi kliniklerinde sistematik bir kalite temini programı oluşturulması şarttır.⁸⁻¹⁰

KALİTE KONTROL

Kalite kontrol (Quality Control-QC), genel kalite temininin bir parçasıdır. Kullanılan operasyonel teknikler ve faaliyetlerle ilgilidir. Kalite kontrol 'planla-yap-gör' şeklinde kısaca özetlenebilir. İçerisinde amaç ve hedefleri belirleme, hedeflere ulaşma yöntemlerini belirleme, eğitim, işin uygulanması, uygulamanın sonuçlarını denetleme ve gerekenleri yapma şeklinde aşamaları içerir.¹⁰

Bu amaçla,

- Kalite gereksinimlerinin karşılandığını kontrol etmek için;
- Gereksinimlerin karşılanmadığı tespit edilirse performansı ayarlamak ve düzeltmek için yapılır.

Kontrol amacı ve hedeflerin üst yönetim tarafından bilinmesi ve çalışanların konuya sahip çıkması ilk aşamadır. İkinci aşamada hedeflere ulaşma yöntemleri belirlenir. Böylece standardizasyon sağlanır. Hedeflere ulaşabilmesi için hangi yöntemin kullanılacağı ve bunun mevzuata dönüştürülmesi ile neden-sonuç ilişkisinin oluşturulması sağlanır. Yöntemler standardize edilirken yapılacak işe spesifik düzenlemeler yapılmalı, kullanıcıların katılması sağlanmalı ve aşırı düzenlemelerden kaçınılmalıdır. Elde edilen teknik standartların ve mevzuatların uygulanabilmesi için öncelikle bu konuda yetkinliği olan kişilerin eğitimler vererek astlarını yetiştirmesi gerekmektedir. Eğitim tamamlandıktan sonra standartlar ve mevzuatlara göre işin uygulanması gerekir. Ancak uygulamalar sonrası alınan sonuçların değerlendirilip düzeltici faaliyetlerin yapılması ile kontrol çemberi tamamlanır. Bu döngünün kendini sürekli tekrarlaması sağlanmalıdır. QC; genel olarak QA'nin bir parçasıdır¹¹.

Radyoterapide Kalite Kontrol

QA işleminin her aşamasında aynı radyoterapi sürecinde olduğu gibi multidisipliner bir işleyiş söz konusudur. Bu nedenle de QA prosedürüne katılan her bir grubun QA işlemlerinde; hasta dozunun kontrolü (dozimetrik yanlışlıklar – makinelerin kontrolü-, geometrik yanlışlıklar –hasta pozisyonu-, tedavi planlamasında – hedef hacim tanımı, doz hesapları, hasta bilgilerinin kayıt edilmesi-) , hastanın güvenliği (hedef hacim dışındaki doz, mekanik ve elektriksel problemler, hasta monitörü), personel güvenliği (tedavi odasının radyasyon sızıntısı, çalışan personelin aldığı doz, elektrik ve mekanik kontroller) radyoterapi merkezinde yer alan medikal fizik uzmanı, radyoterapi teknikeri, radyasyon onkoloğu ve servis mühendisi tarafından gerçekleştirilir. Radyoterapide hastaların tedavisi cihazın kabul ve devreye alınması sırasında belirlenen performans ölçümleri temelinde planlanıp yapılır. Performans ölçümlerinin düzenli olarak gerçekleştirilebilmesi için cihaz hasta almaya başladıktan sonra periyodik olarak kalite kontrol testleri uygulanmalıdır. Testlerin içeriği mümkün olduğunca basit tutulmalıdır. Ayrıca ilgili radyasyon onkolojisi bölümünde kalite kontrol süreçlerinin aksamaması adına gerekli ve yeterli ekipman hazır bulundurulmalıdır. Kalite kontrol testlerinde kullanılacak bu ekipmanların iyi bir şekilde muhafaza edilerek, orijinal bir kalite kontrol programına tabi tutulmalıdır.

- Cihazlar için hazırlanan kalite kontrol programının içeriği aşağıdaki başlıkları içermelidir¹²;
- Cihazda test edilecek parametreler ve uygulanacak testler
- Testler sırasında kullanılması gereken ekipmanlar
- Testlerin periyodu
- Testlerin geometri dizaynı
- Testleri gerçekleştirecek ekip elemanları ve ayrıca testlerde, cihazda herhangi bir problem tespiti gerçekleştirildiğinde başvurulacak sorumlu kişinin belirlenmesi
- Testlerden beklenen sonuçlar (testlerden elde edilen sonuçlar tolerans değerleri ile kıyaslanarak, olası tolerans değerini aşması durumunda gerçekleştirilmesi gereken aksiyonlar)

Radyoterapi işlemleri sırasında hedef volüme verilen dozdaki belirsizlik farklı adımlarda meydana gelebilir. Bu adımlar, hastanın anatomisinin tanımlanmasında, hedef volümün tanımlanmasında, tedavi planlama sırasında, tedavi sırasında, tedavi cihazının doz kalibrasyonunda, hastaya ait bilgilerin doğruluğunda veya daha önceden aldığı tedavinin kaydında, hata olabilir. Bahsedilen bu gibi durumların radyoterapide hata olabilmesi için buna sebep olacak limitin iyi belirlenmesi gerekmektedir. Hedef volümdeki dozun %7-10 arası değişimi tümör kontrolünde oldukça önemli bir değişikliğe sebep olmaktadır. Bu nedenle de ICRU, tüm tedavi boyunca hedef volüme verilen dozdaki değişimin %5 içerisinde olması gerektiğini söylemektedir⁵. 'Kalite standartları', söz konusu faaliyetin kalitesinin değerlendirilebileceği kabul edilen kriterler kümesidir. Alınan QA ölçümlerinin referans değerlere en yakın sonuçları vermesi gerekmektedir. Ayrıca ölçüm tekniğine bağlı olarak birtakım belirsizlikler ortaya çıkabilir. Bundan dolayı yapılacak olan testlerin tolerans değerleri uluslararası komisyon raporlarının önerilerini de dikkate alarak klinik bazında belirlenmeli ve yerel protokoller oluşturulmalıdır. Yapılan QA testleri sonucunda tolerans değerler içerisinde kalan cihaz performans açısından kabul edilebilir bir doğruluk sağlamaktadır. Aksi takdirde tolerans dışında olan test sonuçları performans açısından kabul edilemez ve cihazda bu durumu düzeltmek için müdahale gerektirir. Radyoterapi sürecinde kullanılan cihazlara uygulanacak her bir kalite kontrol testi için göreve ve test amacına uygun ölçüm ekipmanı kullanılmalıdır. Kalite kontrol testlerinde kullanılan ölçüm ekipmanları da ayrıca bir kalite kontrole tabi tutulmalıdır. Işınlama koşulları ve ölçüm prosedürleri, göreve uygun olacak şekilde tasarlanmalıdır. Kalite kontrolleri ve ölçüleri yapmak için radyoterapi cihazlarında aşağıda belirtilen materyallere ihtiyaç vardır;

- Uluslararası protokoller ve raporlar,
- Geniş kapsamlı cihaz kullanma talimatı ve kılavuzlar
- Tedavi cihazını yapan firma tarafından verilecek dokümanlar (derin doz tabloları, izodoz eğrileri ve fiziksel parametreler)
- Ölçüm ekipmanları, cihazları ve aletler

Kalite kontrol testlerinin yapılma sıklığı, rutinde kullanılan cihazın kullanım süreci boyunca parametrelerdeki değişim sıklığı dikkate alınarak düzenlenmelidir. Cihazlar eskidikçe, testlerin yapılma sıklığı da birbirine yaklaşabilir. Başlangıçta nominal bir sıklık belirlenir ve daha sonra gözlem ışığında bu sıklık gözden geçirilebilir. Varsa, ulusal kuruluşların kendi kalite kontrol protokolleri uygulanmalıdır. Yerel protokollerin mevcut olmadığı durumlarda, mevcut önerilere başvurulmalı ve yerel koşullara uyarlanmalıdır. Kalite kontrol testlerinin en kısa zamanda ve en az ekipman kullanılarak en hızlı sonucu verebilecek şekilde tasarlanmış olması gerekmektedir. Bu durumlarda kalite kontrol ölçümünün, belirli ölçülen parametrenin en iyi tahminini vermesi beklenir. Ancak, bunun ölçüm tekniğine bağlı olarak ilişkili bir belirsizliği olacaktır. Parametre için ayarlanan tolerans, kullanılan ölçüm tekniğinin belirsizliğini hesaba katmalıdır. Ölçüm belirsizliği ayarlanan tolerans seviyesinden büyükse, ölçümdeki rastgele değişiklikler, gereksiz müdahaleye, ekipmanın daha uzun süre hizmet dışı kalmasına ve personel süresinin verimsiz kullanılmasına yol açacaktır. Toleranslar, istenen genel belirsizlikleri elde etmek amacıyla ayarlanmalıdır.¹³ Eylem seviyeleri, toleranslarla ilgilidir ancak esneklik sağlar. Örneğin, doz/MU'ların sabitliği üzerindeki bir ölçüm, tolerans ve eylem seviyeleri arasında bir sonuç gösteriyorsa, herhangi bir başka eylemde bulunmadan önceki gün ölçümle bu

doğrulanana kadar klinik kullanımın devam etmesine izin verilebilir. Böylece:

- Günlük ölçüm tolerans dâhilindeyse herhangi bir işlem yapılması gerekmez;
- Ölçüm, eylem seviyesini aşarsa, derhal eylem yapılır.
- Gerekli ve makine, sorun düzeltilene ve düzeltme ölçümü doğrulanana kadar klinik olarak kullanılmamalıdır; Ancak, ölçüm tolerans ve eylem seviyeleri arasında düşerse, bir sonraki günlük ölçüme kadar bu kabul edilebilir olarak kabul edilebilir;
- Tekrarlanan ölçümler, tolerans ve eylem seviyeleri arasında tutarlı bir şekilde kalıyorsa, ayarlama gereklidir.

Eylem seviyeleri genellikle tolerans seviyesinin yaklaşık iki katına ayarlanır, bazı kritik parametreler tolerans ve eylem seviyelerinin birbirine çok daha yakın hatta aynı değerde ayarlanmasını gerektirebilir.

Son olarak, test sonuçlarını kayıt altında tutulması için mutlaka gerçekleştirilen her teste özgü formlar oluşturularak tarihleri mutlaka belirtilerek doldurulmalıdır. Testte görevli olan kalite kontrol ekibindeki üyelerin her biri bu formu imzalamalı ve saklanmak üzere medikal fizik uzmanı tarafından kaldırılmalıdır.

KALİTE TETKİKİ (AUDIT)

Kalite tetkiki, kalitenin sağlanması ve iyileştirilmesi konusunda en etkin araçlardan biridir. Sistematik ve tarafsız olarak kalite ile ilgili faaliyetlerin ve sonuçlarının, planlanan düzenlemelere uyup uymadığının, bu düzenlemelerin etkili olarak uygulanıp uygulanmadığının ve amaca ulaşmak için uygun olup olmadığının incelenmesini sağlar. Kalite tetkiki ile planladığımız tüm mekanizmanın uygun şekilde çalışması ve bu planların amaca ulaşmada etkin olması hedeflenir.

Radyoterapide Kalite Tetkiki

Kalite tetkiki, radyasyon onkolojisinde kapsamlı bir kalite güvence programının gerekli bir parçasıdır. Kalite tetkikleri, radyoterapi sürecinin belirli veya tüm klinik bölümlerini içeren çeşitli tür ve seviyelerde olabilir. Radyoterapide kalite tetkikinde; personel, ekipman, prosedürler, hasta radyasyon güvenliği ve radyoterapi bölümünün genel performansı dahil olmak üzere radyasyon tedavisine dahil olan tüm unsurların kalitesi ve ayrıca dış hizmet sağlayıcılarla olan etkileşimi değerlendirilir. Kalite tetkiki, kalite sisteminin etkinliğini bağımsız olarak test edebilir ve bunu yaparken sorunlu alanları belirleyebilir ve olası sonuçlarını en aza indirebilir. Kalite tetkikinin nihai amacı, mevcut durumu değerlendirmek ve incelenen kurum veya programdaki radyoterapi sürecinin kalitesini iyileştirmektir. Radyasyon dozu denetimleri ve diğer ilgili medikal fizik prosedürleri çeşitli IAEA ve hakemli yayınlarda iyi tanımlanmıştır. IAEA, IAEA denetim ekiplerinin bu tür kapsamlı denetimleri başlatması, gerçekleştirmesi ve raporlaması için kılavuzlar tasarlamak üzere radyasyon onkoloğu ve medikal fizik uzmanlarından oluşan bir danışma grubu toplamıştır. Bu gruba Radyasyon Onkolojisi için Kalite Temini Ekibi (QUATRO) adı verilmiştir.^{1,4,5}

Radyoterapi dozimetrisinde kalite denetimi artık iyi bir şekilde kanıtlanmıştır ve bireysel merkezlerin katılımı şiddetle tavsiye edilir. Radyoterapi sürecinin diğer alanlarında da benzer denetim yak-

laşımları teşvik edilmelidir. Kalite denetimi dinamik bir sũreçtir. ˆrneđin, tedavi ũnitesi kalibrasyonunun ulusal ve uluslararası standartlara uygun olduğunu doğrulamak için postal Termoluminesans Dozimetre (TLD) hizmeti kullanılabilir. Denetim, postal TLD veya iyon odaları kullanılarak yerinde ziyaretler gerçekleştirebilirken, ikinci yaklaşım, bir dozimetri karşılaştırması yapmak ve tutarsızlıkları keşfetmek ve ozmek için en doğru ve esnek araçları sağlar. İlk turda dozimetri uygulamasındaki sorunlar ve hatalar belirlenebilir, değerlendirilebilir ve ozũlebilir. Takip aşamasında, dũzeltici faaliyetlerin etkinlikleri kontrol edilebilirken, dozimetri tutarlılığı sũrekli olarak doğrulanabilir. Bu tũr kalite tetkikleri, farklı tedavi merkezleri arasında tek tip bir doz standardının korunmasına yardımcı olur. Ancak, bu dozimetri denetiminin zaman alıcı ve pahalı bir sũre olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Ayrıca yũksek standartlı dozimetri ve yardımcı ekipmanın bakımı ve periyodik olarak kalibre edilmesi gerekmektedir.¹³

Radyoterapide kapsamlı tetkikler isteğe bağlıdır. Denetim talebi normalde denetlenecek radyasyon onkolojisi bũlũmũnden istenir. Kurumun yũnetimi veya ulusal Sağlık Bakanlığı da denetim talebinde bulunabilir. Denetlenen bũlũmũn başkanı, optimum işbirliğini sağlamak ve denetimin faydasını en ũst dũzeye çıkarmak için bunu onaylamalıdır. Denetim talebinde bulunan kurum, kaliteli radyoterapi sunabilecek temel ekipman altyapısına sahip olmalıdır. Bu; dozimetri, gũrũntũleme ve tedavi planlaması için uygun ekipmanlarla desteklenen teleterapi ve brakiterapi tedavi cihazlarını, bilgisayarları ve immobilizasyon ekipmanlarını içermektedir. IAEA, bu kriterlerin karşılanmadığını fark ederse, bu temel seviyeye nasıl ulaşılacağı konusunda rehberlik sunabilir. Denetim ekibinin uygun Şekilde seçilebilmesi için, denetim ziyaretinden ˆnce, departmanın mevcut durumu ve denetimin nedenleri hakkında IAEA tarafından olabildiğince fazla bilgi alınması gerekir. Denetimin amacını net bir Şekilde formũle etmek ve bunu denetim ekibi-ne iletmek, talepte bulunan kuruluşun sorumluluğundadır.¹

Kalite tetkiki metodolojisi, uzmanlığı ağırlıklı olarak radyoterapide olan multidisipliner alanlardaki kişiler tarafından yũrũtũl-mek ũzere tasarlanmıştır. Denetim ekibi ũyelerinin, denetlenecek programın tũm yˆnleriyle ilgili uzmanları içermesi ˆnemlidir. Ayrıca bu ekipteki kişilerin kalite tetkiki metodolojisine de aşına olmaları gerekmektedir. Yerinde ziyaret ekibinin bileşimi, denetim ziyaretinin kapsamına, dũzeyine ve beklenen içeriğine bağlıdır. Genellikle radyasyon onkoloğu, medikal fizik uzmanı, radyoterapi teknikeri, ˆzel yetkinliğe sahip bir mũhendis veya başka bir ũye (ˆrneđin radyasyondan korunma uzmanı) ekip içerisine dahil edilebilir.

SONUÇLAR

Radyoterapide kalite temini programları;

- Hastanın tedavi kararının verilmesi
- Hedef volũmũn lokalizasyonu ve konturlama
- Tedavi planlaması ve doz hesaplanması
- Tedavinin verifikasyonu
- Tedavinin uygulanması
- Hasta izlem ve takip

gibi ana başlıklar Şeklinde sıralanabilir. Tũm bu aşamalar içerisinde kullanılan cihazların cihazın ilk kabulũnden itibaren periyodik olarak kontrol edilmesi ve cihaza spesifik kalite kontrol prose-dũrlerinin uygulanması ve takibinin sağlanması ˆnemlidir.

Hasta Onamı: Çalışma için onam bilgisi gerekmemektedir.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

ıkar atışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Informed Consent: Informed consent for participation is not required for the study.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. International Atomic Energy Agency (IAEA): IAEA Human Health Series No. 33, second edition, Vienna, IAEA September (2015).
2. Fitzgerald TJ, Followill D, Laurie F, et al. Quality assurance in radiation oncology, *Pediatric Blood & Cancer*, 68(S2),2021. [Crossref]
3. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for Radiation Oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994;21(4):581-618. [Crossref]
4. World Health Organization (WHO): Quality Assurance in Radiotherapy. 1988. https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/40423/9241542241_eng.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
5. ICRU Report 83: contents. J ICRU; 10: NP. *Strahlenther Onkol.*2010, Jan;188(1):97-9(2012). [Crossref]
6. Alpan Z V, 2016, Radyoterapide Kalite Temini, Tũrkiye Klinikleri Radyasyon Onkolojisi - ˆzel Konular, 2(3):220-33.
7. Battista JJ, Clark BG, Patterson MS, et al. Medical Physics Staffing for Radiation Oncology; A decade of Experience in Ontario, Canada *J Appl Clin Med Phys.* 2012;13(1):93-110. [Crossref]
8. Abaza A. Quality Control and Quality Assurance of Radiation Oncology. *Arab Journal of Nuclear Science and Applications*, 2016;94(4):264-278.
9. Knˆos, T, QA procedures needed for advanced RT techniques and its impact on treatment outcome, *Journal of Physics 2015: Conference Series* 573. [Crossref]
10. Nascimento A, Falzon P. Quality in radiotherapy: effective treatment and patient safety, *Quality in Radiotherapy: Effective Treatment and Patient Safety, Work.* 2012;41:1956-1960. [Crossref]
11. Fitzgerald TJ, Bishop-Jodoin M, Bosch W, et al. Future vision for the quality assurance of oncology clinical trials. *Front Oncol.* 2013;3:31. [Crossref]
12. Prior F, Smith K, Sharma A, et al. The public cancer radiology imaging collections of The Cancer Imaging Archive. *Sci Data.* 2017;4:170124. [Crossref]
13. Thwaites DI, Mijnheer BJ, Mills JA, Quality Assurance in External Radiotherapy, Podgorsak EB, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 1st. ed. Austria: IAEA; 2005; 207- 450.

BÖLÜM 2

KALİTE KONTROLLERDE KULLANILAN

RADYASYON ÖLÇÜM SİSTEMLERİ

Duygu TUNÇMAN

Kalite Kontrollerde Kullanılan Radyasyon Ölçüm Sistemleri

Radiation Measurement Systems Used in Quality Controls

BÖLÜM HAKKINDA

Kalite kontrol, radyasyon tedavisinin ve görüntüleme prosedürlerinin güvenilirliğini ve doğruluğunu sağlamak için kritik bir adımdır. Bu bağlamda, kalite kontrol süreçlerinde kullanılan radyasyon ölçüm sistemleri büyük önem taşır. Bu sistemler, radyasyon dozunun doğru bir şekilde ölçülmesi ve tedavi veya görüntüleme cihazlarının düzgün çalışmasının sağlanması için kullanılır. Radyasyon ölçüm sistemleri, iyonlaştırıcı radyasyonun (örneğin, X ışınları veya gama ışınları) etkilerini algılamak ve ölçmek için tasarlanmıştır. Bu sistemler, dozimetri cihazları, dozimetrik fantomlar ve diğer sensörler gibi farklı bileşenleri içerebilir. Kalibrasyon, lineerlik, tekrarlanabilirlik gibi faktörler, bu ölçüm sistemlerinin etkinliği ve güvenilirliği açısından kritik öneme sahiptir. Kalite kontrolde kullanılan radyasyon ölçüm sistemleri, tıbbi cihazların performanslarının izlenmesi ve düzeltilmesi amacıyla düzenli aralıklarla kullanılır. Bu sayede, radyasyon tedavisi veya görüntüleme prosedürlerinin hasta güvenliği ve doğru sonuçlar elde etme konusundaki güvenilirliği sağlanmış olur. Sonuç olarak, kalite kontrollerde kullanılan radyasyon ölçüm sistemleri, tıbbi radyasyon uygulamalarının güvenilirliği ve etkinliği için kritik bir rol oynamaktadır. Bu sistemler, sağlık profesyonellerine doğru dozajı sağlama, cihazların düzgün çalışmasını izleme ve hasta güvenliğini artırma konularında yardımcı olur.

Anahtar kelimeler: Kalite kontrol, radyasyon ölçüm sistemleri, dozimetri

ABOUT the CHAPTER

Quality control is a critical step to ensure the reliability and accuracy of radiation therapy and imaging procedures. In this context, radiation measurement systems used in quality control processes hold significant importance. These systems are utilized to accurately measure radiation doses and ensure the proper functioning of treatment or imaging devices. Radiation measurement systems are designed to detect and measure the effects of ionizing radiation, such as X-rays or gamma rays. These systems encompass various components, including dosimetry devices, dosimetric phantoms, and other sensors. Factors like calibration, linearity, and repeatability are of critical importance for the effectiveness and reliability of these measurement systems. Radiation measurement systems employed in quality control are regularly used to monitor and rectify the performance of medical devices. This ensures the reliability of patient safety and accurate results in radiation therapy or imaging procedures. In conclusion, radiation measurement systems used in quality controls play a crucial role in the reliability and effectiveness of medical radiation applications. These systems assist healthcare professionals in ensuring accurate dosages, monitoring device functionality, and enhancing patient safety.

Keywords: Quality control, radiation measurement systems, dosimetry

GİRİŞ

Radyoterapide doz ölçümü ışın kalibrasyonundan tedavi sırasındaki doğrulamalara kadar birçok aşamayı içerir. Her adım içerisinde ölçüm belirsizliklerini, sistematik ve rastgele hata risklerini barındırır. Son adım olan hastanın tedavisi ise bu nihai olaya özgü olası hatalara eklenen tüm sapmaların toplamını içerir. Tedavi aşamasında hastaya verilen dozun doğruluğu, cihazın uygun koşullar ve referanslarda çalıştırılmasının sağlanması için cihazın mekanik, dozimetrik ve güvenlik açısından uygun koşullarda çalıştırılmasını gerektirir. Tüm bu kontrolleri yapabilmek için medikal fizik uzmanları tarafından farklı dizaynlarda tasarlanmış ticari olarak satılan ya da ihtiyaca göre tasarlanmış ev yapımı fantomlar ve ölçüm aletleri kullanılır. Ancak medikal fizik uzmanlarının sadece ekipmanları nasıl kullanacaklarını bilmeleri değil, aynı zamanda elde ettikleri ölçüm sonuçlarının doğru olup olmadığına karar verebilmek için nasıl çalıştığını gerçekten anlamaları ge-



Duygu Tunçman 

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi Programı, İstanbul, Türkiye
E-posta: duygutuncman@gmail.com; duygu.tuncman@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:
Tunçman D. Kalite kontrollerde kullanılan radyasyon ölçüm sistemleri. Çavdar Karacam S, ed. *Radyoterapide Kalite Güvenliği* içinde. İstanbul: İÜC Yayınevi; 2023: 8-15.



CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atif 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.

rekir. Yapılan işin doğru ve tutarlı olabilmesi için kullanılan ekipmanın da güvenilir olması, gerekli prosedürleri yerine getirmesi önemlidir.¹

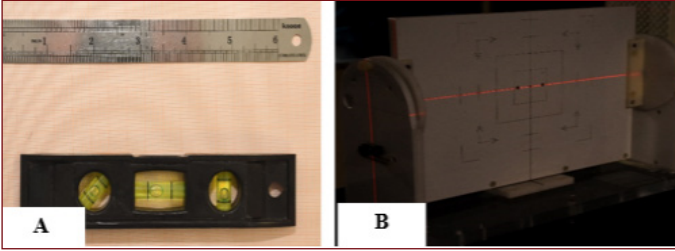
Radyoterapide teknolojik gelişmelerle birlikte kullanılan cihazlar ve tedaviler daha kompleks hale gelmiştir. Farklı teknolojik donanımlara sahip tedavi ve teşhis cihazları için bu cihazlara uygun kalite kontrol programları oluşturulurken ulusal/uluslararası protokoller ve kullanılan fantomlar belirlenmelidir. Kullanılan tedavi teknikleri, cihaz özellikleri gibi klinik ihtiyaçlar göz önüne alınarak yapılan işe doğru kontrol ve/veya ölçüm ekipmanı edinilmesi sağlanmalıdır.²

Kalite kontrol; her bir cihaza özel olacak şekilde "mekanik", "dozimetrik" ve "güvenlik" testleri olmak üzere üç başlık altında toplanmaktadır. Radyoterapide kullanılan cihazlara ait temel kalite kontrol testleri ilgili bölümlerde detaylı olarak anlatılmıştır. Bu bölümde sadece kalite kontrol testleri esnasında kullanılan ekipmanlar tanıtılacaktır.

MEKANİK KONTROLLER

Mekanik kontroller mesafe, açı, alan boyutları, konum doğruluğu gibi özelliklerin kontrol edilmesini içerir. Bu kontrollerde farklı boyutlarda cetvel, milimetrik kağıt, su terazisi veya özel olarak yapılacak kontrol için üretilmiş test aletleri kullanılmaktadır.^{2,3} Kullanılan ekipmanlar oldukça geniş bir yelpazededir. Aşağıda kontrollerde kullanılan mekanik aletlerin bazıları gösterilmektedir (Şekil 1).

Şekil 1. A, B. Mekanik kontrollerde kullanılan bazı aletler (A) cetvel (üst), su terazisi(alt), (B) İsoalign aleti



Şekil 2. Farklı marka su fantomu örnekleri



DOZİMETRİK KONTROLLER

Dozimetri; absorbe edilen radyasyon dozlarının ölçülmesi, hesaplanması ve değerlendirilmesidir. Absorbe edilen dozun belirlenmesinin doğruluğunun ve kesinliğinin değerlendirilmesi, herhangi bir fiziksel kalite güvence programının çok önemli bir bileşenidir. Kullanılan ölçüm aletleri cihaza, ışınlama koşullarına ya da kontrolün amacına göre değişiklikler gösterebilmektedir. Örneğin: cihazın enerjisinin, doz hızının, derin doz ve doz profillerinin kontrolünde iyon odaları ile katı veya su fantomları ve elektrometreler kullanılırken; radyasyon ve ışık alanlarının uygunluk durumunu test etmek için ise film dozimetrisi kullanılabilir. Simülasyon cihazı olarak kullanılan bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı için üretilmiş özel iyon odası ve fantomlar kullanılabilir. Ayrıca yapılan tedavi planlarının doğrulanması için kullanılan kullanılan radyoterapi tekniklerine göre geliştirilmiş birçok dozimetri sistemi de bulunmaktadır.⁴

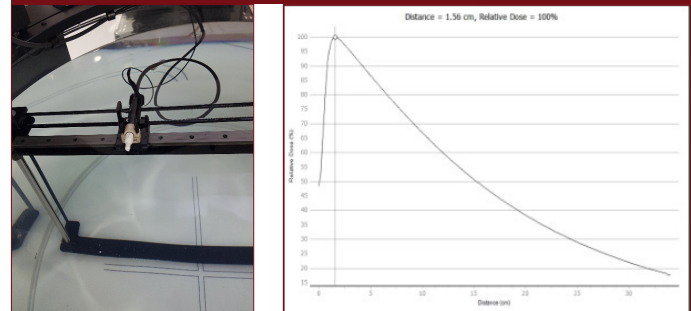
Dozimetrik Kontrollerde Kullanılan Ölçüm Aletleri

Su fantomu

Radyoterapide insan vücudu veya bir organın radyasyon soğurma karakteristiklerini tayin etmek üzere eşdeğeri maddeden yapılmış olan fantomlar kullanılır. İnsan vücudunun büyük oranda sudan oluşması sebebiyle su fantomları dizayn edilmiştir. Su fantomu sistemleri, su ve hava ortamında tarama (scanning) ve noktasal doz ölçümünde kullanılan, elektronik ve mekanik bileşenlerin bir arada çalıştığı farklı tasarımlara sahip, ölçüm ortamı olarak su kullanılan ölçüm cihazlarıdır. Işına ait derin doz, profil, doz verimi gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını sağlayan ve buradan elde edilen verilerin analizini yapan bilgisayar kontrollü bir sistemdir.⁴ Ayrıca suyu depolayan tank, tankın hareketini sağlayan asansör ve suyun tanka verilmesini sağlayan rezervuardan oluşur (Şekil 2).

Ölçüm öncesi suyun saklandığı kapalı bir depo olan rezervuardan, ölçümün gerçekleştirileceği su ortamının sağlandığı tank kısmına su aktarılır. Su tankı, ölçüm sırasında dedektörün motorlar ve hareket yolları ile farklı eksenlerdeki hareketinin sağlandığı hareket sistemini barındırır. Tankın tabanında bulunan tekerlekli ayakları sayesinde ölçüm yapılacak eksternal cihaza hizalanması yapılır ve altındaki asansör (lift) sayesinde vertikal pozisyonu ayarlanır. Su fantomları, kullanılan dedektörün hareket kontrolünü sağlayan bir hareket kontrolcüsü ve gerilim sağlama/sinyal toplama işlemi için bir elektrometre ile çalışır. Su fantomunda alınacak ölçümler için alan ve referans dedektörlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Şekil 3).

Şekil 3. Su fantomu içerisinde alan dedektörü ve alınan ölçüm görseline ait bir örnek



Bu dedektörler iyon odası veya diyot tipi olabilir ancak kullanılacak iyon odası veya diyotun su geçirmez olması gerekmektedir. Referans ve alan dedektörleri elektrometreye bağılı olarak kullanılır. Bütün su fantomu kontrolleri bu elektrometreye kablo ile bağılı olan bilgisayardaki yazılım ile sağılanır. Absorbe doz ölçümlerinde, foton ve elektron demetleri için fantom olarak su önerilir. Ancak su fantomu kurulumlarının uzun süre alması ve zahmetli olması sebebiyle daha çok aylık ve yıllık kontrollerde kullanılmakta bunun yerine günlük kontrollerde genellikle katı su fantomları kullanılmaktadır.

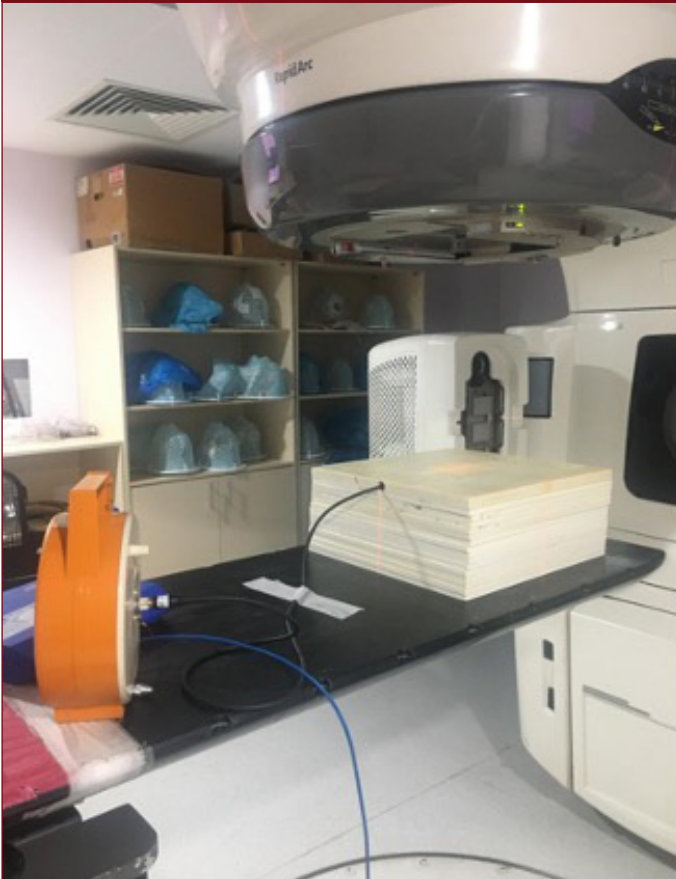
Katı su fantomu (plaka şeklinde)

Katı su fantomu; su eşdeğeri RW-3 (Goettingen White Water), epoksi reçine ve tozdan oluşturulmuş malzemeli, PMMA (Polimetilmetakrilat) ya da akrilik gibi farklı malzemelerden plaka şeklinde ticari olarak satılmaktadır (Şekil 4)³. Hangi malzemeden yapılmış olursa olsun yoğunlukları suyun yoğunluğu olan 1 g/cm³ değerine yakın olacak şekilde uygun malzemeden üretimleri yapılmaktadır.

Katı su fantomunda farklı iyon odalarının içine girebileceğı şekilde tasarlanmış delikli levhalar bulunmaktadır. Levhaların boyutu genellikle 30x30 cm² ebatındadır ve levhalar 1, 2, 5 ve 10 mm gibi klinik tercihe göre farklı kalınlıklarda satın alınabilir.

Katı su fantomları genellikle günlük dozimetrik ölçümler için tercih edilmektedir. Ölçümlerde katı su fantomu, iyon odası ve elektrometre bir arada kullanılır. Şekil 4' te verildiğı gibi katı su fantomu içerisine iyon odası yerleştirilir.

Şekil 4. Lineer hızlandırıcı cihazında RW-3 katı su fantomu



İyon odaları

İyon odaları genellikle silindirik şeklindedir ve içi hava ile doldurulmuştur. Radyasyon, dedektör içindeki hava ile etkileştiğinde iyon çiftleri oluşur ve toplanan iyon çiftleri küçük bir akım oluşturur. Hava içinde iyonize olan bu yükler ve oluşan iyonize akım doz hızını belirler.⁴ Radyoterapide kalite kontrol çalışmalarında kullanım amacına ve yerine uygun olacak şekilde çeşitli boyutlarda ve şekillerde iyon odaları mevcuttur. Bunlar; foton ya da elektron ölçümlerinde kullanmak amacıyla farklı boyutlarda dizaynlara sahiptir. Örneğin: Farmer tipi iyon odası; 0,6 ya da 0,65 cc'lik hassas hacimde foton ve elektron dozimetrisi için tasarlanmıştır. Bu tip iyon odaları, katı su fantomlarında ya da su fantomlarında (suya karşı korumalı olması durumunda-waterproof) kullanılabilir. Lineer enerji cevapları vardır ve genellikle referans iyon odası olarak kabul edilirler. Aşağıda farklı modellere ait iyon odaları ve elektrometreye ait görsel verilmiştir (Şekil 5).

Ayrıca absöüt ve rölatif ölçümlerde iyon odaları dışında diyot dedektörlerde kullanılabilir. Özellikle IMRT ve stereotaktik uygulamalarda küçük alan dozimetresinde kullanım olanağı vardır. Bu dedektörlerin uzaysal çözünürlüğünün iyi olması penumbra bölgesindeki küçük alanlarda demet profillerinin çok hassas ölçülmesine olanak verir. Yüksek enerji yanıtı sayesinde, 40x40 cm²'lik alan boyutlarına kadar kullanıcının yüzde derin doz ölçümlerini doğru gerçekleştirmesine imkan verir.

Elektrometreler

Kullanılan dedektörler elektrometrelere bağılanarak iyonize radyasyonu doz ya da doz hızı cinsinden ölçümüne olanak sağlar. Elektrometreler çeşitli polarizasyon voltajlarında (0-400 Volt), (+)/(-) polaritede ve geniş ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir.

Farklı özellikli katı fantomlar

Su fantomu ve katı su fantomu homojen fantomlardır. Yani ölçüm yapılan ortam aynı malzemeden oluşmuştur. Ancak bu fantomlarda her ne kadar insan vücudu modellenmeye çalışılsada vücut yapısında bulunan inhomojen ortam özelliklerini sağlayamamaktadır. Bu amaçla antropomorfik rando fantomlar üretilmiştir. Antropomorfik rando fantom, gerçek insan boyutlarına ve organ yoğunluklarına sahiptir ve kesitlerden oluşmaktadır. Antropomorfik fantomlar ile vücut dokuları, kas ve kemik yapıları ve hava boşlukları simüle edilebilmektedir. Rando fantom ile vücudun herhangi

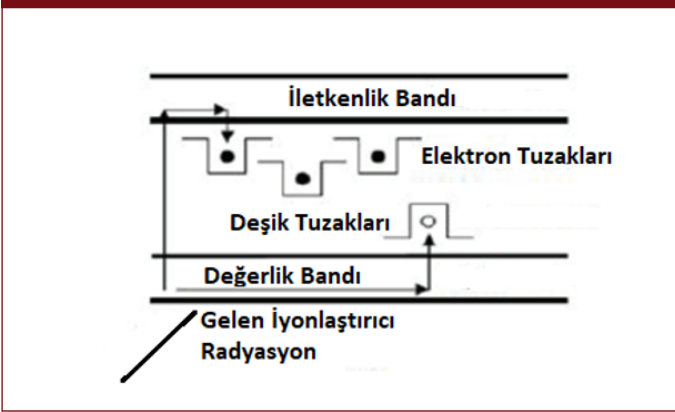
Şekil 5. Farklı tipte iyon odaları ve elektrometre



Şekil 6. Rando Fantom örneği



Şekil 7. Termolüminesans dozimetre çalışma prensibi



Şekil 8. TLD Sistemi



Şekil 9. Optik olarak uyarılmış/optik uyarmalı lüminesans dozimetre (sol yan) örneği ve termolüminesans dozimetre (sağ yan)



bir bölgesindeki dozu ölçebilmek için hangi kesit kullanılacaksa termolüminesans dozimetre(TLD) yerleştirilerek nokta doz ölçümü yapılabilmektedir. Ayrıca kesit aralarına radyografik ya da radyokromik film yerleştirilerek iki boyutlu (2B) dozimetri yapılabilir. Aşağıda rando fantom örneği gösterilmektedir (Şekil 6).

Termolüminesans dozimetre (TLD)

Bu dozimetri tekniği, bazı kristallerin termolüminesans özelliği göstermesinden faydalanır. Termolüminesans özelliğine sahip olan bir kristal iyonize radyasyona maruz kaldığı zaman, kristal tarafından absorblanan enerjinin bir kısmı kristal örgü içerisinde tutulur.⁵ Eğer dozimetre ısıtılırsa enerji görünür ışık formatında yayınlanacaktır. En çok kullanılan TLD atom numarası 8,2 olan Lityum Florid (LiF)'dir. Termolüminesans dozimetrenin çalışma mantığını daha detaylı inceleyecek olursak, bilindiği üzere her bir atomda elektronlar kesikli değerlerde bulunurlar. Kristal örgüde elektronik enerji düzeyleri atomlar arasında bulunan ortak etkileşimlerden etkilenerek izin verilen veya yasaklı enerji bantlarına geçiş yapabilir. Kristal içerisindeki saf olmayan yasaklanmış bantlarda enerji tuzakları oluşturularak ara durumların meydana gelmesine sebebiyet verirler. Örneğin; fosfor ışınlandığı zaman valans bandında bulunan elektronlardan bazıları yeterli enerjiyi alarak iletkenlik bandına çıkarlar. Ani bir şekilde ışık salınımı olması durumu "floresans" olarak adlandırılır. Eğer tuzak içerisinde bulunan bir elektron tuzaktan kurtulup valans bandına tekrar dönebilecek kadar enerjeye ihtiyacı varsa bu durumda salınan ışık "fosforans" olarak isimlendirilir. Şayet oda sıcaklığında ışığın salınımı yavaş ve ısı ile bu işlem artırılıyorsa o zaman bu işlem "termolüminesans" olarak adlandırılır. Termolüminesans dozimetrenin çalışma prensibi yan tarafta verilmiştir (Şekil 7).

Termolüminesans materyallerin cevaplarının ışınlanma ve termal geçmişlerden etkilenmesi sebebiyle, bilinmeyen bir doz ölçülmeden önce kalibrasyon prosedürü uygulanır. Prosedürde ışınlanmadan önce materyalin ısıtılması ve böylece sıfırlanması sağlanır.⁶ Bu sebeple sistem TL dozimetre, ısıtıcı ve okuma ünitesinden meydana gelir (Şekil 8).

Optik olarak uyarılmış/optik uyarmalı lüminesans dozimetreler (OSLD)

OSLD'ler, TLD ile radyasyonla etkileşim mekanizmasında çok büyük benzerlik gösteren, sadece radyasyon bilgisi alınırken ısı yerine ışığın kullanıldığı mekanizmaya sahip dozimetrelerdir.⁷ TLD'ler, organ ve dokudaki doz tahmini için yaygın olarak kullanılmışlardır. Ancak son yıllarda stabil olması, yüksek hassasiyet ve doğruluk, yüksek okuma hızı gibi umut verici dozimetrik özellikleri nedeniyle OSL dozimetreleri dozimetri uygulamaları için önerilmektedir (Şekil 9).

Film dozimetri

Film dozimetrisi, bilinen dozlarla bu dozların meydana getirdiği kararım derecelerinden elde edilen kalibrasyon eğrisini kullanarak, verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Işınlanan doz değerleri ile buna karşılık gelen optik yoğunluk film dozimetrisinin temelidir.⁸ Kararım derecelerinin ölçülmesi ile radyasyon dozu tespit edilir.⁷ Kullanılan ölçü filmin optik yoğunluğudur (OD).

Optik yoğunluk formülü aşağıda verilmiştir

$$OD = \log(I_0/I_1)$$

Radyoterapide Kalite Güvencüğü

Formülden I_0 filmin ışınlanmadan önce dedekte edilen optik yoğunluğu, I_r filmin ışınlandıktan sonraki optik yoğunluğudur. Radyasyon dozimetri için net optik yoğunluk, ölçülen optik yoğunluktan filmin ışınlanmamış kısmının (base fog) çıkartılması ile elde edilmiş olan değeridir.

OD ölçümünde film densitometreleri, laser densitometreler ve otomatik film tarayıcılar kullanılır. Densitometrenin içerisinde bir ışık kaynağı ve küçük bir delikten gönderilen ışığın tam karşısında filmden geçen ışık şiddetini ölçen bir fotosel bulunmaktadır. Uygulanan radyasyon miktarı veya dozun optik yoğunluğuna karşılık olarak sensitometrik eğri veya Hunter-Driffield (H-D) eğrisi üzerinden belirlenir. Ancak bu eğri doğrusal değilse optik yoğunluğu absorbe doza çevirmek için uygun düzeltmelerin yapılması gerekmektedir.

Film dozimetri, radyoterapide tedavi alanlarının kontrol edilmesinde, izodoz eğri çizimlerinde, tedavi cihazlarının fiziksel kontrollerinde ve personel monitoring sistemlerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Radyoterapide radyografik ve radyokromik olmak üzere iki farklı tipte film kullanılır.

Radyografik film

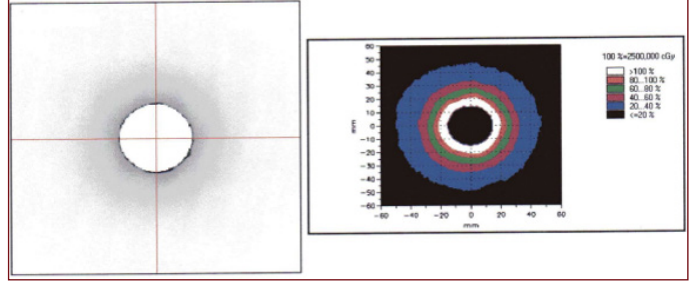
Film iyonize radyasyon ile ışınlandığında, plastik tabakasının üzerinde bulunan gümüş bromür (AgBr) moleküllerindeki bağlar gevşer ve özel solüsyonlarda brom birbirinden rahatlıkla ayrılır. Böylece film ışınlanan radyasyon dozu ile orantılı olarak kararır. Filmdeki kararırma derecesi film tarafından absorbe edilen enerji ile doğru orantılıdır.⁸ Kararırma derecesi optik densitometre yardımı ile optik yoğunluk ölçülerek belirlenir. Banyo işlemi gerektirir. Sıklıkla kullanılan radyografik filmler, X-Omat V ve Genişletilmiş Doz Aralığı (Extended Dose Range-EDR) filmlerdir.⁷

Radyokromik film

Radyokromik filmler "Polydiactylene" olup, esnek polyster taban üzerinde ince bir mikro kristalle örtülmüş malzemeden oluşur. Film doku eşdeğeridir ve tüm ölçüm noktalarından aynı şekilde etkilenir. Bu sebeple yön ve enerji bağımlılığı azdır. Filmler yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir (→1,200 çizgi/mm). Radyokromik filmlerin aktif bileşenleri radyoduyar monomerlerdir. Monomer olarak isimlendirilen küçük moleküller radyasyona maruziyet sonrasında kimyasal yollar ile birleşerek polimer olarak isimlendirilen uzun ve dallanmış moleküllerden oluşur. Işınlanma öncesinde renksiz olup ışınlanma sonrasında fiziksel, kimyasal ve ısıl olarak herhangi bir işleme maruz kalmadan renkleri koyu mavi olur. Radyokromik filmler eğer ultraviyole ışıktan, ısıl değişimlerden, nemden korunursa kararlı kalır ve tekrarlanabilir cevap verir.⁹

Radyokromik filmler ISP (International Specialty Products) tarafından ticari olarak üretilmekte ve gafkromik adı altında satılmaktadır. Gafkromik film de doku eş değeri ve su geçirmez olduğundan dolayı kullanımı oldukça rahattır. Film ışınlandıktan sonra banyo gerektirmez, ışıklı ortamdaki etkilenmez ve kullanım amacına bağlı olarak istenilen boyutlarda kesilebilir. Farklı kilovolt ve megavolt enerji aralıklarına uygun farklı tipte gafkromik filmler satılmaktadır. Film doz-cevap aralığının geniş ve lineer olmasından dolayı IMRT, brakiterapi ve stereotaktik radyoterapi tedavi planlarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Aşağıdaki şekilde gafkromik film ve elde edilen doz dağılımı örneği verilmektedir (Şekil 10).

Şekil 10. Gafkromik filmle elde edilmiş ışınlama ve doz dağılımı



Şekil 11. Diyot dozimetre



Diyot dozimetri

Diyot dozimetrisinde yarı iletken diyetler kullanılır (Şekil 11). Yarıiletken diyetlerin birçoğu n tipi (fosfor tipi grup V materyal konmuş silikon) veya p tipidir (boron tipi III materyal konmuş silikondur). Bir diyet dedektör oluşturabilmek için "p-n junction" yapılması gerekmektedir. Işınlama esnasında, diyet dedektör içerisinde hareketli bir ara bölge içinde veya dışında elektron- delik çiftleri oluşturulur. Yük taşıyıcıları bu ara bölgeden çekilerek yine buradaki var olan elektrik alan etkisi ile hızlı bir şekilde toplanırlar. Bu olay sonucunda ölçülecek ve absorbe dozla ilişkilendirilecek, normal diyet akımının tersi yönünde bir akım oluşturulur. Dozimetride kullanılan diyetler dışarıdan ters bias voltaj uygulanmadan bir elektrometreye kablo yardımıyla bağlanarak çalıştırılırlar.⁹ Diyetlerin kalibrasyonu standart iyon odası okumalarındaki gibi suda absorbe doz protokolüne göre bir diyet kalibrasyon faktörü oluşturularak yapılır. Diyetler; yüksek duyarlılık, dayanıklılık, anlık okuma ve hava basıncından bağımsız olma özelliklerinden dolayı klinik dozimetri için birçok avantaj sağlamaktadır. Ancak enerji bağımlılığı, sıcaklığa olan duyarlılık, yön bağımlılığı ve radyasyon hasarı gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Diyet kullanan radyasyon merkezi değişik koşullar altında diyetlerin radyasyon bağımlılıklarını araştırmalı ve toplam doz artışını takip altına almalıdır. Bu kontrol sıklığı, diyetlerin kullanım frekansına ve normalin dışında değişiklik göstermesi durumuna göre ayarlanmalıdır.

Polimer jel dozimetri

Jel; radyasyonun doz dağılımını değerlendirmede, deneysel araştırmaları yapmak için endüstriyel alanda, hasta dokusuna benzer özellikleri taşıyan gelatin bazlı polimer yapıda üretilmiş bir materyaldir. Jel dozimetri; jel ile doldurulmuş materyal hacim içerisinde radyasyondan kaynaklanan kimyasal değişikliklerin etkisiyle oluşan değişimin değerlendirilmesine dayanır. Jel içerisinde

meydana gelen kimyasal değişikliğin derecesi ile doz orantılıdır. Doz bağımlı değişiklikler manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi görüntüleme teknikleri ile belirlenmektedir. Bundan dolayı, jel dozimetre ışınlanan volümün tamamını barındıran üç boyutlu dozimetre doz dağılımını verme potansiyeline sahiptir. Hali hazırda kullanımda olan dozimetreler, tek boyutlu (örn. iyon odaları) veya iki boyutlu (örn. radyografik filmler) doz dağılımını ölçtükleri için jel dozimetri bu açığı kapatmaktadır. Polimer jellerin kütle ve elektron yoğunlukları kas dokusuna yakındır. Örneğin: Jel dozimetri ışınlandığı zaman, kesikli çapraz bağlantılı polimerin mikroskobik boyutta bölgeleri şekillenir ve konsantrasyonu radyasyon dozu ile orantılıdır.¹⁰ MR görüntüleme sırasında jelde bulunan polimer molekül yapısı etkilendirilir. Böylece MR görüntüleme kullanılarak oluşan radyasyon doz dağılımı yüksek çözünürlükte görüntülenir ve değerlendirilebilir. Jel dozimetri, 3B dozimetreye uygunluğu ve doku eşdeğeri olması gibi avantajlara sahiptir. Ancak hazırlanışının zor ve zahmetli olması sebebiyle yaygın olarak kullanılmamaktadır.

Hasta bazlı kalite kontrol fantomları

Radyoterapide IMRT, VMAT gibi kritik organlara verilecek dozu azaltmak ve tümöre maksimum dozu verebilmek amacıyla birden çok alan, hareketli MLC ya da değişken doz hızı gibi farklı değişkenlere sahip tedavi teknikleri kullanılmaktadır. Tedavi planlamada planda bulunan her bir alanın doğruluğundan emin olmak, ışın demetinin karışık modülasyonu (tedavi alanlarının düzensiz, küçük birçok alt alandan oluşması ve asimetrik oluşundan dolayı) sebebiyle ışın yoğunluğunun manuel olarak kontrol edilmesi mümkün değildir. Bu sorun mutlak doz ölçümü ile farklı ölçüm

aletleri kullanılarak çözülmüştür. Kullanılan ölçüm aletleri; tek boyutlu (1B: iyon odası, TLD v.b.) iki boyutlu (2B: film, iyon odalı array, diyet dozimetrelili array, portal dozimetre) ya da üç boyutlu (3B: iyon odalı ya da diyet dozimetrelili fantom, jel dozimetre) ölçüm yapabilme özellikleri taşımaktadır.¹¹

Tedavi öncesi hastaya özel IMRT/VMAT doğrulama QA ölçümlerini gerçekleştirmek için çeşitli yöntemler kullanılabilir. Uygulama; plan-ilişki (tüm tedavi alanlarının ışınlanarak toplam sonuç değerlendirmesi) ya da alan-ilişki (herbir tedavi alanının tek tek değerlendirilmesi) yöntemleri kullanılarak kontrolüne dayanır. Bu yöntemlerin her biri için hastanın planı fiziksel olarak hesaplandıktan sonra plan parametreleri kullanılan fantom üzerine aktarılır (Şekil 12).

Plan TPS'de tekrar fantom geometrisine uygun bir şekilde hesaplanır ve ardından tedavi cihazına yönlendirilerek QA planı ışınlanır. Belli bir düzlemdeki planlanan doz ile ışınlanan doz karşılaştırılır.

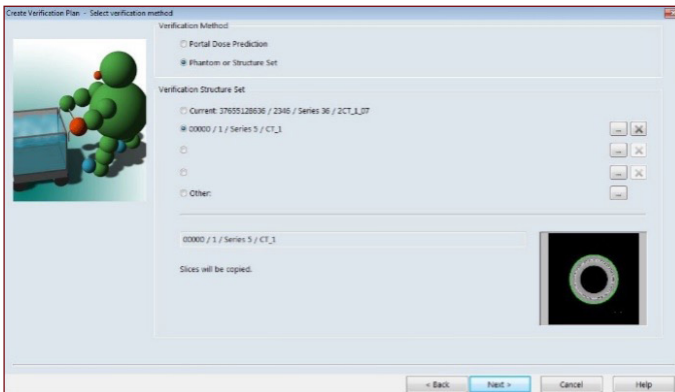
Portal dozimetri

Lineer hızlandırıcı cihazına entegre görüntüleme amaçlı kullanılan elektronik portal görüntüleme (EPID) ekipmanı aynı zamanda ek yazılımlarla dozimetrik olarak kullanılır (Şekil 13). EPID yüzeyi detektörlerden oluşur ve bu detektörlerle iki boyutlu doz haritalarının elde edilmesi sağlanır.

Portal dozimetri sayesinde hasta tedaviye alınmadan önce, planlanan her bir tedavi alanının doz akı haritası oluşturularak dozimetrik olarak değerlendirilir. Bunun için öncelikle TPS'de tedavi planının verifikasyon planının oluşturulması gerekmektedir (Şekil 13). Ayrıca portal dozimetri; dozun tahmini ve değerlendirilebilmesi için analiz yapan algoritma ve yazılıma sahiptir.¹²

Oluşturulan verifikasyon planı tedavi cihazına gönderilerek EPID ile ışınlanması sağlanır. Böylece her bir tedavi alanı için doz akısı

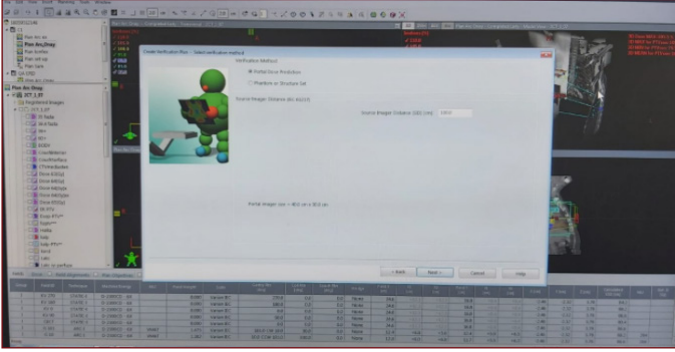
Şekil 12. Tedavi planlama sisteminde dozun fantoma aktarıldığı ara yüz ve fantom görüntüleri



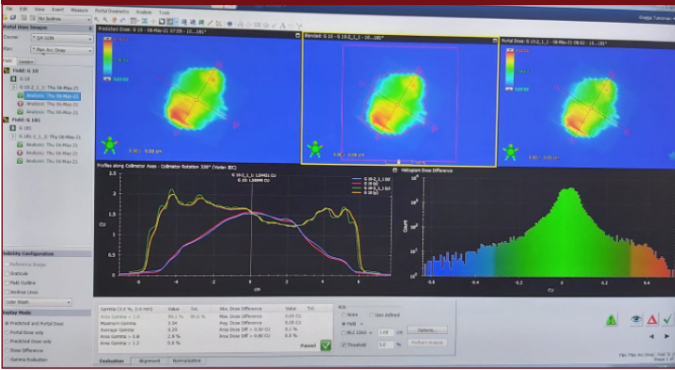
Şekil 13. Lineer hızlandırıcı cihazına entegre EPID



Şekil 14. Tedavi planlama sisteminden EPID' e tedavi planının aktarıldığı ara yüz



Şekil 15. Portal dozimetri gama değercendirmesi



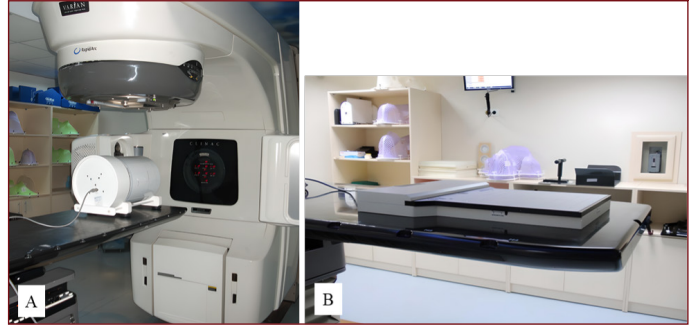
hesaplanır. Yapılan ışınlamaların dozimetrik olarak değercendirilmesi TPS'de bulunan portal dozimetri yazılımı sayesinde gerçekleştirilir (Şekil 14). Tedavi planlamasında elde edilen doz dağılımı ile portal dozimetri ile elde edilen doz akı haritalarının analiz edilmesi Gama değercendirmesi (Gamma Evaluation) yazılımı kullanılarak yapılır. TPS'de hesaplanan ve ölçülen doz dağılımlarının 2B olarak karşılaştırılması ile aynı noktadaki iki doz arasındaki fark, aynı dozu alan iki izodoz arasındaki uzaklık analiz edilir. Akı haritalarındaki doz dağılımlarında ise dozlar arasındaki fark (Doz Difference, DD), izodozlar arasındaki mesafenin uyumu (Distance to Agreement, DTA) birlikte değercendirilir.¹² Planlanan tedavi planının doğru olabilmesi için iki değerc arasındaki doz değercşimi \leq % 3, mesafe değercşimi \leq 3mm, gama değercendirmesi (γ) < 1 olması gerekmektedir (Şekil 15).

Fantomla ölçüm

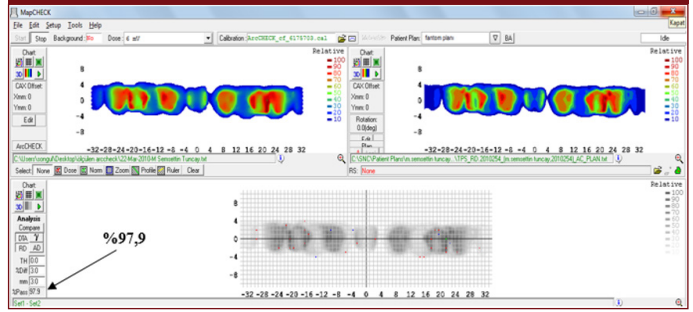
Ticari olarak satılan ve farklı dizaynlarda üretilmiş fantomlar kullanılır (Şekil 16).

Şekil 16, A'da gösterilen ArcCheck fantomu (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL) silindirik şekilde tasarlanmış ve üzerinde n tipi diyot dedektörler yerleştirilmiş su eşdeğeri materyalden yapılmıştır. 3B ölçüm alınabilir. Planları dozimetrik olarak plan-ilişki yöntemi ile değercendirmeye olanak sağlar ve eş zamanlı ölçüme izin verir. Plan-ilişki metodunda onaylanan plana ait ışınların hepsi kendi gantri açılarındaki olacak şekilde TPS'den Arccheck fantomuna aktarılır ve ilgili doz dağılımı hesaplanır. ArcCheck cihazının kurulumu kolay ve pratiktir. Şekil 15, B'de gösterilen MapCheck fantomu (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL) ile 2B diyot

Şekil 16. A, B. Hasta bazlı kalite kontrol için kullanılan fantom örnekleri (A) 3 boyutlu sistem (Arccheck) (B) 2 boyutlu sistem (Mapcheck)



Şekil 17. Doz değercendirmesi



dedektör sistemleri ışın gelişine dik yerleştirilerek doğrulama ölçümü yapılır. MapCheck fantomu ile yapılan planların değercendirilmesinde alan-ilişki metodu kullanılır. Bu metotta her tedavi alanı ayrı ayrı veya tüm alanlar aynı anda gantri açısı 0°, kolimatör 0° olacak şekilde TPS'nden MapCheck fantomuna aktarılır. Hasta planı üzerinden hazırlanan yeni doğrulama planı hesaplatılır. MapCheck iki boyutlu (22x22 cm²) bir sistem olan MapCheck, n tipi diyot dedektör içermektedir.^{12,13}

Ölçülen ve TPS'de planlanan doz dağılımları özel dozimetri yazılım programında açılarak karşılaştırma yapılır. Program hem ArcCheck hem de MapCheck dozimetri değercendirmeleri yapılmasına olanak sağlamaktadır. Program gerçek veya rölative olarak DTA ve gama analizine olanak sağlamaktadır. DD ve DTA kriterleri klinik olarak belirlenir. Elde edilen sonuçlar ışınlanan toplam nokta sayısına göre geçenlerin yüzdesi olarak bulunur (Şekil 17).

SONUÇ

Cihaz kalite kontrollerinde kullanılan tüm ekipmanlar kullanım amacı ve dizaynlar açısından bakıldığında oldukça geniş bir yelpazede çeşitlilik göstermektedir. Bu çeşitlilik içerisinde klinik amaca uygun donanımın satın alınması, düzenli kullanım periyotlarının belirlenmesi ve ulusal/uluslararası protokollere göre kullanımı önemlidir.

Hasta Onamı: Çalışma için onam bilgisi gerekmemektedir.

Hakem Değercendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Informed Consent: Informed consent for participation is not required for the study.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. Rosenblatt E, Zubizarreta ER. Radiotherapy in cancer care: facing the global challenge. Vienna 2017: International Atomic Energy Agency. Accessed August 31, 2023. https://www.pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P1638_web.pdf.
2. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys*. 1994;21(4):581-618. [\[Crossref\]](#)
3. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice. Taylor & Francis Group New York London, 2007:1101-1180. doi:10.1201/9781420012026
4. Van Dyk J. The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists. 1999.
5. Gürlek AK, Yeğingil Z, Doğan T. LiF:Mg,Ti (TD-100) Thermoluminescence Dosimeter and XR-QA2 Radiochromic Film Dosimeter's Dosimetric Properties. *Ç.Ü Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*. 2012;28(2):71-75.
6. Kurt ZA. Radyoterapi Uygulamalarında Termoluminesans Dozimetreler ile Doz Dağılımlarının İncelenmesi. Master's Thesis, Kırklareli University, Institute of Science, Kırklareli, Turkey. 2016.
7. Al-Senan RM, Hatab MR. Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range. *Med Phys*. 2011;38(7):4396-4405. doi:10.1118/1.3602456. [\[Crossref\]](#)
8. Tunçman Genç D. Examination of Radiotherapy of Small-Sized Tumors in Radiosurgery Devices. Master's Thesis, Istanbul University, Institute of Health Sciences, Istanbul, Turkey. 2018.
9. Dönmez S. Detection and Measurement of Radiation. *Nucl Med Semin*. 2017;3:172-177. [\[Crossref\]](#)
10. Atiq M, Atiq A and Buzdar SA. Gel Dosimeters for Radiotherapy: An Introductory Review. *Pak J Med Res*.2017;56(3):99-103.
11. Kron T, Lehmann J, Greer PB. Dosimetry of ionising radiation in modern radiation oncology. *Phys Med Biol*. 2016; 21;61(14):R167-205. doi: 10.1088/0031-9155/61/14/R167. [\[Crossref\]](#)
12. Low DA, Harms WB, Mutic S and Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*. 1998;25(5):656-661. [\[Crossref\]](#)
13. Miftena M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No 218. *Med Phys*. 2018;45(4):e53-e83. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/mp.12810> [\[Crossref\]](#)

BÖLÜM 3

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

SİMÜLATÖRLERİNDE KALİTE KONTROL

Duygu TUNÇMAN

Bilgisayarlı Tomografi Simülatörlerinde Kalite Kontrol

Quality Control in Computed Tomography (CT) Simulators

BÖLÜM HAKKINDA

Bilgisayarlı Tomografi (BT) simülatörleri, radyoterapi planlaması için vazgeçilmez araçlardır. Hasta tedavisi sırasında radyasyon dozunu hassas bir şekilde yönlendirmek için kullanılırlar. Bu nedenle, BT simülatörlerinin kalitesi ve güvenilirliği kritik öneme sahiptir. Kalite kontrolü, BT simülatörlerinin doğru çalıştığından ve radyoterapi planlamasının güvenilir olduğundan emin olmak için önemli bir süreçtir. BT simülatörlerinde kalite kontrolü, çeşitli adımları içerir:

Günlük Kontroller: BT simülatörünün günlük işleyişini izlemek için hızlı ve basit testler yapılır. Bu testler, görüntü kalitesini, odak uzunluğunu ve radyasyon dozlarını kontrol eder.

Haftalık ve Aylık Kontroller: Daha ayrıntılı kontroller, haftalık ve aylık periyotlarda yapılır. Bu kontroller, cihazın performansının istikrarlı olduğunu ve herhangi bir sorunun erken tespiti edildiğini sağlar.

Yıllık Kalibrasyonlar: BT simülatörlerinin yıllık kalibrasyonları, daha karmaşık ve detaylıdır. Bu kalibrasyonlar, görüntü kalitesini optimize etmek ve radyasyon dozlarını doğru bir şekilde ayarlamak için yapılır.

Yedek Parça Değişimi: BT simülatörlerinin işlevselliğini sürdürmesi için yedek parça değişiklikleri periyodik olarak yapılır. Bu, cihazın sürekli olarak doğru çalışmasını sağlar.

Yazılım Güncellemeleri: BT simülatörlerindeki yazılım güncellemeleri, yeni teknolojilerin ve iyileştirmelerin uygulanmasını sağlar.

Personel Eğitimi: Kalite kontrolü için eğitilmiş personel, testleri düzgün bir şekilde yapmalı ve sonuçları doğru bir şekilde yorumlamalıdır.

BT simülatörlerinde kalite kontrolü, hastaların güvenli ve etkili bir radyoterapi tedavisi almasını sağlar. Düzenli olarak yapılan kalite kontrolü prosedürleri, cihazın performansını optimize eder, radyasyon dozlarını yönetir ve tedavi planlamasının doğruluğunu artırır. Bu nedenle, BT simülatörlerinin kalite kontrolü sağlık sektöründe büyük bir öneme sahiptir.

Anahtar kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, simülatör cihazı, kalite kontrol

ABOUT the CHAPTER

Computed Tomography (CT) simulators are essential tools in radiation therapy planning, playing a critical role in precisely directing radiation doses during patient treatment. Therefore, ensuring the quality and reliability of CT simulators is of paramount importance. Quality control is a vital process to ensure that CT simulators are functioning correctly and radiation therapy planning is dependable. Quality control in CT simulators involves several steps:

Daily Checks: Quick and straightforward tests are conducted to monitor the daily operation of the CT simulator. These tests assess image quality, focal length, and radiation doses.

Weekly and Monthly Checks: More detailed checks are performed on a weekly and monthly basis. These checks ensure the stability of the device's performance and early detection of any issues.

Annual Calibrations: Annual calibrations of CT simulators are more complex and detailed. They are carried out to optimize image quality and accurately adjust radiation doses.

Replacement of Spare Parts: Periodic replacement of spare parts is conducted to maintain the functionality of CT simulators, ensuring they consistently operate correctly.

Software Updates: Software updates for CT simulators allow for the implementation of new technologies and improvements.

Staff Training: Personnel trained in quality control must conduct tests correctly and interpret results accurately.

Quality control in CT simulators ensures that patients receive safe and effective radiation therapy. Regularly conducted quality control procedures optimize the device's performance, manage radiation doses, and enhance the accuracy of treatment planning. As a result, quality control in CT simulators holds significant importance in the healthcare sector.

Keywords: Computed tomography, simulator device, quality control



Duygu Tunçman

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Radyoterapi Programı, İstanbul, Türkiye
E-posta: duygutuncman@gmail.com; duygu.tuncman@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:

Tunçman D. Bilgisayarlı tomografi simülatörlerinde kalite kontrol. Çavdar Karaçam S, ed. *Radyoterapide Kalite Güvenliği* içinde. İstanbul: İÜC Yayınevi; 2023: 17-26.



CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atıf 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.

GİRİŞ

Bu bölümde, radyoterapi teknikerleri ve medikal fizik uzmanlarına bilgisayarlı tomografi (BT) tarayıcıları için kapsamlı bir kalite güvence programının oluşturulması ve uygulanmasını sağlayacak bir çerçeve oluşturulması ve rehberlik sağlanması hedeflenmektedir.

BT cihazı simülasyon işlemi radyoterapi tedavi planlamasında oldukça önemli bir yer tutmaktadır. Radyasyon onkolojisi kliniğine gelmiş ve ışın tedavisi yapılma kararı verilmiş hastanın tedaviye alınmadan önce kanser tanısı aldığı bölgedeki hedef hacmin ve bu hacmin etrafındaki kritik yapıların belirlenmesi için üç boyutlu olarak görüntülenmesi gerekmektedir.¹ Hastadan alınan bu görüntüler üzerinden hedef ve kritik alanlar konturlanarak hastanın hangi radyoterapi tekniğine göre ışınlanacağı belirlenir ve hasta herhangi bir progresse veya regrese bir durum olmadıkça, çekilen BT görüntüleri baz alınarak tedavisini fraksiyonlarca sürdürür.

BT simülasyon cihazı; düz bir masa üstü ve tercihen harici hasta konumlandırma lazerleriyle donatılmış ek sistemlerden oluşan bir BT tarayıcıdır (Şekil 1).

Radyasyon onkolojisinde kullanılan tipik bir BT tarayıcı, bir x-ışını kaynağı, dedektör dizisi, hasta destek masası ve bilgisayar iş istasyonundan oluşur. BT cihazı temel işleyiş bakımından radyoloji kliniklerinde kullanılan cihazla aynı olmakla birlikte, kullanım amacından dolayı bazı farklılıklara sahiptir. Bu farklılıklar; hasta konumlandırma ve sabitleme gereksinimleri, tedaviye özel tarama protokolleri, genellikle artırılmış tarama limitleri, kontrast kullanımı, lokalizasyon işaretlerinin hastanın cildine yerleştirilmesi şeklinde özetlenebilir. Ayrıca radyoterapide hastada immobilizasyonu sağlamak için kullanılan aparatlar sebebiyle cihazın gantry açıklığı radyolojide kullanılan BT cihazlarına göre daha geniştir. Hasta BT simülasyonunda nasıl yatırılırsa tedavi boyunca da aynı pozisyonu korumak zorundadır.² Hasta pozisyonunun sürekliliğini tedavi sırasında sağlayabilmek için lazer kullanılarak işaretlemeler yapılmaktadır. Bu amaçla genellikle radyoterapide kullanılan BT cihazlarında dış lazerler de bulunmaktadır ve çekim masası tedavi cihazıyla benzer olacak şekilde düzdür. Radyoterapide kullanılan BT cihazları BT simülasyon olarak isimlendirilir. BT simülasyon cihazında BT tarayıcıya ek olarak sanal simülasyon yazılımı içeren iş istasyonu bulunmaktadır. Sanal simülasyon istasyonu, çekilen BT görüntüleri üzerinden ışınlanacak hedef hacim ve civarındaki kritik organların belirlenmesi için konturlama, dijital olarak oluşturulmuş radyografik görüntü (Digitally Reconstructed Radiograph-DRR) oluşturma, hasta üzerinde lazeri izomerkeze yerleştirme gibi süreçleri içerir. Ardından tüm veriler tedavi planlama sistemine (TPS) dijital olarak yollar (Şekil 2).

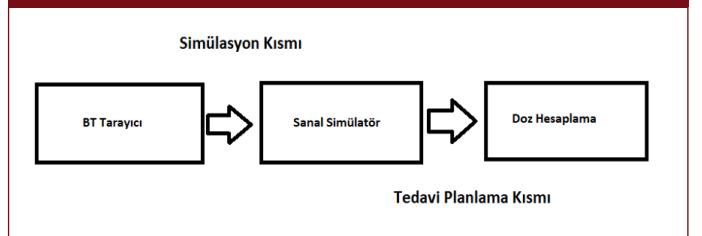
BT simülasyonunda yapılması gereken ölçüm ve değerlendirmeler radyolojide kullanılan BT cihazının kilere benzemektedir. Ancak radyoterapide simülasyon amacıyla kullanılan BT cihazının yukarıda belirtilen farklılıklarını, radyolojide kullanılan BT cihazlarının kalite kontrol testlerinden farklı olarak değerlendirmek gerekir.^{1,2}

Radyoterapide kullanılan BT cihazının, hastanın tedavi planlamasındaki önemi göz önüne alındığında cihazın tam performans ile çalışabilmesi için mekanik, dozimetrik ve görüntüleme kalitesi açısından önerilen şekilde ve önerilen zamanlarda periyodik olarak yapılması ve kayıt altına alınması gerekir. BT simülasyon cihazının başarısı görüntü kalitesine, görüntülerin tekrarlanabilme durumuna ve cihazdan alınan görüntülerin geometrik doğruluklarına

Şekil 1. Bilgisayarlı Tomografi simülasyon cihazı ve cihaz konsoluna ait genel görüntü



Şekil 2. BT simülasyonun ilgili bileşenlerini gösteren blok diyagram



bağlıdır. Görüntü kalitesi, hekimin hedef hacimleri ve kritik yapıları tanımlama yeteneğini doğrudan etkiler ve BT çalışmasının mekansal bütünlüğü, radyasyonun hedef hacimlere ne kadar doğru bir şekilde iletebileceğini belirler. Ayrıca BT tarayıcıları genellikle

le «güvenli» tıbbi cihazlar olarak kabul edilirken, radyasyon üreten ekipmanlardır ve bu nedenle hasta, personel ve halkın radyasyon güvenliği açısından düzenli olarak kalite kontrol testlerinin yapılması gerekmektedir. Kalite temini (Quality Assurance-QA) programı, BT tarayıcıdan gelen radyasyon seviyelerinin güvenli olduğunu ve bunların geçerli toleransa uygun olduğunu garanti etmelidir. Ayrıca QA programının hedefleri arasında BT tarayıcının üretici spesifikasyonlarını karşıladığını doğrulamak da olmalıdır.

Radyasyon onkolojisi kliniklerinde BT cihazının seçimi, kabulü ve periyodik kalite kontrol testlerinde medikal fizik uzmanı önemli bir rol oynamaktadır. Klinikte bulunan BT simülasyon cihazı için medikal fizik uzmanı tarafından tanımlanacak kalite kontrol programı; içerisinde her bir testin yapılma sıklığı ve tolerans değerleri gibi parametreler klinikte uygulanan tedavi plan protokolleri de (üç boyutlu konformal radyoterapi, volümetrik ark terapi vb.) dikkate alınarak oluşturulmalıdır. Bu bölümde verilen QA tavsiyelerinin uygulanmasına ilişkin birincil sorumluluk, AAPM Task Grup-40 numaralı raporda belirtildiği üzere radyasyon onkolojisi kalite temini komitesine aittir.² BT kalite kontrol testleri, hasta, personel, halk ve bulunduğu merkez güvenliği konularını ele almaktadır. Belirlenen kalite kontrol testleri, hasta bakımının kalitesiyle doğrudan ilişkili olan uygun ekipman ve program çalışmasını sağlamak için tasarlanmıştır.

MEKANİK KONTROLLER

BT simülasyon için yapılan Tablo 1’de verilen mekanik kontroller hem hasta radyasyon güvenliği hem de cihazın mekanik doğruluğu açısından önemlidir. Bu kategori, portal ve hasta masası hareketlerini, tarama hizalama ışıklarını ve X-ışını tüpü kalite kontrollerini içerir.²

Tablo 1. BT simülasyon cihazının elektromekanik testleri, testlerin yapılma sıklığı ve tolerans değerleri

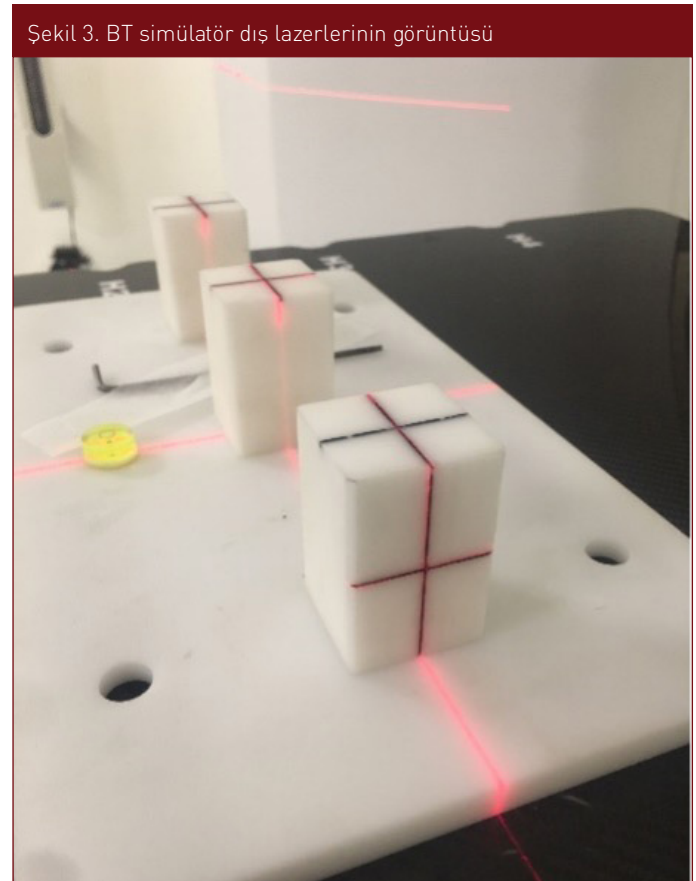
Mekanik Testler	Yapılma Sıklığı	Tolerans Değeri
Gantri üzerindeki (iç) lazerlerin, tarama düzlemi ile uyumu	Günlük	± 2 mm
Gantri üzerindeki (iç) lazerlerin, tarama merkezi ile uyumu	Aylık veya lazer ayarı yapıldıktan sonra	± 2 mm
Dış lazerlerin merkezinin, iç lazerlerin merkezine olan uzaklığı	Aylık veya lazer ayarı yapıldıktan sonra	± 2 mm
Dış lazerlerin, tarama düzlemi boyunca uyumu	Aylık veya lazer ayarı yapıldıktan sonra	± 2 mm
Tavan lazerinin görüntüleme düzlemine göre yönünün kontrolü	Aylık veya lazer ayarı yapıldıktan sonra	± 2 mm
BT masasının, tarama düzlemi boyunca uyumu	Aylık	± 2 mm
BT masasının, dikey ve boylamasına (longitudinal) hareketinin doğruluğu	Aylık	± 1 mm
BT masasının, tarama esnasındaki hareketinin doğruluğu	Yıllık	± 1 mm
BT kesit kalınlığı ve BT kesit aralıklarının doğruluğu	Yıllık	± 1 mm (üretici firmaya göre değişebilmektedir)

BT Simülasyon Lazerlerinin Konumu ve Doğruluğunun Kontrolü

BT simülasyon cihazında; gantri üzerinde iç, dışında dış lazer sistemi bulunmaktadır. Cihazda bulunan iç lazerler, BT tarayıcının gantrisinin içerisinde bulunmaktadır ve hasta pozisyon doğruluğunu ve görüntü merkezini tespit etmek için kullanılır. Başüstü gantri lazeri sagittal ve ekstenel düzlemleri tanımlarken, iki yanal gantri lazeri koronal ve ekstenel düzlemleri tanımlar. Cihazın dış lazerleri ise BT cihazının fiziksel yapısının dışında olup cihazın bulunduğu odada, cihazın yan paralelinde duvarlarda veya BT tarayıcısının görüntü merkezinden 50 cm. mesafesinde konumlandırılmış sabit panellere yerleştirilmiş bir şekilde bulunur (Şekil 3). Dış lazerler, hastayı tedavi pozisyonunda konumlandırmak için kullanılır ve hastaların sabit pozisyonunda olmasını sağlar. Bu lazerler ayrıca hasta cildine konumlandırma işaretleri yerleştirmek için de kullanılır. Tıpkı tedavi odası lazerlerinin tedavi cihazı izomerkeziyle iyi tanımlanmış ve kesin bir uzamsal ilişkiye sahip olması gibi, BT simülasyon hasta işaretleme lazerleri de BT tarayıcı görüntü merkezi ile benzer bir ilişkiye sahip olmalıdır. Bu nedenle lazerlerin doğruluğu, tedavi hacimlerinin hastanın cilt yüzeyine göre lokalize etme kabiliyetini ve BT tarayıcıdan tedavi cihazına hasta konumlandırmasının tekrarlanabilirliğini doğrudan etkiler. Lazerlerin doğruluğu ve uzamsal yönelimi tedavi cihazının lazer doğruluğuyla karşılaştırılabilir olmalıdır.³ BT simülasyonun lazer testleri hem iç hem de dış lazerler için ayrı ayrı yapılmalıdır.

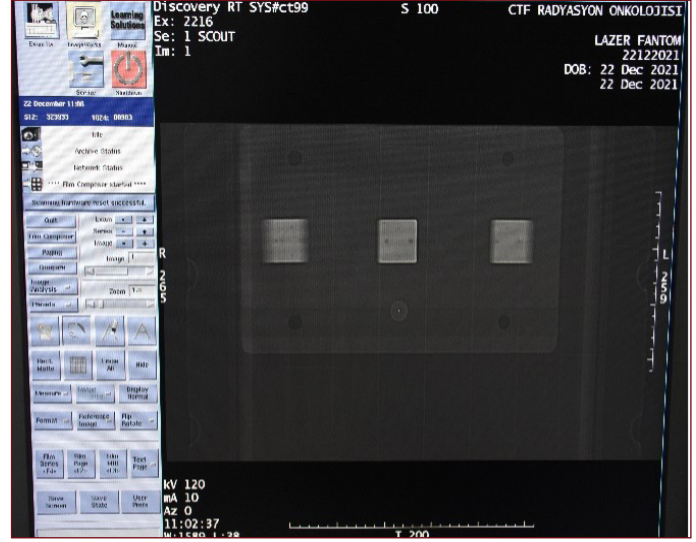
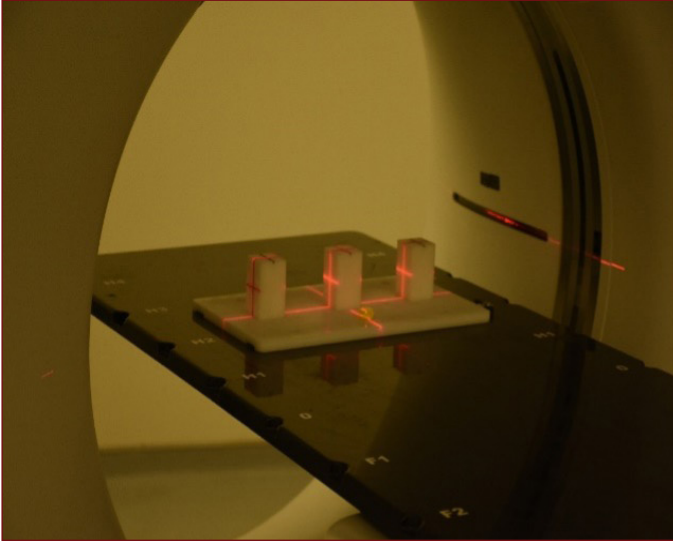
Aşağıdakiler BT tarayıcısı için performans gereksinimleridir;

- Gantri lazerleri, gantri açıklığı içerisinde tarama merkezi ile uyumlu bir şekilde tanımlanmalıdır
- Gantri lazerleri tarama düzlemi ile paralel ve ortogonal olmalı ve tarama düzleminin merkezinde kesişmelidir



Şekil 3. BT simülasyon dış lazerlerinin görüntüsü

Şekil 4. Kullanılan ekipman ve BT'de alınan görüntüsü



- Vertikal yan duvar lazerleri görüntüleme düzleminde doğru bir şekilde yerleştirilmelidir
- Duvar lazerleri tarama düzlemi ile paralel ve ortogonal olmalı ve tarama düzleminin merkezi ile çıkan bir noktada kesişmelidir
- Sagittal lazer görüntüleme düzlemine dik olmalıdır
- Sagittal lazer hareketi doğru, doğrusal ve tekrarlanabilir olmalıdır.

Gantri üzerindeki (iç) lazerlerin, tarama düzlemi ile uyumu testi

Günlük olarak gerçekleştirilen bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti ± 2 mm'dir. Testin amacı gantri üzerindeki lazerlerle tarama düzleminin tanımlanmasını doğrulamaktır. Lazer geometrisini ve doğruluğunu değerlendirmek için bir hizalama aracı veya bir fantom gereklidir. Tarayıcı lazer QA cihazları için çeşitli tasarımlar vardır. Benzer işlevselliğe sahip olan bu tasarımlardan herhangi biri kullanılabilir. Bu tür cihazların yokluğunda, medikal fizik uzmanı aynı parametreleri test eden veya alternatif test yöntemleri kullanan prosedürler tasarlayabilir.^{2,4} Şekil 4'te görüldüğü gibi iç lazerlerin fantom üzerindeki çizgilerle uyumlu ve üst üste konumlandırılmış olmasına dikkat edilmelidir.

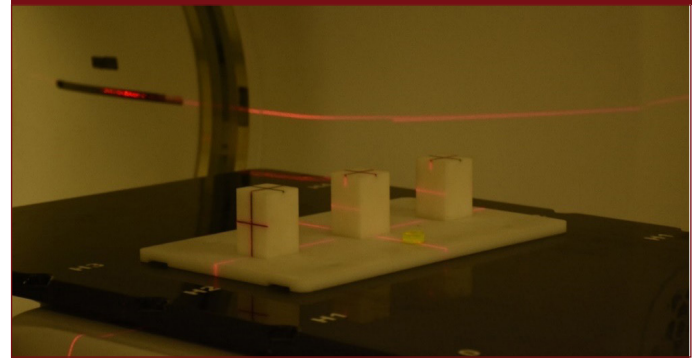
Gantri üzerindeki (iç) lazerlerin, tarama merkezi ile uyumu testi

Aylık veya lazer ayarlaması yapıldıktan sonra gerçekleştirilen bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti ± 2 mm'dir. Testin amacı gantri üzerindeki lazerlerin, paralel ve ortogonal olduğunu doğrulamak için lazer projeksiyonunun görüntüleme düzlemi boyunca kontrol edilmesidir. Bu test için öncelikli olarak iç lazerlerin tarama düzlemi ile uyumu gerçekleştirildikten sonra, BT tarayıcı masası ileri-geri hareket ettirilerek iç lazerlerin longitudinal eksen üzerinde QA ekipmanı hatları ile paralel olması kontrol edilir.^{2,3} Eğer lazerlerden bir sapma tespit edilirse bu sapma masa hareketinden veya iç lazerlerden kaynaklı olabilir. Bu duruma masa parametresini elemek için; QA ekipmanı BT masasının mümkün olabilecek en uç noktalarına sırasıyla yerleştirilir ve iç lazerler kullanılarak hizalama işlemi gerçekleştirilir ve sonrasında iki ayrı tarama yapılır.

Dış lazerlerin merkezinin, iç lazerlerin merkezine olan uzaklığı testi

Aylık veya lazer ayarlaması yapıldıktan sonra gerçekleştirilen bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti ± 2 mm'dir. İç lazerlerin doğ-

Şekil 5. Dış lazer QA ekipmanı

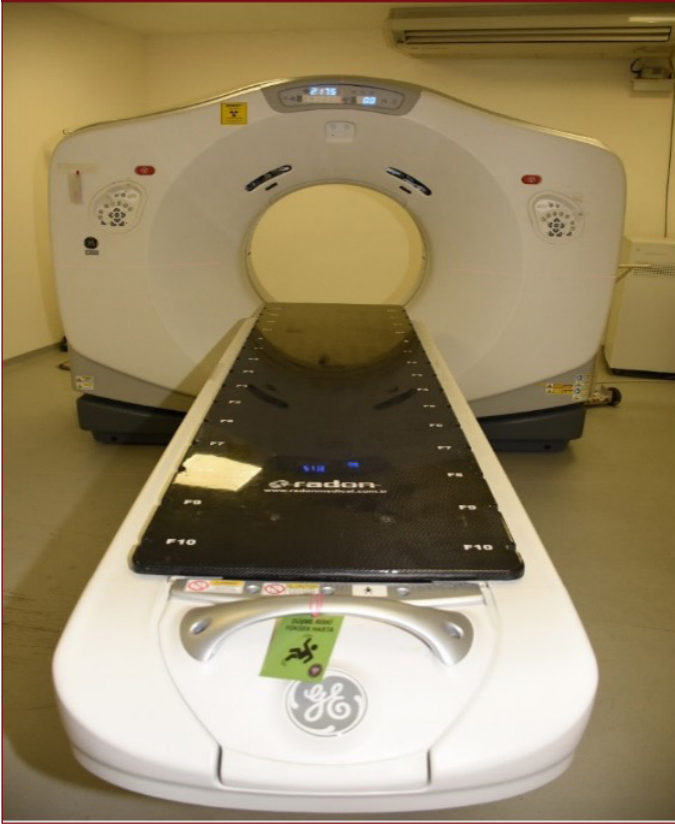


ruluğundan emin olduktan sonra bu test gerçekleştirilir. Test yan duvar lazerlerinin tarama düzleminde doğru aralıklarla yerleştirildiğini doğrulamak için gerçekleştirilir. Dış lazerlerin merkezinin, iç lazerlerin merkezine olan uzaklığı cihaz kurulumu esnasında ayarlandığından, bu uzaklık kullanıcı tarafından bilinir ve dış lazerlerin merkezinin, iç lazerlerin merkezine olan uzaklığı hasta işaretlenmesi için kullanılan mesafe baz alınır (genellikle 50 cm). Pozisyonlanması sağlanan QA ekipmanı gantri üzerinde masa göstergesi yardımı ile dış lazerlerin merkezine kadar kaydırılır. Dış lazerlerin QA ekipmanı üzerinde çıkması gerekmektedir. Eğer bu merkezde bir kayma varsa bu durum dış lazerlerden veya masa göstergesinden kaynaklıdır. Masa parametresini çıkarmak için bir cetvel masaya yatay olarak yerleştirilir ve iç lazerler ile hizalanır.^{2,4} Bu yöntem ile farklı uzaklardaki konum ölçülerek doğrulama işlemi gerçekleştirilir. Eğer bu doğruluk onaylanmasına rağmen hala bir kayma varsa dış lazerlerin ayarlanması gerekir.

Dış lazerlerin, tarama düzlemi boyunca uyumu testi

Aylık veya lazer ayarlaması yapıldıktan sonra gerçekleştirilen bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti ± 2 mm'dir. Testin amacı dış lazerlerin, paralel ve ortogonal olduğunu doğrulamak için lazer projeksiyonunun görüntüleme düzlemi boyunca kontrol edilmesidir. QA ekipmanları iç lazer testinde anlatıldığı gibi yerleştirilir ve dış lazerlerin fantom üzerindeki çizgilerle uyumlu ve üst üste konumlandırılmış olmasına dikkat edilir (Şekil 5).

Şekil 6. BT simülatör masası



Tavan lazerinin görüntüleme düzlemine göre yönünün kontrolü testi

Aylık veya lazer ayarlaması yapıldıktan sonra gerçekleştirilen bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti ± 2 mm'dir. Testin amacı tavanda bulunan lazerlerin görüntüleme düzlemi boyunca uyumunu kontrol edilmesidir.⁴ Bu test basitçe bir cetvel yardımı ile gerçekleştirilebilir.

BT Simülatör Masasının Doğruluğunun Kontrolü

Teşhis amaçlı BT tarayıcıları genellikle sadece beşik şeklinde bir yatak üstü (couch top) ile donatılmıştır (masa üstü, BT tarayıcı portalının dairesel gantri açıklığına uyacak şekilde fincan şeklindedir). BT simülasyon tarayıcı masasının, tedavi cihazlarına benzer düz bir üst kısmı olmalıdır (Şekil 6).

Düz masa üstü, mevcut masanın beşiğine uyan bir ek veya beşiğin üstüne monte edilmiş bir kaplama şeklinde olabilir. Kaplama karbon-fiber malzemedendir. Bu ekipman cihazın kurulum aşamasında yerleştirilir ve sonrasında oynaması mümkündür. Masa üstü, tedavi set-up doğruluğuna göre BT tarayıcı ve tedavi cihazı arasında doğrudan bir bağlantıyı temsil eder. CT tarayıcı masa üstü, görüntüleme düzlemi ile aynı seviyede ve ortogonal olmalıdır. Tarayıcı masa üstü geometrisindeki yanlışlıklar, tedavi cihazında kötü hasta konumlandırma tekrarlanabilirliğine dönüşecektir. Ek olarak, yanlış masa indekslenmesi görüntü uzamsal bozulmalarına neden olabilir ve dikey (vertikal) ve uzunlamasına (longitudinal) hareket hataları, hesaplanan tedavi izomerkezine göre hastanın cildinin işaretlenmesinde yanlışlıklara neden olabilir. Dijital göstergelere göre tarayıcı masasının dikey ve boyuna hareketi doğru ve tekrarlanabilir olmalıdır.² Aşağıdakiler BT tarayıcı yatağı ve masa üstü için performans gereksinimleridir;

- Düz masa üstü (flat tabletop), görüntüleme düzlemine göre düz ve ortogonal olmalıdır
- Dijital göstergelere göre masa dikey (vertikal) ve uzunlamasına (longitudinal) hareketi doğru ve tekrarlanabilir olmalıdır
- Masa indeksleme ve tarayıcı kontrolü altındaki pozisyonu doğru olmalıdır
- Düz masa üstü (flat tabletop), herhangi bir sakıncalı artefakt üreten nesnelere içermemelidir.

BT masasının, tarama düzlemi boyunca uyumu testi

Aylık veya günlük lazer QA testleri rotasyonel sorunları ortaya çıkardığında yapılan bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti tabletop uzunluğu ve genişliği üzerinden ± 2 mm'dir. Testin amacı BT tarayıcı masa üstünün tarama düzlemi düz ve ortogonal olduğunu doğrulamaktır.⁵ QA ekipmanı masanın mümkün olan en uç noktalarına sırayla yerleştirilir. İç lazerler yardımıyla hizalanarak iki ayrı tarama gerçekleştirilir. Taramalardan elde edilen görüntülerdeki ters "T" işaretlerinin ve saydam plastik üzerindeki oyuk hattının birbiriyle çakışması gerekmektedir. Çakışma sonrasında görüntülerin merkezleri arasındaki sapma miktarı 2 mm'yi geçmemelidir. Bu ölçüm BT tarayıcısının sanal cetveli ile görüntü üzerinden gerçekleştirilir. QA ekipmanının saydam plastiği üzerinde bulunan oyuk hattının, her iki masa pozisyonundaki görüntüsünün de BT görüntü merkezine olan uzaklığı ile aynı olması beklenmektedir.

BT masasının, dikey ve boylamasına (longitudinal) hareketinin doğruluğu kontrolü testi

Aylık yapılan bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti masa hareket aralığından ± 1 mm'dir. Testin amacı dijital göstergelere göre BT masasının uzunlamasına hareketinin doğru ve tekrarlanabilir olduğunu doğrulamaktır.^{2,6} Masanın dikey hareketini doğrulamak için; cetvel iç lazerler yardımı ile hizalanır ve masaya dik bir konumda yerleştirilir. Bu şekilde masanın farklı mesafelerdeki dikey konumu ölçülür. Masanın longitudinal yöndeki hareketinin doğrulanması için; cetvel iç lazerler yardımıyla hizalanır ve yatay olarak konumlandırılır. Bu şekilde masanın farklı mesafelerdeki longitudinal konumu ölçülür. Bu ölçümler masa göstergesi ile karşılaştırılır ve göstergenin doğruluğu kontrol edilir.

BT masasının, tarama esnasındaki hareketinin doğruluğu kontrolü testi

Yıllık olarak yapılan bir kalite kontrol testidir. Tolerans limiti ± 1 mm'dir.^{6,7} Testin amacı BT tarayıcısının tarama sırasındaki masa hareketinin doğruluğunu kontrol etmektedir. Bu test daha önce anlatılan testlerden farklı olarak, masanın BT cihazı görüntüleme alırken kontrol edilmesini sağlar.⁶ Bu testte radyografi filmi, masaya yatay olarak ve filmin bir ucu iç lazerler yardımıyla görüntü merkezini kesecek şekilde yerleştirilir. Kesit kalınlığı 1-2 mm olacak şekilde her kesit arasında ayarlanan kesit kalınlığı kadar boşluk bırakarak peşpeşe tarama yapılır. Eğer aynı işlem helikal tarama olarak yapılacak ise, "pitch" değeri ile taramalar arasındaki mesafe ayarlanır ve ölçümler belirlenen mesafeye göre değerlendirilir. BT tarayıcısı tarafından ışınlanan filmdeki kesitler arası mesafeler, cetvel yardımı ile ölçülerek değerlendirme yapılır.

BT Kesit Kalınlığı ve BT Kesit Aralıklarının Doğruluğu

Yıllık olarak yapılan bir testtir. Tolerans limiti üretici firmaya göre değişse de ± 1 mm'dir. Bu test, kolimatör açıklığının doğruluğunu kontrol etmek amacıyla gerçekleştirilir. Bu testte de radyolojik görüntülemeye uygun radyografi filmi kullanılır.² Film,

Şekil 7. BT kesit kalınlığı görüntüsü



uç kısmında 2 cm içeride olacak şekilde iç lazerler ile hizalanır. Konumlandırılan radyografik ya da radyokromik film, BT tarayıcısı kolimatörünün fiziksel olarak izin verdiği kesit kalınlıklarında ve de kesit kalınlıkları arasındaki mesafe 2 mm olacak şekilde ayrı ayrı aksiyel olarak taranır (Şekil 7). Taranmış olan filmler üzerinde oluşan kesit görüntülerinin genişliği cetvel ile ölçülür ve test değerlendirilir. Ölçümlerde penumbraya dikkat edilmelidir. Cetvelin ölçüm için referans alınmış olan başlangıç ve bitiş noktaları, penumbra bölgelerinin ortasından geçecek şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir.

DOZİMETRİK TESTLER

BT simülasyon kalite kontrol testlerinin birincil amacı hasta güvenliğidir. BT simülasyon taramasında alınan radyasyon dozları, birincil radyasyon alanlarından alınan tedavi dozu ile karşılaştırıldığında önemsizdir. Tarama sırasında saçılma, sızıntı ve tarama sebebiyle alınan radyasyon dozları genel olarak ciddi bir sorun değildir. Bununla birlikte, BT tarayıcı dozimetresi, ilk kabul testinin ve periyodik tarayıcı kalite kontrolünün bir parçası olmalıdır.⁸ BT simülasyon cihazı için yapılması gereken dozimetrik testler Tablo 2'de belirtilmiştir.

Tablo 2. BT simülasyon cihazının dozimetrik testleri, testlerin yapılma sıklığı ve tolerans değerleri

Dozimetrik Testler	Yapılma Sıklığı	Tolerans Değeri
CTDI ₁₀₀ ölçümü	Yıllık veya BT cihazında önemli bir parça değişimi olduğunda	± %20 (üretici firmaya göre değişebilmektedir)
X- ışını tüp parametrelerinin doğruluğu	X- ışını tüpünün herhangi bir parametresine etki edebilecek önemli bir parça değişiminde	Üretici firmaya göre değişebilmektedir

Polymethyl Methacrylate (PMMA) Fantomda CTDI₁₀₀ Ölçümü

BT taramasından alınan hasta dozu, bilgisayarlı tomografi doz indeksi (Computed Tomography Dose Index-CTDI) ölçülerek değerlendirilir. CTDI; soğurulan integral doz toplamının nominal kesit kalınlığına bölünmesiyle bulunur.² Bu amaçla ticari olarak satılan iki farklı tipte dizayna sahip silindirik fantomlar kullanılmaktadır.

Polymethyl Methacrylate (PMMA) materyalinden yapılmış fantomlardan biri 16 cm çap, 15 cm uzunluğunda baş gölgesi (head) protokolü için, diğeri 32 cm çap 15 cm uzunluğunda karın bölgesi (abdomen) için dizayn edilmiştir. Fantom içerisinde bulunan 5 adet deliğe yerleştirilmek için kalem 100 mm uzunluğunda kalem tipi iyon odası kullanılır. Bu dozimetrik ölçümler mutlaka iki fantom için de ayrı ayrı gerçekleştirilmeli ve ölçümler en az üç kenarda yapılmalıdır. Kullanılacak BT protokolü için üretici firmanın belirttiği protokole tanımlı kVp ve mAs değerleri kullanılmalıdır.⁹ 100 mm uzunluğa sahip iyon odası kullanımı ile yapılan ölçüm için (CTDI₁₀₀ ölçümü) fantom BT masasına dik bir şekilde yerleştirilerek iç lazerler kullanılarak görüntü merkezine hizalanır. Fantomun topogram görüntüsü alınır ve fantom merkezinin görüntü merkezi ile uyumuna bakılır. Ölçüm yapılırken fantomun yüzeyine yakın deliklerinden bir tanesine kalem tipi iyon odası yerleştirilerek aksiyel düzlemde tarama gerçekleştirilir. Yapılan tarama prosedürü yüzeye yakın diğer deliklere ve merkez deliğe kalem tipi iyon odası yerleştirilerek tekrarlanır. CTDI₁₀₀ değerini hesaplamak için aşağıda yer alan formül kullanılır:

çümler mutlaka iki fantom için de ayrı ayrı gerçekleştirilmeli ve ölçümler en az üç kenarda yapılmalıdır. Kullanılacak BT protokolü için üretici firmanın belirttiği protokole tanımlı kVp ve mAs değerleri kullanılmalıdır.⁹ 100 mm uzunluğa sahip iyon odası kullanımı ile yapılan ölçüm için (CTDI₁₀₀ ölçümü) fantom BT masasına dik bir şekilde yerleştirilerek iç lazerler kullanılarak görüntü merkezine hizalanır. Fantomun topogram görüntüsü alınır ve fantom merkezinin görüntü merkezi ile uyumuna bakılır. Ölçüm yapılırken fantomun yüzeyine yakın deliklerinden bir tanesine kalem tipi iyon odası yerleştirilerek aksiyel düzlemde tarama gerçekleştirilir. Yapılan tarama prosedürü yüzeye yakın diğer deliklere ve merkez deliğe kalem tipi iyon odası yerleştirilerek tekrarlanır. CTDI₁₀₀ değerini hesaplamak için aşağıda yer alan formül kullanılır:

$$CTDI_{100} = R \times C_{tp} \times K_{et} \times N_x \times F_{med} \times 100(\text{mm}) / \text{Kesit Kalınlığı}(\text{mm})$$

Burada:

R: Elektrometrede okunan ölçüm değeri

Ctp: Sıcaklık ve basınç düzeltmesi

Kel: Elektrometre kalibrasyon faktörü (Coloumb (C) / Okuma)

Nx: İyon odası kalibrasyon faktörü (Röntgen (R) / Coloumb (c))

F_{med}: Havada oluşan iyon çifti miktarının (Röntgen) "X" ortamında oluşturduğu soğurulan doz miktarına dönüşüm katsayısı

olarak tanımlanır. CTDI₁₀₀ değeri 'cGy' olarak bulunur.

X- Işını Tüp Parametrelerinin Doğruluğu

X-ışını tüpünde kVp, mAs ve ışınlama süresi (s) gibi parametreler tüp performansının değerlendirilmesinde önemlidir. Bu parametrelerin, BT tarayıcısının kurulumu esnasında ölçülüp referans veri olarak saklanması ve tüpte parça değişimi gibi arıza sonrası kontrollerde yapılan testlerin kıyaslanması gerekmektedir.⁸ Bu parametrelerin rutin olarak izlenmesi, kurulumdaki performansa ve üreticinin spesifikasyonlarına dayanmalıdır. Bu parametrelerin hatalı performansı, tarayıcı ile ölçülen CT sayılarının doğruluğunu ve potansiyel olarak heterojenite düzeltme doz hesaplamalarının doğruluğunu etkileyebilir. Ölçümler için farklı marka QA fantomları bulunmaktadır.

- Tüp geriliminin (kVp) doğruluğu ve tekrarlanabilirliği için multimetre ekipmanı kullanılır. BT cihazının iç lazerleri yardımı ile hizalanarak BT tarayıcı gantrisi üzerine yerleştirilir. BT masası radyasyon alanı dışına çıkartılır. Klinikte rutin olarak kullanılan tarama protokollerindeki kVp değerleri için; mAs, kolimatör açıklığı ve tüp açısı sabit tutularak ışınlama gerçekleştirilir. Test değerlendirilirken multimetreden her bir kVp için okunan ölçüm ile BT tarayıcısının kurulumu esnasında ölçülmüş olan kVp değerleri karşılaştırılır. kVp parametresinin X- ışını tüpü ile tekrarlanabilirliği için aynı set up ile en az üç kez ölçüm yapılmalıdır.

- Tüp akımının (mA) doğruluğu ve tekrarlanabilirliği için rölatif maruz kalma doz ölçümleri yapılır. Ölçülen radyasyon dozu aslında BT cihazındaki X-ışını tüpünün parametrelerinin bir fonksiyonudur. Bu testin temeli, sabit bir tüp potan-

siyeli ve kesit genişliği için, integral maruz kalmanın (mR), mAs'ın doğrusal bir fonksiyonu olması gerektiğidir. Test için kVp, ışınlama süresi, kolimatör açıklığı ve tüp açısı parametreleri sabit tutularak ölçülen rölatif exposure dozu, X- ışını tüpüne uygulanan akımın (mA) lineer bir fonksiyonu haline gelmesi prensibinden yararlanır. Tüm ölçümler için, maruz kalma süresi sabit tutulmalı (örneğin, 1 saniye) ve akım, mevcut ayarlar aralığında değiştirilmelidir. Tüm değerlerin ortalamasına göre doğrusallık katsayısı daha sonra belirlenir. Tüm değerlerin ortalaması ile herhangi bir tek değer (mutlak farkın toplama bölünmesi) arasındaki mR/mAs'ın lineerlik katsayısı 0,05 içinde olmalıdır. Sabit bir ayarda tekrarlanan maruz kalma doz ölçümleri için, ölçülen değerler üretici firma tarafından belirtilen değerler dahilinde tekrarlanabilir olmalıdır. Bu testte multimetre yardımı ile okunan doz değerlerinin mA artışına bağlı lineerliği, BT tarayıcının kurulumu esnasında ölçülen değerler ile kıyaslanarak değerlendirilmelidir.⁹

- **Işınlama süresinin (sn.) doğruluğu ve tekrarlanabilirliği için multimetre kullanılır.** Ancak yukarıda bahsedilen testlerden farklı olarak kolimatör açıklığı, "kVp" ve "mA" sabit tutularak ışınlama süresi değiştirilir ve multimetre cihazından ışınlama süresi ölçülür. Koşullar aynı tutularak farklı ışınlama süreleri ile birden fazla ışınlama yapılır ve böylece ışınlama süresinin doğruluğu ve tekrar edilebilirliği kontrol edilmiş olur. Tarama süresi doğruluğu, noninvaziv ölçüm cihazı ile değerlendirilebilir. Ölçüm sonucu üretici spesifikasyonunu karşılamalıdır.²

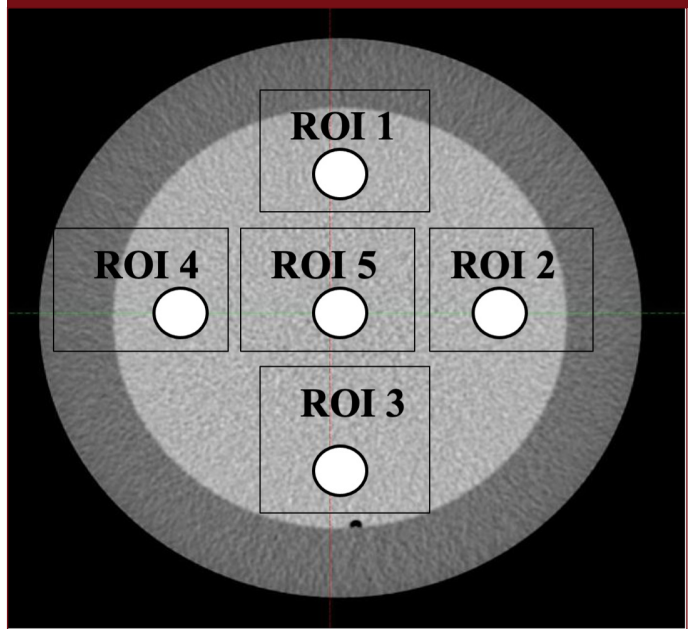
GÖRÜNTÜ KALİTESİ TESTLERİ

BT simülörden elde edilen görüntülerin kalitesi, radyasyon tedavisi planlaması için hedef hacimleri ve çevreleyen kritik yapıları tanımlama ve tasvir etme yeteneğini doğrudan etkiler.⁹ Optimal olmayan görüntü kalitesi, hedef hacmin bir kısmının atlanmasına veya normal yapıların hedef hacimler olarak yanlışlıkla tanımlanmasına neden olarak ciddi hatalara neden olabilir. BT simülasyonu için kullanılan bir BT tarayıcının görüntü performansının mümkün olduğu kadar optimum şekilde olması gerekir. Görüntü kalitesi testleri sayesinde, görüntüleme performansındaki düşüş hızlı bir şekilde algılanarak sorun tanımlanır ve çözülür. Kalite kontrol programının amaçları için optimum görüntü performansı, BT tarayıcının en azından minimum üretici spesifikasyonlarını karşıladığı veya aştığı anlamına gelir. Modern BT tarayıcıların tasarım ve görüntüleme yeteneklerindeki önemli farklılıklar nedeniyle, tüm tarayıcılar için görüntü performansı göstergelerine yönelik ortak minimum standartlar pratik değildir. AAPM'in 39 numaralı raporunda, görüntü performans testleri ayrıntılı olarak verilmiştir.⁷ Kitabın bu bölümünde ana hatları ile verilen testler ve öneriler, kalite temininin oluşturulması için yeterlidir. Tablo 3' de BT simülasyon cihazı için yapılması gereken görüntü kalitesi testleri yer almaktadır. Bu testleri gerçekleştirirken mümkün olan en küçük kesit kalınlığı seçilmesi önerilmektedir. Ayrıca tabloda verilen bu testler için klinik rutinde kullanılan tarama protokollerinden bir veya birkaç tanesinin seçilerek uygulanması gerektiği önerilmektedir.

Tablo 3. BT simülasyon cihazının görüntü kalitesi testleri, testlerin yapılma sıklığı ve tolerans değerleri

Görüntü Kalitesi Testleri	Yapılma Sıklığı	Tolerans Değeri
BT numarası homojenitesi ve doğruluğu	Günlük (Su için) Aylık (4 ya da 5 materyal için)	Su için 0 HU (± 5 HU)
Gürültü değerlendirmesi	Günlük	Üretici firma özellikleri referans
Uzaysal bütünlük	Günlük (x ya da y yönünde) Aylık (x ve y yönünde)	± 1 mm
BT numarası-elektron yoğunluk dönüşümü	Yıllık ya da kalibrasyon sonrasında	Kabul değerlerinin ya da test fantomu üreticisinin referans değerlerinin sağlanması
Uzaysal çözünürlük	Yıllık	Üretici firma özellikleri referans
Kontrast çözünürlüğü	Yıllık	Üretici firma özellikleri referans

Şekil 8. Fantomda su BT numarası kontrolü için kullanılan görüntü



BT Numarası Homojenitesi ve Doğruluğu

BT numarası; BT görüntüsünü en iyi tanımlayan parametrelerden biridir. Görüntülenmesi istenen bölgelerin göreceli elektron yoğunluğuna bağlı olan Hounsfield Unit (HU) dönüşümünün yanlış veya eksik tanımlanması, tedavi planının doğruluğunu direkt etkilemektedir.^{10,11} BT numarası kontrolü için farklı fantomlar kullanılmaktadır. Fantomda ortalama su HU numarası, tipik bir BT simülasyon protokolü ve ilgi bölgesi (Region of Interest-ROI) kullanılarak kontrol edilmelidir (Şekil 8).

Test için homojen su eşdeğeri silindirik fantomda seçilen ROI bölgesinde, suyun ortalama BT sayısı ve standart sapması, belirlenen temel değerde ve kabul edilen limitlerde kalmalıdır. Prosedür

olarak fantom merkezi izomerkeze ayarlanır ve 5 cm tarama gerçekleştirilir. Tarayıcı analiz yardımı kullanılarak fantom merkezine ROI çizilir. Çizilen ROI'ye göre su için BT numarası $0 \pm 5\text{HU}$ aralığında olmalıdır.² Test için kullanılan protokol, varsa klinik olarak kullanılan tüm kVp'leri kapsayacak şekilde kontrol edilmeli; farklı yoğunluktaki materyaller için tekrar edilmelidir.

Gürültü Değerlendirmesi

Gürültü, HU cinsinden BT numaralarının standart sapması olarak veya suyun doğrusal zayıflama katsayısının (μ_w) bir yüzdesi olarak ifade edilebilir ve tarayıcı kontrast ölçęi için düzeltilir. Görüntü gürültüsü, gözlemci tarafından ayırt edilebilen kontrastın alt sınırını belirler. Düşük kontrastlı bir nesne içeren arka plan ne kadar homojen olursa, o arka planla kontrastı o kadar büyük olur. Teorik olarak, minimum gürültü görüntüleri normal yapıyı ve hedef tanımlama doğruluğunu artırmalıdır. İdeal olarak, tek tip bir fantomun BT taraması, fantom görüntü boyunca tek tip piksel değerlerine (BT numaraları) sahip olacaktır. BT tarayıcıda üniform bir malzeme görüntülenip, seçilen alanda tek tek piksellerin BT sayıları incelendiğinde, BT sayılarının hepsinin aynı olmadığı, ortalama bir değer etrafında dalgalandığı görülür. Piksel yoğunluklarındaki değişiminin rastgele ve sistematik bileşenleri vardır. Görüntü düzensizliğünün rastgele bileşeni gürültüdür. QA fantomu tarandıktan sonra çizilen ROI alanları içerisinde ölçülen HU standart sapma değerleri gürültüyü belirler.¹¹ Gürültü, Hounsfield birimlerinde BT numaralarının standart sapması cinsinden veya suyun doğrusal zayıflama katsayısı cinsinden de ifade edilebilir.

$$N: \delta \times CS \times \%100 / \mu_w$$

Formülünde

N: Gürültü,

δ : Standart Sapma,

CS: Kontrastlanma ölçek faktörü

olarak tanımlanmaktadır. CS; bilinen iki malzeme için BT numarasındaki belirli bir değişiklik için etkin doğrusal zayıflama katsayısındaki değişiklik miktarı olarak tanımlanır.

" μ_m " ve " μ_w " ise sırasıyla ROI çizilen alan içerisinde kalan materyalin ve suyun X- ışınına soğurma katsayısıdır. Normalde bir malzeme su, diğeri ise CT fantomları için yaygın yapı malzemesi olan akriliktir (polimetilmetakrilat). Diğer (düşük Z) referans malzemeleri kullanılabilir. Kontrast ölçęi daha sonra aşağıda verilen formül ile ifade edilir;

$$CS = \frac{\mu_m(E) - \mu_w(E)}{CT_m - CT_w}$$

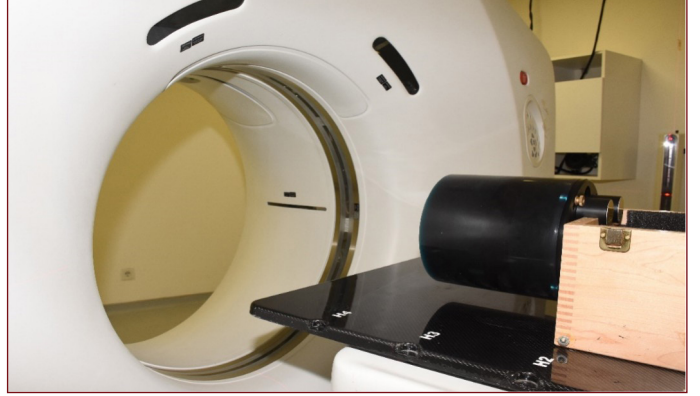
Yukarıda verilen formülde, CT_m ve CT_w ise sırasıyla, ROI alanı içerisinde kalan materyalin ve suyun BT numarası (HU) değeridir.¹¹

Görüntülenecek bölgenin boyutu arttıkça gürültü artar. Cihazın görüntüleme protokollerinde mAs, kVp, tarama süresi ve kesit kalınlığı arttıkça gürültü azalır.

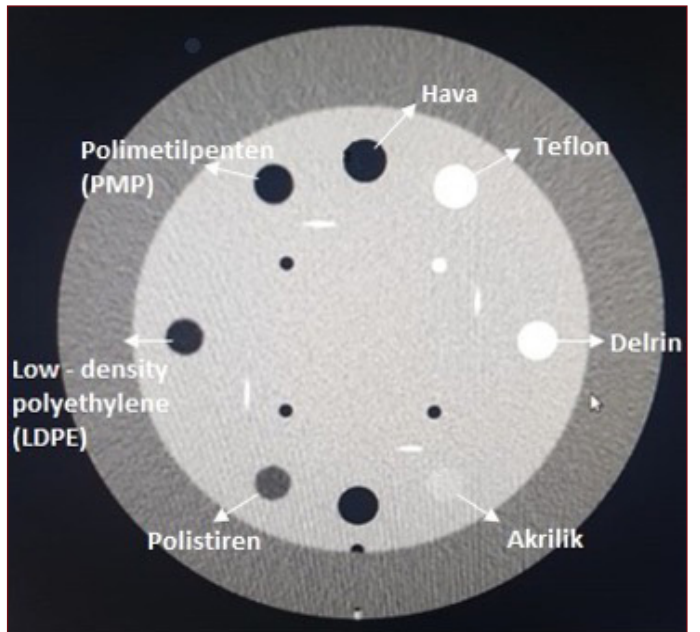
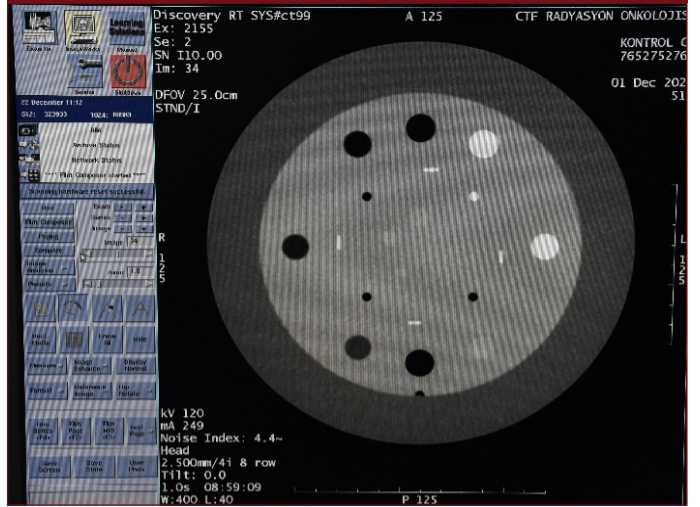
Uzaysal Bütünlük

Radyoterapide tedavi planlama işlemleri, BT'den elde edilen 3 boyutlu kesitsel görüntüler kullanılarak gerçekleştirilir. Görüntü-

Şekil 9. BT Numarası-elektron yoğunluk kontrolü için kullanılan fantom



Şekil 10. QA fantomunun BT' de çekilen görüntüsü ve içerisindeki materyaller



lenen hastanın ilgili yapısı 1:1 oranında dijital ortama aktarılır. Görüntü bozukluğunun potansiyel olarak dozimetrik hatalara sebep

olabilmesi sebebiyle TPS'e yüklenen BT görüntülerinde uzaysal bütünlük oldukça önemlidir. Görüntüdeki uzaysal bütünlük kontrolü için, boyutları önceden bilinen bir veya birkaç tane fantom BT ile taranarak görüntülenir ve boyutları ölçülür.

BT Numarası-Elektron Yoğunluk Dönüşümü Testi

Yıllık veya cihazın kalibrasyonu sonrasında yapılan bir testtir. Testin geçerli olması için cihazın kabulündeki değerlerin veya test fantomu üreticisinin değerlerinin sağlanması gerekir. Test QA fantomunun masaya yerleştirilerek taranması ile gerçekleştirilir (Şekil 9).

Bu test için, farklı ve bilinen elektron yoğunluklarına sahip materyallerden oluşan bir fantom kullanılır (Şekil 10).

ROI aracı, her materyal için ortalama BT numarasını ölçmek için kullanılır.¹¹ Materyalin tam ortasından belirlenen ROI için okuma değeri alınır. Fantomun üreticisi olan firmanın bu materyaller için belirlediği BT numaraları ile ROI'lerden elde edilen BT numaraları kıyaslanır (Tablo 4).

Tablo 4. Fantom içerisindeki materyaller ve BT numaraları

Materyal	Elektron yoğunluğu (1023 e/g)	Özgül ağırlık (Specific Gravity)	BT numarası (HU)
Hava	3,007	0,00	-1000
PMP	3,435	0,83	-200
LDPE	3,429	0,92	-100
Su	3,343	1,00	0
Polistren	3,238	1,05	-35
Akrilik	3,248	1,18	120
Delrin	3,209	1,41	340
Teflon	2,889	2,16	990

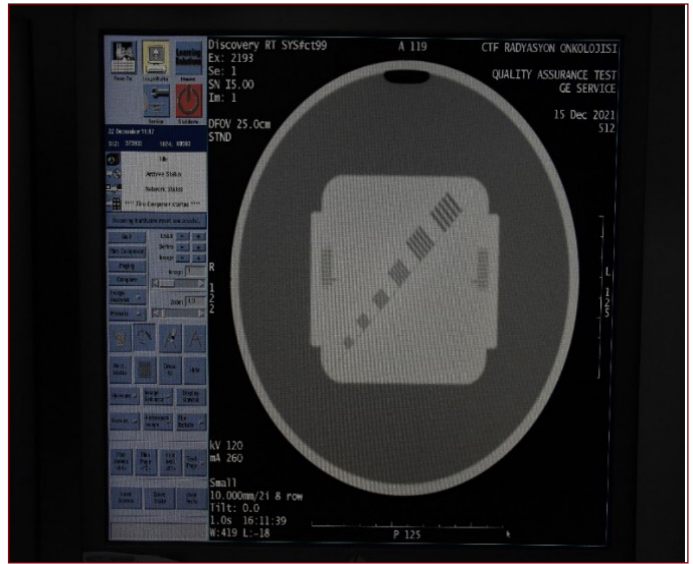
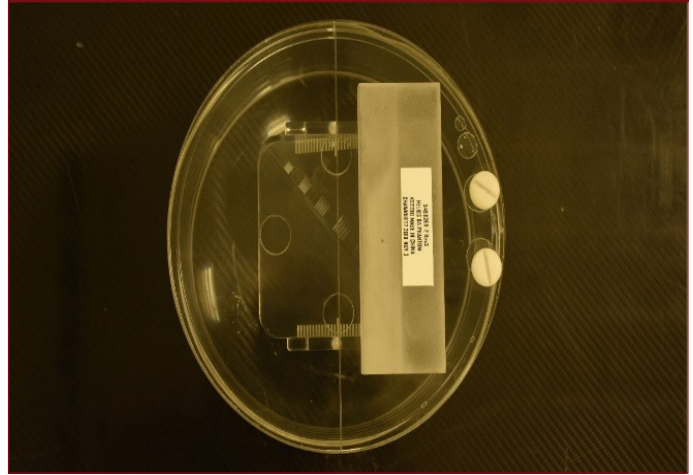
Yüksek Kontrast Çözünürlüğü Testi

BT simülasyonu için kullanılan BT tarayıcılar, implante nesnelere yanı sıra hasta anatomisindeki küçük ayrıntıları görüntüleyip ayırt edebilmelidir. Uzaysal çözünürlük görüntüleme sisteminin birbirine yakın yerleştirilmiş çok küçük iki nesneyi ayırt etme yeteneğini karakterize eder ve BT tarayıcının detay görüntüleyebilme yeteneği olarak da adlandırılabilir.^{12,13} Tarayıcının görüntüleme yeteneklerinin temel bir göstergesidir. Uzaysal çözünürlük ölçümleri, homojen arka plandan yüksek kontrasta (%12 veya daha fazla kontrast farkı) sahip nesnelere gerçekleştirilir. Bu test en pratik şekilde, BT tarayıcı için geliştirilmiş QA fantomlarının içerisinde bulunan çizgi çifti gruplarının sayılması yoluyla gerçekleştirilir (Şekil 11). BT cihazının kurulumu aşamasında alınan ilk veri önemlidir. QA fantomunun çizgi çifti bölümünde toplamda 21 adet çizgi çifti grubu vardır. Testi uygulayan kişinin çizgi çifti gruplarından kaç tanesindeki tungsten yapraklarının ayırt edilebildiğini tanımlaması gerekmektedir. Buradan elde edilen sonuçlar ile üretici firmanın bildirmiş olduğu değerlerin uyumlu olup olmadığı kontrol edildikten sonra periyodik olarak rutinde yıllık kontrollerde yapılmalıdır. Şayet testte ne kadar çok çizgi çifti grubu kendi içerisinde net bir şekilde ayırt edilebiliyorsa BT tarayıcının yüksek kontrast ayırma gücü o kadar yüksektir.²

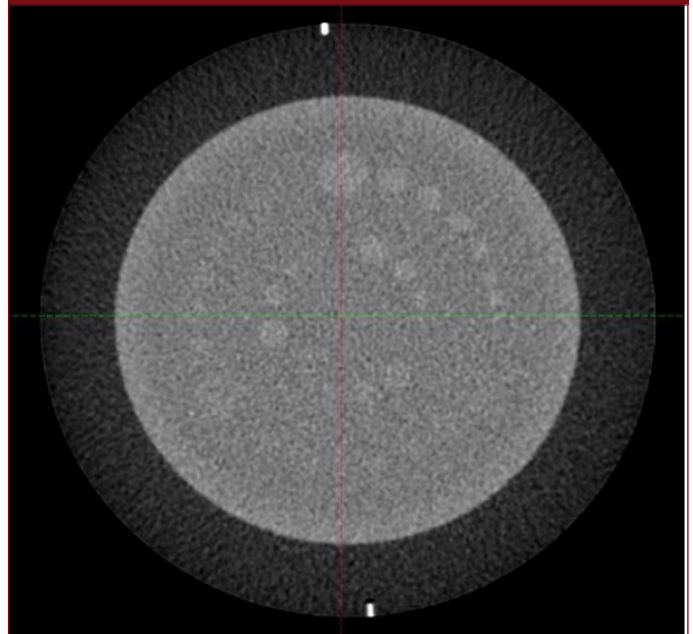
Düşük Kontrast Çözünürlüğü Testi

BT tarayıcıların düşük kontrastlı farklı boyutlardaki yapıları, birbirinden ve homojen ortamdan ayırt edebilme gücüdür. Aynı zaman-

Şekil 11. Kullanılan fantom ve çizgi çifti görüntüsü



Şekil 12. Düşük kontrast çözünürlük için alınan görüntü



da sistemin fiziksel kontrastını görüntü kontrastına aktarabilme gücü olarak da adlandırılır. Test, QA fantomunda BT görüntüsü alındıktan sonra farklı boyutlarda ve düşük kontrastta yapıların testi gerçekleştiren kişi tarafından gözlemlenmesiyle gerçekleştirilir (Şekil 12). Test esnasında ne kadar çok yapı net olarak ayırt edilebiliyorsa BT tarayıcının da düşük kontrast ayırma gücü o kadar yüksektir. BT kurulumunda gerçekleştirilen referans verinin saklanması ve daha sonra bu veriyle karşılaştırma yapılması sağlanmalıdır. Yapılan test sonucu kabul edilmeden önce, cihazın üretici firmasının beyan ettiği değerler ile uyumluluğu kontrol edilmelidir. Yıllık olarak gerçekleştirilir ve tolerans değerleri üretici firmaya göre değişmektedir.²⁻¹³

SONUÇLAR

BT Simülatör cihazları radyoterapide tedavi kararı alındıktan sonra ilk ve en önemli basamaklardan biridir. BT simülatör cihazının BT numarası doğruluğu, alınan görüntünün kalitesi, tekrarlanabilirliği ve görüntünün geometrik doğruluğu gibi özellikleri rutin uygulamada periyodik olarak kontrol edilmeli ve limit değerler içerisinde olması sağlanmalıdır.

Kalite kontrol testleri medikal fizik uzmanı tarafından tanımlanacak QA programı içerisinde cihaz üreticisi spesifikasyonları, ulusal/uluslar arası protokoller dikkate alarak hazırlanmalı ve uygulanması sağlanmalıdır.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. Bourland JD.Chapter 6 - Radiation Oncology Physics, Clinical Radiation Therapy (Fourth Edition), Pages 2016; 93-147.e3 [\[Crossref\]](#)
2. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al, AAPM Report No: 46. Comprehensive QA for Radiation Oncology, *AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 40*, April 1994, ISBN: 1-56396-401-5. [\[Crossref\]](#)
3. Rezaee M, Letourneau D.Assessment of Image Quality and Dosimetric Performance of CT Simulators, *J Med Imaging Radiat Sci.* 2019;50(2):297-307. [\[Crossref\]](#)
4. Abou-El Enein HS. Quality assurance for computed-tomography simulator: In- home Z-phantom for mechanical tests of the couch and the gantry, Chinese-German *J Clin Oncol.* 2013;12(5):237-242. [\[Crossref\]](#)
5. Cuddy DD, McNitt- Gray MF, Ruckdeschel TG, Strauss KJ ACR Computed Tomography Quality Control Manuel;2012.
6. IAEA Human Health Series No.19, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Vienna:2012.
7. Lin Pei-Jan P, Beck TJ, Borrás C, et al, AAPM Report No. 39. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Committee Task Group No.2, May 1993, ISBN: 1-56396-230-6.
8. Tsapaki V. Quality control in Computed Tomography, *European Journal of Medical Physics*, 2016;32(3):194-195. [\[Crossref\]](#)
9. European Federation of Organizations for Medical Physics. Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol 2017;1-151.
10. Despres, Gaede,COMP report: CPQR technical quality control guidelines for CT simulators, *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(2):12-17. [\[Crossref\]](#)
11. Davis AT, Palmer AL and Pani S. Assessment of the variation in CT scanner performance (image quality and Hounsfield Units) with scan parameters, for image optimisation in radiotherapy treatment planning, 2018; 45:59-64. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.036>. [\[Crossref\]](#)
12. Mohammed ASR, Ruangskul MN, Awan MS, et al. Quality assurance assessment of diagnostic and radiation therapy-simulation CT image registration for head and neck radiation therapy: anatomic region of interest-based comparison of rigid and deformable algorithms, *Radiology.* 2015;274(3):752-763. doi: 10.1148/radiol.14132871. Epub 2014 Nov 7. [\[Crossref\]](#)
13. Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66, *Medical Physics*, Vol. 30 (10): r 2003; 2762-2790. [\[Crossref\]](#)

BÖLÜM 3

TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNDE

KALİTE KONTROL

Deniz KISINMA AZAKLIOĞLU

Tedavi Planlama Sistemlerinde Kalite Kontrol

Quality Assurance of Treatment Planning Systems

BÖLÜM HAKKINDA

Gelişen teknolojiyle birlikte bilgisayar sistemleri radyoterapi alanında yerini almış bulunmaktadır. Tedavi edilecek bölgeye verilecek dozun hesaplanmasında tedavi planlama sistemlerinin yeri önemlidir. Tedavi cihazı ve hastaya özel anatomik bilgiler işlenerek tedavi dozu bilgisi elde edilmektedir. Hastaya en güvenilir ve doğru dozu verebilmek gerekmektedir. Bu sebeple rutin olarak bu sistemlerin kalite kontrolü yapılması önerilmektedir. Kalite standartları ve kontrol basamakları; kalite kontrol süreci boyunca izlenecek yol hakkında detaylı bilgi vermektedir. Kalite standartları lineer hızlandırıcı verilerinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu onaylandıktan sonra tedavi planlama sistemine uygun verilerin girilmesini içermektedir. Kontrol basamakları ise; satın alma sürecinden başlayarak cihaz satın alma süreci, kabul testleri, hizmete sokma, TPS devreye alma, plan değerlendirme araçları, plan çıkışı ve veri transferi, klinik testleri kapsamaktadır. Periyodik ve hastaya özel kalite kontroller de bu alanda aksatmadan yapılması gereken aşamalardır.

Anahtar kelimeler: Radyoterapi, kalite kontrol, tedavi planlama sistemi

ABOUT the CHAPTER

With the developing technology, computer systems have taken their place in the field of radiotherapy. The place of treatment planning systems is important in calculating the dose to be given to the area to be treated. Treatment dose information is obtained by processing the treatment device and patient-specific anatomical information. It is necessary to give the most reliable and accurate result to the patient. For this reason, routine quality control of these systems is recommended. Quality standards and control steps; It gives detailed information about the path to be followed during the quality control process. Quality standards include entering appropriate data into the treatment planning system after confirming that the linear accelerator data are within acceptable limits. The control steps are; starting from the purchasing process, the device purchasing process includes acceptance tests, commissioning, TPS commissioning, plan evaluation tools, plan output and data transfer, clinical tests. Periodic and patient-specific quality controls are also steps that should be carried out without interruption in this area.

Keywords: Radiotherapy, quality assurance, treatment planning system

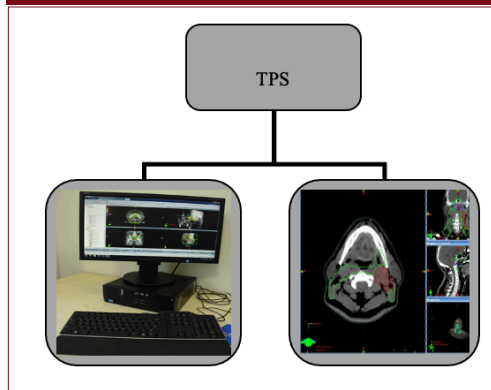
GİRİŞ

Tedavi planlama sistemleri (TPS) hasta verilerinin kaydının tutulduğu ve tedavi planlarının yapıldığı gelişmiş birçok teknolojiyi içeren iş istasyonlarıdır.

TPS başlıca iki bileşenden meydana gelir (Şekil 1).

- Donanım: Ana bilgisayar, yüksek hızda ve yeterli hafıza kapasitesi, grafik görüntü işlemcisi, hafıza, digitizer (günümüzde kullanımı nadir), yazıcı, arşivleme ve network için ekipmanlardan oluşur.
- Yazılım: İşlemci, veri girişi, anatomi tanımı (konturlama), ışın girişi, doz hesaplama, izodoz görüntüleme, plan değerlendirme ve hesaplama çıktılarından oluşur.

Şekil 1. Tedavi planlama sistemi



Deniz Kısınma Azaklıoğlu 

Istanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa,
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon
Onkolojisi Ana Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye
E-posta: deniz.azaklioglu@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:
Kısınma Azaklıoğlu D. Tedavi planlama
sistemlerinde kalite kontrol. Çavdar Karacam
S, ed. *Radyoterapi Kalite Güvenliği* içinde.
İstanbul: İÜC Yayınevi; 2023: 28-39.



CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atıf 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.

Bu sistemlerin devreye sokulması ve devamında kalite kontrollerinin yapılması klinikte tedavi güvenilirliğinin sürdürülmesi için gereklidir. Böylece tedavi sırasında oluşabilecek hatalardan sakınılmaktadır.

Hasta tedavisinin doğruluğu için yapılacak kalite ve uygunluk testleri oluşabilecek sistematik ve random hataları ortadan kaldırmak için yürütülmelidir. Kalite temini programını yürütebilmek için gelişmiş bir takım basamakların olması gerekmektedir. Bunlar;

- Yapı: Personel, ekipman ve tesis
- Süreç: Tedavi öncesi ve sonrası değerlendirmeler, gerçek tedavi uygulaması
- Sonuç: İstenilen hedeflere ulaşılması sonrasında dökümantasyon

şeklinde özetlenebilir.¹

Tedavi planlama sisteminin kalite temini sürecinin yetkin medikal fizik uzmanları tarafından yönetilmesi amaçlanmalıdır. Planlama sisteminde oluşabilecek herhangi bir hata hasta tedavisinin yanlış olmasına sebebiyet verebilmektedir.

Tedavi planlama sistemi hastaya ait anatomik özellikleri vermektedir. Eksternal kontur, tümör yerleşimi ve uzanımı, doz homojenite değişimiyle birlikte riskli organ belirlenmektedir. Tüm bu tanımlamaları yapılabilmesi için bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsüne ihtiyaç vardır. Bilgisayarlı tomografi verisi yardımıyla tüm anatomik yapılar tanımlanabilmektedir. Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) hastaya ait daha detaylı normal doku ve hedef volüm bilgi verisi girişine yardımcı olan görüntüleme teknikleri olarak kullanılmaktadır.²

İki boyutlu tedavilerle (2DRT) başlayan radyoterapi süreci, gelişen teknolojiyle birlikte üç boyutlu konformal radyoterapi (3DKRT), görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), volümetrik ayarlı ark radyoterapi (VMAT) ve Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT) gibi donanımsal ve yazılımsal olarak daha entegre sistemlerin tedavi sürecinde yaygın bir şekilde kullanıldığı görülmektedir. Bu tedavi tekniklerinin yazılımsal olarak TPS ile uygulanabilmesi ve tedavi sürecine katılabilmesi için kalite kontrollerin düzenli olarak yürütülmesi gerekmektedir. Birtakım riskleri de beraberinde getiren bu kompleks sistemlerin bir kazaya neden olmaması için Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) konuyla ilgili olarak hazırladıkları raporda TPS hakkında yetersiz bilgiye, TPS devreye alma (commissioning) testlerinin yetersizliğine, TPS doz hesaplarının bağımsız olarak test edilmesindeki eksikliklere dikkat edilmesi gerektiğini belirtmiştir.³

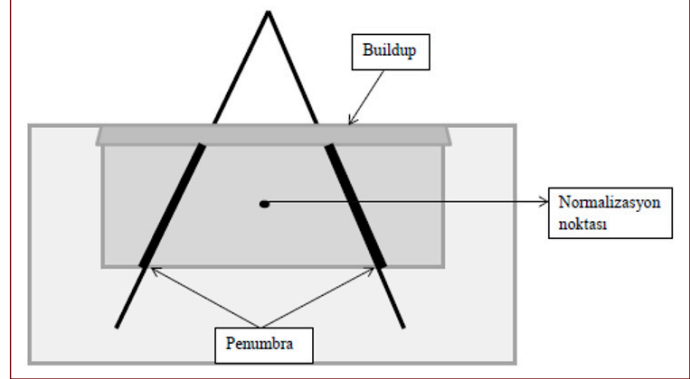
TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN KALİTE STANDARTLARI

Lineer hızlandırıcı kabul testleri ve devreye alma işlemi tamamlandıktan ve bu verilen geçerli limitler içerisinde olduğu kontrol edildikten sonra TPS gereklerine uygun olan ışın veri bilgisi girilmelidir.

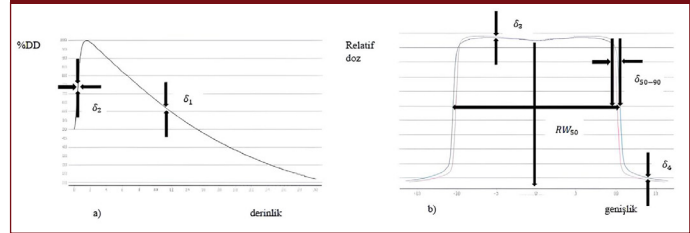
Doz Hesaplamaları için Toleranslar

Geometrik ve dozimetrik olarak, klinik amaçlar doğrultusunda TPS güvenilirliğinin toleranslar içerisinde olduğu kontrol edilme-

Şekil 2. Foton doz hesaplamaları için bölgelerin farklı doğruluk kapasiteleri⁴



Şekil 3. Foton doz hesaplamaları için farklı doğruluk kapasitesine ait bölgeler a) %DD grafiği b) Doz profili grafiği⁵



lidir. VMAT gibi çok yapraklı kolimatör (Multileaf collimator-MLC) ve gantrinin tedavi esnasında hareket ettiği kompleks tedavilerde tolerans limitlerinin daha sıkı olması gerektiği belirtilmektedir.⁴

TPS algoritması veri giriş gereklilikleri satıcı tarafından belirlenmektedir (Şekil 2). Kullanılan algoritmaya göre belirtilen bölgele-re spesifik ölçüm ve değerlendirme yapılması istenebilir.

Işına ait ölçü ve referans veri hesaplama açısından değerlendirilmelidir. İnhomojenite doz hesaplamaları için referans datalar ile kıyaslama yapılması önerilmektedir. Hesaplama sonuçları daha sonra yapılacak kalite temini için referans veri olmakta ve kalite kontrol süreci içerisinde kullanılmaktadır.²

Ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki sapmalar, lokal olarak ölçülen dozun yüzdesi olarak ifade edilebilir⁵:

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{\text{hesaplanan}} - D_{\text{ölçülen}})}{D_{\text{ölçülen}}}$$

δ ; yüzde sonuç olmak üzere; $D_{\text{hesaplanan}}$ fantomda herhangi bir noktada ölçülen dozu,

$D_{\text{ölçülen}}$ fantomda aynı noktada ölçülen dozu vermektedir. Doz hesaplama algoritmalarının bazı bölgeler için daha iyi sonuç verdiği bilinmektedir. Bu sebeple farklı doz tolerans değerlerine ait doz değişimlerindeki farklı yüzde derin doz grafiğinde ve doz profilinde Şekil 3'teki gibi değerlendirilmektedir.⁵

Güven Sınırları

δ ; toleransı ifade etmektedir. Değerlendirilen noktaların çoğunluğu limitler içerisindeyse bazı noktalar toleransı aşabilir. Genel olarak verilerin uyumu ve tatmin edici olması istenmektedir. Merkezi eksen boyunca ve doz profilindeki doz noktaları değerlendirildiğinde karşımıza çıkan bu durum için güven sınırları tanımlanmıştır⁷:

$$\Delta = |\text{Ortalama sapma}| \times 1,5 \text{ SD}$$

SD= Standart sapma

Burada nokta olarak değerlendirme yerine güven sınırları içerisinde olup olmadığı değerlendirilebilir (Tablo 1).

Tablo 1. Farklı bölgeler için sapmalar⁵

	Bölge	İlgili Alan	Basit Geometri	Kompleks Geometri	Daha Kompleks Geometri
δ1	Merkezi ışın eksen	Yüksek doz, küçük doz gradyenti	%2	%3	%4
δ2	Merkezi eksen buildup bölgesi & penumbra bölgesi profili	Yüksek doz, geniş doz gradyenti	2 mm	3 mm	3 mm
δ3	Merkezi eksen dışı	Yüksek doz, küçük doz gradyenti	%3	%3	%4
δ4	Alan kenarı dışı	Düşük doz, küçük doz gradyent	%3	%4	%5
RW50	Radyolojik genişlik		2 mm	2 mm	2 mm
δ50-90	Işın saçağı		2 mm	3 mm	3 mm

Sistem doz toleranslarını karşılayamazsa iki durum söz konusudur:

- Tüm noktalardaki standart sapma çok fazladır.
- Bazı noktaların sapmalarının büyük olduğu ve standart sapmanın çok büyük olması durumu söz konusudur.

Çoğunlukla %95 güven aralığı tercih edilirken, Venselaar ve ark.⁵ 0,065 p değerini ifade etmek için 1.5 SD faktörünü tercih etmektedir. 1,5'den büyük faktör değeri random (Tip A) hataları, 1,5'den küçük faktör değeri sistematik (Tip B) hataları ifade etmektedir. Yedi farklı TPS karşılaştırıldığında çoğu geometride bu toleransın %3 içerisinde olduğu, bazı kompleks geometrilere %4 içerisinde olduğu bulunmuştur. Elde edilen değerin %4 olması durumunda çalışmaların yeniden yapılmasının daha doğru olduğu sonucuna varılmıştır.²

Doz Dağılım Toleransları

IMRT TPS'lerinin devreye alma ve kalite kontrolü 3DKRT TPS sistemlerine göre daha kompleks ve zaman alıcıdır⁸. Küçük segment ve dinamik gönderim sistemi olması sebebiyle doz hesaplama doğruluğunu kontrol için ek testlere ihtiyaç vardır. IMRT tedavilerinde doz doğruluğu için MLC pozisyonlarının doğru şekilde cihaza gönderilip ışınlandırıldığına onaylanması gerekmektedir.⁹

- IMRT planlarının doğrulanması için Burman ve ark.¹⁰ tarafından önerilen basamaklar:
- Bağımsız bir doz hesaplaması ile planlanan doz dağılımı doğrulanması.
- MLC günlük dosyasının içinde kaydedilen lif sırasının planlanan ile karşılaştırılması.
- Her bir alan için lif hareket hesaplaması (Leaf motion calculator) LMC başlangıç ve bitiş pozisyonlarının onaylanması.
- Aynı deney koşullarında TPS'de hesaplanan doz ile katı fantom ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.
- *In vivo* doz ölçümü.

Hareketli hedef volümlerin ıskalanmadan tedavi edilmesini sağlayan 4 boyutlu radyoterapi (4BRT) tekniğı ile tedavi güvenilirliği çok daha dikkat edilmesi gereken konu haline gelmektedir. Bunun için solunum hareketlerinin hesaba katılarak tedavi planlarının kalite kontrolüne imkan veren özel fantomlar geliştirilmiştir.¹¹

IMRT alanlarında oluşan küçük segmentler ve izodoz dağılımlarının üst üste binmesinden dolayı dozimetrik olarak bazı uyumsuzluklar olabilir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan ölçülen ve hesaplanan doz dağılımı parametrelerinin karşılaştırılmasını sağlayan DTA (distance-to-agreement), gamma değerlendirme metodu olarak ifade edilmektedir.⁹ Yoğunluk ayarlı ışınlarının ve kompozit tedavi planlarının düşük doz gradyent ve yüksek doz gradyent bölgelerinin değerlendirmesini sağlayan bir tekniğıe uyarlanmıştır. Bu amaçla Low ve ark.¹² iki boyutlu doz dağılımlarının nicel olarak değerlendirmesi için γ (gamma) değerlendirme metodunu önermişlerdir. Bu tekniğıe göre her bir ilgi noktasında DTA kriteriyle birlikte doz farkı kriterini birleştirmektedir.

Hesaplanan ve ölçülen dozun karşılaştırılmasına dayanan bu teknikte γ tolerans değerinin tüm ölçüm noktalarında toleransı geçip geçmediğı kontrol edilir. Bu değerlendirme sonucunda %Δ olarak bir fark bulunur. Ardından iki karşılaştırma olarak da, hesaplanan doz ile ona en benzer ölçülen doz noktası tayin edilip bu noktayla arasındaki uzaklık (d mm.) hesaplanır. Bulunan sonuç $\gamma < 1$; $\Delta < \%3$ ve $\delta < 3$ mm olduğunda, %3 veya 3 mm içerisindeki toleransa uymaktadır. γ değerlendirme metodu IMRT ekipmanlarının devreye alınmasında ve hastaya özel kalite temini prosedürlerinde kullanılmaktadır⁹. VMAT ve IMRT için toleranslar Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2. IMRT ve VMAT QA metodları ve toleranslar¹³

Ölçüm Metodu	Hedef Alan	Tolerans
İyon Odası	Gradyenti düşük hedef alan OAR bölgesi	Reçete edilen dozun %2'si Reçete edilen dozun %3'ü
2 veya 3 boyutlu Array	Tüm bölgeler	%2/2 mm, geçme oranı toleransı yok fakat geçmeyen alanlar araştırılmalı
End-to-end	Düşük gradyentli hedef alan	Reçete edilen dozun %5'i

Belirsizlik ve Sınırlamaların Kaynağı

Planlama sürecinin her aşamasında belirsizliklerle karşılaşılabilir. Bu durumun tedavi planı ve dolayısıyla tedavi üzerine olumsuz etkileri olmaktadır. Gerçekçi tolerans seviyeleri belirlemek için,

tolerans seviyesine ulaşılabilir olacak şekilde belirsizlikler hakkında bilgi sahibi olunmalıdır (Tablo 3).²

Tablo 3. Belirsizlikler hakkında genel bilgi	
Belirsizlik Değerlendirmesi	
Temel ışın verisi	Ölçüm belirsizliği
	Dedektör rezolüsyonu
	Dedektör duyarlılığı
Giriş-çıkış cihazları	Sayıllaştırıcı koordinat bölgesi belirsizliği
	Konturların BT'den eldesi
	BT yoğunluk kabülü
	İzodoz çizgilerinin uygun bölgede olmaması
Veri gönderimi	BT ve MR bağlı yazılım kaynaklı yanlışlık
Bireysel hasta verisi	Hasta setup yeniden uygulanabilirliği
	Organ hareketi
	MR gibi farklı görüntüleme modalitesi kullanımı
Hedef volüm ve ışın parametresi	Tanımlanan hedef volümün konturlayana bağlı değişkenliği
Doz hesaplama sınırlamaları	Kompleks geometriler için algoritma uygun çözüm sağlamalı sapmaların sistematik olma eğilimi hesaplama parametreleri seçimi (hesaplama grid aralığı gibi)
Plan değerlendirme sınırlamaları	Volüm veya doza bağlı DVH doğruluğu
	DVH belirleme için kullanılan noktaların konumuna ve sayısına bağlı doğruluk

TPS KALİTE KONTROL BASAMAKLARI

Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (The American Association of Physicists in Medicine-AAPM) ve *Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı* (International Atomic Energy Agency- IAEA) gibi uluslararası kuruluşlar tarafından görev sorumlulukları detaylı bir şekilde anlatıldığı üzere alanında yetkili medikal fizik uzmanı tüm bu süreci en iyi şekilde yönetmelidir. Yeterli klinik tecrübesi olan bir medikal fizik uzmanı çalışacağı sistem hakkında detaylı bilgisi yoksa gerekli eğitimleri almalıdır. Sistemin fonksiyonlarına hakim olmalı, cihaz ve TPS kurulumundan hasta alım süreci ve sonrasında rutin klinik sürece hakim olacak şekilde planlama stratejisini iyi bir şekilde yürütmelidir². Özellikle hasta alımında TPS algoritması ve sistem yapısı konusunda donanımlı bilgiye sahip olması ileride karşılaşılabileceği problemi zamandan ve enerjiden tasarruf ederek çözebilmesi açısından önemlidir. Belirli aralıklarla yapılan TPS bakımlarında medikal fizik uzmanı, sistemle ilgili bir hata veya gereklilik olduğunda yapılacak müdahalenin içeriği ve sonrasında klinik uygulamada karşılaşılabileceği avantaj ve dezavantajlarla ilgili yeterli bilgiye sahip olmalıdır.

Tüm bu süreci yönetirken medikal fizik uzmanı doz algoritmasını modellemek ve test edip doğrulamak için yeterli süreye sahip olmalıdır. Tek bir foton enerjisi için kurulum yapıldığını düşünürsek günde 12-16 saat çalışmayla 2-4 hafta süre yeterli olabilir. Bu durumda örneğin; iki foton enerjisi ve beş foton enerjisi için 6-8 hafta yeterli olabilir.¹⁴

Bu sırada yapılan tüm işlemler belgelendirilmelidir. Diğer kullanıcılar tarafından da anlaşılır bir şekilde ve güncel olarak sak-

lanmalıdır. Kurulum esnasında ve sonrasında tüm süreci takip etmemizi sağlayacak bir TPS kılavuzu olmalıdır.

TPS kalite yönetimi sırasında en sık yapılan hatalar²;

- Ekipman ve personel sayı ve nitelik eksikliği,
- Eğitim,
- Yazılım hakkında yetersiz bilgi ve yazılımın yanlış yorumlanması,
- Normalizasyon,
- Işın parametrelendirme,
- MU hesaplaması,
- İnhomojenite düzeltmesi,
- Yazılım kapasitesinin ve limitlerinin bilinmemesi,
- Hata riskinin elimine edilmemesi,

şeklinde sıralanabilir. Bu hataların elimine edilebilmesi için medikal fizik uzmanı bilgisayar sistem ve güvenliği için bir takım sorumluluklara sahiptir.² Bunlar;

- TPS versiyonu bilinmeli, sistem kurulum ve güncelleme tarihleri kayıt etmeli,
- Back-up alınması gerekiyorsa günlük olarak yapmalı,
- Back-up verileri TPS'den ayrı olarak saklamalı,
- TPS şifresi ilgili personelde bulunmalı,
- TPS kullanımı sonlandırıldığında tüm hasta bilgileri ve dosyalar çıkış yapmalı,
- Hastane sistemine entegre bir TPS ile çalışılıyorsa hasta görüntülerinin gereksiz kişiler tarafından görüntülenmesinin engellenmesidir.

Ayrıca sistemin internete açık olması durumunda virüs saldırılarına karşı yetkili firmadan gerekli destek alınması gerektiği de unutulmamalıdır.

Satın Alma Süreci

Satın alma süreci yönetilirken medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkolojisi uzmanı kliniğin ihtiyaçlarını karşılayacak cihaz ve ekipmanı birlikte seçmelidir. Bütçe göz önünde tutularak piyasa araştırılması en şekilde yapılmalı ve olabildiğince uygun maliyetli bir TPS tercih edilmesi önerilmektedir.

Tüm ihtiyaçlar belirlendikten sonra firmalar ile ihtiyaçları karşılayacak sistem üzerine görüşmeye gidilmelidir. Mümkünse klinik ortamında sistem incelenmelidir. İhale sürecinde TPS özellikleri, ücret, eğitim, servis ve garantiyle ilgili detaylı bir şartname hazırlanıp firma tarafından verilmelidir.¹⁵

Satın alınacak sistem için karar verildikten sonra, net bir satın alma için en iyi fiyat için anlaşılmalıdır. Bu anlaşmada eğitim ve servis gibi seçenekler açıkça belirtilmelidir. Maliyeti yüksek oranda etkilediği için servis koşulları, yazılım ve donanım yükseltme seçenekleri dikkatlice değerlendirilmelidir.²

İhtiyaçların belirlenmesi

Klinik için en uygun ihtiyaç listesi medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkolojisi uzmanı tarafından hazırlanmalıdır. Mevcut olan TPS değerlendirilmeli, donanımsal ve yazılımsal olarak güncellenip güncellenmeyeceği sorgulanmalıdır. Mevcut olan radyoterapi cihazındaki MLC dizaynının mevcut sistem verilerinin gönderimi açısından uygun olup olmadığı sorgulanmalıdır.

İhtiyaçları belirlerken bazı faktörler dikkate alınmalıdır²:

- Mevcut sistem durumu
- Önümüzdeki birkaç yıl için beklenen vaka yükü
- Eğer uygulanacaksa IMRT/VMAT için uygun olup olmadığı
- Stereotaktik gibi özel tedavi tekniklerinin uygulanıp uygulanmayacağı
- Kaç adet iş istasyonuna ihtiyaç olduğu
- PET, MRI gibi görüntüleme tekniklerinin sistem ile entegrasyonun gerekliliğı
- BT-Simülatörün sisteme uygunluğu

Satın alma

Tüm sistem entegrasyonu ve konfigürasyonu için net bir anlaşma yapılmalıdır. Yazılım ve donanım bakımı için de bu aşamada görüşmeler tamamlanıp fiyat netleştirilmelidir. Yazılım güncellemeleri sözleşmenin kapsayıp kapsamadığı kontrol edilerek sözleşmenin maliyetine dahil edilmeye çalışılması bütçenin efektif kullanılması açısından faydalı olacaktır. Satın alma için sözleşme yapılırken yapılacak her bir iş kayıt altına alınmalıdır.²

Satıcı ve kullanıcı sorumlulukları

Satıcı tarafından tüm sistem dizaynını içerecek şekilde belgelendirme yapılmış olmalıdır. Planlama aşamasının hesaplama sürecinde ne yapıldığı, sistem yetenek ve sınırlamaları hesaplaması algoritması detaylı olarak bilinmelidir.¹⁶ Doz normalizasyonu ve MU hesaplamaları açık bir şekilde belgede anlatılmalıdır. TPS kullanımı ile ilgili temel eğitim, sistem kabul süreci ve gerekli ölçümlerle ilgili detayları içerecek şekilde verilmelidir. Sistem yönetimi eğitimi, karmaşık tedavi teknikleri uygulama eğitimi kalite kontrol programını uygulamaya yardımcı olacak eğitim desteğı sağlanmalıdır. Kullanıcı TPS kurulumu, kabul testleri, hizmete sokma ve QA sürecini en iyi şekilde yönetmelidir ve uygulamalıdır. Yapılan tüm işlemler bu süreçte kayıt altına alınmalıdır. Sistem hakkında radyasyon onkolojisi uzmanı, radyoterapi teknikeri gibi diğer personelin eğitim alması sağlanmalıdır. TPS sınırlamaları ve hatalarıyla ilgili radyasyon onkolojisi uzmanı ve radyoterapi teknikeri ile iletişim halinde olunmalıdır.²

Kabul Testleri

Üretici firma tarafından, şartnamede yazıldığı gibi ihale dökümanında da belirtilen teknik özelliklerin TPS tarafından sağlandığının test edildiğı bir süreçtir. Klinik kullanıma geçmeden önce donanım ve yazılım kontrol edilmelidir. Kabul testleri kısa bir sürede sadece temel fonksiyonları kontrol edebilir. Daha sonra yapılan tüm testlerin sonuçları kayıt altına alınıp belgelenmeli ve saklanmalıdır.² Versiyon güncelleme esnasında test değerleri referans olarak kullanılabilir. Sonraki süreçte aralıklı olarak uygulanacak kalite kontrol programı içeriğı ekipmanın kabul testleri ve devreye alma sırasında elde edilen verilere dayanmaktadır.¹⁸

Donanım

Donanım testi hem bilgisayarın hem de ona yardımcı ekipmanların şartnamaya uygun çalışıp çalışmadığının kontrolüdür. Yapılacak kontroller^{2,6}:

- Merkezi işlem birimi (Central Processing Unit-CPU), hafıza ve depolama işlemi için dosya düzenleme, okuma ve yazma amacıyla dosya sistemi sağlanmalıdır.
- BT, PET, MRI gibi görüntüleme verilerinin girişı için arayüz kontrolü yapılmalıdır

- Veri çıktısı kontrolü, DRR ve MLC'lerin ekranda gösteriminin işlevselliğı kontrol edilmelidir.

Ağ entegrasyonu

BT imajlar gibi TPS'den gönderilen verilerin farklı sistemlere aktarıldığında sorunsuz çalıştığı kontrolü yapılmalı ve doğrulanmalıdır. TPS üzerinde DICOM formatında dosya ile çalışılmaktadır. Yeni standartta DICOM-RT formatında kullanılan dosyaların sisteme uygunluğu kontrol edilmelidir.²

Veri transferi

Kabul sürecinin bir parçası olarak dosya uygunluk değerlendirmesi aşağıdaki aşamaları içermelidir²:

- BT, MRI ve USG imaj verilerinin TPS'e aktarımı
- BT veri doğruluğı
- Konumlandırma ve dozimetrik parametrelerin tedavi cihazıyla iletişimi, kayıt tutulması ve doğrulama sistemi
- Planlamada hazırlanan MLC bilgilerinin yaprak koordinat pozisyonuna dönüştürülmesi
- DRR bilgilerinin aktarımı
- TPS'den blok kesici veya kompensatör cihazları gibi yardımcı cihazlara veri aktarımı
- TPS ve BT-Simülatör arasında karşılıklı veri transferi
- 3B fantom sistem ile ölçülen verilerin aktarımı: Dosya formatının TPS ile uygunluğunun kontrolü

Yazılım

BT girişı yapılan bir anatomik yapının (hasta modeli) üç boyutlu olarak eksternal kontur ve anatomik yapıların oluşumu ve gösterimi test edilmelidir. Cihaz ve ışın parametreleri tanımlanarak doğruluğı kontrol edilmelidir. Foton ve elektron ışınları için standart bir ışın veri seti oluşturularak doz hesaplamaları kontrol edilmelidir. Doz hesaplama sonuçlarının kontrolü sağlanmalıdır. Yazıcı çıktısı birkaç plan için kontrol edilmelidir.⁶

Belgelendirme

TPS hesaplama teorisi, planlama sürecinin her bir adımında ne olduğuylla ilgili detaylı bilgi veren bir doküman hazırlanmalıdır. Satıcı donanımsal ve yazılımsal bir QA programı oluşturabilmek için gerekli bilgiyi bu programın dizaynını, geliştirmesini, testini ve dökümanını sağlamalıdır.¹⁶

Hizmete Sokma

Hizmete sokma, sistem fonksiyonlarının testini ve ölçülen doz hesaplarının doz hesaplama algoritması ile yeniden üretilebilirliğinin testini içermektedir. Yapılan tüm işlemler tarihli ve imzalı dökümanla edilmelidir. Sistem ile ilgili bir değişiklik yapılacaksa, değişiklik tarihi, sorumlu kişi ve değişikliğin nedeni özet halinde belgede belirtilmelidir. TPS girişı için kullanılan veri, hesaplama kontrolleri, kurulumun bir tanımı ve dedektör çeşitleri üzerine bilgi, kullanılan ölçüm ve analiz teknikleri, ölçüm için sorumlu kişi, tarih ve diğer ilgili parametreler dikkatli bir şekilde belgelenmelidir.

Sistem Kurulumu ve Cihaz-Kaynak düzenlenmesi

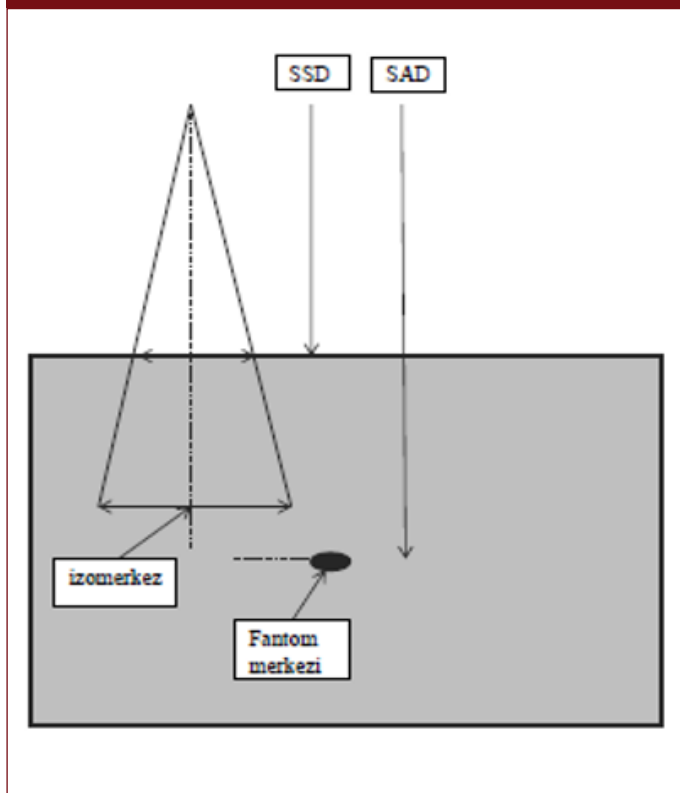
Eksternal ışın tedavilerinde tedavi cihazına ait geometrik özellikler ve ışın konfigürasyonu TPS'e girilmelidir. Protokollere ve TPS'in isteklerine göre farklı alan boyutları ve şekillerde ışın verisi alınarak sisteme girişı yapılmalıdır. Tedavi cihazının mekanik sınırlamalarından dolayı istenilen her ışın alanı için

ölçüm alınması mümkün olmayabilir. Bu yüzden bu sınırlamalar göz önünde bulundurularak tedavi planları yapılması önerilmektedir. Bu aşamada tüm parametreler dikkatle kontrol edilmelidir.⁴

Doz hesaplama algoritması da kontrol edilerek uygulanan planların kontrol edilerek doğrulanması gereken süreçtir. TPS kontrollerini yapmadan önce birtakım testler yapılması gerekmektedir¹⁸;

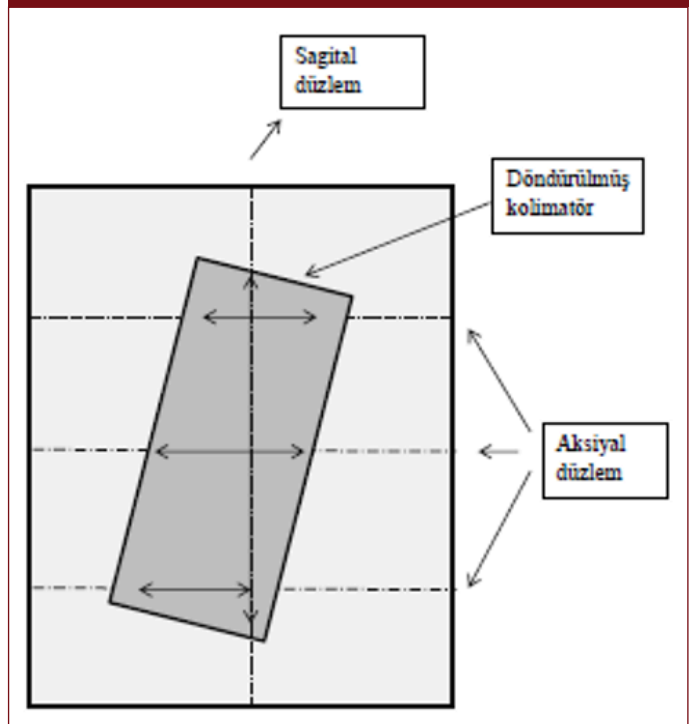
- İzomerkez Pozisyonu
Üç-boyutlu bir fantomda dikdörtgen alanlar için izomerkezde 10 cm derinlikte TPS'in önerdiği SSD değerinde, gantri, kolimatör ve masa açısı 00 olacak şekilde ölçümler TPS'e girilmelidir (Şekil 4).

Şekil 4. İzomerkez koordinatı ve alan geometri testi¹⁸



- SAD ve alan büyüklüğü
Alan büyüklüğü izomerkez seviyesinde aksiyal ve sagittal düzlemde ölçülmeli, X ve Y değerlerinin TPS'in istediği gibi olup olmadığı doğrulanmalıdır.
- Gantri rotasyonu
Gantri açısı 0°'den 30°'e getirilerek gantrinin doğru yönde hareket ettiği doğrulanmalıdır. TPS içinde hedeflenen yönde döndüğü doğrulanmalıdır.
- Kolimatör rotasyonu
Kolimatör açısı 0°'den 30°'e getirilerek kolimatörün doğru yönde hareket ettiği doğrulanmalıdır. TPS'de bu rotasyonun açısı ve doğru dönüş açısından kontrolü aksiyal ve sagittal düzlemde ve BEV görüntüsünde doğrulanmalıdır (Şekil 5).
- Masa rotasyonu
Masa açısı 0°'den 30°'e getirilerek masanın doğru yönde ha-

Şekil 5. BEV alanı, BEV alan şekli ve aksiyal düzlem¹⁸



reket ettiği doğrulanmalıdır. Masa ve kolimatör rotasyonu, gantri 0°'de BEV ekranında aynı gözükmesi sebebiyle masa açısı ve dönüş yönü aksiyal, sagittal ve BEV ekranında doğrulanmalıdır.

- Parametre sınırları
SSD, gantri, kolimatör ve masa açısı minimum ve maksimum değerleri ve sistem cevabı kontrol edilerek, sisteme girilen verilerle uyumu kontrol edilmelidir.
- Elektron huzmesinde aplikatör kullanımı
TPS'de elektron geometrisi tanımlandıysa, sistemde cilde çarpıp çarpmadığı kontrol edilmelidir. Farklı SSD, gantri, kolimatör ve masa açılarında verilerin doğruluğu kontrol edilmelidir.

Hasta Anatomisi Betimlemesi

Tedavi planlama sistemine girilen her bir hastanın dosyasının sadece onu tanımlayacak şekilde girişinin yapılması sağlanmalıdır. Hastaya ait BT imajlar DICOM formatında TPS'e giriş uygunluğu kabul edilmiş olmalıdır. TPS'e, tamamlanmayan BT bilgisi gönderilmesi hataya yol açmaktadır. Buna ilaveten, TPS devreye sokulmadan BT'den hasta verilerinin doğru bir şekilde TPS'e gittiği, yazılım olarak bir problemin olmadığı kontrol edilmelidir. BT'ye ait herhangi bir ekipman veya TPS'in BT arayüzünün değişimi sonrasında gerekli testler yapılmalıdır.¹⁸

Hasta bilgisinin alınması

Planlama süreci bazı hasta bilgilerinin alınmasıyla başlamaktadır. Radyolojik filmler gibi mekanik hasta şekillendirme yöntemi veya sıklıkla BT görüntüleri olmak üzere MRI ve PET görüntüleme yöntemlerinin içerdiği hasta bilgisine dayanmaktadır. Bu aşamada uygulanan testler:

Acquisition Test 1: Manuel kontur edinimi

Mekanik kontur elde etmek için kullanılan yöntemi belgelemek amacıyla yapılmaktadır.

- z eksenini boyunca manuel konturlar tanımlanmaktadır.
- Her kontur için; isim, hasta protokolü, konturun yeri, konturun z değeri, sol-sağ yönleri, kontur ölçüsü, alan merkezi, tarih ve zaman, AP, PA ve lateral uzaklıklar kontrol edilmelidir.

Acquisition Test 2: BT veri edinimi

BT veya diğer görüntüleme verilerini elde etmek için kullanılan süreci kontrol etmek ve belgelemek hedeflenir.

- Hasta ve protokolü kullanıcı numarası (Identification Number-ID): Her hastanın kendine özgü ID'si olmalı, tarih ve zaman kontrol edilmelidir.
- Görüntüleme protokolü seçimi: Görüntü alanı, kesit aralığı, kontrast, hasta solunumu ve diğer hareketleri idare etmek için kullanılan yöntem kontrol edilmelidir.
- Hasta set-up: İmmobilizasyon için kullanılacak araçlar kontrol edilmelidir.
- Orjin: BT koordinat sistemi için orijin tanımı belgelenmeli ve orijin tanımlama için kullanılan ortogonal cilt işaretleri (dövme-tattoo) ile yapılan standart prosedür takip edilmelidir.
- Modifiye eden araçların kullanımı: Tedavi için bolus veya hastanın konturunu veya doku yoğunluğunu değiştirecek başka ek araçlar kullanılacaksa taramaya dahil edilmelidir.
- Hasta oryantasyonu: Hasta bilgilerinin TPS'e transferi için BT tarama verisi alınırken hastanın sırt üstü veya yüzüstü, baş gantri veya ayak gantri bilgisi girilmelidir.

Anatomik Verilerin Girişi veya Transferi

TPS transferi yapılacak ve kullanılacak anatomik verilerin eksiksiz bir şekilde yapıldığını teyit etmek amacıyla bu testlerin yapılması tavsiye edilmektedir. Testler TPS'de uygulanıyorsa anatomik veriler girilmeden önce BT'de yapılması gerekmektedir. Sırtüstü-yüzüstü, sol-sağ gibi yön testleri hem BT'de hem de TPS'de yapılmalıdır. Bu aşamada uygulanan testler:

İnput Test 1: Digitizer Kalibrasyonu

Sayılaştırıcının kalibrasyonu ve işlevini onaylamak için yapılmaktadır.

İnput Test 2: Manuel kontur girişi

Toplanan geometrik verileri ve hasta adı, sağ-sol işaretleme, lazer hizalama işaretleme gibi prosedüre uygun alınan verileri kaydetmek için kullanılan yöntemi test etmek için uygulanmaktadır.

İnput Test 3: BT veri edinimi

BT verilerinin BT sistemine doğrulukla alındığını, TPS'e doğru bir şekilde aktarıldığını ve TPS tarafından doğru olarak yeniden ürettiğini kontrol etmek için yapılmaktadır.

İnput Test 4: TPS'deki BT araçları

BT verilerinin TPS tarafından doğru bir şekilde kullanılabilmesi için doğrulamak için uygulanmaktadır. Farklı BT protokolleri ve diğer tomografik görüntüleme sistemleri için, analog tarama ve test protokolleri ve metodolojiler tasarlanmalı ve uygulanmalıdır.

İnput Konusu 1: Diğer görüntüleme modaliteleri

Bu basamakta yapılan işlemler Tablo 4'de gösterilmektedir:

Tablo 4. Görüntüleme modaliteleri ve işlemler²

	Konu	Testler
MRI	Geometrik distorsiyon	Düzlem dışı bozulmalar ve doğrusal olmayanlar görülebildiğinden üç boyutlu yapılar ile fantom testi
	Geometri tutarlılığı	Farklı tarama yönlerinin geometrik olarak kaydedildiğinden emin olmak için yapılan kayıt testi
PET	Çözünürlük	Tarama çözünürlüğü geniş olduğundan TPS'in PET taramalarının daha yüksek çözünürlüğünü kaldırabilmesi sağlanmalı
	Geometrik kayıt	Taramaları BT taramaları ile kaydetme yeteneğini doğrulama
SPECT	Çözünürlük	Sınırlı SPECT çözünürlüğünü işleme yeteneğini doğrulama
USG	Operatör duyarlılığı	Tarama ve tarama analizi kontrolleri için prosedür
	Geometrik doğruluk	BT verileri veya diğer fantom testleri ile doğrulama

İnput Konusu 2: Hasta veritabanı

Hasta kimlik bilgileri ve demografik bilgiler TPS veri tabanında saklanmalı ve tüm basılı çıktılar dahil olmak üzere TPS'in tüm özelliklerine doğru bir şekilde geçirilmelidir (Tablo 5). Bu konuların test edilmesi tamamen koşullara bağlıdır ve bu konuları değerlendirmek ve ele almak kurumun sorumluluğundadır.

Tablo 5. Hasta veritabanı bilgisi²

	Konu
Hasta adı	Hasta ismi karışıklık olmayacak şekilde doğru yazılmalı
Hasta protokolü	Benzersiz ve doğru olmalı
Demografik veri	Güvenlik
Hastane sistemi ile bağlantı	Veriler doğru bir şekilde ve güvenli olarak zamanında gönderilmeli

Anatomik Model

Hastanın anatomik tanımı genellikle bir önceki bölümde girilen bilgilere bağlıdır. Anatomik verilerin oluşturulan tüm verileri kontrol edilmelidir. Anatomik tanımın özellikleri TPS'e göre farklılık göstermektedir ve bu anatomik tanımları oluşturmak için kullanılan işlevsellik de sistemden sisteme değişmektedir.

Hastanın anatomik verilerini oluşturmak için kullanılan temel işlevler tabloda verilmiştir. Bu işlevselliğin en önemli yanlarını açıklayan testler açıklanmaktadır (Tablo 6). Testler için uygulanan prosedürler hakkında daha detaylı bilgi almak için IAEA TRS-430 nolu protokolden yararlanılabilir.²

Tablo 6. Hasta anatomik verileri ve işlemler hakkında bilgi

	İşlevsellik düzeyi	Test
Konturlama	İmaj olmadan kontur girme	Anatomi test 1
	BT temelli kontur çizimi	Anatomi test 2
	Otomatik konturlama	Anatomi test 3
	Konturları düzenleme	Anatomi test 4
Üç boyutlu objeler	Aksiyaal konturlara göre üç boyutlu tanım oluşturma	Anatomi test 5
	Üç boyutlu nesnelere konturlara ayırma	Anatomi test 6
	Üç boyutlu nesnelere genişletilmesi	Anatomi test 7
Üç boyutlu yoğunluk tanımı	Manuel konturlama için yoğunluk tanımı oluşturma	Anatomi test 8
	BT temelli yoğunluk	Anatomi test 9
	Anatomik bolus	Anatomi test 10
	BT yoğunluklarının düzenlenmesi	Anatomi test 11
Noktalar ve hatlar	Noktaları, hatları ve markırları tanımlama	Anatomi test 12
İmaj gösterimi ve kullanımı	İki boyutlu imaj gösterimi	Anatomi test 13
	Pencere, kontrast gibi gösterim araçları	Anatomi test 14
	Görüntü rekonstrüksiyonu	Anatomi test 15
	Üç boyutlu gösterim	Anatomi test 16
	Görüntü işleme	Anatomi test 17
	Ölçüm araçları	Anatomi test 18
Koordinat sistemler	Temel koordinat sistem	Anatomi test 19
	Üç boyutlu koordinat okuma	Anatomi test 20
	Çoklu görüntü verilerini kullanarak görüntü füzyonu	Anatomi test 21

TPS Devreye Alma

Doz hesaplamaları TPS devreye alınmadan önce titizlikle kontrol edilmelidir. Doz hesaplama algoritmasındaki rutin belirsizlikleri en aza indirip klinik limitlerde tutmak ve hesaplama algoritmasının sınırlamalarını iyi analiz edilerek doz sonuçlarından dolayı meydana gelebilecek hataların önlenmesi amaçlanmaktadır.

Bir plan oluşturularak gerekli testlerin tanımı ve gerekli ölçüm teknikleri içerecek şekilde hazırlanır; sonuçlar karşılaştırılıp değerlendirilir. Geometrik ve dozimetrik özellikler modellenerek mevcut her enerji için ışın konfigürasyonu yapılmalıdır. Ölçüm verileri elde edildikten sonra TPS transfer işlemi gerçekleştirilir, veriler analiz edilir ve kullanım için hazırlanır.¹⁹ Kullanıcı TPS özelliklerine göre parametre konfigürasyonu yapmalıdır. İkinci kişi tarafından TPS'e girilen parametreler kontrol edilmelidir. TPS'e girilen veriler ile derin doz hesapları karşılaştırılırken tolerans %1-2; TPS'e girilen veriler ile alan profillerinin hesaplanan değerleri karşılaştırılırken tolerans %2-3'tür.² İki boyutlu doz dağılımından ekstrapolasyon ile elde edilen üç boyutlu doz ölçümleri ve derin doz eğrileri kontrol edilmelidir. Hesaplanan ve ölçülen ile bunlara ilaveten farklı doz dağılımları için de DVH kontrol edilmelidir.^{12,20,21}

Cihaz kapasitesi ve ışınlar

TPS'in ışınla ilgili işlevselliğinin temel davranışını doğrulayacak testler Tablo 7'de verilmektedir. Yapılan bu testlerle ilgili daha detaylı bilgi almak amacıyla IAEA TRS-430 nolu protokole bakılabilir.²

Bu ışın testlerinin çoğunun, farklı yönlerde kullanılabilir bir fan-tom yardımıyla gerçekleştirilmesi çok daha kolaydır.

Tablo 7. TPS ve ışın için yapılan testler

	İşlevsellik düzeyi	Test	Her cihaz ve ışın için gereklilik
Cihaz yetenekleri	Cihaz tanımı ve yetenekleri	Beam test 1	Evet
Cihaz parametreleri	Cihaz okuma kuralları ve ölçüler	Beam test 2	Evet
	Sınırlamalar	Beam test 3	Evet
	Alan büyüklüğü ve şekillendirme	Beam test 4	Evet
Alan büyüklüğü ve şekillendirme	Asimetrik jawlar	Beam test 5	Evet
	Blok ve tepsi	Beam test 6	Hayır
	MLC şekillendirme	Beam test 7	Evet
	Otomatik alan şekillendirme	Beam test 8	MLC: Evet
			Blok: Hayır
Işın setup	Setup (SAD – SSD)	Beam test 9	Evet
	Işın lokasyonu (x, y, z)	Beam test 10	Hayır
	Gantri, kolimatör ve masa açısı	Beam test 11	Evet
	Rotasyonel alanlar (ARC)	Beam test 12	Evet
Aksesuarlar	Wedge	Beam test 13	Evet
	Kompensatör	Beam test 14	Evet
	Elektron aplikatörü	Beam test 15	Evet
	Bolus	Beam test 16	Hayır
Işın gösterimi	Aksiyaal düzlemler	Beam test 17	Evet
	Aksiyaal olmayan düzlemler	Beam test 18	Evet
	Üç boyutlu gösterim	Beam test 19	Evet
BEV	Işın BEV gösterimi ve anatomi	Beam test 20	Evet
	DRR gösterim ve hesaplama	Beam test 21	Evet
	Portal görüntü gösterimi	Beam test 22	Evet
	Çoklu ışın araçları	Çoklu izomerkez fonksiyonları	Beam test 23
Özel teknikler	Alan eşleştirme	Beam test 24	Evet
	Eksik doku ve doz kompensasyonu	Beam test 25	Evet
	Inverse IMRT	Beam issue 1	Evet
	Radyocerrahi	Beam issue 2	Evet
	TBI gibi geniş alan teknikleri	Beam issue 3	Evet
	Uzatılmış SSD gibi kompleks masa hareketleri	Beam issue 4	Hayır

Foton devreye alma

Her kurum, verilerin elde edilmesi için standart bir veri setine ve deneysel yöntemlere sahip olmalıdır. En temel veriler SSD 100 cm'de ölçülmüş olsa da, sıklıkla izosantrik tedaviler uygulandı-

ğından SSD değişebilmektedir. Foton veri seti ile ilgili prosedürler Tablo 8 ve Tablo 9’da verilmektedir. Foton planlamada doğrulama kontrolleri için gereken teknikler tabloda verilmektedir. Testlerin içerikleriyle ilgili detaylı bilgiye IAEA TRS-430 protokolden ulaşılabilir.

Tablo 8. Foton veri setleri

	Koşullar	Açıklama
SSD	90 cm veya 100 cm	TPS önerisi takip edilmeli
Fantom malzemesi	Su	Ölçüm için saçılmaları da hesaba katacak şekilde geniş olmalı
	Katı fantom	Su fantomu ile çapraz kontrol edildiğinde uygundur. Katı fantomda boşluk ve düşük yoğunluk olmadığı onaylanmalı
Dedektör	İyon odası	Profiller için 0,2 cc veya daha düşük hacimli nokta doz ölçümleri için 0,6 cc iyon odası (sadece düşük gradyentli bölgelerde)
		Build up bölgesi ölçümleri için ince pencereci paralel plak iyon odası
	Diyot	Küçük diyotlar iyon odası ile karşılaştırıldığında profiller için kullanılır
	Film	Işın eksenine ortogonal yerleştirilen radyografik filmler iki boyutlu doz dağılımı için kullanılır
	Array	Dinamik modda yapılan ışınlamalarda kullanılır
Işın stabilitesi	Sabit	Uzun ışınlama süreleri gerektiren taramalarda zamana karşı kararlılığı doğrulanmalıdır

Tablo 9. Foton TPS doğrulama için gereken testler

	Konu	Test
Alan şekillendirme	Kare ve dikdörtgen alanlar	Foton test 1
	Asimetrik alanlar	Foton test 2
	Şekilli alanlar	Foton test 3
Işın yönü	Sabit alanlar	Foton test 4
	Rotasyonel alanlar	Foton test 5
SSD	SSD bağlılığı	Foton test 6
Wedge	Hard wedge	Foton test 7
	Otomatik wedge	Foton test 8
	Dinamik wedge	Foton test 9
Hasta şekli	Eğik alan	Foton test 10
	Eksik dağılım	Foton test 11
Buildup bölgesi	Buildup bölgesinin davranışı	Foton test 12
İnhomojenite	Yoğunluk düzeltmeleri	Foton test 13
Özel teknikler	Eksik doku ve doz kompensasyonu	Foton test 14
	Forward IMRT	Foton test 15
	Inverse IMRT	Foton issue 1
	Radyocerrahi	Foton issue 2
	TBI gibi geniş alan teknikleri	Foton issue 3

Elektron Işın Devreye Alma

TPS belirlediği ihtiyaçlara göre gerekli veri setleri oluşturularak kontroller yapılmaktadır. Uygulanması önerilen testler Tablo 10’da verilmektedir.

Tablo 10. Elektron TPS doğrulama için gereken testler

	İşlevsellik düzeyi	Test
Alan şekillendirme	Kare ve dikdörtgen alanlar	Elektron test 1
	Şekilli alan	Elektron test 2
	Zırhlama ve cilt kolimasyonu	Elektron test 3
Setup	SSD bağlılığı	Elektron test 4
Bolus	Hazır bolus	Elektron test 5
	Şekilli bolus	Elektron test 6
Hasta şekli	Eğik alan	Elektron test 7
	Kompleks yüzey şekilleri	Elektron test 8
İnhomojenite	Bulk	Elektron test 9
	CT tabanlı	Elektron test 10
Arc	Arc	Elektron test 11

Standart olarak SSD 100 cm’de elektron veri seti oluşturulmakta ve diğer öneriler Tablo 11’de verilmektedir.

Tablo 11. Elektron veri setleri

	Koşullar	Açıklama
SSD	100 cm	TPS üretici firma tarafından farklı bir ölçüm koşulu önerilmedikçe standart
Fantom malzemesi	Su	Ölçüm için saçılmaları da hesaba katacak şekilde geniş olmalı
	Katı fantom	Katı fantom, su fantomunda elde edilen sonuçları doğruluyorsa ve katı fantomda boşluk olmadığı onaylanırsa kullanılabilir
Dedektör	Diyot	Elektron diyotlar, çoğu derinlik ve profil ölçümü için kullanılabilir; iyonizasyon odaları için yapılan karmaşık düzeltmeleri gerektirmez
	İyon odası	Paralel plak iyon odaları genellikle derin doz ölçümleri için kullanılır
	Film	Işın eksenine ortogonal yerleştirilen radyografik filmler iki boyutlu doz dağılımı için kullanılır
	Array	Diyot array kullanılabilir
		İyon odası, iyonizasyon ve doz düzeltmeleri için kullanılabilir
Işın stabilitesi	Sabit	Uzun ışınlama süreleri gerektiren taramalarda zamana karşı kararlılığı doğrulanmalıdır

Operasyonel Konular

Grid büyüklüğü gibi doz hesaplamalarıyla ilgili çeşitli operasyonel konular doz hesaplama algoritmasının genel doğruluğu ve kullanılabilirliği açısından önemlidir ve kontrol edilmelidir.

Uygulanan bu testler:

Operasyonel Test 1: Algoritma seçimi

Kullanıcıların ya her ışın için tek bir algoritma seçeneğine sahip olacağını ya da her hesaplama için hangi algoritmanın kullanıldığını hakkında doğrudan geri bildirim alacaklarını belgelemek amacıyla uygulanmaktadır.

Operasyonel Test 2: İnhomojenite düzeltmesi

İnhomojenite düzeltme opsiyonunun kapalı ve açık olması halinde özelliğin çalışıp çalışmadığını test etmek amacıyla yapılmaktadır.

Operasyonel Test 3: Hesaplama geçerliliği

Doz hesaplamalarıyla ilgili bir parametre değiştirildiğinde, geçerli doz hesaplamalarının geçersiz olarak ayarlandığını ve gerektiğinde uygun hesaplamaların yapıldığını doğrulamak için uygulanmaktadır.

Operasyonel Test 4: Hesaplama gridi ve pencere

Hesaplama gridi ve hesaplama pencerelemlerini ayarlayan TPS işlevlerinin doğru çalıştığını onaylamak için yapılan testtir.

Mutlak ve Rölatif Doz

Çoğu TPS mutlak doz yani mutlak dozu toplam doz/plan veya doz/fraksiyon ve relatif dozu plan normalizasyon doz yüzdesi olarak hesaplayabilir ve gösterebilir. Kullanıcı tüm hesapları kontrol etmek ve sonuçların nasıl yorumlanacağını bilmekle sorumludur.

Plan normalizasyonu ve Monitor Unit hesapları doğru bir şekilde çalıştığından emin olunmalıdır. Fonksiyonun hatalı çalışması hastanın yanlış bir tedavi almasına neden olabilir.

MU hesaplaması için uygulanan bu testlerin bir özeti Tablo 12'de verilmektedir:

Tablo 12. MU hesaplaması için uygulanan testler		
	Konu	Test
Açık alanlar	Temel MU/zaman hesaplaması	MU test 1
	Ters kare kanunu	
Tanjensiyal alanlar	Eksik dağılım	MU test 2
	Kontur düzeltmesi	
Wedge'li alanlar	Wedge(kama) filtre faktörü	MU test 3
	Kama sertlik faktörü	
	Kama OAR	
Bloklu alanlar	Eşdeğer kare metodu	MU test 4
	İntegrasyon	
	Fantom saçılması	
MCL ile şekillenmiş alanlar	Jaw etkisi ve gantri saçılma faktörü hesaba katılıp katılmadığı kontrolü	MU test 5
	Küçük MLC alanları ve çok segmentli IMRT alanları	

Tablo 12. MU hesaplaması için uygulanan testler (devamı)

	Konu	Test
Işın normalizasyon noktası bloklu ise	MLC veya blok ile normalizasyon noktası kapatıldığında, ışın ağırlığı ve MU/zaman hesaplaması	MU test 4a MU test 5a
İnhomojenite düzeltmeleri	İnhomojenite düzeltmesi TPS'de kullanıldığında MU/zaman düzeltmeleri nasıl yapılmaktadır	MU test 6
Eksen dışı hesaplamalar	Eksen dışı hesaplamalardaki yaklaşımlar	MU test 7
Doz tanımı	Doz tanımı ve TPS planı arasındaki MU/zaman hesaplamaları	MU test 8
Doz dağılım birimi	TPS doz dağılımı için kullanılan farklı birimler MU/zaman üzerine etkisi	MU test 9
Tedavi çizelgesi dökümantasyonu	MU/zaman hesaplaması TPS çıktısı ve cihaz kullanımı ile uyumluluk kontrolü	MU issue 1
Klinik kontrol prosedürü	MU/zaman kontrolleri için uygulanan klinik prosedürlerin planlar için yeterli olup olmadığının doğrulanması	MU issue 2

Plan Değerlendirme Araçları

Plan değerlendirme araçları TPS'lere göre farklılıklar göstermektedir. Plan değerlendirme araçları, planlamanın sonuçlarının medikal fizik uzmanına ve radyasyon onkolojisi uzmanına iletilmesinin ana yolu olduğundan, bu özelliklerin QA testi önemlidir.

Farklı plan normalizasyonlarında dozu doğrulamak gerekmektedir. İzodoz çizgileri ve izodoz yüzeyinin doğruluğu onaylanmalıdır. Planlama sonucunda sıcak ve soğuk noktaların doğruluğunun kontrolü yapılmalıdır. Nokta doz diğer parametrelerle birlikte tutarlılığı kontrol edilmelidir.²

DVH değerlendirme için uygulanan testler Tablo 13'te özetlenmektedir:

Tablo 13. DVH değerlendirme için uygulanan testler

	Konu	Test
Tür	Direkt, kümülatif ve diferansiyel DVH	DVH test 1
Plan normalizasyonu	Planların ve tek tek ışınların normalizasyonu	DVH test 2
Bağıl ve mutlak doz	Bağıl ve mutlak karşılaştırmalar	DVH test 3
Volüm belirlenmesi	Bağıl ve mutlak volüm dönüşüm kontrolü	DVH test 4
Histogram doz aralığı	Farklı doz aralıkları ile hesaplanan DVH kontrolü	DVH test 5
Yapılar	Farklı yapıların histogram volümleri üzerine etkisi	DVH test 6
Tutarlılık	DVH ve izodoz gösterimi arasındaki tutarlılık	DVH test 7
Grid büyüklüğü ve nokta dağılımının hesaplanması	Geometrik çözünürlük	DVH test 8
Plan karşılaştırma yönergesi	Hasta planları DVH karşılaştırma yönergeleri	DVH test 9
Doz istatistiği	Minimum, maksimum, ortalama doz gibi doz istatistikleri	DVH test 10

Plan Çıkışı ve Veri Transferi

Tedavi planlama bilgilerinin çıktısının alınması ve bu bilgilerin tedavi cihazına doğru aktarılmasında oluşabilecek bir hata veya yanlış yorumlama, tüm tedavi fraksiyonlarında sistematik bir hata ile sonuçlanacaktır.

Manuel ve otomatik olmak üzere iki tip transfer vardır. Manuel transferde veriler elektronik olarak gönderilirken; otomatik transferde DICOM-RT gibi verilerin TPS'den gönderilmesini kapsamaktadır.

Plan çıktıları kontrol edilirken dikkat edilmesi gereken hususlar⁶:

- Plan normalizasyonu
- MU/zaman
- MU/zaman hesaplayamayan sistemler için ışın ağırlığının MU/zaman dönüşümü
- Hesap noktasının koordinatı ve dozu
- Hesaplama grid büyüklüğü
- Planın yeri ve yönü
- SSD veya SAD
- Alanlar ve görüntü yönü
- Kolimatör (Blok şekillendirici veya MLC)
- Merkezi eksen yeri
- DVH çıktıları (skala ve birimler)
- 3B görüntü yönü
- Işın yeri ve yönü

Uygulanan transfer testleriyle detaylı bilgiye IAEA TRS-430 nolu protokolde bahsedilmektedir.

Klinik Testler

Klinik kullanıma başlamadan önce doz dağılımı ve MU hesaplamalarını kapsayacak şekilde tedavi prosedürleri için uygulanması gereken testler tamamlanmalıdır. Kalite temini sürecinin bir parçası olarak uygulanan testler yeniden tekrarlanabilir olmalıdır. Fantom ile çalışmalar tamamlanmalı, test için fantoma verilen doz ile ölçülen dozun birbiri ile uyumlu olduğu kontrol edilmelidir. Ölçümler kalibre edilmiş iyon odası veya termolüminesans dozimetre gibi mutlak doz bilgisi veren dedektörler ile yapılmalıdır.

Tüm planlama süreci boyunca özel klinik şartlar belirlenmeli, gerçek dozun verildiği doğrulanmalı ve verilen dozun beklenen toleranslar içerisinde olduğu kontrol edilmelidir.

Bu amaçla yürütülecek prosedür aşağıdaki gibi olmalıdır:

- TPS'e bir fantom tanımlanmalıdır.
- Işınlar TPS'e girilmelidir.
- Tanımlanan noktaya 2 Gy verilerek tedavi planı hesaplatılmaktadır.
- Planı uygulamak için MU/zaman hesaplanmalıdır.
- Fantom hesaplanan plandan ışınlanıp, ölçümler alınmalıdır.
- Ölçülen doz ve beklenen doz karşılaştırılmalıdır.
- Tolerans içerisinde olduğu doğrulanmalıdır.

Klinik testlerin hepsinin yapılması zorunlu değildir. Klinik ihtiyaçlar ve hangi sistem ile çalışıldığına bağlı olarak uygulanacak testler değişiklik göstermektedir. IMRT ve VMAT gibi daha gelişmiş tedavi tekniklerinin uygulandığı kliniklerde ilave testler

gerekmektedir. Bu kompleks tedavi modalitelerinde küçük alan dozimetrisi ve MLC modellemesi için ölçümler gerekmektedir. Bu aşamada gerekli olan testler IAEA TRS-430² ve AAPM MPPG 5.a¹³ raporlarında anlatılmaktadır.

IMRT/VMAT için yapılan modellemeler, basit foton ışın modellemesi gibi toleransların içerisinde kalacak şekilde beklenen sonucu vermeyebilir. IMRT/VMAT için modellemede değişiklikler gerekebilir. Bu değişiklikler daha çok kuyruk bölgesi ve penumbra'yı etkilediğinden dolayı basit foton ışın modellemesi için sonuçlar doğrulanmalıdır.

Heterojenite düzeltmeleri doz hesaplaması ve hastaya doğru dozun verilmesi açısından öneme sahiptir. Fakat her TPS'in bunun için bir uygun algoritma ile çalışması gerekmektedir. Convolution/Superposition ve Monte Carlo heterojenite düzeltmesi yapabilen algoritmalarındadır. İnhomojen ortamda hesaplanan doz düşük ve yüksek yoğunluklu bölgelerde ile bu bölgeler dışındaki dozların doğrulanması titizlikle yapılmalıdır. Monte Carlo gibi heterojenite düzeltmesi yapan sistemlerde voksel içerisindeki doz 'dose to medium' hesaplarırken, standart homojen ortam için çalışan sistemlerde durdurma gücü(stopping power) düzeltmesi yapılarak su eşdeğeri doz hesaplanmaktadır.¹³

Dinamik, dur&ışınla (step&shoot), IMRT ve VMAT teknikleri için tek tek her enerji için olacak şekilde doz doğrulama testleri yapılmalıdır. Küçük alanlarda yüzde derin doz doğrulama testi²² ve MLC ile oluşturulan küçük alanlar için doz doğrulama testleri önerilmektedir.²³ IGRT ve SBRT gibi gelişmiş tedavi tekniklerinin uygulandığı kliniklerde verilen dozun uygun zamanda ve uygun pozisyonda olduğunu kontrol etmek için end-to-end test ve solution takibinin doğru olduğundan emin olmak için de hareketli fantom ile doz doğrulanması yapılmalıdır.²⁴

Sisteme yeni bir tedavi cihazı entegre edileceği zaman dozimetrik kontroller yeniden gözden geçirilmeli, gerekirse ölçümler daha önce bahsedildiği gibi tekrarlanabilir olmalıdır. Tedavi cihazındaki bir parametre değişikliği sonrası TPS'de modelleme değişikliği veya güncelleme yapılması gerekebilir. Tedavi dozunda veya MU'da meydana gelen bir değişiklik hasta için hayati öneme sahiptir. Mümkünse hizmete sokma testleri yeniden yapılmalıdır. Yeni versiyon yüklenmesi durumunda TPS'de mevcut olan versiyon ile yeni versiyon karşılaştırılarak değerlendirilmelidir.⁴

PERİYODİK KALİTE KONTROLLER

TPS hizmete sokulduktan sonra periyodik olarak QA programı tekrarlanmalıdır. TPS'de kendiliğinden bir değişiklik olması pek olası bir durum olmasa da periyodik olarak kontroller tekrarlanmalıdır. Sistemin çökmesi veya bir veri dosyasının kaybolmasına karşı tedbirli davranmakta her zaman fayda bulunmaktadır.

IAEA TRS-430² nolu raporunda periyodik testlerle ilgili bir takım öneriler sunulmuştur. Donanımı, hasta bilgileri ve eksternal ışın için yapılacak bu testler aylık, üç aylık ve güncelleme sonrası yapılması tavsiye edilmektedir. MU hesabı gibi plan detayını içeren bir parametre hastaya ve dolayısıyla plana özgü olduğundan her hasta için kontrol edilmelidir.

HASTAYA ÖZEL KALİTE KONTROLLER

Her hasta için TPS farklı bir MU hesaplayarak doz dağılımı önerir. Bu doz dağılımının kontrolü medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkolojisi uzmanı tarafından sağlandıktan sonra onaylanmaktadır. Fakat IMRT ve VMAT gibi alan içinde alan oluşturarak tedavi yapılan kompleks sistemlerde planlanan doz dağılımı ile ölçülen arasında uyum olması gerekmektedir. Yazılımdan ve/veya cihaz doz çıkışından kaynaklanacak herhangi bir hata hastaya yanlış doz verilmesine sebebiyet verebilir.

Işın parametreleri, hastaya verilen doz, alan doz ağırlığı, izodoz dağılımı ve DVH incelenmektedir. Bu verileri sadece gözle kontrol etmek yetmemekte ikinci bir sistem ile ölçülen doz karşılaştırılmalıdır. IMRT ve VMAT planlarının QA ile dozimetrik ve geometrik olarak değerlendirilmesi gamma analizi yönteminden yararlanılmaktadır.

SONUÇLAR

Farklı üreticilere ait tedavi planlama sistemleri için genel bir kalite kontrol prosedürü hazırlamak zordur. Hasta bilgileri ve anatomik verilerin tedavi planlama sistemlerine girilmesi ile ilgili benzerlikler olsa da farklı sebeplerle veri aktarım şekilleri değişiklikler gösterebilir. Her merkezde farklı marka ve modelde fantom olması ya da belirtilen fantomun klinikte bulunmaması gibi durumlar sözkonusu olduğundan oluşturulacak tablolarda koyulacak parametrelerle ilgili belirsizlikler bulunmaktadır. Ancak AAPM TG-53, AAPM TRS-430 raporları gibi uluslararası raporlar temel alınarak kullanıcı tarafından kliniğinde bulunan planlama sistemine uyarlanması ve kullanılması mümkündür.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. Inter-Society Council for Radiation Oncology. Radiation Oncology in Integrated Cancer Management: Report of the Inter-Society Council for Radiation Oncology. Reston, VA: American College of Radiology; 1991
2. International Atomic Energy Agency. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Report Series No 430. Vienna: IAEA; 2004.
3. International Commission on Radiological Protection, Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy, Publication 86, Pergamon Press, Oxford and New York, 2000.
4. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Quality Assurance, Rosenwald JC, Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice, Taylor & Francis Group, New York, 2007, 841-866. [\[Crossref\]](#)
5. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the Accuracy of Photon Beam Dose Calculation of Treatment Planning Systems. *Radiother Oncol.* 2001;60(2). [\[Crossref\]](#)

6. Frass B, Doppke K, Hunt M, et al. AAPM Radiation Therapy Committee TG53: Quality Assurance Program for Radiotherapy Treatment Planning. *Med Phys.* 1998;25(4):1773-836. [\[Crossref\]](#)
7. Welleweerd J, Van Der Zee W. Dose Calculation for Assymmetric Fields Using Plato Version 2.01. *Radiother Oncol Suppl.* 1998;1(48):134.
8. Sharpe M. Commissioning and Quality Assurance for IMRT Treatment Planning. In: Intensity Modulated Radiation Therapy: The State of Art. Pp. 449-472, American Association Physicist in Medicine Medical Physics Monograph No. 29, *Medical Physics Publishing*, Madison, WI, USA, 2003.
9. Guidelines for the Verification of IMRT, ESTRO Booklet No. 9; 2008.
10. Burman C, Chui CS, Kutcher G, et al. Planning, delivery and quality assurance of intensity-modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: a strategy for large-scale implementation for the treatment of carcinoma of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1997;39 (4):863-873. [\[Crossref\]](#)
11. Kashani R, Lam K, Lizenberg D, Balter J. A deformable phantom for dynamic modeling in radiation therapy. *Med Phys.* 2007;34(1):199-201. [\[Crossref\]](#)
12. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25(5):656-661. [\[Crossref\]](#)
13. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5. a: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations Mega Voltage Photon and Electron Beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2015;16(5):14-34. [\[Crossref\]](#)
14. Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al. Commissioning of the Varian True Beam linear accelerator: a multi-institutional study. *MedPhys.* 2013; 40(3): 031719/1-15. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys.* 2008;35(9):4186-4215. [\[Crossref\]](#)
16. Van Dyk J, Barnett RB, Battista JJ. "Computerized radiation treatment planning systems", The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists (Van Dyk, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999) Ch. 8.
17. International Electrotechnical Commission, Medical Electrical Equipment - Requirements for the Safety of Radiotherapy Treatment Planning Systems, Rep. IEC 62083 (2000-11), IEC, Geneva (2000).
18. Kutcher GJ. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med Phys.* 1994;21:581-618. [\[Crossref\]](#)
19. Quality Assurance of 3-D Treatment Planning Systems for External Photon and Electron Beams. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry; 2005.
20. Venselaar JLM, Welleweerd J. Application of a test package in an inter-comparison of the performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Radiother Oncol.* 2001;60(2):203-213. [\[Crossref\]](#)
21. Craig T, Brochu D, Van Dyk J. A quality assurance phantom for the three-dimensional radiation therapy treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1999; 44:955-966. [\[Crossref\]](#)
22. Harms WB, Sr Low DA, Wong JW, Purdy JA software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms, *Med Phys.* 1998; 25:1830-1836. [\[Crossref\]](#)
23. Yenice KM, Vinogradskiy Y, Miften M, Das IJ. Small field dosimetry for stereotactic radiosurgery and radiotherapy. In Benedict SH, Schlesinger DJ, Goetsch SJ, Kavanagh BD, editors. Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy. Boca Raton, FL: Francis & Taylor, CRC Press; 2014; 265-82.
24. Cadman P, McNutt T, Bzdusek K. Validation of physics improvements for IMRT with a commercial treatment-planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2005;6(2):74-86. [\[Crossref\]](#)

BÖLÜM 5

LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZLARINDA KALİTE KONTROL

Songül ÇAVDAR KARAÇAM

Lineer Hızlandırıcı Cihazlarında Kalite Kontrol

Quality Control of Linear Accelerator Device

BÖLÜM HAKKINDA

Radyasyon tedavisi, kötü huylu neoplazileri veya iyi huylu hastalıkları tedavi etmek için iyonlaştırıcı radyasyon kullanan karmaşık bir tedavi yöntemidir. Radyasyon tedavisinin amacı normal dokuya verilecek dozu en aza indirerek hedefe istenilen dozu reçete etmektir. Son teknolojik gelişmeler radyasyon tedavisinin etkinliğini arttırmıştır. Bu amaçla kullanılan doğrusal hızlandırıcılar (linac'lar) son yıllarda teknolojiye hızlı yeniliklere paralel olarak daha da gelişmiştir. Tüm bu yenilikler planlama tekniklerini (yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) veya hacimsel ark terapisi (VMAT) ve hasta tedavisi uygulama adımlarını) değiştirmiştir.

Ancak, bu yeni teknolojilerin kullanımını kapsamlı bir kalite güvence (QA) programını gerektirir. Linac'larda Kalite Güvencesi, radyasyonun iletilmesini garanti etmek için özetlenmiştir. Makine özellikleri günlük, aylık ve yıllık olarak ölçülür ve tolerans seviyeleri ve eylem seviyeleri karşılaştırılır. Bu kalite güvence kontrollerini ölçmek için farklı araçlar kullanılır. Kalite Kontrol süreci cihazın kabul testini, klinik ihtiyaçları, spesifikasyonların gözden geçirilmesini, güvenlik kontrollerini, makinenin devreye alınmasını, personel eğitimini, ve dokümantasyonu kapsar.

Anahtar kelimeler: Lineer hızlandırıcı, kalite kontrol, tolerans seviyesi

ABOUT the CHAPTER

Radiation therapy is a complex treatment method that involves the use of ionizing radiation to treat malignant neoplasias or benign diseases. The goal of radiation therapy is to prescribe the desired dose to the target while minimizing the dose to normal tissue. Recent technological advances have increased the effectiveness of radiation therapy. Linear accelerators (linacs) used for this purpose have developed in parallel with the rapid developments in technology in recent years. These innovations have changed planning techniques (intensity-modulated radiotherapy (IMRT) or volumetric arc therapy (VMAT)) and patient treatment delivery steps.

However, the use of new technologies necessitates a comprehensive quality assurance (QA) program. Quality assurance in linacs is outlined to guarantee that radiation is delivered. Machine characteristics are measured on a daily, monthly, and annual basis and compared to tolerance levels and action levels. Different tools are used to measure these quality assurance checks. The process of QC involves acceptance testing of the machine, clinical needs, review of specifications, safety checks, commissioning of the machine, training of the staff, and documentation.


Keywords: Linear accelerator, quality control, tolerance level

GİRİŞ

Parçacık hızlandırıcıları 21.yüzyılda hızlı gelişen teknolojiler arasında yerini almış yüksek teknolojiye sahip donanımlardır. Atom altı parçacıkları hızlandırıp sabit veya hareketli bir hedefle çarpıştırılması prensibine dayanan bu donanımların doğrusal (lineer) veya dairesel tipte çeşitleri bulunmaktadır. Lineer hızlandırıcı cihazları (linac) oldukça fazla sayıda bileşenden oluşan karmaşık donanımlardır ve radyoterapide yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 1).¹⁻³

Kullanım sırasında hızlandırıcı parametreleri ve ek donanımlarda oluşan değişimlerin ne zaman oluşabileceği ile ilgili durum belirsizdir. Bu sebeple değişim ya da oluşabilecek problemlerin tespitinde cihazın periyodik olarak kontrol edilmesi için kalite kontrol testleri ve yapıma sıklıkları ile ilgili AAPM (Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine), IEC (International Electrotechnical Commission) gibi uluslar arası kuruluşlar tarafından hazırlanmış raporlar; cihazda bulunan ek donanımlara spesifik hazırlanmış yayınlar bu konu ile ilgili önemli dökümanlardır. Lineer hız-



Songül Çavdar Karaçam 

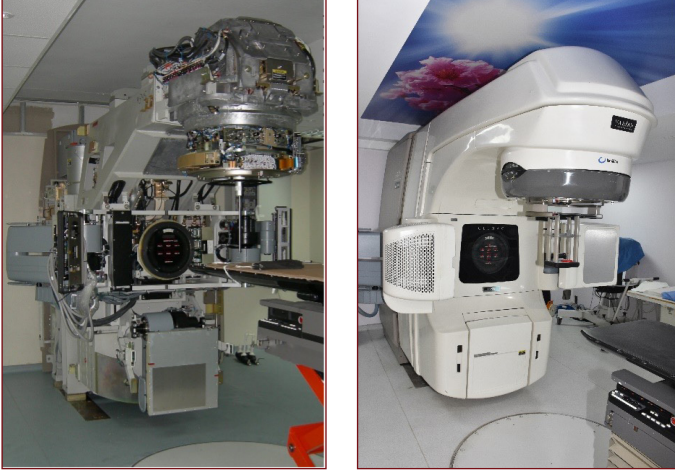
Istanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa,
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon
Onkolojisi Ana Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye
E-posta: songul.karacam@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:
Çavdar Karaçam S. Lineer hızlandırıcı
cihazlarında kalite kontrol. Çavdar Karaçam
S, ed. *Radyoterapide Kalite Güvenliği* içinde.
İstanbul: İÜC Yayinevi; 2023: 41-52.



CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atif 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.

Şekil 1. Linac kurulum sırasındaki ve sonrasındaki görüntü



landırıcı cihazı ile ilgili AAPM tarafından 1994 yılında yayınlanan Task Group(TG)-40 nolu raporda foton ve elektron ışınları için mekanik, elektrik, geometrik ve dozimetrik kontroller için tolerans değerleri verilmiştir.² Süreç içerisinde cihazda olan gelişmelerle farklı raporlarla yeni kriterler eklenmiştir. 2009 yılında yayınlanan TG-142 nolu raporda gelişen teknolojiye paralel olarak konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve stereotaktik tedavi teknikleri (SRS/SBRT) için periyodik değerlendirme tolerans değerleri verilmiştir³. 2021 yılında AAPM tarafından yayınlanan TG-198 numaralı bilimsel raporda ise spesifik prosedürlerle ilgili yapılacak kontroller ayrıntılandırılmıştır.⁴

Cihazda yapılacak günlük, aylık ve yıllık kontroller aşağıda verilmiştir:

GÜNLÜK KALİTE KONTROLLER

Cihaz açma prosedürleri tamamlandıktan sonra, hasta tedavileri başlamadan önce her gün yapılması gereken kontrollerdir. Günlük kontroller, radyoterapi teknikeri tarafından yapılır ve ardından hasta tedavileri başlar. Günlük kontroller kritik geometrik parametreleri ve güvenlik kilitlerini test etmek için tasarlanmıştır. Parametreler geçti/geçmedi olarak günlük olarak kaydedilir. Kontrol başarısız olursa, parametre geçmez. Başarısız kontroller için kiminle iletişime geçildiği ve sorunun nasıl çözüldüğü hakkında açıklama içeren bir yorum mutlaka kayıt altına alınmalıdır. Kontrol başarısız olursa, radyoterapi teknikeri mutlaka medikal fizik uzmanı ile iletişime geçmelidir. Medikal fizik uzmanı bu durumda tedavinin başlayıp başlayamayacağını veya iyileştirmelerin gerekip gerekmediğini değerlendirmelidir.⁵ Yapılan kontroller güvenlik, mekanik ve dozimetrik kontroller olarak 3 ana başlık altında toplanabilir:

Tablo 1. Lineer hızlandırıcı cihazına ait günlük kontroller1-4

Prosedür	IMRT yok	IMRT var	SRS/SBRT
Güvenlik			
Kapı interlok(Işın yok)	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Kapı güvenliği	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Hasta-tekniker iletişim sistemi	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel

Tablo 1. Lineer hızlandırıcı cihazına ait günlük kontroller1-4 (devamı)

Prosedür	IMRT yok	IMRT var	SRS/SBRT
Stereotaktik interloklar	-	-	Fonksiyonel
Radyasyon alan monitörü (kullanılıyorsa)	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Işın var göstergesi	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Mekanik			
Lokalizasyon lazerleri	2 mm	1,5 mm	1 mm
Optik mesafe göstergesi	2 mm	2 mm	2 mm
Kolimatör boyutu göstergesi	2 mm	2 mm	1 mm
Dozimetrik			
X-ışını verim sabitliği	%3	%3	%3
Elektron huzme verim sabitliği	%3	%3	%3
CBCT Görüntüleme			
Çarpmaya karşı koruma kilitleri	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Görüntüleme ve tedavi koordinat uyumu	≤ 2 mm	≤ 2 mm	≤ 1 mm
Pozisyonlama/tekrar pozisyonlama	≤ 1 mm	≤ 1 mm	≤ 1 mm
Planar kV ve MV(EPID) Görüntüleme			
Çarpmaya karşı koruma kilitleri	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Görüntüleme ve tedavi koordinat uyumu	≤ 2 mm	≤ 2 mm	≤ 1 mm
Pozisyonlama/tekrar pozisyonlama	≤ 2 mm	≤ 2 mm	≤ 1 mm

Güvenlik Kontrolleri

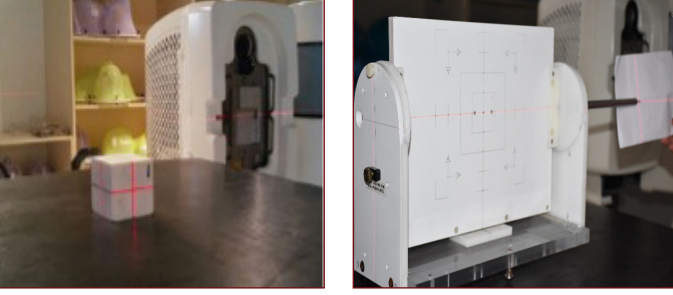
Cihazın güvenli kullanımı için gerekli tüm prosedürleri içerir. Bu prosedürler cihazda olan ve kullanım sırasında ihtiyaç duyulan eksternal donanımları içerir.¹⁻⁴

- Tedavi cihazı oda kapısının güvenli bir şekilde açıldığı kontrol edilmelidir (Şekil 2). Tedavi odası kapısı yaklaşık 15 ton kadar ağırlıktadır ve herhangi bir problem durumunda yaralanmaya sebep olabilir. Bu sebeple kapının acil durdurma mekanizmasının çalıştığı kontrol edilmelidir. Bunun için güvenli pozisyonda kalarak kapı yarım kapanmadayken acil durum donanımı aktive edilerek çalışır vaziyette olduğu kontrol edilmelidir.
- Işınlama var/yok uyarı lambalarının çalışıp çalışmadığı kontrol edilmelidir.
- Işınlama yapılırken tedavi kapısı açılarak ışın kesme mekanizmasının devreye girip girmediği ya da kapı açıkken ışınlamaya cihazın izin verip vermediği kontrol edilmelidir.
- Radyoterapi teknikeri tedavi sırasında hastanın güvende olduğundan emin olmak için görsel/işitsel iletişim sistemi kullanır. Hasta izleme sisteminin; sesli iletişimi sağlayan mikrofon ve hoparlörlerin çalışır vaziyette olduğu kontrol edilmelidir. Kontrol için müzik sistemi açılarak içeriden duyulduğu, ve içeride bir kişi tedavi masasının yanında konuşarak dışarıdan duyulabilir olduğu iki yönlü iletişimle kontrol edilmelidir.

Şekil 2. Linac cihazı kapı ve çarpışma kilitleri



Şekil 3. Küple ve mekanik kalite kontrol aleti kullanarak lazer kontrolü

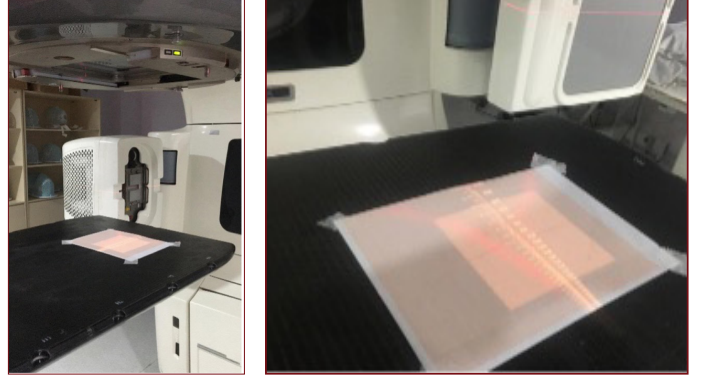


Şekil 4. SSD çubuğu ve kontrol düzeneği



- Stereotaktik ekipmanların interlokları kontrol edilmelidir.
- Havalandırma sisteminin aktif olduğu kontrol edilmelidir.
- MV port, kV dedektör ve kV kaynağı üzerindeki çarpışma kilitlerinin çalışır durumda olduğu sistemdeki her bir köşeye dokunularak sistemin aktif olarak çalıştığı kontrol edilmelidir (Şekil 2).

Şekil 5. Kolimatör göstergesi boyutu kontrolü



Mekanik Kontroller

Cihazın mekanik olarak kontrolünü içeren ölçümleri içerir.¹⁻⁴

Lokalizasyon lazerlerinin kontrolü

Lazer kontrolü için dizayn edilmiş ve ticari olarak satılan mekanik kalite kontrol test düzenekleri bu amaç için kullanılabilir (Şekil 3). Ayrıca cihaz üreticisi tarafından sağlanmış yanlarında ve üzerinde artı işareti olan küp kullanılabilir (Şekil 3) ya da masada kaynak-cilt mesafesi (Source Skin Distance-SSD) 100 cm ayarlanarak lazerlerin izomerkezle, cihaz krosuyla çakışması kontrol edilebilir. Seçim klinikte var olan ekipmana bağlıdır.

Optik mesafe göstergesinin (Optical Distance Indicator-ODI) kontrolü

Optik mesafe göstergesi fantom dozimetri ölçümlerinde ve hasta tedavisinde SSD değerini gösterir. Kontrol yöntemi klinikten kliniğe farklılık gösterse de genellikle mekanik SSD çubuğu ile kontrol edilir (Şekil 4). Daha önceden kalibrasyonu yapılmış SSD çubuğu kullanılarak masa yüzeyinde SSD 100 cm ayarlanır. Aynı zamanda koronal lazerlerin masa yüzeyindeki konumu alan ışığıyla kontrol edilir. Tolerans değeri ± 2 mm'dir.¹⁻⁴

Kolimatör boyutu göstergesi kontrolü

Milimetrik kağıt, mekanik kalite kontrol için tasarlanmış özel ekipmanlar ya da günlük kalite kontroller için tasarlanmış iki boyutlu dedektörler kullanılabilir. Tedavi odasında el kumandasıyla, konsolda ya da kayıt/verifikasyon sisteminden gelen bilgiyle kolimatörler açılır. Açılan alan boyutunun dijital göstergeyle uyumu kontrol edilir. Bunun için milimetrik kağıt masanın üzerine cihaz krosuyla çakışacak şekilde alan ışığı kullanılarak sabitlenir. SSD mesafesi 100 cm olacak şekilde masa yüksekliği ayarlanır (Şekil 5). Referans alan boyutu (10x10 cm²) ve diğer alan boyutları açılarak X ve Y eksenleri cetvelle ölçülerek dijital gösterge kontrol edilir. Işıklı alan ile ölçülen alan kenarları arasındaki fark stereotaksi yapılan lineer hızlandırıcılarda ± 1 mm'den küçük, yapılmayan cihazlarda ise 2 mm'den küçük olmalıdır.¹⁻⁴

Dozimetrik kontroller

Dozimetrik amaçlı kalite kontrol radyasyon tedavisinin başarısında tümöre verilen dozun doğruluğu açısından önemli adımlardan biridir. Bu amaçla cihazda varsa hem foton hemde elektron enerjileri için bu kontroller yapılmalıdır.¹⁻⁴

Şekil 6. Foton ve elektron huzmesi için set-up



Şekil 7. Görüntüleme ekipmanlarının kontrolünde kullanılan küp



X-ışını ve elektron huzmesi verim sabitliğinin kontrolü

Verim (ışın çıkışı-output); fantomda referans koşullarda maksimum doz derinliğinde (d_{max}) ölçülen monitör birimi (MU) veya birim zaman başına soğurulan doz miktarıdır. Günlük kalite kontrol ölçümleri ışın çıkışının kalibrasyonunu içermez. Değerin makul bir tolerans içerisinde olup olmadığını onaylamak için yapılır. Bu amaç için su eşdeğeri katı fantom ya da dozimetrik sistemler kullanılmaktadır (Şekil 6). Bu sistemlerden bazıları tek bir ışınlama ile ışın düzgünlüğü, simetrisi, alan boyut kontrolü, enerji kontrolü, ışıklı-ışın alanı kontrolü gibi kontrolleri aynı zamanda gerçekleştirebilmektedir. Ancak bu tarz ölçüm aletlerinde okumalarda sapmalar oluşturabilmesi sebebiyle elektronik kısımların ışınlanmasından kaçınılmalıdır. Bu konuda yaygın olarak yapılan hata ölçüm aletini tedavi bitiminde ertesi güne kolaylık olsun diye tedavi masasına yerleştirmektir. Bu durumda sabah linac ısıtma prosedürü uygulanırken cihaz elektronu gereksiz ışınlamaya maruz kalabilir. Bu sebeple tavsiye edilen birgün önceden ölçüm düzeneğinin kurulmamasıdır.

Ölçülen değer %3 içerisinde olmalıdır. Klinik uygulamada verim faktörü değişimine hızlı müdahale edebilmek için daha küçük bir tolerans limiti seçebilir ve buna ek olarak kliniğin operasyonel yönergeleri olabilir. Bu konuda AAPM TG-198 nolu raporda gerçekleştirilen verim ölçümü $\pm 5\%$ tolerans aralığının dışında ise tedavinin başlatılmaması gerektiği ifade edilmektedir. Bu durumda önerilen; ikinci kişinin önce ölçümü tekrarlaması, ölçüm hala $\pm 5\%$ 'in dışındaysa yetkili medikal fizik uzmanı tarafından ölçümün tekrar yapılmasını tavsiye etmektedir. Eğer ölçüm sonucu $\pm 3\%$ 'ten büyük, $\pm 5\%$ içerisindeyse tedavi devam edebilir ancak ikinci kişi ölçümü tekrarlamalıdır. Hala aynı durum söz konusuysa yetkili medikal fizik uzmanı tarafından durum tespiti yapılması gerektiği ifade edilmektedir.

Görüntüleme ekipmanlarının kontrolü

Görüntüleme ekipmanları (MV port, kV kaynak ve kV dedektör) ve tedavi koordinatlarının çakışması görüntüleme rehberliğinde radyoterapide (IGRT) önemlidir. Kontrol için cihaz üreticisi firma tarafından temin edilen merkezinde metal bilye olan bir küp ya da bu amaç için dizayn edilmiş bir fantom kullanılabilir (Şekil 7).

Küp krosu cihaz krosuyla çakıştırılarak pozisyonlaması yapılır ve ortogonal görüntüler alınır. Görüntü analizinde bilyenin merkezinin stereotaksi yapılan cihazlarda 1 mm'den az, diğer tedavi teknikleri için 2 mm'lik hata payı içinde olup olmadığı kontrol edilir. Ayrıca alınan görüntüler üzerinden dijital olarak oluşturulmuş görüntülerde (Digitally Reconstructed Radiograph-DRR) masa hareketleri üç yönde yaptırılarak masanın kayma değerleri ile masada yapılan yer değiştirme arasındaki fark kontrol edilmektedir. Değerlendirme kriteri görüntü analizindeki kriterle aynıdır.⁴

Diğer testler

Cihaz üreticisi tarafından cihaza spesifik günlük olarak yapılmasını önerdiği testler günlük kalite kontrol programı içerisine eklenmelidir. Ayrıca cihazda varsa ek olarak bulunan nefes takip sistemlerinin tedavi odasındaki nefes kontrol ekranı, gating kilidi, faz-amplitüd huzme kontrolü gibi özelliklerinin düzgün çalıştığı kontrol edilmelidir.^{3,4}

AYLIK KALİTE KONTROLLER

Aylık kalite kontroller genellikle yetkili medikal fizik uzmanı, medikal fizik uzmanı ve yetkili medikal fizik uzmanı altında çalışan uzmanlık öğrencisi tarafından yapılmaktadır. Ancak bu durum klinik koşullara bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Aylık kontrollerde ilk adım günlük kalite kontrol ölçümlerinin yapılmasıdır. Elde edilen değerlerin referans değerlerle uyumu kontrol edilmeli, limit dışı bir durum söz konusuysa öncelikle bu değerlerin düzeltilmesi için gerekli ayarlamalar yapılmalıdır. Tablo 2'de aylık kalite kontroller verilmektedir.

Tablo 2. Aylık kalite kontroller^{3,4}

Prosedür	IMRT yok	IMRT var	SRS/SBRT
Güvenlik			
Lazer guard kilitleme testi	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Mekanik			
Simetrik ışık/ışın alanı çakışması	2 mm/ %1	2 mm/ %1	2 mm/ %1

Tablo 2. Aylık kalite kontroller ^{3,4} (devamı)

Prosedür	IMRT yok	IMRT var	SRS/SBRT
Asimetrik ışık/ışın alanı çıkışması	1 mm/ %1	1 mm/ %1	1 mm/ %1
Mesafe kontrol aletiyle lazer kontrolü	1 mm	1 mm	1 mm
Gantry/kolimatör aç göstergesi	10	10	10
Aksesuar tepsileri	2 mm	2 mm	2 mm
Simetrik jaw pozisyon göstergesi	2 mm	2 mm	2 mm
Asimetrik jaw pozisyon göstergesi	1 mm	1 mm	1 mm
Çapraz tel dönüşü merkezi	1 mm	1 mm	1 mm
Tedavi masası pozisyon göstergesi	2 mm/10	2 mm/10	1 mm/0,50
Wedge yerleştirme doğruluğu	2 mm	2 mm	2 mm
Kompansatör yerleştirme doğruluğu	1 mm	1 mm	1 mm
Wedge kilitleme mekanizması	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Lokalizasyon lazerleri	Fonksiyonel ±2 mm	Fonksiyonel ±1 mm	Fonksiyonel ← ±1 mm
Dozimetrik			
X-ışını verim sabitliği	%2	%2	%2
Elektron huzme verim sabitliği	%2	%2	%2
Doz hızı verim sabitliği	---	%2	%2
X-ışını profil sabitliği	%1	%1	%1
Elektron huzme profil sabitliği	%1	%1	%1
Elektron huzme enerji sabitliği	%2/2 mm	%2/2 mm	%2/2 mm
MLC			
Seyahat hızı	----	Yaprak hızı kaybı →0.5 cm/s	Yaprak hızı kaybı →0.5 cm/s
Lif pozisyon doğruluğu	1 mm	1 mm	1 mm
CBCT Görüntüleme			
Geometrik bozukluk	≲2 mm	≲2 mm	≲2 mm
Uzaysal Çözünürlük	Kurulum	Kurulum	Kurulum
Kontrast	Kurulum	Kurulum	Kurulum
HU sabitliği	Kurulum	Kurulum	Kurulum
Uniformite ve gürültü	Kurulum	Kurulum	Kurulum
Solunum Takip(Respiratory Gating)			
Işın verim sabitliği	%2	%2	%2
Faz, amplitüd ışın kontrol	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Oda içi sistem kontrolü	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Gating kilitleme mekanizması	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel

Güvenlik Kontrolleri

Cihazın güvenli kullanımı için gerekli olan tüm prosedürleri içerir.

Lazer Koruma (LazerGuard) ya da Dokunma Koruma (touch guard) Kilitleme Kontrolü

Hastayı çarpmaya karşı koruma sistemlerinin kontrolünü içerir. Lazer koruma sistemi kolimatör ve hasta arasındaki bölgeyi monitörize eder ve bu bölge koruma bölgesi olarak isimlendirilir. Bu bölgede herhangi bir nesne algılandığında sistem potansiyel bir çarpmayı engellemek için durmalıdır. Dokunma koruma sistemi ise fiziksel basınçla basıldığında cihaz gantry, kolimatör, ya da masa hareketlerini durdurmalıdır (Şekil 1).

Mekanik Kontroller

Işık/Işın Alanı Çakışması Kontrolü-Simetrik

Hasta set-up'larında ışıklı alan kullanılıyorsa TG-142 nolu raporda ışık/ışın alan çakışması kontrolünün yapılması önerilmektedir.³ Bu testin kontrolünde kullanılacak ticari olarak satılan dozimetrik fantom sistemleri mevcuttur. Ancak fantom mevcut değilse radyografik ya da radyokromik filmle ya da linac cihazına ait MV görüntüleme ile bu kontrol yapılabilir. Film kullanılacaksa kaynak izosantr mesafesine(Source Axis Distance-SAD) film yerleştirilir. Kolimatör açısı ve gentri açısı 0° yapılır. Film masanın üzerine sabitlenerek cihaz krosuna göre ışıklı alanda belirlenen alan boyutunda alan kenarı veya köşeler işaretlenir. Film duyarlılık eğrisinin lineer aralığında maksimum doz derinliğinde (d_{max}) ışınlanır.

Farklı gantri ve kolimatör açıları için işlem tekrarlanır. Işıklı alan kenarları ve işaretli yerler arasındaki fark cetvelle ölçülür. Ölçülen bu fark her bir kenar için 1 mm'den küçük olmalıdır (Şekil 8).

Işık/Işın Alanı Çakışması Kontrolü-Asimetrik

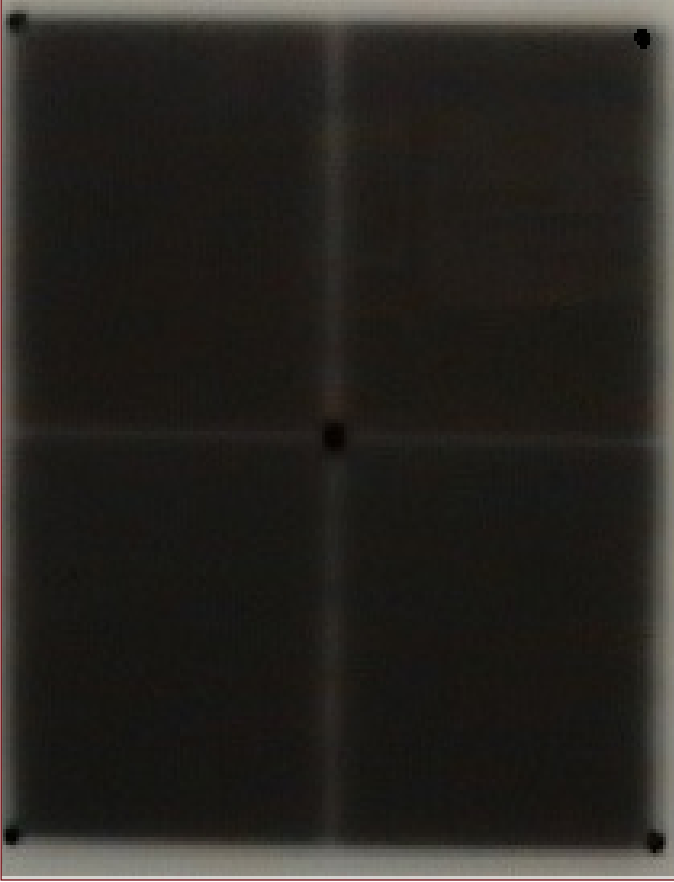
Film kullanılacaksa eğer radyografik ya da radyokromik film üzerinde SSD: 100 cm, maksimum doz derinliğine yerleştirilir üzerine fantom konur ve ışınlanır.¹⁻⁴

$$\begin{aligned} X_1 &= 5 \text{ cm}, X_2 = 0 \text{ cm}, & Y_1 &= 0 \text{ cm}, Y_2 = 5 \text{ cm} \\ X_1 &= 5 \text{ cm}, X_2 = 0 \text{ cm}, & Y_1 &= 5 \text{ cm}, Y_2 = 0 \text{ cm} \\ X_1 &= 0 \text{ cm}, X_2 = 5 \text{ cm}, & Y_1 &= 5 \text{ cm}, Y_2 = 0 \text{ cm} \\ X_1 &= 0 \text{ cm}, X_2 = 5 \text{ cm}, & Y_1 &= 0 \text{ cm}, Y_2 = 5 \text{ cm} \end{aligned}$$

koşulları için film oynatılmadan her bir durum için tekrarlanır (Şekil 9).



Şekil 9. Radyografik filmle asimetrik ışık/ışın alanı kontrolü



Lazer Doğruluğu Kontrolü

Lazerlerin eş merkez ile uyumu SRS/SBRT tedavilerinde <1 mm, IMRT yapan cihazlarda $<±1$ mm, konformal radyoterapi yapan cihazlarda $<±2$ mm olmalıdır. Özellikle SRS/SBRT ve IMRT tedavisi yapılan cihazlarda hasta set-up'ında primer metod olarak lazerler kullanılıyorsa Winston-Lutz testi tavsiye edilmektedir. Ancak film ya da EPID görüntüleme ile de kontrol yapılabilir.

Gantry/Kolimatör Açı Göstergesi Kontrolü

Gantry ve kolimatörün dijital değerlerinin kontrolünü içerir. Kolimatör açı göstergesi için linac gantry 90° ya da 270° 'ye getirilir ve su terazisi kolimatör penceresi üzerinde düz bir yere uygun şekilde yerleştirilerek ayarlanır ve kolimatör dik açılara döndürülür. Kolimatör açı göstergesi ile dik açı arasındaki fark 1° 'den küçük olmalıdır. Gantry açı göstergesi için $±180^{\circ}$ rotasyonda dört ortogonal gantry açısı için kontrol yapılır. Dijital değerle aradaki değişim incelenir.

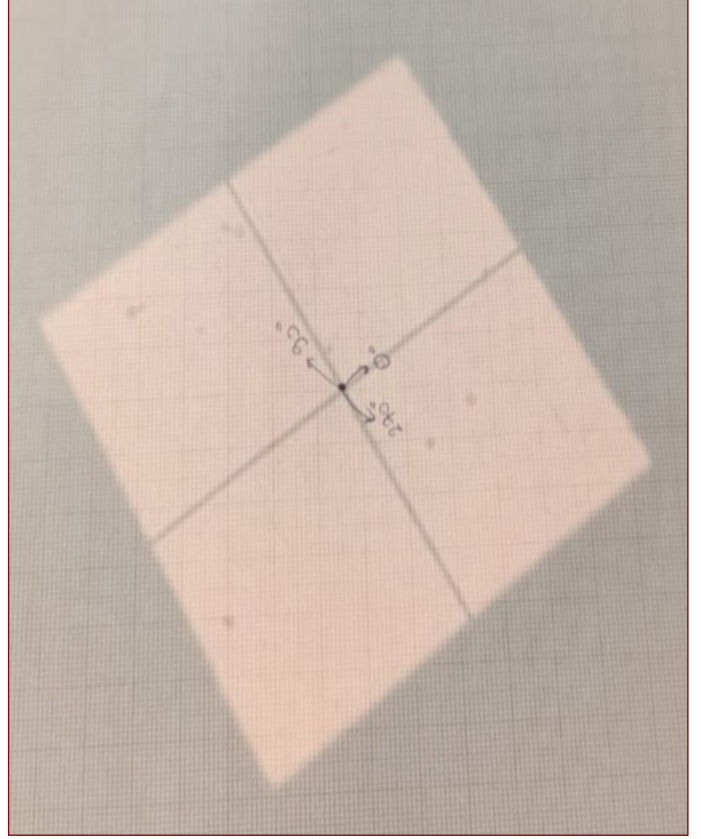
Aksesuar Tepsileri Kontrolü

Aksesuar tepsisinin dört kardinal açıda izomerkeze göre pozisyonunu belirlemek için yapılır. Tepsi gantry 0° de gantry kafasına takılır. Merkezi eksen işaretlendikten sonra diğer kardinal açılarda merkezi eksenden sapmasına bakılır. Gantry açıları 90° ve 270° de kolimatör rotasyonuna da bakılmalıdır.

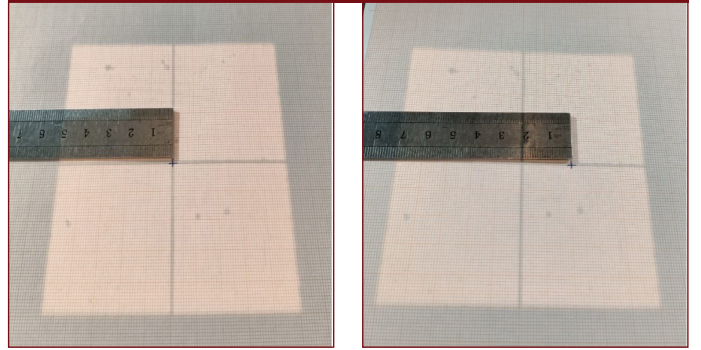
Simetrik/Asimetrik Jaw Pozisyon Göstergesi

Çeneler simetrik ve asimetrik farklı alanlarda açılarak gantry 0° de milimetrik kağıt kullanılarak SSD: 100 cm'de gösterge ile uyumu kontrol edilir.

Şekil 10. Çapraz tel dönüşü kontrolü



Şekil 11. Masanın lateral düzlemde kontrolü



Çapraz Tel Dönüşü Kontrolü

Milimetrik kağıt kullanılarak yapılır. SSD:100 cm'de, gantry ve kolimatör 0° de iken milimetrik kağıt masaya sabitlendikten sonra çapraz telin merkezi işaretlenir. Kolimatör döndürülürken çapraz telin hareketi incelenir. 0° 90° , 270° de çapraz tel işaretlenir (Şekil 10). 0° de yapılan işaretleme ile diğer açılardaki işaretleme arasındaki fark 1 mm'den daha fazla olmamalıdır.

Tedavi masası pozisyon göstergesi

Tedavi masası üzerine milimetrik kağıt yerleştirilir. Tüm düzlemlerde (x, y, z) hareket ettirilir (Şekil 10). Hareket miktarı bir cetvel ile ölçülür. Masanın konumunu gösteren ekrandaki değer ile cetvel yardımıyla ölçülen değer arasındaki fark stereotaksi yapılan lineer hızlandırıcılar için 1 mm, diğerleri için 2 mm'den az olmalıdır (Şekil 11). Ayrıca oda içi monitöre bakılarak verilen kaydırma miktarları ile ölçülen arasındaki uyumda kontrol edilir.

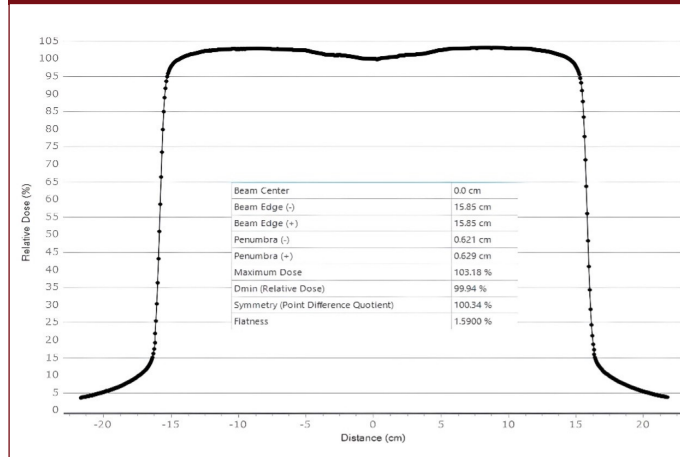
Ayrıca masa, gantri ve kolimatör açısı 0° iken çapraz kıl ile milimetrik kağıt çakıştırılır ve kağıt masaya sabitlenir. Masa milimetrik kağıt üzerindeki çizgiler dikkate alınarak $\pm 90^\circ$ döndürülür. Milimetrik kağıt üzerindeki birbirine dik çizgiler ile çapraz kıl tekrar oturtulduğunda masa açısını gösteren göstergeye bakılır. Sapma stereotaksi yapılan lineer hızlandırıcılar için 0.5° 'den az diğer lineer hızlandırıcılar için 1° 'den az olmalıdır. Verilen açılarla dijital ve mekanik göstergeler arasındaki uyum kontrol edilir.

Diğer Mekanik Kontroller

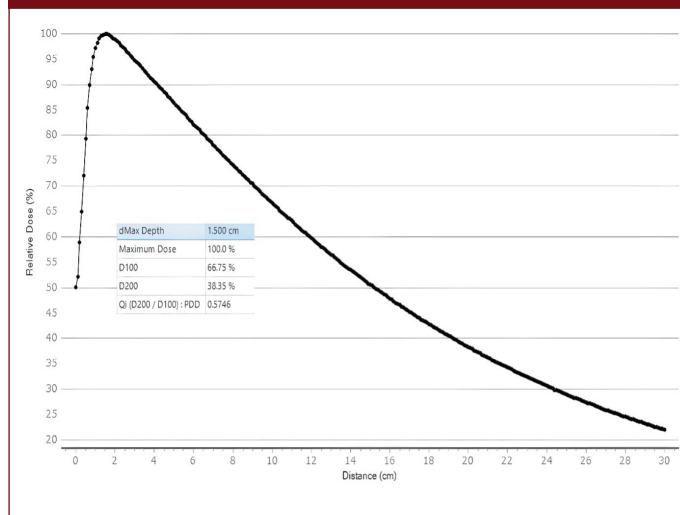
Cihazda kullanılıyorsa fiziksel kama filtre ya da kompensatörlere ait ek kontroller yapılmalıdır. Fiziksel kama filtre olması ve kullanımı durumunda filtre gantriye takıldığına olması gereken pozisyon ile olduğu pozisyon arasındaki farkın tespiti gerekmektedir. Bunun için su fantomu ya da iki boyutlu ölçüm sistemleri kullanılabilir. TPS' e yüklenen profil ile ölçülen profilin çakıştırılması ile kama filtrenin konum hatası bulunur. Kama filtre konum hatası 2 mm'nin altında olmalıdır.

Her iki ekipmanında kilit mekanizmaları kontrol edilmelidir.

Şekil 12. 6 MV, 30x30 cm² alan boyutu 5 cm derinlikte alınmış profil grafiği



Şekil 13. 6 MV, 10x10 cm² alan boyutunda alınmış %DD grafiği



Dozimetrik Kontroller

X-Işını ve Elektron Huzmesi Verim Sabitliğinin Kontrolü:

Küçük su fantomu ya da katı fantom(kullanılan protokol için uygun dönüşüm faktörlerinin daha önceden belirlenmesi durumunda) kullanılarak ölçüm yapılmalıdır. Katı fantom ve iyon odası ortam sıcaklığı dengesinde olması için tedavi odasında saklanmalıdır. Bu durum söz konusu değilse ölçümler başlamadan önce tedavi odasına bırakılmalıdır. İstatistiksel olarak anlamlı olması açısından her bir ölçüm en az üç kez tekrarlanmalıdır. Okumalar arasında farklılık $\pm 0,5$ toleransını aşmamalıdır. Tüm foton ve elektron ışınları için ölçümler yapılmalıdır. Tolerans değeri ± 2 'dir. Aylık kontrollerde aradaki doz farkının 2 'ye yakın bulunması durumunda tekrar kalibrasyon yapılmalıdır. Kalibrasyon sonrası tekrar ölçüm alınarak verim değeri kontrol edilmelidir. Aynı ölçüm koşulları farklı doz hızları için tekrarlanarak verim değişimi kontrol edilmelidir. IMRT ve stereotaktik cihazlarda ölçülebilen tüm doz hızları için tolerans değeri ± 2 'dir.⁴

X-Işını ve Elektron Huzme Düzgünlüğü ve Simetrisi Kontrolü:

Su fantomuyla ya da tek boyutlu dedektör dizini veya iki boyutlu dedektör matrisi gibi sistemler kullanılarak yapılabilir. Işın düzgünlüğün referans değere göre değişimi 1 'i, simetrisinin referans değere göre değişimi 1 'i geçmemelidir.

X-ışınları için bu testler, en büyük alanda, enerjiye göre referans derinlikteki profiller kullanılarak yapılmalıdır. Elektronlar içinse en büyük aplikatöre ait R85/2 derinliğinde ölçüm yapılmalıdır. Huzme düzgünlüğü; düzleştirici filtrelili enerjilerde kullanılır ve formülü aşağıdaki denklemdeki gibi verilir:

$$\text{Düzgünlük} = 100 \times \frac{M-m}{M+m}$$

Burada düzgünlük bölgesi; alan kenarının 80 'ine karşılık gelen mesafe olmak üzere; .

M: Düzgünlük bölgesi içindeki en yüksek doz değeri;

m: Düzgünlük bölgesi içindeki en düşük doz değeridir.

Düzleştirici Filtresiz Enerjilerde (FFF) ise kabul testleri için cihaz üreticisi tarafından önerilen testler yapılmalıdır. Ayrıca tüm enerjiler için köşegenler yönünde yapılan ölçümlerden elde edilen eksen dışı değerleri TPS'e yüklenen değerler ile karşılaştırılmalıdır. Fark 2 'den az olmalıdır.

Simetri ile ilgili tanımlamalar protokollerde değişiklik gösterse de referans alan da her iki alan kenarının 80 'ini arasındaki ışın şiddeti farkı olarak tanımlanabilir ve maksimum 2 değişim içerisinde olması durumunda uygundur (Şekil 12).

Profil ölçümleri, cihaz akseptansı sırasında alınmış olan referans profil ölçümleri ile karşılaştırılmalı ve değişim 1 içerisinde olmalıdır.

X-ışını Huzme Kalitesi ve Yüzde Derin Doz Kontrolü

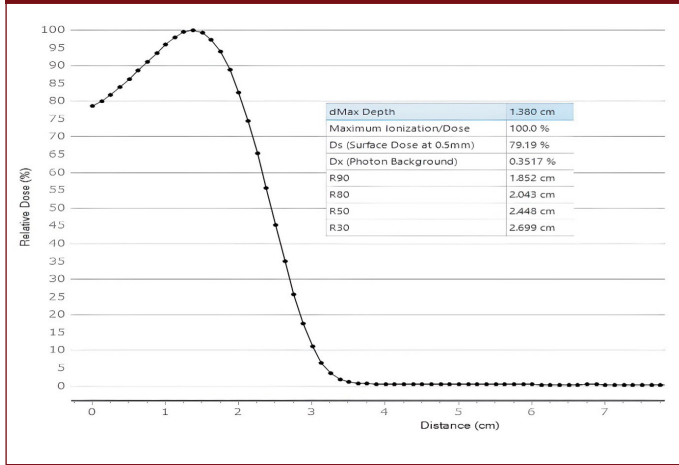
Doku-fantom oranı (Tissue-Phantom Ratio-TPR); gantri ve kolimatör açısı 0°

Ayarlanarak referans alanda 20 ve 10 cm derinlikte kaynak iyon odası arasındaki mesafe sabit tutularak ölçüm alınır. Günlük ka-

lite kontrol için kullanılan ekipmanlar kullanılabilir. Referans değere göre değişim %2'den küçük olmalıdır.

Işın eksenine paralel su fantomu kullanılarak farklı derinliklerde elde edilen doz değerlerinin maksimum değeri 100'e normalize edildiğinde elde edilen faktörler Yüzde Derin Doz (%DD) olarak ifade edilir. 10x10 cm² alan boyutu için yüzeyden derine doğru (en az 30 cm) derin doz eğrisi çizdirilir. Farklı derinlikler için akseptans değeriyle değişimi kontrol edilir. Referans değere göre değişim %2'den küçük olmalıdır (Şekil 13).

Şekil 14. 6 MeV elektron huzmesi 10x10 cm² alan boyutunda alınmış %DD grafiği



Şekil 15. Gafkromik QA filmi ile elde edilmiş lif pozisyon doğru luğu testi



Elektron Huzme Enerjisi Sabitliği Kontrolü

Günlük kalite kontrol için kullanılan ekipmanlar kullanılabilir. Tüm elektron enerjileri için 10x10 cm² alan için %DD eğrileri çizdirilerek (D_{max} , R_{90} , R_{85} , R_{50} , R_p) değerleri belirlenir (Şekil 14). Referans değere göre değişim %2'den küçük olmalıdır.

MLC

Seyahet Hızı

Lifler lif motorunun ömrünü tamamlaması sebebiyle olması gerekenden daha yavaş hareket edebilir. Maksimum lif hızı cihaz marka ve modeline göre değişkenlik gösterebilir. Ancak hangi cihaz olursa olsun lif hızı $\pm 0,5$ cm/s içerisinde olmalıdır. Örneğin Elekta Agility lif hızı 3,5 cm/s'dir. Ölçülen lif hızı 3,0 cm/s'den büyük olmalıdır. Bu kontrol cihazda bulunan log dosyaları ya da EPID kullanılarak yapılabilir.

Lif Pozisyon Doğruluğu

Bu kontrol ile izosantir ile lifin pozisyon doğruluğu değerlendirilir (Şekil 15).

Tolerans IMRT yapılan cihazlarda ± 1.0 mm'dir. Radyografik ya da radyokromik film ya da EPID kullanılarak yapılabilir.

CBCT Görüntüleme

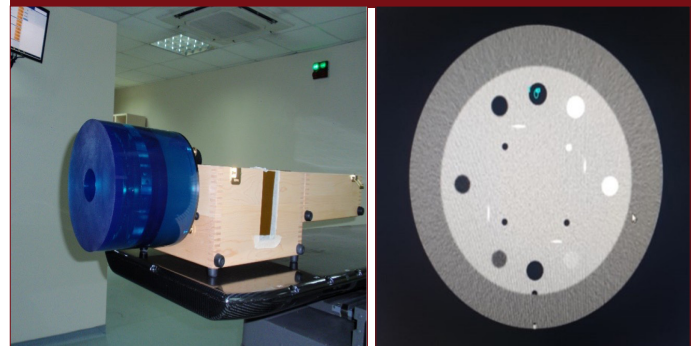
Görüntüleme ekipmanları ve tedavi koordinatlarının çakışması kontrol edilir. Tedavi masası üzerine genellikle cihaz üreticisi tarafından sağlanan bir fantom yerleştirilir. Fantom genellikle merkezinde metal bilye olan bir küp ya da buna benzer bir dizayn içerir. Çapraz kıl merkeziyle fantom üzerindeki kros çakıştırılır. MV ve kV görüntülemeler için ayrı ayrı görüntü alınır. Görüntü analizinde kullanılan yardımcı araçlar ile görüntü merkeziyle bilyenin 2 mm'lik hata payı içerisinde olup olmadığı kontrol edilir. Stereotaksi yapılan cihazlarda bu fark 1 mm'den az olmalıdır. Ayrıca MV, kV ve CBCT görüntülemeler için yoğunluk çözünürlüğü kontrolü, lineerite ölçümü (mesafe), imaj uniformite ölçümleri, rezolüsyon, uzaysal çözünürlük, kontrast, ve gürültü testleri yapılmalıdır. Bu testler için özel tasarlanmış fantomlar ya da cihaz üreticisi tarafından sağlanan fantomlar kullanılmalıdır (Şekil 16).

Solunum Takip (Respiratory Gating) Sistemlerinde Işın Verim Sabitliği Kontrolü

Ticari olarak satılan hareketli fantom ya da ev yapımı fantom kullanılabilir. Fantomda BT'de görüntüleme alınıp ardından konturlama ve planlama süreçleri adım adım uygulanmalıdır (Şekil 17).

Tedavi sırasında solunum benzeşiminde kullanılan periyodik olarak hareket eden fantoma iyon odası ya da radyografik/rad-

Şekil 16. Fantom ve fantomda HU kontrol görüntüsü



Şekil 17. Ev yapımı hareketli fantom



yokromik film yerleştirilir. Solunum fazlarına göre ışınlama yapılır. Aynı sistem solunum takibi olmadan ışınlanır. Işınlamalar sonunda elde edilen okumalar arasındaki hata %2'nin altında olmalıdır.⁴

Diğer dozimetrik kontroller

Cihazda kullanılan ek ekipmanlar ya da yetkili fizikçinin kararıyla aşağıda örneği verilen ek ölçümler aylık ölçümlere eklenebilir¹⁻⁴:

Kama Filtre Faktörü Kontrolü:

Fiziksel ya da fiziksel olmayan kama filtreler göre kontrol içeriği şekillendirilmelidir. Her türlü kullanım için filtrenin geçirgenlik faktörü referans alanda, belli bir derinlikte kama filtreli ve açık alandan elde edilen okumaların birbirine oranı olarak bulunur. Fiziksel wedge filtre kullanılması durumunda filtrenin hazneye tam oturması, kilit sisteminin uygunluğu, herhangi bir ezilme, çatlama gibi fiziksel zarar olup olmadığı kontrol edilmelidir. Kama filtrenin fiziksel olarak zarar gördüğü düşünülüyorsa iki boyutlu ölçüm sistemleri ile kontrol edilmelidir. Ölçümle bulunan kama filtre faktörünün TPS'le arasındaki değişim %2'den küçük olmalıdır.

İkincil İyon Odası Sabitliği Kontrolü

Işınlama sonrasında lineer hızlandırıcı konsol bilgisayar ekranında Monitor Unit (MU) değeri verilmektedir. MU1 ve MU2'yi gösteren değerlerin birbiriyle uyumlu olduğu ve tolerans içinde olduğu görsel olarak kontrol edilmelidir. Uyumsuzluk olması durumunda ayarlanmalı ve son durum ölçümle kontrol edilmelidir.

Yıllık Kalite Kontroller

Cihaza ait en detaylı testlerin yapıldığı periyodik dönemdir. Genellikle yetkili medikal fizik uzmanı tarafından yapılır. Yıllık testler daha karmaşıktır ve testlerin, test ekipmanlarının ve linac'ın tüm bileşenlerinin daha iyi anlaşılmasını gerektirir.

Yapılan kontrollerde elde edilen sonuçlar TPS verileri ile karşılaştırılmalıdır. Ayrıca cihaz üreticisi tarafından beyan edilen limitler de dikkate alınmalıdır. Günlük ve aylık kontrollerde yapılan testlerin yanı sıra daha geniş çaplı kontroller testlere eklenir.¹⁻⁴

Tablo 3. Yıllık kalite kontroller^{3,4}

Prosedür	IMRT yok	IMRT var	SRS/SBRT
Güvenlik			
Üretici test prosedürlerini takip	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Mekanik			
Kolimatör rotasyon(izosantr)	±1 mm (kurulum)	±1 mm (kurulum)	±1 mm (kurulum)
Gantry rotasyon(izosantr)	±1 mm (kurulum)	±1 mm (kurulum)	±1 mm (kurulum)
Masa rotasyon(izosantr)	±1 mm (kurulum)	±1 mm (kurulum)	±1 mm (kurulum)
Radyasyon ve mekanik izomerkez uyumu	±2 mm (kurulum)	±2 mm (kurulum)	±2 mm (kurulum)
Masa açısı	±10	±10	±10
Masa maksimum mesafe: tüm yönlerde	±2 mm	±2 mm	±2 mm
Dozimetrik			
X-ışını verim sabitliği	%1	%1	%1
X-ışını kalitesi	%1(kabul değeri)	%1(kabul değeri)	%1(kabul değeri)
X-ışını MU lineeritesi	%2 ≥5MU	%2 ≥5MU	%2 ≥5MU
MLC			
MLC transmisyon	±%0,5 (kurulum)	±%0,5 (kurulum)	±%0,5 (kurulum)
Lif pozisyon tekrarlanabilirliği	±1 mm	±1 mm	±1 mm
Lif spoke shot	≤1.0 mm çap	≤1.0 mm çap	≤1.0 mm çap
CBCT Görüntüleme			
Geometrik bozukluk	≤2 mm	≤2 mm	≤2 mm
Uzaysal Çözünürlük	Kurulum	Kurulum	Kurulum
Kontrast	Kurulum	Kurulum	Kurulum
HU sabitliği	Kurulum	Kurulum	Kurulum
Uniformite ve gürültü	Kurulum	Kurulum	Kurulum
Solunum Takip (Respiratory Gating)			
Işın verim sabitliği	%2	%2	%2
Faz, amplitüd ışın kontrol	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Oda içi sistem kontrolü	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel
Gating kilitleme mekanizması	Fonksiyonel	Fonksiyonel	Fonksiyonel

Fonksiyonel Güvenlik Kontrolleri

Cihazın güvenli kullanımı için gerekli tüm prosedürleri içerir. Üretici test prosedürlerinin tümünü içerecek şekilde düzenlenmelidir.

Mekanik Kontroller

Kolimatör, Gantri ve Masa Dönüşü Eş Merkez Uyumu

Her üç kontrol içinde gantri ve kolimatör 0° yapılır. Masaya milimetrik kağıt sabitlenir ve üzerinde çapraz telin merkezi işaretlenir. Kolimatörün dönebildiği tüm dik açılarda çapraz tel merkezi kağıt üzerinde işaretlenir. Bu işaretlemelerin oluşturduğu çemberin

yarıçapının 1 mm'den küçük olması beklenir. Gantri kontrolünde en basit yöntem masanın ucuna sabitlenmiş ince bir metal iğne masa hareketleriyle çapraz telle çakıştırılır. Daha önceden kalibre edilmiş bir SSD çubuğu kullanılarak iğnenin ucunun kaynaktan uzaklığı 100 cm'ye ayarlanır. Gantri diğer dik açılara çevrilerek SSD çubuğunun ucu ile iğne arasındaki mesafe ölçülür. Farkın ± 1 mm olması beklenir. Masa dönüşünün eş merkezle uyumu kontrol edilirken öncelikle masa üzerine sabitlenen bir kağıt üzerine 0° 'de işaretleme yapılır. Masa 90° , 270° iken de işaretleme tekrarlanır. İşaretlenen bu noktaların oluşturduğu çemberin yarıçapının 1 mm'den küçük olması beklenir.

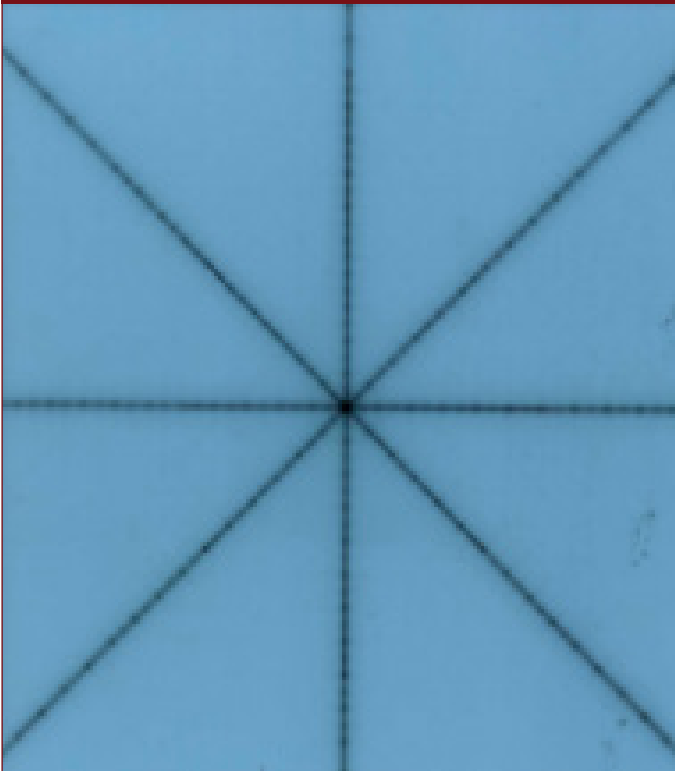
Radyasyon ve Mekanik İzomerkez Uyumu

Gantri spoke shot testi düzeneği kurulur. Film dozimetre kullanılarak ölçülebilir (Şekil 18). Hassas bir şekilde ayarlanmış lazerler ile mekanik eş merkez işaretlenir. Spoke shot ışınlaması sonrası elde edilen ışın kesişim merkezi ile işaretlenen merkez arasındaki fark stereotaktik tedavilerde 1 mm, diğerlerinde 2 mm'den küçük olmalıdır.^{3,4}

Tedavi masası kontrolleri

Tedavi masasına ait masa açısını gösteren mekanik ve/veya elektronik gösterge arasındaki uyum ve her iki göstergenin bağımsız olarak doğru sonucu gösterdiği teyit edilmelidir. Bunun için gantri 0° kolimatör 0° iken masa üzerine yerleştirilen milimetrik kağıtle çapraz tel izdüşümü çakıştırılır. Masa döndürülür çapraz tel ile kağıt üzerindeki birbirine dik çizgilerin tekrar çakıştırılması sağlanır. Bu çakışma masa açısı 90° ve 270° iken gerçekleşecektir. Çakışma olduğunda elektronik ve mekanik göstergeler ile bu dik açı değerleri arasındaki fark ölçülür. Fark stereotaksi yapılan lineer hızlandırıcılar için 0.5° 'den az, diğer lineer hızlandırıcılar için 1.0° 'den az olmalıdır. Masada ağırlıkla aynı kontrol yapılmalıdır.

Şekil 18. Kolimatör spoke shot testi görüntüsü



Ayrıca ağırlıklı olarak dikey yönde yer değiştirme tespit edilmelidir. Sarkma 2 mm'den az olmalıdır.

Tedavi masası farklı yönlerde hareket ettirilir ve hareket miktarı cetvelle ölçülür. Ölçülen değer ile hareketi gösteren gösterge arasındaki fark 2 mm'den az olmalıdır.

Dozimetrik Kontroller

X-Işını verim sabitliğinin kontrolü

X ışını verim sabitliği kullanılan protokole göre uygun set-up ve ekipman kullanılarak kontrol edilmelidir.^{6,7} Ayrıca verim faktörü kontrolü de yapılmalıdır. Verim faktörü, farklı alan boyutlarında, referans derinlikte ölçülen doz değerinin 10×10 referans alanda ölçülen doz değerine oranı ile bulunur. TPS'e yüklenen veriler ile linakta alınan ölçüm değerlerinin en az beş alanda yıllık olarak kontrol edilmesi önemlidir. Kontrol yapılırken ölçüm yapılan alan boyutuna uygun dedektörler kullanılması ve ölçümlerde TPS'e veri girerken kullanılan dedektörler tercih edilmelidir. 4×4 cm²'den küçük alanlar için aradaki fark %2'den küçük, 4×4 cm²'den büyük alanlar %1'den küçük olmalıdır. Hasta tedavilerinin farklı gantry açılarında gerçekleştirilmesi sebebiyle farklı açılar için verimin kontrol edilmesi gereklidir. Ölçüm için farklı düzenekler oluşturulsa da en temel düzenek masa ucuna sabitlenen bir dedektörün cihaz krosuyla tüm eksenlerde çakıştırılarak sabitlenmesi ve 0° , 90° , 180° ve 270° gantry açılarında okumalar alınması prensibine dayanır.

Lineer hızlandırıcı cihazlarında farklı doz hızlarında ışınlamalar yapılabilir. Farklı doz hızlarında yapılan aynı miktardaki ışınlama sonucunda iyon odasında toplanacak yük miktarının aynı olması beklenir. Kontrol klinikte rutin olarak kullanılan doz hızı ve farklı bir doz hızında ışınlama yapılarak yapılır. Okumalar arasındaki değişim %2'den küçük olmalıdır.

X-Işını Lineerite Kontrolü

Referans derinlik ve referans alan boyutunda farklı MU'larda ışınlama yapıp elde edilen okumalar MU değerine bölünerek okuma/MU bulunur. Birim MU başına okuma değeri referans MU'nun birim MU başına okuma değeri X-ışınları için 5 MU'dan küçük ışınlamalarda %5'ten küçük olmalıdır. X ışını ve elektron huzmeleri için 5 MU'dan daha büyük ışınlamalarda fark %2 içerisinde olmalıdır.³

MLC Kontrolü

MLC transmisyon kontrolü

Film dozimetresi ya da iyon odası kullanılarak kontrol yapılabilir. Film kullanılması durumunda film üzerinde MLC geçirgenliği ve lif kaçağı görünür hâle gelecek şekilde film tipine uygun MU verilir. Her iki taraf MLC'ler teker teker kapatılarak işlem tekrarlanır. Filmler analiz edilerek sızdırma ve geçirgenlik değerleri tespit edilir. Eğer film dozimetresi için teknik ekipman yoksa Farmer tipi bir iyon odası kullanılabilir. MLC park pozisyonunda iken ölçüm yapılır. MLC'ler kapalıyken alınan ölçümlerin ortalaması MLC'ler açıkken yapılan ölçüme bölünerek geçirgenlik ile sızıntının ortalaması ölçülmüş olur. Ölçülen değerler planlamaya yüklenen değer arasındaki fark en fazla %0,5 olmalıdır.⁴

Lif pozisyon tekrarlanabilirliği kontrolü

Tedavi masası üzerine bir kağıt sabitlenir. Lif pozisyonu için hazırlanan plan yüklenir. Kağıt üzerinde liflerin uçları işaretlenir. Lifler

hareket ettirilerek farklı konumlara gönderilir. Lifler tekrar orijinal pozisyonlarına geldiğinde daha önceden işaretlenmiş noktalara gelip gelmediği kontrol edilir. Her bir lif için sapma en fazla 1 mm olmalıdır.

MLC spoke shot kontrolü

Film merkezinde oluşan dairenin yarıçapı 1 mm'den küçük olmalıdır.

CBCT Görüntüleme Sistemlerinin Kontrolü

kV kaynakların ışın kalitesinin ve enerjisinin ölçümü için geliştirilmiş özel dozimetrik sistemler ya da uygun bir iyon odası, katı fantom ve yüksek saflıkta alüminyum, bakır gibi levhalar kullanılarak yarı kalınlık ölçümü yapılır. Sonuçların cihaz üreticisi tarafından tavsiye edilen tolerans değeri içinde olup olmadığı kontrol edilir. MV görüntüleme için uygun bir iyon odası ve katı fantom kullanılarak verim ölçüm düzeneği kurularak referans alan açıklığı ve MU kullanılarak okumalar alınır. Aynı işlem Cone Beam Computed Tomografi (CBCT) ve kV ölçümlerinde ise referans kV mAs seçilerek yapılır. Elde edilen doz referans ölçümlerle aynı olmalıdır. Referans ölçümler lineer hızlandırıcının devreye alındığı dönemde yapılmalıdır.

MV-kV Port görüntüleme hareket mesafesi kontrolü

MV ve kV port sabit bir kaynak dedektör mesafesinde sağa-sola ve ileri-geri yönlerde hareket ettirilir. Portun gidebildiği mesafeler ve gitmesi gereken azami mesafeler arasındaki fark 5 mm'den az olmalıdır. Ayrıca port dedektörünün gerçekte ne kadar hareket ettiği ölçülmelidir. Portun servis ekranında gittiği mesafe ile ölçülen mesafe arasındaki fark 2 mm'den az olmalıdır.

Solunum Takip (Respiratory Gating)

Işın verim sabitliğinin kontrolü

Solunumun benzeşiminde kullanılan periyodik hareket yapan bir fantomun üzerine ölçüm düzeneği yerleştirilir. Tedavide kullanılan solunum fazlarında ışınlama yapılır. Ekipmanın çalışır halde olduğu, faz ve genlik kontrol mekanizmaları kontrol edilmelidir.⁴

Diğer Testler

Ark dönüşü kontrolü

Ark tedavisi oluşturulur ve ışınlama sonrası kayıt dosyası değerlendirilerek ışınlamanın tolerans sınırları içinde yapılıp yapılmadığı kontrol edilir. Işınlama için verilen MU ile ışınlama sonrası MU arasındaki fark 1 MU'dan ya da %2'den küçük olmalıdır. Gantrinin durduğu açı ve durması gereken açı arasındaki farkta 1°'den küçük olmalıdır. Bu kontrol için test yazılımı yoksa tedavi kayıt ve kontrol sistemi kullanılabilir.

Elektron aplikatör interloklerinin kontrolü

Takıldığı anda cihaz tarafından görülüp görülmediği gibi durumlar için klinik kullanımda olan tüm aplikatörler teker teker takılarak çalışır durumda olduğu tespit edilmelidir.

Farklı tedavi teknikleri

Cihazda tüm vücut ışınlanması ve tüm cilt elektron tedavisi yapılıyorsa tedavide kullanılan alan boyutları ve SSD değerinde ölçüm yapılmalıdır. TPR, eksen dışı faktör ve verim %2'lik sınır içinde olmalıdır.

Diğer mekanik testler

Cihazda bulunan tüm immobilizasyon ekipmanları, stereotaktik aksesuarların çalışır durumda olup olmadığı kontrol edilmelidir.

SONUÇLAR

Lineer hızlandırıcı cihazlarında nitelik güvencesini sağlamak amacıyla AAPM TG-198 nolu raporda işlerin yapıldığını ve kabul edilebilir olduğunu doğrulamak için komite kurulması ve komitenin departmanın ihtiyaçları hakkında yönetimle iletişim halinde olması gerektiği ifade edilmektedir. Ancak tüm kontrollerin yapılması için personel ve gerekli zaman ihtiyacı göz önüne alınmalıdır.^{4,8}

Tablo 4. Günlük kalite kontroller için gerekli personel ve zaman

Prosedür	Tolerans IMRT	Ölçüm aleti	Gerekli zaman	Personel
Güvenlik				
Kapı interlok (Işın yok)	Fonksiyonel	---	1 dk	RT
Kapı güvenliği	Fonksiyonel	---	1 dk	RT
Hasta-tekniyer iletişim sistemi	Fonksiyonel	---	1 dk	RT
Stereotaktik interloklar	---	---	1 dk	RT
Radyasyon alan monitörü (kullanılıyorsa)	Fonksiyonel	---	1 dk	RT
Işın var göstergesi	Fonksiyonel	---	1 dk	RT
Mekanik				
Lokalizasyon lazerleri	1,5 mm	Referans işaretler	3 dk	RT
Optik mesafe göstergesi	2 mm	Jig	2 dk	RT
Kolimatör boyutu göstergesi	2 mm	Grafik kağıdı, cetvel	3 dk	RT
Dozimetrik				
X-ışını verim sabitliği	%3	İyon odası, diyot/MOSFET sistem	10-20 dk	RT
Elektron huzme verim sabitliği	%3	İyon odası, diyot/MOSFET sistem	10-20 dk	RT

Radyoterapi Teknikeri (RT) Günlük kontroller açısından bakıldığında Tablo 4 'de verildiği üzere ihtiyaç duyulan personel, zaman ve ölçüm düzeneği gibi koşullar cihazın gerekli koşulları sağlama açısından önemlidir.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med Phys.* 1994;21(7):1093-121. **[Crossref]**
2. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994;21(4):581-618. **[Crossref]**
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. AAPM Task Group 142 Report: QA of Medical Accelerators, *Med. Phys.* 2009;36(9):4197-4212. **[Crossref]**
4. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics.* 2021; 48:e830-e885. **[Crossref]**
5. Williams JR, Thwaites DI. Radiotherapy physics. In: Practice. 2nd ed. *Oxford University Press*; 2000. p.32-3.
6. Greene D, Williams PC. Linear accelerators for radiation therapy. 2nd ed. Bristol and Philadelphia: *Institute of Physics Publishing*; 1997. p. 1-9.
7. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absolute Dose to Water, International Atomic Energy Agency TRS-398, 2000, Vienna, Austria.
8. Smith K, Balter P, Duhon J, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests, *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(4):23-39. **[Crossref]**

BÖLÜM 6

BRAKİTERAPİDE

KALİTE KONTROL

Songül ÇAVDAR KARAÇAM

Brakiterapide Kalite Kontrol

Quality Control in Brachytherapy

BÖLÜM HAKKINDA

X ışınlarının ve radyoaktivitenin keşfiyle birlikte radyasyon ve radyoaktif maddeler birçok farklı alanda artan sayı ve çeşitlilikte kullanılmaktadır. Brakiterapi de bu uygulama alanlarından biridir ve 100 yılı aşkın süredir önemli bir uygulamadır. Brakiterapi, kapalı radyoaktif kaynakların dokulara, vücut boşluklarına veya aplikatörlere yerleştirilmesini içeren bir tedavidir. Kritik yapılar tümöre yakın olduğunda brakiterapi kaynakları genellikle tümöre yakın yerleştirilir. Kalite güvencesi mümkün olan en iyi tümör kontrolüne ulaşmak, olumsuz yan etkileri önlemek ve BT'yi doğru ve güvenli bir şekilde gerçekleştirmek için çok önemlidir. Uygulamaların karmaşıklığı ve radyoaktif kaynakların varlığı nedeniyle; uygun hasta tedavileri ve hastane personelinin, genel halkın radyasyondan korunması için bir BT kalite kontrol programının uygulanması çok önemlidir. Sorumlu bir medikal fizik uzmanının, QA sürecinin yönetilebilmesi için tedavi sürelerini, kaynak prosedürlerini ve sonuçları kontrol etmesi ve belgelemesi gerekir.

Anahtar kelimeler: Brakiterapi, kaynak, kalite kontrol

ABOUT the CHAPTER

With the discovery of X-rays and radioactivity, radiation and radioactive substances are being used in increasing numbers and variety in many different fields. Brachytherapy is one of these areas of application and has been an important practice for more than 100 years. Brachytherapy is a treatment that involves placing closed radioactive sources into tissues, body cavities, or applicators. Brachytherapy sources are usually placed close to the tumour when critical structures are near the tumour. QA is crucial for achieving the best tumor control possible, preventing adverse side effects, and performing BT accurately and safely. Implementing a BT quality control program is crucial for proper patient treatments and radioprotection of the hospital staff and the general public due to the complexity of applications and the presence of radioactive sources. A responsible medical physicist has to control and document the treatment times, source procedures, and results of the QA process for it to be managed.

Keywords: Brachytherapy, source, quality control

GİRİŞ

Günümüze kadar geçen süreç içerisinde radyoaktif maddelerin yapay yolla elde edilmesinin yolları bulunmuş ve farklı kullanım amaçları için farklı boyutlarda kaynaklar üretilmiştir. Brakiterapi radyoaktif kaynak kullanılarak 100 yıldan fazladır uygulanan önemli bir tedavi şeklidir. Uygulama olarak brakiterapi kapalı radyoaktif kaynakların doku içine, vücut boşluklarına kateter ya da aplikatörler yardımı ile yerleştirilmesiyle uygulanan bir tedavi yöntemidir. Radyum-226 [²²⁶Ra], geçmişte lokal uygulama için kullanılan en yaygın izotop olmuştur. Ancak kullanım sırasında depolama, sızıntı riski ve oldukça uzun yarı ömür gibi dezavantajlar sebebiyle kullanımı bırakılmıştır.¹ Günümüze kadar kullanılan bazı radyoaktif kaynaklar Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Brakiterapi uygulamalarında kullanılan radyoaktif kaynaklar

İzotop	Maksimum Enerji(MeV)	Yarı Ömür	Klinik Uygulama
226Ra	3,26	1600 yıl	Tarihsel
137Cs	0,66	30 yıl	Geçici intrakaviter
60Co	1,25	5,26 yıl	Geçici intrakaviter
192Ir	0,38(ort.)	73,8 gün	Geçici interstisyel
125 I	0,028(ort)	59,4 gün	Kalıcı interstisyel
32P	---	14,3 gün	Kalıcı intrakaviter
103Pd	0,02	17 gün	Kalıcı prostat sid



CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atıf 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.



Songül Çavdar Karaçam

Istanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa,
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon
Onkolojisi Ana Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye
E-posta: songul.karacam@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:
Çavdar Karaçam S. Brakiterapide kalite kontrol. Çavdar Karaçam S, ed. *Radyoterapide Kalite Güvenliği* içinde. İstanbul: İÜC Üniversitesi; 2023: 54-62.

Brakiterapi uygulamalarında radyoaktif kaynak tümöre fiziksel olarak yakındır ve bu yakınlık ters kare yasası avantajını beraberinde getirir. Böylece doz değişimi mesafenin karesiyle ters orantılı olarak hızlı bir şekilde değişmekte böylece tümöre, yakındaki kritik dokular korunarak yüksek doz verilebilmektedir.¹⁻⁵

Brakiterapide birim zamanda verilen doz (doz hızı) farklı şekilde uygulanabilir. Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (ICRU) 38 nolu raporunda doz hızlarını aşağıda verildiği şekilde sınıflandırmıştır⁵:

- **Düşük doz hızı (LDR- Low Dose Rate):** Doz hızı 0,4–2,0 Gy/saat olan düşük aktiviteye sahip ¹⁹²Ir telleri kullanılır. Işınlama süresi 2-10 gün arasındadır.
- **Orta doz hızı (MDR-Medium Dose Rate):** Doz hızı 2-12 Gy/saat olan ¹³⁷Cs kaynağı afterloading cihazı ile kullanılır. Kullanım alanı nadirdir.
- **Yüksek doz hızı (HDR-High Dose Rate):** Doz hızı >12 saat olan uzaktan kumandalı sonradan yüklemeli, ¹⁹²Ir, ¹³⁷Cs ya da ⁶⁰Co kaynaklarıyla kullanılır.
- **Palslı doz hızı (PDR-Pulsed Dose Rate):** Doz hızı 1-3 saat olan ¹⁹²Ir kaynaklarıyla HDR cihazı ile LDR etkisi sağlanmaya çalışılır.
- **Ultra doz hızı (ULDR-Ultra Low Dose Rate):** 0,01-0,3 saat olan ¹²⁵I, ¹⁰³Pd, ¹³¹Cs kaynaklarıyla kalıcı implant uygulamalarında kullanılır.

Günümüzde LDR brakiterapi; hastane yatış maliyeti, yatış süresinin uzunluğunun getirdiği riskler ve personelin radyasyon maruziyetinin daha fazla olması sebebiyle yerini HDR uygulamalara bırakmıştır. HDR brakiterapi, gerekli doz dağılımını sağlamada tek bir kaynağın bekleme süresini "optimize etmek" için bilgisayar teknolojisi kullanır. Ancak bu uygulama anestezi uygulama riskleri, yatırım giderleri, hasta konforunda yaşanabilecek problemler ve teknik uzmanlık gerektirmesi gibi dezavantajlara da sahiptir.

Radyoaktif Kaynakların Yüklenmesi

İlk yıllarda yapılan uygulamalarda radyoaktif kaynaklar aplikatörle birlikte yüklenirken (hot loading); daha sonraki yıllarda aplikatör yerleştirildikten sonra radyoaktif kaynak yüklenmeyef(afterloading) başlanmıştır. Afterloading 2 farklı şekilde yapılır.^{2,4}

Manuel afterloading (elle sonradan yüklemeli) teknik:

Radyoaktif olmayan aplikatörler hastaya yerleştirildikten sonra radyografik ya da fluoroskopik görüntüleme yapılarak ardından doz dağılımı belirlenir ve ışınlama süresi hesaplanır. Radyoaktif kaynakların hazırlanması ve aplikatöre yüklenmesi manuel olarak yapılır. Tedavi bittikten sonra kaynaklar aplikatörle beraber çıkarılır. Manuel afterloading uygulamalarında genellikle ¹³⁷Cs, ¹⁹²Ir ya da ¹²⁵I gibi LDR kaynaklar kullanılır.

Remote afterloading (uzaktan kontrollü sonradan yüklemeli) teknik:

Mobil ve HDR kaynak içeren cihazla uygulamalar yapılır (Şekil 1). 1960'ların başında tıbbi personelin aldığı doz ve korunma problemleri sebebiyle geliştirildi. Genellikle tek kaynak barındırır. Hastaya aplikatör/aplikatörler uygulama sırasında manuel olarak yerleştirilir.

Radyoaktif kaynağın önceden belirlenmiş pozisyonlarda (dwell position) ve sürelerde (dwell time) kalması sağlanarak istenen doz

Şekil 1. ¹⁹²Ir kaynaklı HDR brakiterapi cihazı



dağılımları elde edilir. Doz hesaplaması iki boyutlu ya da üç boyutlu olarak yapılabilir. Kaynak; uzaktan kontrolle transfer kabloları kullanılarak hastaya yönlendirilir.

Radyoaktif kaynak kullanımı ve kaynak etrafında hızlı doz değişimi sebebiyle tedavilerin doğruluğunun teyidi oldukça önemlidir.⁶ Mümkün olan en iyi tümör kontrolünü sağlamak, tedavi dozunu doğru ve güvenli bir şekilde gerçekleştirmek için brakiterapide geniş kapsamlı kalite kontrol programının oluşturulması gereklidir. Bu amaçla herhangi bir brakiterapi bölümünde iyi tasarlanmış bir kalite temini programı ihtiyacı sağlanmalıdır. Brakiterapi dozimetrisinde standardizasyonu sağlamak için TECDOC-1079 ve TECDOC-1274 nolu dökümanlar bu konuda önemli kılavuzlardır. Bu kılavuzlar içeriğinde 4 önemli başlık altında kalite kontrol program içeriğini özetlemektedir^{7,8}:

- Brakiterapi uygulamalarıyla ilgili deneyime sahip medikal fizik uzmanı tarafından kalite temini programının hazırlanması ve uyulmasının sağlanması.
- Ayrıntılandırılmış tüm testlerin sıklığının belirlenmesi ve yapılan tüm testlerin izlenebilir şekilde kayıt altına alınması.
- Radyoaktif kaynak kullanımında bölgesel, ulusal ve/ya da uluslar arası tavsiyelere uyulmasının sağlanması.
- Kaynak kullanımı, tedavinin doğruluğunu etkileyecek kaza olması durumu ya da olma ihtimalinde deneyim yaşanan tecrübe dikkate alınarak kalite temini programının tekrar düzenlenmesi.

Kalite kontrol programında belirlenen testler tüm sistemler için standart özellikleri taşıır. Bu sebeple klinik uygulamada daha fazla yeri olan LDR ve HDR brakiterapi yöntemleri için kalite kontrol programı üzerinde durulmuştur.

HDR Brakiterapide Kalite Kontrol

HDR brakiterapi, genellikle ^{192}Ir radyoaktif kaynağı içeren, sonradan yüklemeli uzaktan kumandalı sistemler tarafından yürütülür ve tedavi dozu dakikalar içerisinde verilir. HDR brakiterapide kalite kontrol programı; kabul testleri tamamlanmış sistemlerin zaman içerisinde kullanıma bağlı olarak oluşabilecek değişikliklerinin kabul testleri, referans değerleri ile karşılaştırılması ve tedavi koşullarında hazır bulundurulmasını içerir.

Cihazda yapılacak kontroller üç bölüme ayrılabilir⁹⁻¹¹:

- Cihazın kabulü sırasında(akseptans) yapılması gereken kontroller:

Kaynak duruş yeri (dwell-position) ve duruş süresinin (dwell-time) doğruluğu, tedavi odası ve kontrol odası arasında iletim kontrol edilmelidir. Bu kontroller düzenli yapılmalı cihazda yazılımsal ya da donanımsal herhangi bir değişiklik olduğunda mutlaka tekrar edilmelidir. Cihaz kabulünün amacı, ekipmanın satıcı tarafından verilen spesifikasyonlara uygun olduğunu tespit etmektir. Kabul sırasında kullanıcı ve otoriteler tarafından belirtilen gerekliliklerin yanı sıra duruş pozisyon ve duruş süresinin doğruluğu, veri aktarımı ve güvenlik ile ilgili tüm parametreler kontrol edilmelidir.

- Kaynak değişimi sırasında yapılması gereken kontroller:

Kaynak aktivitesi ve kaynak pozisyon doğruluğu kontrol edilmelidir. Her kaynak değişimi yapıldığında kontroller tekrarlanmalıdır. Akseptans kontrollerinin de tekrar yapılması tavsiye edilmektedir.

- Her tedaviden önce yapılması gereken kontroller:

Tedavi sırasında oluşabilecek herhangi bir arıza olasılığını ortadan kaldırmak için yapılır. Cihazda oluşabilecek herhangi bir arıza olasılığı durumu için kontroller yapılmalıdır.

Afterloading cihazında uygulanacak kalite kontrol testleri güvenlik testleri ve fiziksel parametrelerin değerlendirilmesi şeklinde iki ana başlık altında toplanabilir. Tablo 2'de güvenlik testleri ve tavsiye edilen yapıma sıklığı aralığı verilmektedir.

Tablo 2. Kalite kontrol testleri (Tolerans değerleri çalışır vaziyette olma koşuludur)¹⁻⁴

Güvenlik Testleri	Yapılma Sıklığı	Tolerans Değerleri
Uyarı ışıkları	Günlük /3 Aylık	-
Radyasyon alan monitörü	Günlük /3 Aylık	-
Hasta iletişim donanımı	Günlük /3 Aylık	-
Acil durum butonları	3 Aylık	-
Tedavi sırasında durdurma	3 Aylık	-
Kapı açıldığında radyasyonu kesme mekanizması	3 Aylık	-
Elektrik kesintisi	3 Aylık	-

Tablo 2. Kalite kontrol testleri (Tolerans değerleri çalışır vaziyette olma koşuludur)¹⁻⁴ (devamı)

Güvenlik Testleri	Yapılma Sıklığı	Tolerans Değerleri
Aplikatör/transfer kabloları ve cihaz bağlantıları	6 Aylık	-
Hasarlı kateter	3 Aylık	-
Transfer tüp ve aplikatör bağlantıları uyumu	3 Aylık	-
Zamanlayıcı durdurma	Günlük	-
Kontaminasyon testi	Yıllık	-
Sızıntı radyasyon	Yıllık	-
Acil durum donanımı (acil durum kabı, surveymetre)	Günlük/ 3 Aylık	-
Acil durum tatbikatı	Yıllık	-
Acil manuel kaynak geri çekme mekanizması	Yıllık	-
Taşınabilir surveymetre	3 Aylık/Yıllık	-

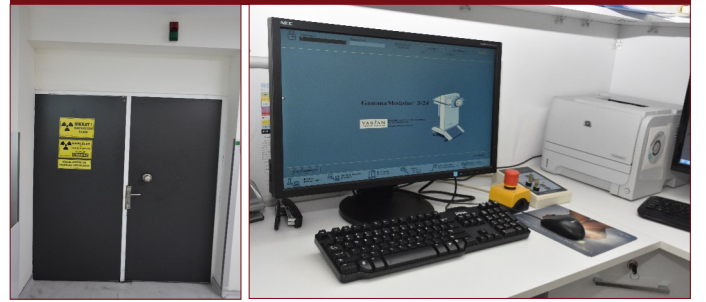
Güvenlik Testleri

Tıbbi personelin ve hastaların radyasyon güvenliğini sağlamak için tedavi odası ve çevresinde cihaza spesifik önlemleri içerir. Cihaz kurulumunun yapıldığı tedavi odaları arasındaki farklılıklar sebebiyle klinik koşullara uygun olarak fonksiyon ve/ya da özellikler kontrol edilmelidir. Uygulanacak yöntemlerle ilgili kısa açıklamalar aşığıda verilmektedir:

Uyarı ışıkları

Tedavi odasındaki radyasyon varlığında uyarı ışıkları önemli bir göstergedir. Uyarı ışıkları oda kapısı üzeri ve kumanda konsolunda bulunur. Uyarı ışıklarının kaynak yollandığında ve koruganına geri döndüğünde açık/kapalı olduğu gözle kontrol edilmelidir (Şekil 2).

Şekil 2. ^{192}Ir kaynaklı HDR brakiterapi cihazı



Şekil 3. ^{192}Ir kaynaklı HDR brakiterapi cihazı



Radyasyon alan monitörü

Tedavi odasındaki radyasyon kumanda konsoluna yakın konumlandırılmış alan monitörü tarafından izlenir. Alan monitörü sesli ve ışıklı sinyal vermelidir (Şekil 3). Radyasyon seviyeleri radyasyon var/yok durumları için izlenir. Alan monitörünün çalışır halde olması ve ulusal kurallara göre (iki yılda bir) kalibrasyona yollanması önemlidir.

Hasta iletişim donanımı

Genellikle tedavi takibi kapalı devre görüntüleme sistemleri ve mikrofon ile yapılır. Kamera ve mikrofon sistemlerinin çalışır halde olması önemlidir ve tedaviler başlamadan önce aktif oldukları kontrol edilmelidir.

Acil durum düğmeleri

Acil durum düğmesi basıldığında kaynağın koruganına dönmesini sağlar. Bu sebeple ışınlama sırasında cihaz donanımına bağlı olarak genellikle konsolda bulunan düğmeye basarak düzgün çalışıp çalışmadığı kontrol edilmelidir. Ayrıca tedavi odası içerisinde duvarda bulunan düğmelerde kontrol edilmelidir (Şekil 4). Tedavi tekrar başlatıldıktan sonra tedavinin düzgün şekilde devam edip etmediği yazıcıdan çıktı alınarak kayıt doğruluğu kontrol edilmelidir.

Tedavi sırasında durdurma

Uygun bir kateter takılır ve mekanizma kilitletir. Kaynak belirlenen pozisyona yollanır ve ışınlama sırasında acil durum düğmesine basılarak kaynağın koruganına dönüp dönmediği kontrol edilir. Yapılan işleme ait yazıcıdan alınan çıktıdan verilerin doğruluğu kontrol edilir.

Kapı açıldığında radyasyonu kesme mekanizması

Uygun bir kateter takılır ve mekanizma kilitletir. Kapı açık bırakılır ve kaynak belirlenen pozisyona yollanmaya çalışılır. Kapı kapatılır ve işlem tekrarlanır. Kaynak yollandıktan sonra kapı açılır ve kaynağın koruganına döndüğü kontrol edilir. Konsoldan verilen işlemin iptali ile ilgili uyarı yazıları kontrol edilir. Yazıcıdan yapılan işlemle ilgili verilerin çıktısı alınır.

Elektrik kesintisi:

Elektrik kesintisi durumunda kaynak otomatik olarak koruganına dönmelidir. Bazı cihazlarda elektrik kesintisi durumunda akü bulunur. Akü olması durumunda elektrik kesintisi yapıp sistemin çalışır vaziyette olduğu kontrol edilmelidir.

Şekil 4. Acil durum düğmeleri



Aplikatör/transfer kabloları ve cihaz bağlantıları

Bağlantıların doğruluğu için cihaza spesifik hangi sistem varsa (renk kodları, mekanik kodlar) ve sisteme ait kilitleme mekanizmaları kontrol edilmelidir. Kontrol için tedavi simülasyonu yapılmalıdır.

Transfer kablo ve aplikatörleri

Transfer kablo ve aplikatörleri görsel olarak mekanizmada ya da herhangi bir yerinde deformasyon olup olmadığı kontrol edilir.

Zamanlayıcı durdurma

Total ışınlama süresi yerine aynı süre aralıklı olarak zamanlayıcı da ayarlandığında aynı sürede ışınlama yapması kontrol edilir.

Kontaminasyon testi

Tek kullanımlık plastik bir aplikatör bağlantısı yapılır. Kaynak yolları. Aplikatör bağlantısı çıkartılır ve aplikatör kesilerek wipe test uygulanır. Alternatif olarak aplikatör kuyu tipi ölçüm aleti içerisine konular ve gamma kontaminasyonu kontrol edilebilir.

Sızıntı radyasyon

Sızıntı ölçümü kaynak koruyucu kap içerisindeyken belli bir mesafede alınan radyasyon düzeyidir (Şekil 5). Ölçülen radyasyon sızıntısı miktarı ulusal ve uluslararası düzenlemelere uygun olmalıdır. ¹⁹²Ir kaynaklı brakiterapi cihazında IEC 60601 Avrupa standardına göre 5 cm'de maksimum eşdeğer doz 100 µSv/h; 1 m'de 10 µSv/h olarak sınırlandırılmıştır.¹¹

Acil durum donanımı (acil durum kabı, surveymetre)

Kaynağın koruganına dönememesi durumunda acil durum kabı, kap içerisinde yer alan kesici ve tutucu ekipmanlar hazır olarak tedavi odasının içerisinde kolay ulaşılabilir tercihan cihaza yakın bir yerde tutulmalıdır (Şekil 6). Ayrıca taşınabilir surveymetre de hazır tutulmalıdır.

Acil durum tatbikatı

Klinik koşullarına özgü hazırlanmış yangın, sel baskını, deprem gibi olağan dışı durumlarda dahil olmak üzere ilgili kişilerin ve resmi kurumların telefon bilgilerini içeren acil durum eylem planı hazırlanmış ve kolay ulaşılabilir bir yerde tutulmalıdır.

Acil manuel kaynak geri çekme mekanizması

Manuel kaynak geri çekme mekanizması üretici tarafından tavsiye edilen şekilde kontrol edilmelidir (Şekil 7).

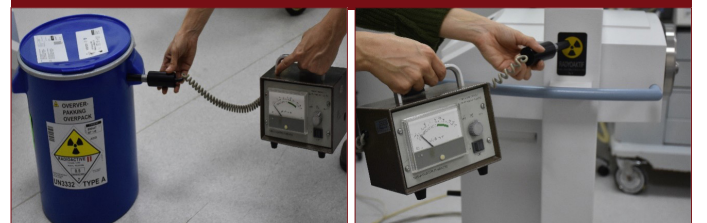
Taşınabilir surveymetre

Kullanıma hazır, kolay ulaşılabilir bir yerde bırakılmalı ve ulusal düzenlemelere uygun şekilde düzenli olarak kalibrasyonu yaptırılmalıdır (Şekil 8).

Fiziksel Parametreler

Afterloading cihazında uygulanacak fiziksel parametrelere ait kalite kontrol testleri Tablo 3'te verilmiştir.

Şekil 5. Koruma kabı ve cihazda surveymetre ile ölçüm



Şekil 6. Mobil acil durum konteynırı ve içinde yer alan aletler



Tablo 3. Fiziksel parametrelere ait kalite kontrol testleri

Kalite Kontrol Testleri Fiziksel Parametreler	Yapılma Sıklığı	Tolerans Değeri
Kaynak kalibrasyonu	Kaynak değışimi	<%5
Kaynak duruş pozisyonu	Günlük / 3Aylık	<2 mm
Tedavi tüplerinin uzunluğu	Yıllık	<1mm
Duruş zamanı(dwell time)	Yıllık	<%1
Tarih, saat ve kaynak aktivitesi	Günlük	-

Kaynak kalibrasyonu

HDR brakiterapi kaynakları kullanılan kaynağına göre düzenli aralıklarla değıştirilir ve üretici değışen kaynağın güvenli bir şekilde yüklenmesini, eski kaynağın bertaraf edilmesini sağlar. Kaynak yüklenmesi tercihen bu konuda eğitim almış olan firma servis mühendisi ya da hastane personeli tarafından yapılır. Her yeni kaynak hava kerma hızı (RAKR-Reference Air Kerma rate) üretici tarafından sertifikalandırılmış olarak gelir. Kalibrasyon sertifikasında belirtilen kaynak gücü değeri için $\pm\%5$ belirsizlik içerdığı; IAEA-TECDOC-1079 ve güncellenen 1274 nolu raporda ise bazı brakiterapi kaynak sağlayıcılarının verdiği kalibrasyon değeri içindeki belirsizliğin $\pm\%10$ 'a kadar çıkabileceği ifade edilmektedir^{7,8}. Belirtilen geniş aralıktaki belirsizlik sebebiyle bağımsız ölçümler yapılmalıdır. Ölçülen değer ve sertifika değeri arasındaki sapma %5'ten fazlaysa kaynak klinik kullanıma alınmamalı kaynak üreticisiyle temasa geçilmelidir. %3'ten daha büyük sapmaların sebebi araştırılmalıdır. Üretici ve/veya firma tarafından belirlenen ve sertifikalandırılan veriyi kontrol etmekten medikal fizik uzmanı sorumludur. Sorumlu tarafından yapılan değerlendirme tarih ve

Şekil 7. Cihaz ait manuel kaynak geri çekme mekanizması

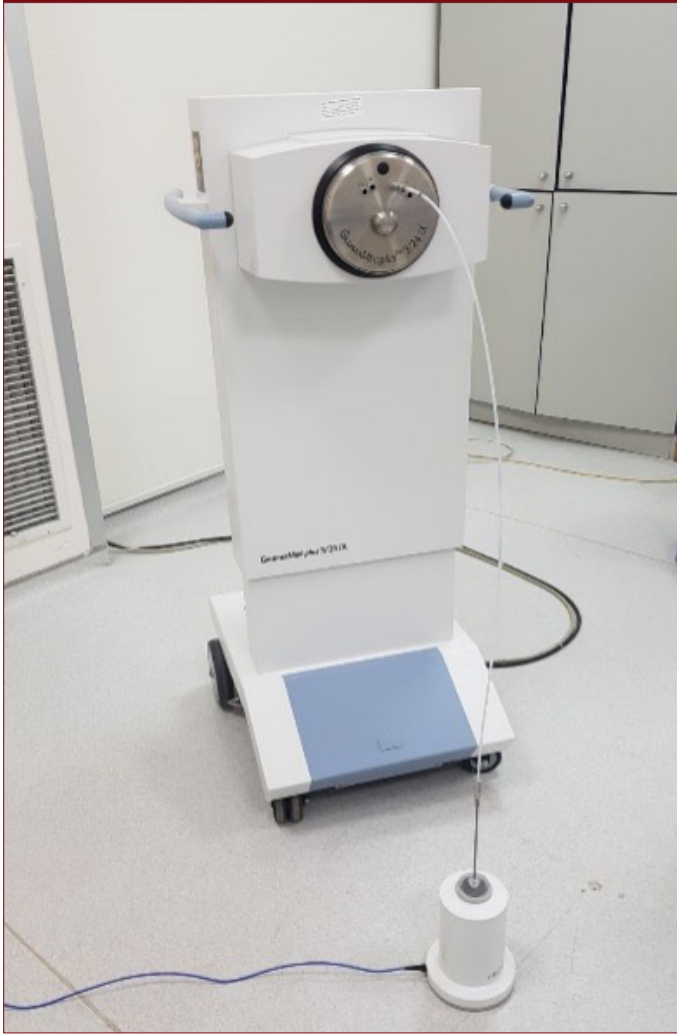


Şekil 8. Taşınabilir surveymetre



zaman belirtilerek mutlaka dökümanite edilmelidir. Hava kerma hızı; havada, katı fantomda veya kuyu tipi iyon odası kullanılarak ölçülebilir.^{12,13} Ayrıca Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA)'nın kaynak kalibrasyonu ile ilgili TEC-DOC 1079 ve 1274 numaralı raporlarında ölçüm ile ilgili detaylar ayrıntılı olarak verilmektedir.^{7,8} Son yıllarda havada ve katı fantomdaki ölçümlerdeki belirsizlikleri

Şekil 9. Kuyu tipi iyon odasıyla ölçüm düzeneği



azaltmak amacıyla kuyu tipi iyon odalarının kullanılması tavsiye edilmektedir.

Kuyu tipi iyon odalarında genellikle, kaynak kateterini iyon odası eksenine boyunca tutmak için bir kılavuz tüpü (insert) bulunmaktadır (Şekil 9). Ölçüm sırasında iyon odasının en yüksek sinyali verdiği ölçüm mesafesinin tespiti için çoklu hassas adımlarla okumalar alınarak maksimum değer ve pozisyon bulunur. HDR kaynak kalibrasyonunda kuyu tipi iyon odaları kullanım ve kalibrasyon prosedürü AAPM Task Group 56'da ayrıntılı şekilde verilmiştir.¹³

Referans hava kerma hızı aşağıdaki denklemle belirlenir:

$$I_{ref} = I_{raw} \cdot f_{elec} \cdot k_{ion} \cdot k_{sg} \cdot k_{dec} \cdot k_{p,T} \cdot N_{RAKR}$$

I_{raw} : nA olarak elektrometre okuması

f_{elec} : Elektrometre düzeltme faktörü

k_{ion} : İyon rekombinasyon faktörü

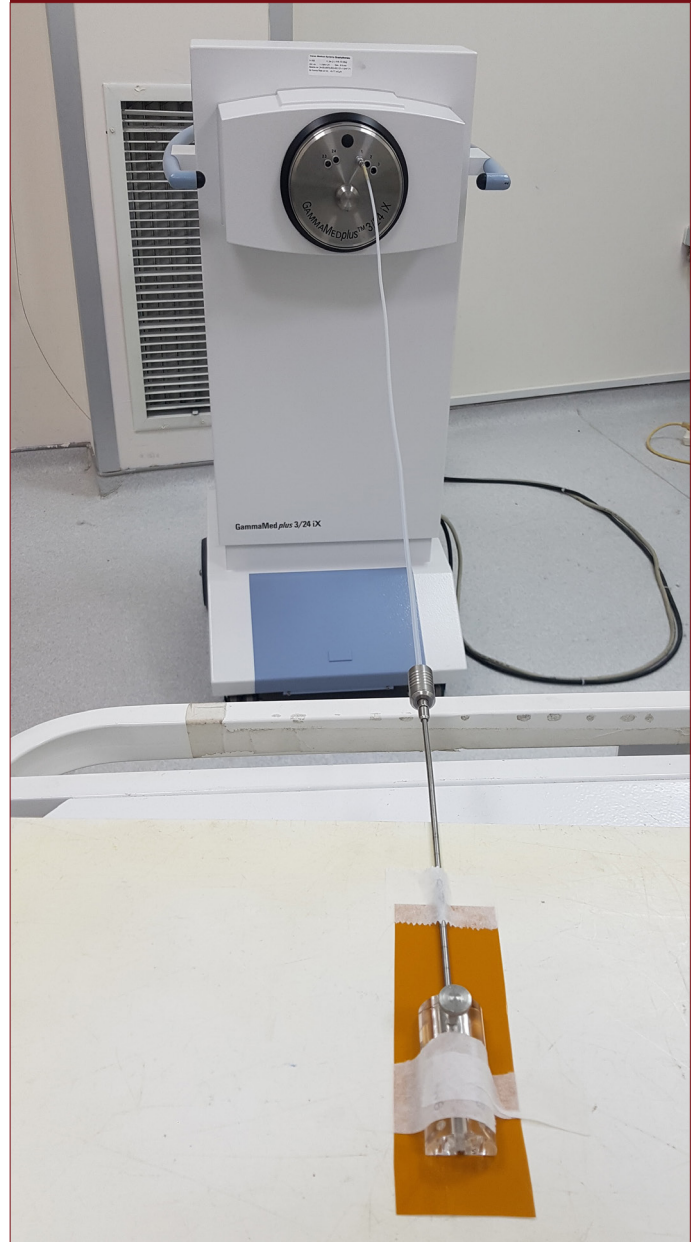
k_{sg} : Kaynak geometri düzeltme faktörü

k_{dec} : Decay düzeltme faktörü

$k_{p,T}$: T sıcaklık ve P basınç için düzeltme faktörü

N_{RAKR} : Kalibrasyon laboratuvarı tarafından verilen referans hava kerma gücü kalibrasyon faktörü ($mGy \cdot m^2 \cdot h^{-1} \cdot nA^{-1}$)

Şekil 10. Gafkromik QA filmi hazırlanışı ve elde edilen görüntü



Kaynak Duruş Pozisyonu

Kullanılan kaynağın istenilen pozisyonda konumlandığını belirlemek için yapılır. Duruş pozisyonu doğruluğunu değerlendirmek için, kaynağın üreticisi tarafından belirtilen koşullarda cihazla bağlantı dizaynını gerçekleştirmek gereklidir. Görsel olarak (cihaz içerisinde bulunan kamera ve bir kaynak konum kontrol cetveli ile ya da radyolojik olarak (film ya da diğer cihazlar) ile kontrol edilebilir (Şekil 10). Pozisyon verifikasyon testi (PVT) cihaz içerisinde bulunan mekanik cetvel, sabit kameradan oluşan sistemde test için özel olarak tasarlanmış konektör ile bağlantısı yapılır.

Mekanik cetvel kullanıldığında cihaza spesifik cetvel uygun ara bağlantı kablosuyla brakiterapi cihazına bağlanır. Tedavi konsolundan, kaynak belirlenen duruş pozisyonuna gönderilir ve mekanik cetvel üzerindeki skala kullanılarak değerlendirilir. Burada mekanik cetvelde gözlenen değer kaynağın uç noktasıdır ve cihazın

Şekil 11. Mekanik cetvelin HDR brakiterapi cihazıyla bağlantısı

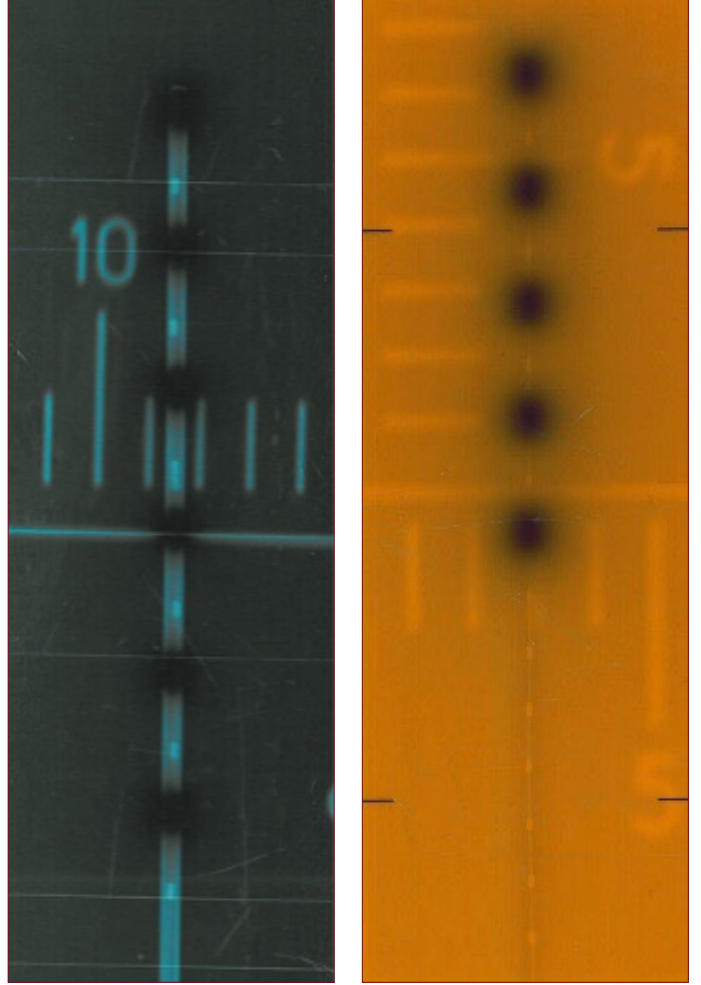


çalışma prensibine göre hedef pozisyon kaynak merkezi için ifade ediliyorsa, kaynak boyutunun yarısı kadar sapma miktarı mekanik cetvelde ölçülen değerden çıkarılarak sonuç değer görsel olarak belirlenir (Şekil 11).

Otoradyografi yönteminde aplikatör bağlantısı yapılmadan önce perspeks fantom üzerine radyokromik ya da radyolojik film yerleştirilerek üzerine aplikatör sabitlenir. Yalancı kaynak aplikatör içerisine yerleştirilir ve radyolojik görüntüleme yapılır. Ardından yalancı kaynak çıkarılarak cihaz bağlantısı yapılır ve belirlenen duruş zamanı ve konumlar için kullanılan filmin özelliğine göre ışınlama süresi belirlenerek ışınlama yapılır. Yalancı kaynak ve kaynak duruş pozisyonları görsel olarak değerlendirilir (Şekil 12).

Ayrıca kaynak referans konumuna yollandığında kaynağın tekrar aynı konuma aynı şekilde gidip gitmediği yani tekrarlanabilirliği kontrol edilmelidir. Tekrarlanan transferler arasındaki pozisyon farklılığı $\leq 0,5$ mm olmalıdır.

Şekil 12. Yalancı kaynak ve kaynak duruş pozisyonları



Task Group 56 numaralı raporda, çoğu klinik uygulamada ± 2 mm'lik bir konumsal doğruluğun kabul edilebileceği belirtilmektedir.¹³ Ancak esnek kateterler veya aplikatörler kullanıldığında, bükülmüş transfer tüpünün, aplikatörün eğriliğinden dolayı ya da kaynak kablosunda oluşan eğrilik sebebiyle, gerçek kaynak yolu merkez çizgisinden sapabileceği unutulmamalıdır. Bu sebeple konumsal yanlışlığın etkilerini azaltmak için tedavi sırasında transfer tüplerinin mümkün olduğunca düz kullanılması önerilmektedir. Bazı aplikatörlerde 6 mm'ye kadar yol sapmaları bulunmuştur. Oluşacak yol sapmasının büyüklüğü aplikatörün tipine bağlıdır.¹⁴

Kaynak duruş pozisyonu

Duruş pozisyonunun doğruluğu için klinik tedavi sırasındaki uygulamalara benzer pozisyonlarda kaynak konumlanması seçilir. Düz transfer tüpü ile düz bir kateterde **tüm duruş pozisyonlarında** konumsal doğruluk ≤ 1 mm içinde olmalıdır. Bazı cihazlarda kaynağın gönderildiği durma noktası kaynağın uç noktası olarak kabul edilirken bazı cihazlarda kaynağın merkezi olarak kabul edilebilmektedir bu sebeple test sonucunun sağlıklı değerlendirilebilmesi için kaynağın boyutu ve durma mesafesi özelliği iyi bilinmelidir.¹⁵

Transfer tüplerinin uzunluğu

Aplikatör ve transfer kablolarında tekrarlı kullanım ve sterilizasyon sebebiyle deformasyonlar oluşabilir. Kullanılan aplikatörlerin mekanik bütünlüğü, transfer kablolarının uzunluğu ve konnek-

Şekil 13. Transfer kablosu kontrolü



törler düzenli olarak kontrol edilmelidir. Aplikatör ve o aplikatöre ait transfer kablosu kombinasyonu, cihaz üreticisi tarafından sağlanmış uygun uzunlukta bir tel ve cetvel ile ölçülebilir.¹⁶ Ayrıca kullanılan aplikatörlerin uygun transfer kablosu ile (renk kodu, numarası kontrol edilerek) bağlantısı yapılarak kilitleme mekanizmasının uygunluğu ve cihazın transfer kablosunu algılayıp algılamadığı kontrol edilir (Şekil 13).

Duruş zamanı(dwel-time)

Kaynak aynı pozisyona değişen zamanlar (0,1- 60 sn) için yollanarak seri ölçümler alınır. Zamanlayıcı lineeritesi artan değişen zamanlarda(t_i) kuyu tipi iyon odası ya da havada ölçüm düzeneği kullanarak alınan okumaları (R_i) içeren bir dozimetrik verifikasyon yöntemidir. Aşağıdaki denklem kullanılarak belirlenir:¹⁷

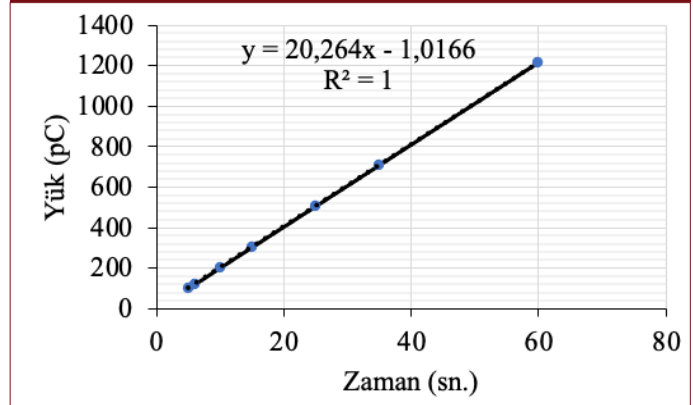
$$R = \frac{R_{i+1} - R_i}{t_{i+1} - t_i}$$

Efektif transit zaman t_ϵ olmak üzere aşağıdaki denklemden bulunur:

$$t_\epsilon = \frac{R_i}{R} - t_i$$

$$\zeta = \frac{R_i/R_{i+1}}{(t_i - t_\epsilon)/(t_{i+1} - t_\epsilon)}$$

Tablo 4. Duruş zamanı grafiği



Alınan seri ölçümlerden eğim ve offset belirlenir (Tablo 4). Duruş zamanındaki hata < % 1 veya 100 ms'yi aşmamalıdır.

Tarih, saat ve kaynak aktivitesi

Cihaz konsolu ve tedavi planlama sistemi tarih, saat ve kaynak aktivitesi bilgileri güncel olmalı ve hasta tedavisi başlamadan önce kontrol edilmelidir. Ayrıca cihaz kontrol bilgisayarı ve TPS arasındaki doğru veri iletimi için TPS de plan hazırlanıp cihaza yollanarak kontrol edilmelidir. Kontrol içeriğinde toplam referans hava kerma (TRAK), tarih ve saat, ilgili kateter sayısı ve bunlara karşılık gelen kanallar, adım boyutu, duruş süreleri ve duruş pozisyonu olmalıdır. Ayrıca hatalı veri oluşturup sistem tarafından doğru hata mesajlarının verilip verilmediği kontrol edilmelidir.⁴

LDR Brakiterapi Uygulamalarında Kalite Kontrol

LDR brakiterapi 0,4-2,0 Gy/saat doz hızında, sıklıkla sid/tel formunda hazırlanmış ¹²⁵I veya ¹⁹²Ir kaynaklarının kullanıldığı uygulamalardır. Kalite kontrol prosedürü kaynakların kliniğe gelişinden itibaren başlar ve hastada kullanım süresi sonunda bertaraf edilmesine kadar olan tüm süreci içerisine alır¹⁻⁴.

- Kaynak ilgili firma tarafından teslim edildiğinde radyasyon korunma sorumlusu tarafından uygun koşullarda teslim edilip edilmediği (istenen sid ya da tel sayısı, kurşun saklama kabının uygunluğu) kontrol edilir.
- Kaynaklar uygulama gününe kadar radyasyon tehlikesi işareti konmuş kilitli olan odada saklanır.
- Hastaya uygulama öncesi kullanılacak kaynaklar medikal fizik uzmanı tarafından plak ya da tüpler içerisine yerleştirilir. Yerleştirme sırasında kaynakların yere düşmesi durumu ihtimaline karşılık çalışma alanı dikkatli bir şekilde düzenlenir. Yerleştirme sırasında bölümde bulunan surveymetre uygulama masasında hazır tutulur. Çalışılan alan etrafında fazla bir materyal bırakılmaz. Kaynak düşmesi durumunda surveymetre ile düşen kaynak bulunur. Kaynağın bulunmaması durumunda radyasyon uyarı işareti ile bölgeye girilmesi engellenir ve bulunana kadar surveymetre ile arama yapılır.
- Yerleştirmeye başlarken kaynak sayısı sayılır. Yerleştirme kurşunlu cam arkasından kaynakla direkt temasa girmeden uzun mesafeli cımbızlar kullanılarak plak ya da tüp içerisine yapılır.
- Yerleştirme tamamlandıktan sonra kaynak sayısı tekrar kontrol edilir ve kurşun saklama kabı içerisine yerleştirilir. Kapağın sabit olup olmadığı kontrol edilir. Kurşun saklama kabı üzerine uygulama yapılacak olan hastanın adı-soyadı, kaynağın aktivitesi, kaç kaynak yerleştirildiği gibi tüm bilgiler not edilir.

Şekil 14. I-125 sidleri, hazırlanışı ve çalışma ortamı



- Ameliyat gününe kadar koruma kabı içerisinde önceden belirlenmiş olan yerde kilitli koşullarda saklanır.
- Kaynaklar uygulama öncesi ameliyathaneye kurşun saklama kabı içinde uygulama yapılacak ameliyathanede ameliyat masasına radyasyondan korunma sorumlusu tarafından ulaştırılır.
- Herhangi bir düşme olması durumunda radyasyon korunma sorumlusu tarafından surveymetre ile kontrol edilir. Kaynak eksikliği durumunda arama yapılır ve radyasyon alanına girişler engellenir.
- Uygulama sonrası hastadan çıkarılan plak ya da tüpteki kaynaklar kurşun saklama kabına yerleştirilir ve sayılarından emin olduktan sonra kilit altına alınır.

Tüm uygulama sürecinde kaynakların saklandığı zırlı koruyucu kap çevresinde, kaynakların hazırlandığı kurşun korumalı cam bölme alan ve çevresinde, uygulamadan sonra hasta odasında ve aplikatörlerin alan radyasyon ölçümleri yapılmalıdır (Şekil 14). Her hasta için ölçülen bu değerler formlara doldurulup dökümanite edilmelidir.

SONUÇLAR

Brakiterapi uygulamaları oldukça farklı kullanım alanlarına, uygulama şekillerine sahiptir ve bu sebeple verilen dozun doğruluğu birçok parametreye bağlıdır. Brakiterapi kaynaklarının klinik kullanımında mekanik ve dozimetrik kontrollerin düzenli olarak yapılması rutin uygulamada oldukça önemlidir. Klinikte uygulanan kalite temini programı, tedavinin doğru ve güvenli şekilde yapılmasını, hastanın ve çalışanların güvenliğini, yapılan tüm işlemlerin kayıt altına alınmasını sağlar.¹⁸ Her kliniğin ulusal ve uluslararası tavsiyeleri dikkate alarak kendilerine ait kalite temini programını oluşturması oldukça önemlidir.

Hasta Onamı: Çalışma için onam bilgisi gerekmemektedir.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Informed Consent: Consent for participation is not required for the study.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. Khan FM. The physics of radiation therapy, 4th edition. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins; 2010.p.315-53.
2. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice. Taylor & Francis Group Newyork London, 2007: 1101-1180. [Crossref]
3. The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists. Jacob Van Dyk, 1999.
4. Bidmead M, Briot E, Burger J, et al. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. ESTRO Booklet No. 8. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. 1st ed. Brussels. 2004.p.13-140.
5. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 38. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. Bethesda, Maryland, USA.1985.
6. Karaçam S, Özen Z. Brakiterapi Kaynak Kalibrasyonu ve Doz Hesapları. Türkiye Klinikleri *Radiat Oncol-Special Topics* 2017;3(1):15-24.
7. International Atomic Energy Agency. IAEA-TECDOC-1079, calibration of brachytherapy sources - guidelines on standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at SSDLs and hospitals. Vienna: International Atomic Energy Agency;1999.
8. International Atomic Energy Agency. IAEA-TECDOC-1274, calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy-guidelines on standardized procedures at secondary standards dosimetry laboratories (SSDLs) and hospitals. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2002.
9. Bidmead M, Briot E, Burger J, et al. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. ESTRO Booklet No. 8. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Brussels; 2004.
10. Lemoigne Y, Caner A. Radiotherapy and brachytherapy. NATO Science for Peace and Security Series Springer Netherlands 2007: 95-239.
11. IEC. Medical electrical equipment- Part 2-17: Particular requirements for the basic safety and essential performance of automatically controlled brachytherapy afterloading equipment. 2015.
12. Bidmead AM, Sander T, Locks SM, et al. The IPEM code of practice for determination of the reference air kerma rate for HDR 192Ir brachytherapy sources based on the NPL air kerma standard. *Phys Med Biol.* 2010;55(11):3145-59. doi:10.1088/0031-9155/55/11/011. [Crossref]
13. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys.*1997;24(10):1557-1598. doi:10.1118/1.597966. [Crossref]
14. Humer I, Kirisits C, Berger D, Trnkova P, Pötter R, Nesvacil N. Improved source path localisation in ring applicators and the clinical impact for gynecological brachytherapy. *J Contemp Brachytherapy* 2015;7(3):239-43. doi:10.5114/jcb.2015.52622. [Crossref]
15. Van der Laarse R, Niatsetski Y. Flexitron and microSelectron- HDR / PDR afterloaders' transit time and dose. *Elekta White Pap* 2014.
16. Wilkinson JM. Calibration of sources and dosimetry In. Principles and practice of brachytherapy using afterloading systems. eds. Joslin C.A., Flynn A., Hall E.J. London. Arnold 2001.p. 1-111.
17. Bondel S, Ravikumar M, Supe SS, Reddy BR. Calibration of 192Ir high dose rate brachytherapy source using different calibration procedures. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2014;19(3):151-156. [Crossref]
18. Elfrink RJM, Kolkman-Deurloo I-K, J. Van Kleffens H, et al. Quality control of brachytherapy equipment in the Netherlands and Belgium: current practice and minimum requirements. *Radiother and Oncol.* 2002;62(1):95-102. [Crossref]

BÖLÜM 7

RADYOTERAPİDE KAZALAR

Songül ÇAVDAR KARAÇAM

Radyoterapide Kazalar

Accidents in Radiotherapy

BÖLÜM HAKKINDA

Radyasyon kaynaklarıyla çalışanların risklerin farkında olması, bu alandaki ulusal ve uluslararası gerekliliklere uyarak güvenli bir şekilde faaliyet göstermesi ve risklerin kontrol altına alınmasıyla olay veya kazaların önlenmesi mümkündür. Radyoterapide bilgisayar kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte yeni tedavi teknikleri kullanılmaya başlanmıştır. Ancak yeni tekniklerle birlikte yeni hatalar ortaya çıkmakta ve tedavi sürecini etkileyebilmektedir. Aşağıdaki nedenlerden dolayı da yeni tip kazalar meydana gelmektedir: karmaşık tedavi teknikleri; tüm tedavi sürecinin artan karmaşıklığı; karmaşık bilgisayar yazılımı; hekimlerin, fizikçilerin, dozimetristlerin, mühendislerin vb. düzenli ve doğru bir şekilde eğitilmelerinin zorluğu. Kalite Güvence prosedürü, son on yıldaki gelişmeleri ve daha yeni gelişmeleri dikkate alarak radyoterapi kazalarını önleyebilir. Nihai amaç, kanser hastalarına daha etkili ve daha az yan etkiye sahip olması beklenen daha yeni ve gelişmiş modern radyasyon tedavisi tekniklerini daha güvenli koşullar altında sunmaktır.

Anahtar kelimeler: Radyoterapi, kaza, kalite güvenliği

ABOUT the CHAPTER

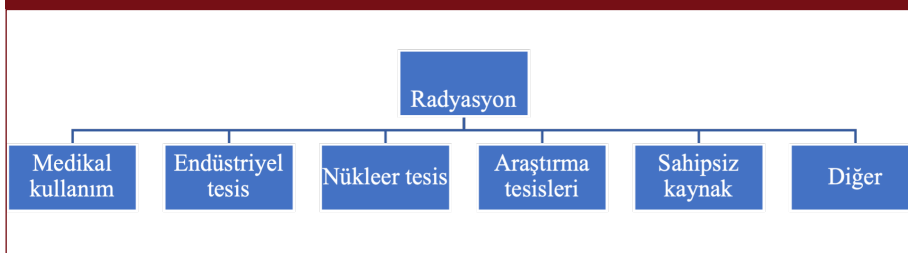
It is possible to prevent incidents or accidents by making employees aware of the risks, operating safely by complying with national and international requirements in this field, and controlling the risks. New treatment techniques have begun to be used with the widespread use of computers in radiotherapy. However, new errors occur with the new techniques and can affect the treatment process. New types of accidents also occur for the following reasons: the complex treatment techniques; the increasing complexity of the entire treatment process; complex computer software; and the difficulty in training the physicians, physicists, dosimetrists, engineers, etc., regularly and accurately. The QA procedure can prevent radiotherapy accidents, taking into account developments over the past decade and more recent developments. The ultimate goal is to provide cancer patients with newer and improved modern radiation therapy techniques under safer conditions that are expected to be more effective and have fewer side effects.


Keywords: Radiotherapy, accident, quality assurance

GİRİŞ

Radyasyon; X-ışınları ve ardından radyoaktivitenin keşfiyle yaşantımızda başta sağlık olmak üzere birçok alanda kullanım alanı bulmuştur. Ancak giderek artan farklı kullanım alanları kişiyi, çevreyi ya da toplumu etkileyecek kazaların, olayların ve normalden sapmaların ortaya çıkmasına neden olmaktadır (Şekil 1).

Şekil 1. ¹⁹²Ir kaynaklı HDR brakiterapi cihazı



Songül Çavdar Karaçam 

Istanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa,
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon
Onkolojisi Ana Bilim Dalı, İstanbul, Türkiye
E-posta: songul.karacam@iuc.edu.tr

Bu bölümü alıntıla / Cite this chapter as:
Çavdar Karaçam S. Radyoterapide kazalar.
Çavdar Karaçam S, ed. *Radyoterapide Kalite
Güvenliği* içinde. İstanbul: İÜC Yayınevi; 2023:
64-69.



CC BY 4.0: Telif hakkı yazarlardadır. Bu kitabın içeriği Creative Commons Atıf 4.0 Uluslararası lisans altında lisanslanmıştır.

Yüksek teknoloji içeren her konuda olduğu gibi, radyoterapi uygulamalarında da radyasyon sebebiyle oluşabilecek problemleri tamamen ortadan kaldırmak mümkün değildir. 1980-2013 yılları arasında rapor edilen radyasyon kazalarının % 32'sinin radyoterapide gerçekleştiği bildirilmiştir.^{1,2}

Terminoloji

Uygulamada radyasyon etkisiyle hasta, çalışan ve çevrede oluşabilecek hasarlar kalıcı ve geçici olabileceği için terminolojide 4 farklı terim kullanılarak sınıflandırma yapılabilir³⁻⁹:

Kaza

En az bir kişinin hayatını kaybettiği, hayati tehlike atlattığı ya da bir donanımın tamamen hasar gördüğü hadiseler olarak sınıflandırılır. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) nükleer ve radyasyon kazalarını "insanlara, çevreye ya da tesise dair ciddi sonuçlar doğuran olay" olarak tanımlamaktadır. Türkiye Enerji, Nükleer ve Maden Araştırma Kurumu- TENMAK(leski adıyla Türkiye Atom Enerjisi Kurumu-TAEK) Radyasyon Güvenliği Tüzüğünde radyasyon kazasını «istenmeyen bir olay sonucu radyasyon korunması standartlarıyla belirlenen sınırların çok üzerinde radyasyon dozu alınması veya radyoaktif bulaşma meydana gelmesidir" şeklinde tanımlamıştır.

Radyasyon kazaları 2 şekilde sınıflandırılabilir (Şekil 2):

- Nükleer tesiste ya da nükleer reaktörde gerçekleşirse nükleer kaza olarak isimlendirilir. Nükleer kazalar tüm kazalar içerisinde sadece %5 oranındadır. Ancak oluştuğunda etkiledikleri alanların çok büyük olması sebebiyle kazadan etkilenme oranı yüksektir.
- Kapalı/açık radyasyon kaynağından çevreye iyonizan radyasyon veya radyoaktif materyalin kontrolsüz salınımı olarak gerçekleşiyorsa radyolojik kaza olarak isimlendirilir. Radyoterapide kullanılan radyasyon kaynakları kobalt-60 (⁶⁰Co), iridyum-192 (¹⁹²Ir), iyot-125 (¹²⁵I) gibi kapalı radyoaktif izotoplar ya da lineer hızlandırıcı cihazlardır.

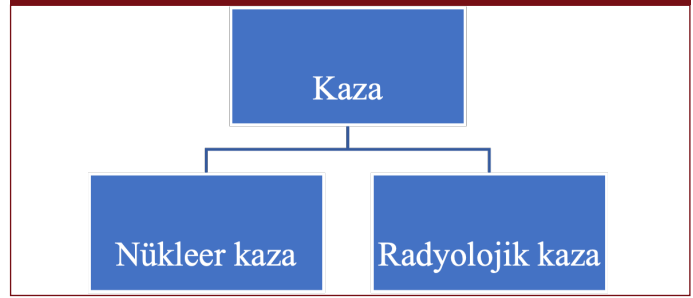
IAEA SRS-17 nolu raporda radyoterapide gerçekleşen 92 kazaya ait oluş nedenleri sınıflandırıldığında tedavinin tüm aşamalarını içeren kazalar oluşabileceği belirtildi (Tablo 1).⁹

Tablo 1. Radyoterapideki kazalara ait genel sınıflandırma	
Kategori	Kaza Sayısı
Radyasyon ölçüm sistemleri	5
Cihaz kabul/kalibrasyon	15
Eksternal tedavi: tedavi planlama, hasta set-up, tedavi	26
Teleterapi cihazının tekrar kabulü	2
Elektrik/ Mekanik arızalar	4
Brakiterapi LDR kaynak/aplikatörler	29
Brakiterapi HDR	3
Açık kaynaklar	8

Hata

Herhangi bir kimsenin yaralanmadığı donanımın hasara uğramadığı ancak emniyetsiz bir durumun ortaya çıktığı hadiselerdir. Planlanan bir eylem amacına uygun olarak yerine getirilmez veya yanlış bir eylem gerçekleştirilir.

Şekil 2. Kaza çeşitleri



Radyoterapide hatalar dört ana sebep sonucunda gerçekleşebilir. Bunlar:

- Dikkatsizlik sebebiyle insan hataları,
- Mekanik, dozimetrik ya da elektriksel sebeplerle oluşabilen cihaz hataları,
- Tedavi planlama ya da tedavinin verilmesi sırasında sebebi bilinmeyen ve/ya da kontrolsüz şekilde oluşabilen random hatalar,
- Sistemik hatalar; örn: biaslar, aynı set içerisinde tespit edilene kadar tekrarlar

2000 yılında Amerikan Tıp Enstitüsü'nün tıp alanındaki tedavi hatalarıyla ilgili "İnsan hatası: daha güvenli sağlık sistemi" başlıklı yaptıkları ayrıntılı çalışmada tedavi hatalarını planlanan tedavinin amaçlandığı gibi uygulanamaması ya da amaç için yanlış plan belirlenmesi olarak tanımlamışlardır. Tedavi hataları; tedavinin hatalı uygulanması, tedavi olayları, tedavi kazaları, olağandışı olaylar, aksi olaylar gibi farklı anlatımlarla da isimlendirilmektedir. Aynı çalışmada medikal hata sebebiyle tahminen 44,000-98,000 kişinin öldüğünü belirtmişlerdir. Son yıllarda medikal hatalarla ilgili yayınlarda artış olduğu gözlenmektedir. Benzer şekilde radyoterapiyle ilgili 2001 yılında European Society of Therapeutic Radiation Oncology (ESTRO) "Işınlama kazaları: Onkoloji için dersler" başlıklı sunumu ödüle layık görmüştür. IAEA ve Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission on Radiological Protection- ICRP)'nin yanısıra enstitülerin kendi kayıt ya da rapor hata oranlarını sundukları yazılarda bulunmaktadır.^{9,10}

Olay

Bir donanımın geri döndürülebilir hasara uğradığı, hastanın zarar görmesine neden olabilecek ya da zararla sonuçlanabilecek yaralanmaların olabileceği, can kaybının yaşanmadığı durumlar olarak tanımlanır. Olay öğrenme sistemleri (Incident Learning Systems- ILS) bu hata kaynaklarının aydınlatılmasında değerlidir.⁶ Bu amaçla olay gerçekleştiğinde gerekli öğrenmeyi sağlayacak akışın sağlanması (Şekil 3), bu akışın dikkatli yönetilmesi önemlidir. Bu akışta raporlama önemli yer tutar. Yaptırım korkusuyla raporlamanın yapılmamasını engellemek için hiyerarşik bir yönetim yapısı oluşturulmalıdır. Kişileri ya da kuruluşları suçlamak başarısızlıkta önemli bir etkidir. Bu sebeple öğrenmek ve gelişmek için raporlama kavramını tüm personele yaymak için tüm personele analiz ve geri bildirim yapılması sağlanmalıdır.

Ramak Kala

Hastayı zarara uğratma potansiyeli olduğu halde zarara uğratmayan olaylar olarak tanımlanabilir. Kılıpayı kurtulmak olarak da isimlendirilebilir. Ramak kala olayları kazanın habercisi durumun-

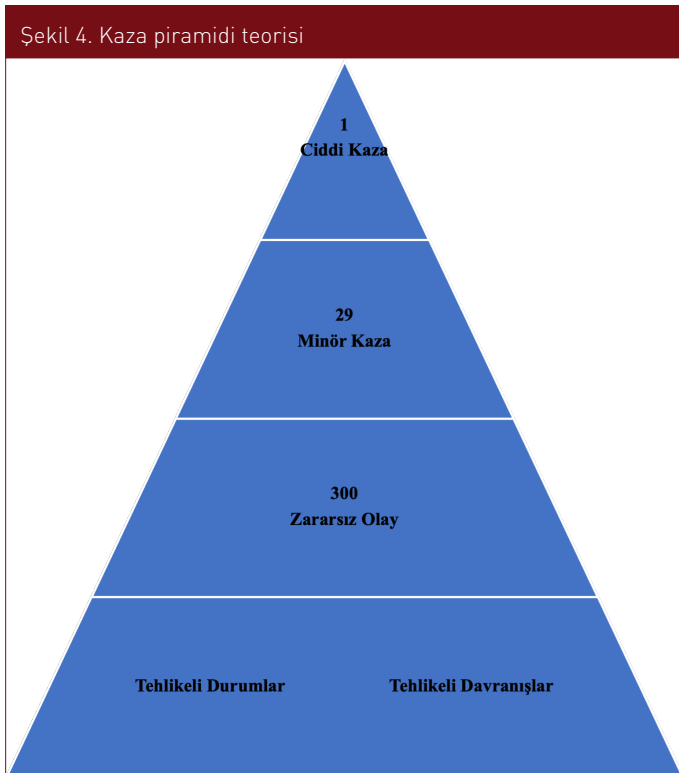
dadır. Eğer yaşanan olay bildirilmez/engellenmezse kaza ile karşılaşma olasılığı artar şeklinde kısaca özetlenebilir. Heinrich'in kaza piramidi teorisine göre ağır yaralanma ya da ölümlü netice-lenen her kazanın temelinde 29 maddi hasarlı ya da uzuv kaybı, 300 yaralanma olmayan (ramak kala) olay, 1 ölümlü ya da ağır yaralanmalı kaza meydana gelmektedir (Şekil 4).⁶⁻⁸

Buna dayanarak ramak kala olaylar ve hafif atlatılmış kazalar daha büyük kazaların habercisi olarak değerlendirilmelidir. Dolayısıyla çalışma ortamı içerisinde yaşanan ramak kala olaylarının belirlenmesi, kayıt altına alınması ve yaşanabilecek kazaların önlenmesi için çalışmalar yapılmalıdır. Bu konuda son yıllarda yapılan 'olay öğrenme sistemlerinin' oluşturulması ve yaygınlaştırılması ile ilgili öneriler artmış; Kanada, Amerika gibi bazı ülkelerde uygulamaya geçilmiştir. Shafiq ve ark.'nın yaptıkları derlemede 1974-2005 yılları arasında farklı ülkelerde 4616 ramak kala olayı bildirilmiştir.⁵

Şekil 3. Olay akış şeması



Şekil 4. Kaza piramidi teorisi



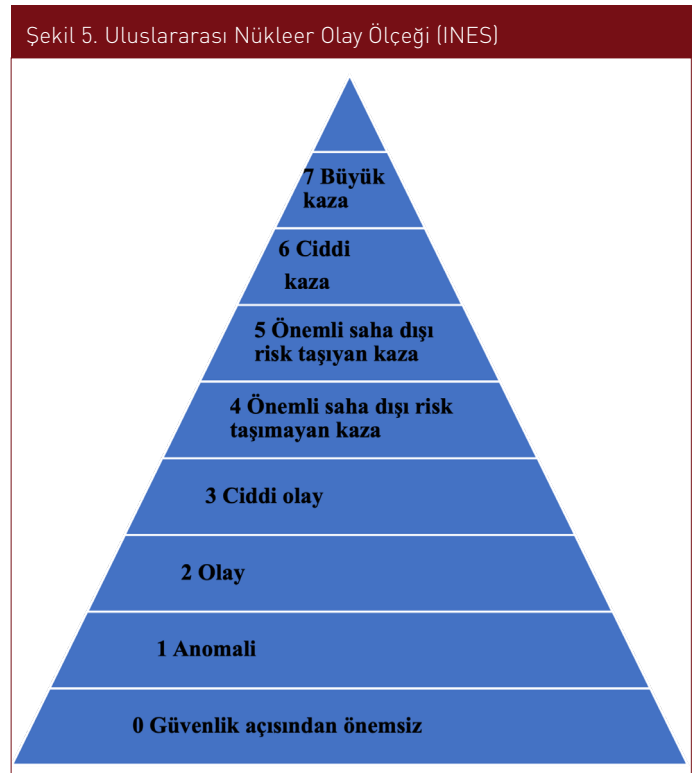
European Council Directive 201/59/EURATOM'da uygulamalar sırasında olan olayların raporlanması ve olayları öğrenmenin yasal bir gereklilik olduğu ifade edilmektedir⁷. Günümüze kadar; yanlış veri girişi, yanlış tedavi plan parametresi, tedavi planlarının değerlendirilmesinde hata, doz tanımlama hatası, veri transferi hatası, kayıt/verifikasyon sistemi programlama hatası, hesaplama hatası, tedavi planlama sistemi kullanım hatası, dökümantasyon hatası, hastayla ilişkili tanımlamada hata, bolus uygulama hatası, blok/wedge yerleşiminde hata, eksik iletişim başlıkları altında ramak kala olay bildirimleri yapılmıştır.

Uluslararası Nükleer ve Radyolojik Olay Ölçeği (International Nuclear and Radiological Event Scale - Ines)

Ines, Çernobil Nükleer Reaktör Kazası sonrası nükleer olaylar ve kazalarla ilgili bilgilerin sadeleştirilmesi ihtiyacı ve tüm toplumun kolayca anlayabileceği bir sınıflandırma yapabilmek amacıyla ortaya çıktı. Fransa'da hazırlanan altı seviyeli ilk skalanın ardından; 1990 da Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) ve Nükleer Enerji Ajansı (NEA) tarafından son hali açıklandı. INES, radyasyon kaynaklı kazaların önemini belirlemek için kullanılan skaladır ve bu konuda gerekli kriterleri verir (Şekil 5). Ines'e göre kaza ve olaylar önemlerine göre derecelendirilir ve radyasyon kaynaklarının kullanıldığı, bulundurulduğu, depolandığı, taşındığı vb. tüm radyasyon tesis, uygulama ve faaliyetlerinde meydana gelen olay veya kazaları kapsar.^{3,5,11}

Ines kapsamında radyoaktif kaynakların kaybolması, çalınması, bulunması, bunların radyoaktif kaynak olduğu bilinmeden hurda metal satıcılarına satılması, radyoterapi gibi tıbbi uygulamalarda hastaların çok yüksek dozlara maruz kaldıkları kazalara da uygulanabilir. Güvenlik önlemlerini derecelendirmek amacıyla sorumlulara yol gösterir.

Şekil 5. Uluslararası Nükleer Olay Ölçeği (INES)



Toplam 7 seviyede sınıflandırma yapılır. Sınıflandırmada 1 ve 3 arası, 4 ve 7 arası, kaza olarak adlandırılır. Güvenlik açısından herhangi bir önem taşımayan olaylar da ölçek altı veya seviye 0 olarak tanımlanır. Seviye 0 normal çalışma sınırları içinde seviye 1'den daha düşük ciddiyete sahip küçük olaylar olarak sınıflandırılır ve halk veya çalışanlar için herhangi bir risk ortaya çıkmadan önce bunun düzeltildiğini gösterir. Seviye 7, 1986 yılında gerçekleşen Çernobil, 2011 yılında gerçekleşen Fukushima Daiichi kazası gibi büyük bir nükleer kaza olduğunu gösterir.¹²⁻¹⁴

Ines Ölçeğinde Verilen Radyoterapi Kazaları

Ines Seviye 3, İstanbul, Türkiye, İkitelli Kazası (1998-1999)

Dünyanın en önemli radyoaktif kaza sıralamasında seviye 3 grubundadır. Radyoterapi ünitesinde kullanılmış olan 2 adet Co-60 kaynağının bulunduğu deponun el değiştirmesi ile kaynaklar hurdacılara satıldı. Hurdacılar içerisinde muhafazaya sahip olan kaynak etrafındaki kurşunlu kısmı sökmeye çalışırken yüksek doz radyasyona maruz kaldılar. Kaynak zırhı tamamen açılmadı ve kontaminasyona neden olmadı. Ortaya çıkan ilk semptom olan gastrointestinal semptomlar besin zehirlenmesi olarak düşünüldü. Kazadan bir ay sonra hastalarda pansitopeni gelişmesi üzerine özel bir klinikte radyasyon kazasından şüphelenilerek Çekmece Nükleer Araştırma Eğitim Merkezi ile bağlantıya geçildi ve yurt dışından gelen uzmanlarla birlikte kaynak bulunarak güvenli ortamda depolandı. On kişi 0,6-3,1 Gy arasında dozlarda radyasyona maruz kaldı ve orta ya da ciddi derecede akut radyasyon sendromu (ARS) gelişti, bunlardan bir tanesinde ayrıca lokal radyasyon yaralanması mevcuttu.

INES Seviye 5, Goiânia, Brezilya Kazası (1987)

Goiânia Radyoterapi Enstitüsü yeni binasına yaşındı. Ancak yeni yerine kobalt-60(⁶⁰Co) teleterapi ünitesini alırken, eski binalarında Sezyum-137(¹³⁷Cs) teleterapi cihazını bıraktı. Binanın terk edildiği bilgisini alan hurdacılar binaya girerek cihazın kafa kısmını söktü ve kaynağın olduğu kısma ulaştılar. İşleme başladıktan yaklaşık 3 saat sonra her iki hurdacıda bulantı ve kusma gelişti. Gastrointestinal yakınmalar 4-5 gün sürdü. İçerisinde kaynak olan tedavi kafası başka bir hurdacıya satıldı ve gece mavi ışık çıkaran kaynağın mistik bir özelliği olduğu düşünülerek daha fazla insanın görmesi sağlandı. Kaynağın sezyum klorid tuzu şeklinde bulunup çözünürlüğünün çok yüksek olması sebebiyle Cs-137 ile kontamine olan pek çok kişi sezyum kontaminasyonuna neden oldu. Kazaya neden olan Sezyum-137 kaynağının aktivitesi 1375 Ci olup çok geniş bir alanda kontaminasyona neden oldu. Radyolojik triyaj bir statyumda yapıldı. 112,000 kişi monitörize edildi ve 249'unda kontaminasyon bulundu. Hemoraji ve sepsis nedeni ile 4 kişi hayatını kaybetti.²

Radyoterapide Önemli Kazalara Örnekler

Zaragoza Radyoterapi Kazası İspanya-Cihaz arızası sonrası yanlış tamir(1990)

Cihazda elektron ışını çıkaramamaya başlayan problem hatalar silsilesi ile kazayla sonuçlandı. 14 yıl hizmette olan cihazda, elektron ışını hızlandırıcı kontrol sisteminde bir arıza yaşandı. Klinikte bulunan Co-60 cihazına bakan teknisyen görev alanına girmemesine rağmen linac arızasına baktı. Cihaz arızasını çıkış gücünü yanlış bir şekilde arttırarak giderdi ancak farklı enerji seçilmesine rağmen kontrol paneli 36 MeV değerinde sabitlendi. Tedaviyi ger-

çekleştiren tekniker durumu farketmesine rağmen göstergenin takıldığını düşündü ve tedavilere devam etti. Ancak 10 gün sonra fizik ve radyasyondan korunma departmanına arızayla ilgili bilgi verildi. Dozimetrik kontrol yapıldığında gerçek enerjinin seçilen enerjiler yerine 36 MeV olduğu görüldü. 27 hasta verilmesi gerekenden daha yüksek doza maruz kaldı ve 15 hasta çoğu aynı yıl içerisinde olmak üzere öldü. Cihazda tedaviye giren elektron hastaları 10 gün boyunca reçete edilen dozdan üç ila yedi kat fazla doza maruz kaldı. Özellikle servikal ve torasik tümörler için tedavi edilen hastalarda, vasküler olmayan ve kutanöz hasarla komplike olan pulmoner, orofaringeal ve kemik iliğinde lezyonlar gelişti. Kaza sebebi özellikle kalite kontrol programının eksikliği, dozimetrik ölçüm eksikliği, personelin yetersiz eğitimi şeklinde özetlenebilir.^{2,15,16}

Kosta Rika Radyoterapi Kazası-Kalibrasyon hatası (1996)

San Juan de Dios Hastanesi'nde yenisiyle değiştirilen Co-60 kaynağının kalibrasyonunda doz hızları yanlış olarak hesaplandı. Kalibrasyon hatası ancak 1997 yılında saptandı ve kazadan 115 hasta yüksek dozlarda ışınlanarak etkilendi. Kazadan sonraki dokuz ay içerisinde 42 hasta hayatını kaybetti. Kazadan sonra oluşturulan bir medikal fizik uzmanı ve bir doktor tarafından oluşturulan ekip ön değerlendirme yaparak fazla ışınlama yapıldığını tespit etti ve ardından IAEA ile temasa geçildi. Gelen uzman ekip doz hız oranının tahmin edilenden yaklaşık %50-60 daha yüksek olduğunu tespit etti. Kazadan çıkarılması gereken dersler IAEA tarafından hazırlanan kitapçıkta aşağıdaki gibi verildi¹⁷:

- Şiddetli ve hatta ölümcül sonuçları olan radyasyon kazaları tıbbi tesislerde olabilir;
- Radyasyon kazalarının en yaygın nedeni insan hatasıdır;
- Kazadan önce, dış denetim tarafından tespit edilen düşük oranda kayıt tutma, uygulanan prosedürlerde eksiklik ve yetersiz eğitim konularında önlem alınmış olsaydı, kaza engellenebilirdi;
- Radyasyon kazalarının araştırılması genellikle düzeltilmesi gereken hataları ortaya çıkarır;
- Radyoterapi sırasında akut etkilerin insidansı/şiddeti yüksek olduğunda tedavi durdurulmalı ve kaynak kalibrasyonu hızlıca kontrol edilmelidir;
- Radyoterapi kazalarında, tümör dozu ilgilenilen birincil parametre olmayabilir; Çoğunlukla, biyolojik olarak eşdeğer 2 Gy/fraksiyon dozu üzerinden omurilik, kalp ve bağırsak gibi hassas yapıların öncelikle değerlendirilmesi daha önemlidir;
- Kabul edilen radyoterapi protokollerinde hata için marj çok küçüktür;
- Normal tedavi sayısından daha az sayıda uygulanan radyoterapi tedavi başına daha yüksek dozlar verilmesini gerektirir. Bu da erken ve özellikle geç komplikasyonlar ile sonuçlanabilir;
- Radyasyon kaynakları değiştirildiğinde, uygun şekilde eğitilmiş kişiler tarafından kalibrasyon yapılmalı ve bağımsız olarak kontrol edilmelidir;
- Çalışan bir cihaz, iyi bir radyoterapi tedavisini garanti etmez; yeterli yardımcı ekipman, eğitim ve öğretim, personel ve yönetim önemlidir;
- Düzenlemeler, potansiyel tehlikesi olan radyasyon kaynaklarıyla iş yapmak için gereken eğitim ve yeterlilik düzeyini kapsamalıdır;

- Radyoterapi çalışanlarına mesleki kısa kursların yanı sıra temel eğitim üzerine özel eğitim verilmelidir;
- Radyoterapi kayıtları tek tip, açık, tutarlı ve eksiksiz olmalıdır;
- Radyasyon kazalarının yönetimi için zamanında, güvenilir bilgi ve iletişim önemlidir;
- Radyasyon kazalarının kısa ve uzun dönemli psikososyal etkileri olabilir.

New York, Amerika Radyoterapi Kazası (2005)

Baş boyun kanserli hasta yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity modulated radiation therapy-IMRT) ile tedavi planı gözden geçirilip hasta bazlı kalite kontrol prosedürü uygulandıktan sonra tedaviye başladı. Ancak dördüncü tedavide sorumlu radyasyon onkoloğu planda ağzın ön kısmındaki dozla ilgili modifikasyon yapılmasını istedi. Değişen fraksiyon, toplam doz v.b. için tekrar planlama yapılmaya başlandı. Ancak planlama sırasında kullanılan yazılımda problem yaşandı ve sistem dondu. TPS'e tekrar başlatma prosedürü uygulandı. Ancak TPS yaptığı işlemleri belirli bir sırayla işleme koyduğu için MLC hareketlerini sistem kayıt altına alamadı. Ancak kullanıcı bu konuda yeterli bilgiye sahip olmadığı için problemi farkedemedi. Sistemde doz bilgisi hala olduğu için plan gözden geçirilip onaylandı ve bekleyen hasta tedavi ünitesine çağrıldı. Ancak hasta yeni plandan sonra aynı hissetmediğini ve mide bulantısı oluştuğunu belirtti. Üçüncü fraksiyondan sonra hasta bazlı kalite kontrol prosedürü uygulandı. Doz, öngörülen 2 Gy yerine 13 Gy olarak ölçüldü ve hareket etmesi gereken MLC alan içerisinde değildi. Hasta bu konuda bilgilendirildi ve kalan tedaviler iptal edildi. Hasta şiddetli yan etkiler yaşadığı iki yılın ardından 2007'de kaybedildi.

Kaza sebebi; bilgi eksikliği, kalite kontrol programının eksikliği, ikinci medikal fizik uzmanı tarafından uygun kontrol yapılmaması, cihazda tedavi sırasında 3 gün boyunca MLC hareketinin farkedilmemesi şeklinde özetlenebilir.¹⁸

Brakiterapi kazaları

Brakiterapi farklı doz hızlarında(düşük doz hızlı(LDR; Low Dose Rate), orta doz hızlı(MDR; Medium Dose Rate), yüksek doz hızlı(HDR; High Dose Rate) geçici ya da kalıcı uygulamalarda radyoaktif kaynaklar kullanılarak yapılan bir tedavi şeklidir.

LDR uygulamalarda kaynak kullanımı sırasında; kaynak aktivitesinin yanlış hesaplanması, yanlış doz hesaplama, birim dönüşümlerinde yapılan hesaplama hataları, yanlış kaynak kullanımı, tedavi planlamada yanlış izotop seçimi, göz plakları hesabında hata, kaynağın hastadan çıkarılma zamanının hesaplanmasında hata, farklı kaynakların bir arada kullanılması durumunda planlamada kaynak seçimlerinde hata, kaynağın kaybedilmesi gibi durumlar için bildirimler yapılır.

HDR uygulamalarda ise kateter problemi sebebiyle kaynağın tedavi etmesi gereken yere ulaşamaması, hastaya yanlış doz tanımlanması, HDR cihazında oluşan arızayla kaynağın hastada kalması gibi durumlar bildirilmiştir. IAEA'nın 2000 yılında yayınlanan 17 nolu raporunda doz hesaplama hatası, birimlerle ilgili hata, kaynak aktivitesinin yanlış belirlenmesi, donanım hataları gibi sebeplerle kaza nedenleri bildirilmiştir.² 2011-2015 yılları arasında ABD Nükleer Düzenleme Komisyonu "anormal olaylar" olarak yanlış tedavi bölgesi ya da % 50'den daha yüksek fazla doz içeren 27 yüksek doz hızlı (HDR) vaka bildirdi. Fransa 2013-2014 yıllarında

19, İngiltere 2016 yılında 71 adet brakiterapi tedavilerinde oluşan hata raporladı.

Indiana, Amerika HDR Brakiterapi Kazası(Cihaz arızası), 1992

HDR ¹⁹²Ir kaynaklı brakiterapi cihazı(Omnitron 2000) kullanılarak tedavi edilecek anal karsinomlu hastaya beş kateter yerleştirildikten sonra kateterlerden beşincisinde geçiş sırasında cihaz kaynağı konumlandırmada zorluk yaşanınca tedavi iptal edildi ve kaynağın koruganına dönmesi sağlanmaya çalışıldı. Kaynak hasta içerisindeyken sürüş mekanizmasından ayrıldı ve hastada kaldı. Personel, brakiterapi ünitesinin konsolunun 'güvenli' göstermesi sebebiyle harici alan radyasyon monitöründen gelen alarmı dikkate almadı. Hastaya bakan üç tekniker ve bir radyasyon onkoloğu alarmın farkında olmasına rağmen hiçbiri mevcut mobil radyasyon alan monitörüyle hastayı kontrol etmedi. Bakımevinde yaşayan hasta yollandı ve kaynak yaklaşık dört gün boyunca hastanın içinde kaldı. Kateter hasta içerisinde düştü ve bakımevi personeli tıbbi atık kutusuna attı. Tıbbi atıkların depolandığı alandan yakma fırınına yönlendirildiğinde orada bulunan sabit alan monitörü ile ancak kaynak fark edildi. Hasta reçete edilen 18 Gy yerine 16,000 Gy doz alıp kaybedilirken; radyoterapi kliniğindeki kişiler de dahil olmak üzere toplam 94 kişi 0,0-0,20 Sv aralığında değişen radyasyon dozuna maruz kaldı.¹⁹

SONUÇLAR

Son yıllarda birçok gelişmiş ülkede hasta güvenliği oldukça gündemdedir. Bu durum, aynı zamanda World Alliance for Patient Safety" (Dünya Hasta Güvenliği Birliği), olarak bilinen ve Dünya Sağlık Örgütü'nün öncülük ettiği bir girişim aracılığıyla küresel ölçekte gündeme taşınmıştır. Bu konuda düzenlemenin çok boyutlu bir yaklaşım gerektirdiği ve tedavi hatalarının önlenmesi için

- Düzenleme,
- Hata raporlama sistemleri,
- Bilgi ve iletişim teknolojileri,
- Hesap verilebilirlik için malpraktis sistemi ve diğer araçlar,
- İşgücü ve eğitim,

ana başlıklarının üzerinde durulması gerektiği belirtilmiştir.

İyonizan radyasyonun kanser tedavisinde kullanılmaya başlamasından bu yana küçük veya büyük çaplı bazı kazalar meydana gelmiş ve yaşanmış radyasyon kazalarına ait ayrıntılı raporlar hazırlanmıştır. Son yıllarda gelişen teknolojiyle daha kompleks hale gelen tedavi cihazları ve ek donanımlar, üç boyutlu tedavi planlama sistemleri, hasta bilgilerinin network aracılığıyla aktarımını sağlayan yazılımlar nedeni ile kapsamlı kalite temini programlarına ve bu programlar içerisinde cihaza uygun kalite kontrol proseslerine gereksinimi beraberinde getirmiştir. Ayrıca gelişmiş tedavi teknikleri de her hasta planı için ayrı ayrı dozimetrik kontrolü zorunlu hale getirmiştir. Ancak tüm bu koşullar değerlendirildiğinde; radyoterapi departmanı cihaz parkında yüksek teknolojiye sahip bir cihaz bulunması, iyi bir radyoterapi uygulaması anlamına gelmemelidir. Radyasyon kazalarına neden olan en yaygın faktör insan hatalarıdır. Kazaların oluş nedenleri incelendiğinde esas sorunların personelin temel eğitimi ve radyasyon korunması ve güvenliğiyle ilgili işbaşı eğitimlerinin yetersiz olmasından bunun yanı sıra ulusal ya da uluslararası protokollerin uygulanmamasından kaynaklandığı görülmektedir. Bu nedenle radyoterapide çalışan radyasyon onkoloğu, medikal fizik uzmanı, radyoterapi

teknikeri, hemşire ve diğer personel için yasa ve yönetmeliklerle belirlenen tüm koşulların sağlanmasının yanı sıra çalışılacak alanla ilgili gerekli tüm eğitimler verilmeli ve bu eğitimin sürekliliği sağlanmalıdır. Ayrıca radyasyon korunması ve kullanılan kaynakların özellikleri, olağandışı durumlarda uygulanacak prosedürlerde eğitimin bir parçası olarak verilmelidir.

IAEA TRS-430 nolu raporunda radyoterapideki hataları elimine etmek ve kalite temini programını uygulamak için

- Eğitim,
- Verifikasyon,
- Dökümantasyon ve
- İletişim

gerekli dört unsur olarak verilmiştir.¹²

Günümüze kadar radyoterapide meydana gelen radyasyon kazalarında hastalar tedavi dozu için gerekli olandan daha yüksek veya daha düşük radyasyon dozuna maruz kalmış ve bu sebeple ölümler meydana gelmiştir. Tüm bu sonuçlara rağmen radyoterapinin sağladığı olanaklardan milyonlarca kanser hastasının faydalandığı düşünüldüğünde vazgeçilmesi mümkün değildir. Ancak kalite güvence programlarının oluşturularak uygulanması, ulusal ve uluslar arası düzenlemelere uyulması meydana gelebilecek kazaları minimuma indirecektir. Meydana gelen radyasyon kazalarının detaylı analizlerinin yapılması ve bu kazalardan dersler çıkartılması, ileride meydana gelebilecek benzer kazaların engellenmesine yardımcı olacaktır.

Hasta Onamı: Çalışma için onam bilgisi gerekmemektedir.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazar çıkar çatışmasının olmadığını bildirmiştir.

Informed Consent: Informed consent for participation is not required for the study.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Declaration of Interests: The author declares that there are no competing interests.

KAYNAKLAR

1. Radyasyon Güvenliği Tüzüğü, Resmi Gazete Tarih/Sayı: 07.09.1985/18861

2. International Atomic Energy Agency. "Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy." IAEA SRS-17; Vienna: IAEA, 2000.
3. Ortiz López P, Cosset JM, Dunscombe P, et al. ICRP publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies. *Ann ICRP*. 2009;39(4):1-86. doi: 10.1016/j.icrp.2010.02.002. [Crossref]
4. Coeytaux K, Bey E, Christensen D, Glassman ES, Murdock B, Doucet C. Reported Radiation Overexposure Accidents Worldwide, 1980-2013: A Systematic Review. *PLoS One*. 2015;10(3):e0118709. doi: 10.1371/journal.pone.0118709. [Crossref]
5. Shafiq J, Barton M, Noble D, et al. An international review of patient safety measures in radiotherapy practice. *Radiother Oncol*. 2009;92(1):15-21. [Crossref]
6. Pawlicki T, Coffey M, Milosevic M. Incident Learning Systems for Radiation Oncology: Development and Value at the Local, National and International Level. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2017;29(9):562-567. [Crossref]
7. Council Directive 2013/59/EURATOM. Laying down basic safety standards for protection against the danger arising from exposure to ionizing radiation. Official Journal of the European Union; 5 December 2013.
8. Jacob Van Dyk. The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologist;1999.
9. International Atomic Energy Agency. "Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy." IAEA SRS-17. (Vienna: IAEA), 2000.
10. Kohn LT, JM Corrigan, MS Donaldson (Eds.). "To Err Is Human: Building a Safer Health System." (Washington, DC: *National Academy Press*), 2000.
11. International Commission on Radiological Protection. "Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy. *ICRP Publication 86*. (New York: Pergamon), 2000.
12. International Atomic Energy Agency. "Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer." IAEA TRS-430. (Vienna: IAEA), 2004.
13. <https://kurumsalarsiv.tenmak.gov.tr/bitstream/20.500.12878/173/4/10032.pdf> erişim tarihi: 10.11.2021
14. <https://kurumsalarsiv.tenmak.gov.tr/bitstream/20.500.12878/22/4/9290.pdf> erişim tarihi: 10.11.2021
15. Knöös T. Overview Lessons Learnt from Past Incidents and Accidents in Radiation Oncology. *Clinical Oncology*. 2017;29(9):557-561. [Crossref]
16. International Atomic Energy Agency. The Radiological accident in Goiânia . Vienna: International Atomic Energy Agency. 1988. ISBN 92-0-129088-8. on line at IAEA [http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub815_web.pdf].
17. IAEA. Accidental overexposure of radiotherapy patients in San Jose, Costa Rica. International Atomic Energy Agency 1998.
18. https://www.icrp.org/docs/Accidental_exposure_new_RT_techniques.pdf erişim tarihi 08.09.2023
19. <https://www.nrc.gov/docs/ML2019/ML20198M497.pdf> erişim tarihi 18.11.2021.

