

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

# MedFiz@Online

e-DERGİ

KASIM - ARALIK 2022

[medfizonline@gmail.com](mailto:medfizonline@gmail.com)

[www.medikalfizik.org](http://www.medikalfizik.org)

**SAYI: 42**



## BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- AAPM TASK GROUP RAPORU 302: YÜZEY KILAVUZLUĞUNDA RADYOTERAPİ
- GEBE VE PEDIATRİK HASTALARDA NÜKLEER TIP UYGULAMALARI
- İNGİLTERE'DE RADYOTERAPİ DOZİMETRİST'LERİNİN ÇALIŞMA ORTAMI İLE İLGİLİ ULUSAL BİR ANKET
- AAPM TIBBİ FİZİK UYGULAMA KILAVUZU 5.B: TEDAVİ PLANLAMASI DOZ HESAPLAMALARININ DEVREYE ALINMASI VE KALİTE GÜVENCESİ - MEGAVOLTAJ FOTON VE ELEKTRON IŞINLARI
- MEDİKAL FİZİK UYGULAMA KILAVUZU (MPPG) 11.A: EKSTERNAL RADYOTERAPİ VE BRAKİTERAPİ UYGULAMALARINDA PLAN VE ÇİZELGE İNCELEMESİ
- FANTOM UZMANI QRM

## **BAŞ EDITÖR**

**Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

## **EDİTÖR GRUBU**

**Abdullah Yeşil**

asyesil@gmail.com

**Boran M. Güngör**

borgun@gmail.com

**Ertuğrul Ertürk**

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

**Evren Üzümlü**

evrenuzumlu@hotmail.com

**Fadime Alkaya**

alkayafadime@hotmail.com

**Halil Küçüçük**

halilkucucuk@gmail.com

**Nadir Küçük**

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

**Recep Kandemir**

recepkanemir@medikalfizikci.com

**Tuğba Haciosmanoğlu**

tubiki76@yahoo.com.tr

## **DERGİ TASARIM VE YAZI**

**Ebru Oruç Bakır**

**Esra Küçükorkoç**

**Mustafa Çağlar**

## **BU SAYIDAKİ YAZARLAR**

**Abdullah Deniz Demirsar**

**Bilal Kovan**

**Burcu Hız Temizer**

**Caner İnce**

**Evren Üzümlü**

**Ezgi Kiraz Ergen**

**Hasan Kadircan Alkan**

**İsmail Hakkı Kalyoncu**

**Kudret Akçay**

**Selda Yeşil**

**Senem Zümrüt Demirel**

**Serhat Aras**

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

## **SOSYAL MEDYA**

**Aykut Oğuz Konuk**

**Yılmaz Şahin**

# **İÇİNDEKİLER**

- **8. YIL'A MERHABA**
- **ÖZEL CEYLAN INTERNATIONAL HOSPITAL**
- **AAPM TASK GROUP RAPORU 302: YÜZEY KILAVUZLUĞUNDA RADYOTERAPİ**
- **RADYASYON ONKOLOJİSİ KAZA ÖĞRENME SİSTEMİ-4**
- **FANTOM UZMANI QRM**
- **FRANSA'DA MEDİKAL FİZİKÇİ OLMAK**
- **SON ZAMANLARDA, RADYOTERAPİDEKİ YAPAY ZEKA UYGULAMALARI: BUGÜN NEREDEYİZ VE YARIN?**
- **RADYOTERAPİ ALANINDA ÇALIŞAN HER MEDİKAL FİZİKÇİ YAPAY ZEKA/MAKİNE ÖĞRENİMİ HAKKINDA BİLGİ SAHİBİ OLMALI MI? EVET İSE NE KADAR?**
- **FLATTENİNG FİLTRE FREE (FFF) IŞINLARI RUTİN KLİNİK UYGULAMALARDA GÜVENLE UYGULANA BİLİNİR Mİ?**
- **RADYONÜKLİD TEDAVİLERDE DOZİMETRİ**
- **GEBE VE PEDIATRİK HASTALARDA NÜKLEER TIP UYGULAMALARI**
- **İNGİLTERE'DE RADYOTERAPİ DOZİMETRİST'LERİNİN ÇALIŞMA ORTAMI İLE İLGİLİ ULUSAL BİR ANKET**
- **AAPM TIBBİ FİZİK UYGULAMA KILAVUZU 5.B: TEDAVİ PLANLAMASI DOZ HESAPLAMALARININ DEVREYE ALINMASI VE KALİTE GÜVENCESİ - MEGAVOLTAJ FOTON VE ELEKTRON IŞINLARI**
- **MEDİKAL FİZİK UYGULAMA KILAVUZU (MPPG) 11.A: EKSTERNAL RADYOTERAPİ VE BRAKİTERAPİ UYGULAMALARINDA PLAN VE ÇİZELGE İNCELEMESİ**
- **İSTATİSTİKSEL PROSES KONTROLÜNÜ KULLANAN BÜYÜK BİR HASTANE AĞININ KLİNİK REFERANS DOZİMETRİSİNİN RİSK YÖNETİMİ**

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: [www.medikalfizik.org](http://www.medikalfizik.org)

## ***BASIM***

*e-kopya*

*Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla*

*MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR  
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.*

## 8. YIL'A MERHABA

2023 yılı ile birlikte 8. Yılımıza adım atıyoruz. Çok fazla bir şey söylemeye gerek yok, hem MedFiz@Online e-dergisinin mutfağını hazırlayanlar olarak, hem de medikal fizik alanında görev yapan meslektaşlarımız ve birlikte çalıştığımız değerli paydaşlarımız olarak, güzel olduğunu düşündüğümüz ve bu nedenle yayını sürdürdüğümüz bir çalışmanın 8. Yılı bizlere mutluluk veriyor. Heyecanımızı güçlendiriyor ve arttırıyor.

Şimdiye kadar, bu uzun dönemde tüm değerli katkılar için herkese sonsuz teşekkürlerimizi sunuyoruz.

Bundan sonra da gelecek katkılarınız için şükranlarımızı sunuyoruz.

Bu sayının Merhaba yazımızda değinmeyi düşündüğümüz birçok konumuz var.

### Uluslararası Medikal Fizik Günü/ 7 Kasım 2022

Bu yıl Uluslararası Medikal Fizik günü, gerçek anlamda uluslararası düzeyde bir katılıma ulaştı. **IOMP** (International Organisation of Medical Physics) kuruluşu bu alanda aktif katılım için çaba gösterdi ve bu çabalara web sitesinde yer verdi. Covid19 salgınının göreceli olarak atlatılmasının da etkisiyle birçok ülke kendi içinde önemli etkinliklere imza attı. Kolombiya, Endonezya, Irak, Tayland, Meksika, Bengaldeş, Malazya, Kore ve Brezilya bu etkinliklerin önlerinde yer alıyor. Gelecek yıllarda daha kapsamlı bir etkinliğin ve dayanışmanın habercisi oluyor bu katılımlar.

IOMP, bu yıl Medikal Fizik alanında Uluslararası Medikal Fizik Günü nedeniyle aşağıdaki medikal fizikçilere ödül verdiğini açıkladı.

**Anchali Krisanachinda, Thai Medical Physicist Society (TMPS), SEAFOMP Rabih Hammoud, Qatar Medical Physics Society (QaMPS), MEFOMP Geoffrey S. Ibbott, American Association of Physicists in Medicine (AAPM).**

### Uluslararası Radyoloji Günü/Dünya Radyografi Günü/8 Kasım 2022

Uluslararası Radyoloji Günü ve Dünya Radyografi Günü, X-ışınlarının keşfinin yıldönümü olan 8 Kasım'da anılan ve radyolojinin sağlık hizmetlerindeki rolünü destekleyen yıllık bir etkinliktir. Ülkemizde de kutlanan Uluslararası Radyoloji Günü nedeniyle tüm radyoloji alanında görev yapan meslektaşlarımızı ve tüm çalışanları bu nedenle kutluyoruz. Resimde, 9 Eylül Üniversitesi Radyoloji Bölümü çalışanları, Radyoloji Günü nedeniyle meslektaşımız Doç. Dr. Ayşegül Yurt ile birlikte görülüyor.

### 25 Kasım 2022 " Radyasyon Onkologları Günü" olarak kutlandı.

Tüm Radyasyon Onkolojisi Uzmanı dostlarımıza bu nedenle selam ve saygılarımızı iletiyoruz.



## **Radyasyon Onkolojisi ve Medikal Fizik alanında**

### **Yapay Zekâ:**

Bildiğiniz gibi, Yapay Zekâ, çağımızın, ünümüzün en popüler konusu, teknolojinin geldiği çok önemli bir aşama. Bu gelişme doğal olarak özellikle medikal fizikçileri, radyasyon onkolojisi bölümlerinin iş akışını her aşamada doğal olarak çok fazla etkiliyor. Bir başka ifade ile Yapay Zekâ medikal fizikçilerin geleceklerini etkileyen, yeniden inşa eden bir teknolojik gelişme. Deyim yerinde ise, medikal fizikçilerin bu gelişmenin dışında kalmaları mümkün olmayacak. Medikal fizikçilerin teknik alt yapısı, bilimsel bakış açıları, konuya yatkınlıkları yapay zekâya uyumda çok önemli olumlu faktörler olacak diye düşünüyoruz.

Uzun zamandır MedFiz@Online e-dergisinde, medikal fizik alanında yayın yapan dergilerdeki Yapay Zekâ ile ilgili değerlendirmelere, özgün yazılara yer verildi, özet tercüme olarak. Ancak, daha kapsamlı ve daha özgün yazılar yazmanın gereğine inanmaktayız. Uluslararası radyasyon onkolojisi ve medikal fizik kongrelerinde, aynı kapsamdaki periyodik dergilerde yapay zekânın yer aldığı bölümler giderek artıyor.

Örneğin, "Seminars in Radiation Oncology" dergisinin 2022 tarihli Ekim sayısı (Volum 32, Issue 4) tüm sayfalarında Yapay Zekâ makalelerine yer verdi. Kırmızı dergi diye bilinen "Medical Physics" dergisi Mayıs 2020 (Volume 47, Issue 6)'de benzer bir özel sayı yayınladı. Başka bir örnek ise ülkemizden; Türkiye Klinikleri Dergisi,27/10/2022 tarihli sayısının tamamını "Radyasyon Onkolojisinde Yapay Zekâ" konusuna yer verdi. Yine BJR (British Journal of Radiology) Dergisi 2023 yılında " Yapay Zekânın Radyasyon Onkolojisindeki Gelişen Rolü" üzerine bir özel sayı

yayınlayacağını duyurdu. Bu örnekleri arttırmak mümkün.

Yapay zekânın bir de görüntüleme yönü var. Bu alan da doğrudan Radyasyon Onkolojisi ve Medikal Fizik ile ilintili.

Elinizdeki 42. Sayı ile 2022 yılına da veda ediyoruz.

2023 Yılıının medikal fizik ve radyasyon onkolojisi toplumuna barış, huzur, sağlık ve güzel günler getirmesini diliyoruz.

Merhaba 2023, Merhaba 8. YIL.

Saygılarımızla.

**Haluk ORHUN**

## ÖZEL CEYLAN INTERNATIONAL HOSPITAL

**Med. Fiz. Uzm. İsmail Hakkı Kalyoncu**



Özel Ceylan International Hastanesi, sağlık sektöründeki temellerini 1997 yılında Tomomar Radyoloji ve Görüntüleme Merkezi ile oluşturmuştur. 1997 yılından bu yana edindiği bilgi birikimleri, tecrübeleri ve modern teknolojik alt yapısı ile 2016 yılında kurularak hasta kabulüne başlamıştır. 6 ameliyathane, 37 yoğun bakım yatağı, 25 ayaktan kemoterapi ünitesi, 14 gününbirlik gözlem yatağı, toplam 90 yatak kapasitesiyle hizmet vermektedir. Radyoterapi bölümü ise yine aynı yıl Tomotherapy ve GE marka CT-Simülatör cihazları ile hasta alımına başlamış ve kanser hastalarının tedavisi için halen hizmete devam etmektedir. Kliniğimizde 2 radyasyon onkoloğu, 1 medikal fizik uzmanı, 4 radyoterapi teknikeri ve 1 tıbbi sekreter görev yapmaktadır.

### **Cihazımız:**

#### **Tomotherapy HDA tedavi cihazı**

- 6 MV foton enerjisi

### **Dozimetrik Ekipmanlarımız:**

- Octavius 729
- STANDARD IMAGING TomoElectrometer
- STANDARD IMAGING A1SL, A17 İyon Odaları

### **Klinik kadro;**

#### **Radyasyon Onkolojisi Uzmanları:**

- Prof. Dr. Lütfi Özkan
- Uzm. Dr. Ali Rıza Erinekçi

#### **Medikal Fizik Uzmanları;**

- İsmail Hakkı Kalyoncu

#### **Radyoterapi Teknikerleri:**

- Emre Aydın
- Selma Ocak
- Melahat Miğfer
- Miray Yıldırım

#### **Sekreter:**

- Kübra Şahin



**Med. Fiz. Uzm. İsmail Hakkı Kalyoncu**

2013 yılında Anadolu Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünden mezun oldu. 2017 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2017-2018 yılları arasında Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinde çalıştı. 2018-2019 yılları arasında Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi ve 2019-2022 yılları arası Ankara Şehir Hastanesinde çalıştıktan sonra 2022 Kasım ayından itibaren CEYLAN International

Hastanesi bünyesinde Radyoterapi Fizikçisi olarak göreve başlamış ve halen devam etmektedir.

**AAPM TASK GROUP RAPORU 302: YÜZEY KILAVUZLUĞUNDA RADYOTERAPİ**

Received: 3 October 2021 | Revised: 26 December 2021 | Accepted: 5 February 2022

DOI: 10.1002/mp.15532

**AAPM SCIENTIFIC REPORT****MEDICAL PHYSICS****AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy**

**Hania A. Al-Hallaq<sup>1</sup> | Laura Cerviño<sup>2</sup> | Alonso N. Gutierrez<sup>3</sup> |  
 Amanda Havnen-Smith<sup>4</sup> | Susan A. Higgins<sup>5</sup> | Malin Kügele<sup>6,7</sup> | Laura Padilla<sup>8</sup> |  
 Todd Pawlicki<sup>8</sup> | Nicholas Remmes<sup>9</sup> | Koren Smith<sup>10</sup> | Xiaoli Tang<sup>11</sup> |  
 Wolfgang A. Tomé<sup>12</sup>**

**Med. Fiz. Uzm. Ezgi Kiraz Ergen****1. GİRİŞ**

Yüzey görüntüleme, radyoterapi (RT) topluluğu tarafından görüntü kılavuzlu radyasyon tedavisi (IGRT) araç kutusunda benzersiz bir araç olarak kolayca benimsenmiştir. Yüzey görüntüleme, harici belirteçlere ihtiyaç duymadan optik görüntüleme kullanarak hastanın üç boyutlu (3D) yüzeyini gerçek zamanlı olarak yeniden yapılandırır. Başlıca avantajı iyonlaştırıcı olmamasıdır. Yüzey görüntüleme hastaya doz eklediğinden, bu nedenle ilk konumlandırma, intrafraksiyonel hareketin sürekli izlenmesi ve radyasyon ışını kesmek için linak kontrol sistemleriyle ara yüz oluşturmak için günlük olarak kullanılabilir.

**1.1 Amaç ve Gerekeçe**

Yüzey kılavuzlu radyasyon tedavisinin (SGRT) kullanımı, çerçevesiz stereotaktik radyocerrahi (SRS), meme radyoterapisi için derin inspirasyon nefes tutma (DIBH) dahil olmak üzere çeşitli endikasyonlar için AAPM Raporu TG-147'nin yayınlanmasından bu yana hızla artmıştır. 2016 yılında bu görev grubu başlatıldığında, dünya çapında klinik kullanımda

yaklaşık 800 kurulum vardı. Aralık 2019'a kadar bu sayı neredeyse 2000'e yükseldi. Daha fazla klinik SGRT'yi alıp günlük rutinlerine dahil ettikçe; kabul, devreye alma, klinik uygulama ve klinik uygulamalarla ilgili tavsiyelere ihtiyaç duyulmaktadır. Bugüne kadar, SGRT'nin klinikte en iyi şekilde uygulaması için belirli bir fikir birliği önerisi bulunmamaktadır. Bu görev grubu raporunda, mevcut ticari SGRT sistemlerini gözden geçiriyoruz ve yayınlanmış deneyim ve fikir birliği görüşüne dayalı olarak klinik kullanımın teknik yönleri hakkında rehberlik sağlıyoruz. AAPM TG-147, SGRT dahil olmak üzere radyografik olmayan IGRT sistemlerinin klinik kullanımı ve QA ile ilgili genel kavramları tanıtırken, bu rapor bu teknolojinin klinik faydası ve uygulamaları hakkında özel ayrıntılar sağlar.

**1.2 Hedefler**

Yüzey görüntüleme, bir fantom üzerinde yüzey izleme için yüksek uzaysal ve zamansal doğruluk sağlayabilirken, klinik koşullar bir SGRT sisteminin doğruluğunu etkileyebilir. Bu raporun amacı, tıbbi fizik camiasına, bu teknolojiyi çeşitli klinik uygulamalarla başarılı bir şekilde uygulamak için gerekli olan temel bir SGRT anlayışı sağlamaktır.

Hasta konumlandırma veya hareketsizleştirilmenin etkisi ve görüntü kalitesi bozulmasının SGRT sonuçları üzerindeki etkisi gibi teknik zorlukların nasıl giderileceği gibi hususlar, kullanıcıların SGRT sonuçlarını etkileyebilecek yaygın hatalardan kaçınmasına yardımcı olmak için tartışılmıştır. Görev Grubunun talepleri şunlardır:

1. İyonlaştırıcı olmayan yüzey görüntüleme özelliklerini ve piyasada bulunan sistemlerin mevcut kullanımını gözden geçirin.
2. Toplam kalite kontrol programının bir parçası olarak yüzey kılavuzlu radyoterapinin risk veya tehlike değerlendirmesinin uygulanması da dahil olmak üzere, yüzey görüntüleme kılavuzlu sistemlerin devreye alma ve devam eden QA gereksinimlerini özetleyin (örneğin, TG-100).
3. Bu teknolojiyi uygularken kaçınılması gereken olası hatalar da dahil olmak üzere, genel hasta konumlandırma, meme kanseri için derin inspirasyon nefes tutma (DIBH) ve çerçevesiz beyin stereotaktik radyocerrahi (SRS) için SGRT kullanımına yönelik önerileri içeren teknik kılavuzlar sağlayın.
4. Teknoloji ve risk ölçüm değerlendirmesine dayalı olarak SGRT'nin ortaya çıkan klinik uygulamalarını ve ilişkili QA sonuçlarını tartışın.

### 1.3 Kapsam

Bu rapor, SGRT'ye özel QA ve üç yaygın klinik görev için uygulamayı tartışır: Hastaların genel konumlandırılması, DIBH meme kanseri tedavisi ve çerçevesiz SRS. QA tavsiyeleri, yüzey görüntüleme de dahil olmak üzere tüm radyografik olmayan modaliteler için QA kılavuzlarının gözden geçirilmesini sağlayan TG-147'nin amacını genişletir ve tamamlar. Rapor, ticari uygulamalardan bağımsız olarak SGRT'

ye özgü iş akışı sorunlarını ele almaktadır.

Sorumluluk Reddi: Bu görev grubunun tavsiyeleri, yönetmelikler oluşturmak için kullanılmamalıdır. Tıbbi Her kurumun, bu önerilerin kullanımını değiştirebilecek sahaya özel veya devlet tarafından zorunlu kılınan ihtiyaç ve gereksinimleri olabilir.

### 1.4 Bu Raporun Sınırlamaları

Rapordaki önerileri geliştirmek için yayınlanmış veriler kullanılmış olsa da, eksiksiz bir literatür taraması kapsamı dışındadır. AAPM 2018 Yaz Okulu Bölüm 12 ve 13 ve diğer kaynaklarda literatürün kapsamlı bir incelemesi bulunabilir.

SGRT'nin spesifik uygulamasına bağlı olarak klinik doğruluk bu raporda ölçülemez. Bu nedenle, QMP, sistemin performansı hakkında klinik (yani doktorlar) ve tedavi (yani teknikerler) ekiplerine rehberlik sağlamaktan sorumludur. QMP'nin kendi SGRT sistemi ve iş akışında geçerli olanları seçmek için bu rapordaki önerileri yorumlaması gerekecektir. Teknoloji geliştiğinden ve iş akışı seçenekleri genel klinik doğruluğu etkilediğinden, QMP sürekli olarak performansı değerlendirmeli ve değişiklikleri klinik ve tedavi ekiplerine iletmelidir.

### 2. ARKA PLAN

SGRT sistemleri, bir hastanın gerçek zamanlı (yani >1 kare/sn) 3 boyutlu yüzeylerini bir referans yüzeye kaydetmek için optik görüntüleme kullanır. Referans yüzey, tedavi izomerkezine göre tanımlandığından, algoritmalar, hastanın pozisyonunu gerçek zamanlı olarak düzeltmek için gerekli olan 6 serbestlik derecesinde (6DOF) ötelemeleri ve rotasyonları hesaplar. Hastanın yüzeyinin meme ve beyin gibi RT hedefi için iyi bir referans olduğu anatomik bölgeler için, yüzey görüntüleme yüksek zamansal ve uzamsal



doğruluğu nedeniyle klinik uygulamaya hızla entegre edilmiştir. Genel olarak, SGRT radyografik 2D veya 3D görüntüleme modaliteleri ile birlikte, özellikle derin yerleşimli hedefler için artan frekansla birlikte kullanılır.

## 2.1 SGRT Sistemlerinin Evrimi

SGRT, IGRT öncesi dönemde, günlük konumlandırma için hastanın tedavi odasında 3 boyutlu olarak yerini saptamaya ihtiyaç duyulduğunda gelişti. İlk sistemler, invaziv olmayan video ve lazer tabanlı teknoloji ile 2 boyutlu görüntülerden 3 boyutlu lokalizasyon gerçekleştirme becerisini eşleştirdi. Kullanılan görüntüleme ilkesi, görüntülenen nesnenin 3B koordinatlarını saptamak için elde edildikleri bilinen uzaysal geometriyi ve 2B görüntüleri kullanan stereofotogrametridir. Başarılı olmak için, çeşitli geometrilerde elde edilmiş birden fazla 2B görüntü üzerinde nesne özellikleri görünür olmalıdır. Bazı ticari SGRT sistemlerinde, hastanın yüzeyine yapılandırılmış bir ışık modeli yansıtıldığında ve yansıyan ışık daha sonra 2B görüntüde algılandığında görüntü özellikleri oluşturulur. Yapılandırılmış ışık modelinin 3B nesnelere tarafından bozulması, yeniden yapılandırılmasına izin verir. Diğer ticari SGRT sistemlerinde, hastanın yüzeyini taramak için 3B lazerler kullanılır ve nesneyi yeniden yapılandırmak için lazer çizgisinin deformasyonu kullanılabilir.

### 2.1.1 SGRT Sistemlerinin Öncülleri

Güvenilir, gerçek zamanlı konumlandırma ihtiyacı, araştırmacılar tarafından video konumlandırmanın klinik kullanımını teşvik etti. 1979'da Arizona Üniversitesi'nde bir '2D video-cancellation' sistemi önerildi. Böyle bir sistem, baş ve boyun hastalarının ilk konumlandırma ve hareket izlemesi için Chicago Üniversitesi'nde klinik olarak uygulandı ve kurulum

hatalarını MV görüntüleme ile ölçüldüğü gibi 1-3 mm'ye düşürdü. Ploeger ve ark. prostat hastalarında bir BT simülasyon taramasından oluşturulan bir referans yüzey ile gerçek zamanlı video görüntülerinin kullanımını birleştirdi ve tek başına lazerlere kıyasla yanal hasta konumlandırmasında bir gelişme gösterdi.

### 2.1.2 Kurum İçi SGRT Sistemleri

Gerçek zamanlı görüntülemeyle ilgili bu umut verici erken deneyimin ardından, kurum içinde bir dizi yüzey görüntüleme sistemi geliştirildi. Bazıları stereoskopik kameralar kullanılarak geliştirildi ve meme kanseri RT veya çerçevesiz SRS'ye uygulandı, diğerleri ise yansıyan ışığı ölçerek yüzeyi yeniden oluşturabilen ve bunu uygun kalibrasyon kullanarak bir derinlik ölçümüne dönüştüren tarayıcı lazerleri kullandı. Daha yakın zamanlarda, video oyun sistemleri (örneğin, Microsoft Kinect) için hareket algılamalı derinlik kameraları, hasta konumlandırma, hareket izleme, çarpışmadan kaçınma ve biyometrik uygulamalar için kurum içi sistemlerin geliştirilmesine yeni bir ilgi uyandırdı.

### 2.1.3 Ticari Sistemler

2019 itibarıyla, klinik SGRT çözümleri sunan üç ticari satıcı bulunmaktadır(bkz.Tablo 1). Vision RT teknolojisi olan Align RT Optik Yüzey İzleme Sistemi (OSMS) olarak yeniden markalandırıldığını ve Varian tarafından 2012'den 2019'a kadar kendi TrueBeam cihazlar ile entegre bir çözüm olarak satıldığını belirtiyorlar. 2018 yılının Ağustos ayında Varian, teknolojisi 2019'dan itibaren OSMS yerine linaclarıyla entegre bir çözüm olarak satılacak olan HumediQ'yu satın aldı.

**Tablo 1: Ekim 2019 itibariyle ticari olarak mevcut SGRT sistemlerine genel bakış**

Sistem (Satıcı)	Tedavi ünitesi# donanım	CT Simülasyon sistemi (satıcı)	Hasta tanımı	Hasta biyolojik geri bildirimi	Hasta konumlandırma düzeltmeleri
AlignRT (Vision RT)	1 to 3 cameras units (~90° apart)	GateCT (Vision RT)	Kızılötesi yüz tanıma	Visual (Real-time coach)	6D
Catalyst (C-RAD)	1 to 3 cameras units (120° apart)	Sentinel* 4DCT (C-RAD)	Yüz tanıma	Audio & visual (Goggles)	6D
IDENTIFY (Varian)	3 cameras units (~90° apart)	IDENTIFY CT (Varian)	Avuçiçi okuyucusu	Visual coaching module	6D

### 2.1.4 Gelişmekte Olan Ticari Sistemler

Yüzey görüntüleme çözümlerinin, teknolojiye olan talep arttıkça hızla değişmeye devam etmesi bekleniyor. Bunun nedeni, kısmen, kurum içi çözümler geliştirmeyle ilişkili düşük giriş maliyeti olabilir. Son zamanlarda, 2018'de FDA onayını takiben bir nefes tutma koçluğu çözümü piyasaya girdi: BreatheWell (Opus Medical, Eveleigh NSW, Avustralya). Bu sistem birçok ABD kurumunda kullanılmaktadır. 2019 yılında; Brainlab, hareket takibi için optik görüntüleme ile termal görüntülemeyi birleştirdi ve FDA izni Ekim 2019 itibariyle beklemededir.

### 2.2 Yüzey Görüntüleme Teorisi ve Uygulamalarının Özeti

Optik görüntüleme sistemleri, 3B yüzeyleri yeniden yapılandırmak için, lazer tarama, akış süresi, stereovizyon ve yapılandırılmış ışık görüntüleme gibi teknolojiler kullanır. Mevcut ticari SGRT izleme sistemleri, stereofotogrametriye dayanan sözde rastgele benekli ışık deseni yansıtır. Stereovizyon, saptama işlemine yardımcı olmak için bilinmeyen bir benekli ışık deseni kullanarak 3D yüzeyi yeniden oluşturmak için iki kamera kullanır. Bilinen bir

yapılandırılmış ışık düzenini yeniden oluşturmak için tek bir kamera yeterlidir. Uygulamada, görüş alanını (FOV) en üst düzeye çıkarmak, hastanın kendi kendine kapanmasının etkilerini azaltmak ve kayıt doğruluğunu iyileştirmek için daha fazla özellik ve yüzey gradyanını dahil etmek için SGRT sistemleri için birden fazla kamera birimi kullanılır.

Bu yüzey daha sonra 6DOF'ta bir referans yüzeye kaydedilir, bu da iki yüzeyi eşleştirmek için gereken üç öteleme ve üç dönme kaymasının hesaplanmasını sağlar. SGRT sistemleri, kayıt için katı veya deforme olabilen bir algoritma kullanır. Katı algoritmalar, iki yüzey arasında yinelemeli bir en yakın nokta eşleşmesi gerçekleştirir ve tipik olarak, kullanıcı tanımlı bir ilgi alanı (ROI) ile sınırlıdır. Deforme olabilen algoritmalar kayıt için tüm yüzey alanını kullanırken, izomerkezin konumuna daha fazla ağırlık verilir ve nihai kayıt sonucunu sağlamak için bir derinlik düzeltmesi yapılır. İdeal olarak, tüm görüntüleme/yeniden yapılandırma/kayıt zinciri yeterince hızlı bir çerçevede gerçekleşir. Ticari sistemler, gerçek zamanlı görüntüleme elde etmek için elde edilen görüntüleri sonradan işler. Bu nedenle, kare hızları, kamera donanımına özgü

olanlardan daha düşüktür.

### **2.2.1 Görüntüleme Donanımını, algoritmaları ve Teknik Özellikler**

Ticari sistemlerin genel detayları Tablo 1'de verilmektedir. Tek kamera kurulumları, özellikle closed-bore tedavi üniteleri için CT simülatör odalarında veya tedavi odalarında kullanılabilir. Çok kameralı sistemlerle karşılaştırıldığında, tek kameralı sistemler daha küçük bir FOV'a sahiptir ve hasta tarafından kendi kendini kapatmaya daha yatkındır. Bu nedenle, düzlemsel olmayan tedavi için bir multikamera sistemi kullanılmalıdır.

### **2.2.2 Görüntüleme ve Kayıt Kapasitelerinin Sınırlamaları**

SGRT sistemleri, sınırlı bir FOV ve çok koyu ten tonlarını görüntüleyememe gibi belirli teknik sınırlamalara sahiptir. Hedeften yüzeye yer değiştirme arttıkça (örneğin derin yerleşimli tümörler) veya gerçek zamanlı yüzey referansa kıyasla önemli ölçüde deforme olduğunda (örneğin meme şişmesi) ortaya çıkabilen kayıt doğruluğu sınırlamaları da vardır. Bu sınırlamalardan bazıları donanımın bir işlevidir (örneğin, kameraların sayısı ve konumu) ve değiştirilemez.

Diğer sınırlamalar, yalnızca belirli hastalar ve tedavi görevleri için aralıklı olarak ortaya çıkar. QMP'ler, aralıklı olarak ortaya çıkabilecek sınırlamaları gidermek için bir kaynak olarak hizmet ederken, statik sınırlamaları mümkün olduğunca azaltmada önemli bir rol oynar.

FOV'un merkezini kaydırmak için oda içi kameralara alternatif konumlar seçmek mümkündür. Genel olarak, FOV, mevcut ve gelecekteki klinik uygulamaları barındıracak şekilde optimize edilmeli ve kabul sırasında QMP'den gelen girdilerle ölçülmelidir.

Ayrıca, nominal FOV, seçilen klinik durumlarda yüzeyin geniş alanlarını görünmez hale getirebilen tedavi başlığı veya görüntüleme panelleri tarafından kamera tıkanmasının etkilerini hesaba katmaz. Bazı SGRT sistemleri, izlenen bölgenin önemli bir kısmı eksik olduğunda kullanıcıyı uarmaya çalışsa da, yalnızca bu uyarılara güvenilmemelidir. Bu vakaları tespit edebilmek QMP'lerin sorumluluğundadır.

Bir 3B yüzeyin oluşturulması, yansıtılan ışık modelinin hastanın yüzeyinden yansıtılmasını ve kameralar tarafından algılanabilir olmasını gerektirir. Klinikte karşılaşılan çok çeşitli cilt tonlarını hesaba katmak için SGRT sistemleri, pozlama, entegrasyon süresi veya kamera gain ayarı gibi belirli doğal kamera özellikleriyle ilgili ayarlara sahiptir. Bazı SGRT sistemlerinde, kullanıcı birkaç ayar arasından seçim yapabilir. Ayarlar satıcı tarafından önceden tanımlanırken, diğer sistemler için bu ayarlar doğrudan QMP tarafından değiştirilebilir. Kamera donanım sınırlamaları ile karşılaşıldığında ve yansıyan ışık sinyali, çok koyu ten rengi tonlarda meydana gelen algılanacak kadar büyütülemediğinde (yani, pozlama süresi sınırına ulaşıldığında), oluşturulan yüzeyde yeniden yapılandırılmayan eksik bölgeler olacaktır. Bu nedenle QMP, kuruma özel hasta popülasyonunun bilgisine dayalı olarak sistemin klinik kullanımı sırasında ve kabul sırasında bu maruziyet ayarlarının belirlenmesinde yer almalıdır.

SGRT, hastanın yüzeyini izlemeye dayandığından, yüzey hedef için iyi bir vekil olmadığında veya yüzey kameralar tarafından görülmediğinde, iç hedefin konumunu çıkarma doğruluğu düşer. Yüzeyin hedef pozisyon için güvenilirliği QMP ve klinik veya tedavi ekipleri tarafından belirlenmelidir. Çünkü yüzeyin referans olarak geçerliliği, hastaya özel olduğu kadar

göreve de bağlıdır. Bu nedenle, QMP ve klinik/televi ekipleri, bu taşıyıcılığın geçersiz olduğu durumları (örneğin, meme şişmesi gibi önemli anatomik değişiklikler veya iç hareketin yüzeyle ilişkili olmadığı durumları) belirlemek için eğitilmelidir. QMP genellikle sorun gidermeye dahil olacağından ekipman veya algoritmalarla ilgili sınırlamalar keşfedilirse QMP'nin satıcının klinik hizmet ekibiyle bağlantı kurması ve bunu tedavi ekibine iletmesi önemlidir.

### 3.SGRT İÇİN COMMISSIONING VE QA UYGULAMALARI

#### 3.1 SGRT için TG-147 Tavsiyelerinin Kısa Özeti

AAPM Task Group 147, RT'de lokalizasyon ve izleme için kullanılan radyografik olmayan teknolojileri gözden geçirmek ve bu tür sistemlerin kalite güvencesi, kabulü ve devreye alınması hakkında önerilerde bulunmak üzere oluşturulmuştur. TG-147'de incelenen radyografik olmayan teknolojiler arasında radyo frekansı, kızılötesi, lazer ve video tabanlı hasta lokalizasyon ve izleme sistemleri bulunur ve bu nedenle SGRT için geçerlidir. TG-147, SRS/SBRT prosedürleri planlandığında TG-142 veya 1 mm'yi takiben 2 mm'den daha az ortak doğruluk hedefini yineler.

TG-147'ye göre; lineer hızlandırıcıların doğruluk kontrolleri, TG-142'yi ve satıcının tedavi uygulama sistemi için kabul testini takip etmelidir. Çevresel sistemin izomerkezini tanımlamak için kullanılan herhangi bir alt sistemin (lazerler, ışık alanı vb.) doğruluğu, radyografik olmayan sistemin kurulumundan önce belirlenmeli ve minimum olarak TG-142'de önerilen sıklıkta veya QMP tarafından gerekli görüldüğü takdirde daha sık kontrol edilmelidir. Doğrudan SGRT için geçerli olan TG-

147'nin ana önerileri aşağıda özetlenmiştir:

- **Kabul (Acceptance):** Lokalizasyon doğruluğu ve tekrarlanabilirliği, satıcı yönergeleri ve TG-142'ye göre kontrol edilmelidir. Tedavi ünitesi arayüzünün güvenli çalışması ve uygun işlevselliği gösterilmelidir.
- **Devreye Alma (Commissioning):** Simülasyon, planlama ve tedavi uygulama sistemleri arasındaki veri aktarımı kontrol edilmelidir. Lokalizasyon FOV'u ölçülmeli, bir fantomda uçtan uca testler (end-to-end) yapılmalıdır. Verilen dozun %1 ve lokalizasyonun 1mm içinde olduğunu doğrulamak için lokalizasyon sistemi olan ve olmayan doz ölçümleri alınmalıdır. Kamera sisteminin kararlılığı (örneğin, kameralar ilk etkinleştirildiğinde termal kayma) ve tekrarlanabilirlik testleri (örneğin, sistem kararlılığa ulaştığında) gerçekleştirilmelidir.
- **Periyodik Kalite Kontrol:** Satıcı tarafından önerilen testlere ek olarak, TG-147 aşağıdaki testleri önerir: Güvenlik ve statik lokalizasyon (günlük); 'hidden target' testi kullanarak güvenlik ve statik lokalizasyon (aylık), dinamik lokalizasyon doğruluğu (aylık); güvenlik, sistem bütünlüğü, kamera stabilitesi, genişletilmiş sistem performansı, konumlandırma doğruluğu, takip veya izleme kapasitelerinin değerlendirilmesi, veri aktarımı (yıllık).

#### 3.2 SGRT için Fantom Seçimi

Yüzey görüntü kalitesi, görüntülenecek yüzeye bağlıdır. Bu nedenle, SGRT sistemlerinin kalite kontrollerinin kritik bir bileşeni, bu testler için kullanılacak fantomların seçimidir.

##### 3.2.1 Renk, Doku ve Yansıtma

SGRT sistemleri, yansıtılan ışık düzenini yansıtabilen

opak/mat, açık renkli yüzeylerde en iyi şekilde çalışır. Bazı sistemler farklı cilt tonuna sahip vücutlar/fantomlar için, kullanıcının yüzey bilgilerini yakalayabilmesi için pozlama süresini değiştirmesine izin verirken, QA sırasında en iyi izleme sonuçlarını daha açık renkli fantomlar verir. Ayrıca, yüzey parlaksa yansıtılan ışık düzeninin doğruluğunu azaltacak çok sayıda yansıma oluşturabilir. Bir fantom veya cihaz yalnızca koyu veya parlak yüzeylere sahipse, yüzeye bir boya tabakası veya açık renkli bant eklenebilir. Strafor malzeme SGRT ile kullanım için uygun olmayabilir çünkü çok fazla dokuya sahiptir ve yansıtılan desen açıkça tanımlanamayabilir. Bununla birlikte, birçok RT bölümünde blok kalıpların oluşturulması için kullanılan pürüzsüz köpük, dikkatlice tanımlanmış hizalama işaretleri kullanılarak düşük maliyetli bir 3B yüzey fantomu olarak kullanılabilir.

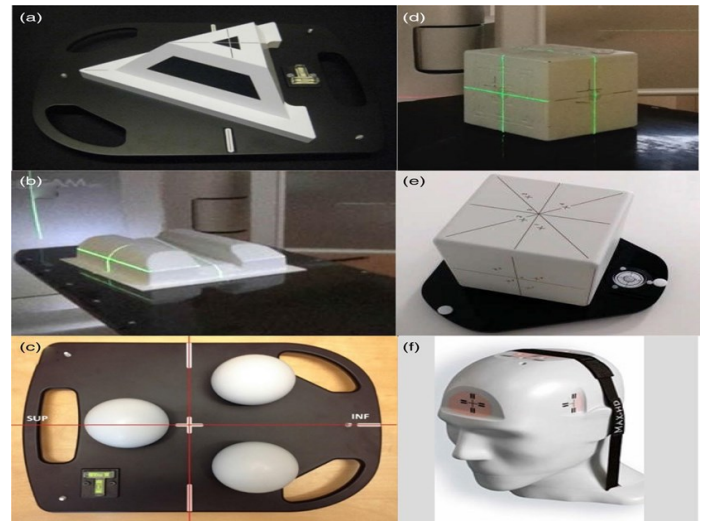
Rutin QA sırasında en iyi izleme sonuçlarını verdikleri için açık renkli fantomların kullanılması tavsiye edilirken, yüzey renginin lokalizasyon doğruluğu üzerindeki etkisi, mümkün olduğunda hem açık hem de koyu tonlu fantomlar test edilerek değerlendirilmelidir. Bu, özellikle koyu ten rengine sahip hastaların daha büyük bir bölümünün tedavi edildiği kurumlar için önemlidir.

### 3.2.2 Lokalize Yer Değiştirme Doğruluk Testleri Üzerindeki Etkiler

TG-147 tarafından önerildiği gibi, beklenen tüm konumsal kaymaları kapsayan bir dizi yer değiştirme üzerinden herhangi bir lokalizasyon sistemi için lokalize yer değiştirme doğruluğunun yapılması gerekir. Lokalizasyon doğruluğunu test etmek için gerekli olan ana fantom özelliği, daha önce bahsedilen renk ve yansıtma özelliklerine ek olarak,

SGRT sistemi için elverişli bölge anatomisidir. Düz bir tahtada olduğu gibi, bir fantom bölge anatomisinden yoksun olduğunda, sistem konumu veya hareketi doğru bir şekilde ayırt edemez. Bu nedenle birçok fantom baş, bacak veya meme gibi anatomik yüzeyleri taklit eder.

Rutin QA için kullanılan bazı fantomlar Şekil 1'de gösterilmiştir. Kübik fantom durumunda, köşe gibi yeterli topografyaya sahip bir ROI seçilmelidir.



**ŞEKİL 1: SGRT sistemlerinin QA'sı için kullanılan fantom örnekleri: (A) Oda lazerlerine (C-rad) göre izomerkez konumunun günlük kontrolü için üçgen fantomu; (B) Bacak fantomu (Vision RT); (C) Oda lazerlerine (C-rad) göre izomerkez konumunun günlük kontrolü için küre fantomu; (D) Penta-Guide Penta1 (QUASAR); (E) Rutin QA için Cube 2.0 fantomları ve kV veya MV görüntüleme (Vision RT) kullanılarak izomerkezin kalibrasyonu ve (F) MAX-HD SRS antropomorfik fantom (IMT)**

SRS, DIBH ve SBRT gibi gerçek zamanlı izleme uygulamaları için ve özellikle SGRT parametreleri tolerans dışında olduğunda ışının otomatik olarak kapatılacağı durumlar için, kullanıcı dinamik bir fantom ile ek QA gerçekleştirmelidir. Bu fantom, lokalizasyon doğruluk testleri için, sistem

gecikmesinin klinik olarak uygulanabilir bir eşğin altında olduğunu kontrol etmek ve TG-142'ye göre takip testleri gerçekleştirmek için kullanılmalıdır.

### **3.2.3 Devreye Alma ve Uçtan Uca Testlerle İlgili Diğer Hususlar**

Yukarıda bahsedilen özelliklere ek, diğer IGRT modaliteleri ile karşılaştırma için sabit iç referans değerleri ve SGRT için bir DICOM referans yüzeyi oluşturmak üzere TPS'de seçilen cilt kontur eşiklerini tanımlamak ve doğrulamak için dış referans değerleri dahil olmak üzere uçtan uca test sırasında SGRT'yi karakterize etmeye yardımcı olacak ek özellikler gereklidir. TG-147 tavsiyelerine uymak için, bazı kullanıcılar bir fantomu SGRT ve dozimetrik yeteneklerle birleştirmek isteyebilir. Ancak çoğu kullanıcı, dozimetrik doğrulamadan geçen diğer IGRT sistemlerine karşı SGRT' nin çapraz doğrulamasını gerçekleştirir.

Anatomisi, gömülü referans noktaları, hareketi ve dozimetrik yetenekleri olan çok kapsamlı bir fantom, birçok kliniğin bütçesini aşabilir ve amaçlanan kullanım için gerekli bilgileri halihazırda sağlayabilen diğer fantomlara göre çok az avantaj sağlayabilir.

Bazı fantomlar, yüz, bacak veya meme vb. gibi belirli bir kullanım için anatomiye benzeyecektir. SGRT sisteminin izleme doğruluğunu test etmeden önce, bu fantomlarla farklı ROI'ler kullanarak yüzey oluşturma ve kayıt sıklığı üzerindeki etki yani kare sayısı değerlendirilmelidir. ROI boyutu arttıkça sistemin yanıtı tipik olarak yavaşlar. Bu nedenle, devreye alma ve uçtan uca test sırasında, kullanıcının verilen uygulama için izleme doğruluğu ve sistem yanıtı için hangi ROI boyutunun en iyi olduğunu değerlendirmesi gerekir.

Bazı SGRT sistemleri, satıcı tarafından sağlanan bir

kalibrasyon plakası ile birlikte gelir. Bu plaka, kamera sisteminin makine izomerkezine göre izomerkezdeki konumunu kalibre etmek için kullanılacaktır. Bununla birlikte, kalibrasyon plakasının makine izomerkezi ile küçük yanlış hizalamalarının, masa döndürüldüğünde hatalı olarak tahmin edilen ofsetlere yol açabileceği ve MV portal görüntüleme kullanılarak bir fantomla yapılan ek kalibrasyonun hatayı azalttığı gösterilmiştir. Çoğu çok kameralı SGRT sisteminin kalibrasyonu, kameraların birbirine kalibre edildiği ve ardından kamera sisteminin tedavi ünitesinin mekanik izomerkezine kalibre edildiği iki aşamalı bir işlemdir. Bu yaklaşım, mekanik izomerkezin, tipik olarak bir Winston-Lutz testi veya eşdeğeri ile doğrulanan tedavi ünitesinin radyasyon izomerkezi ile çakıştığını ima eder. Sonuç olarak, en doğru yaklaşım, SGRT kamera sistemini doğrudan tedavi ünitesinin radyasyon izomerkezine kalibre etmek olacaktır, çünkü bu, mekanik ve radyasyon izomerkezi arasındaki bağlantıdaki herhangi bir yanlışlığı ortadan kaldırır.

### **3.3 SGRT' yi Diğer Görüntüleme Modaliteleri Dahil Olmak Üzere Mevcut QA Programına Dahil Etmek**

#### **3.3.1 İzomerkez Çakışmasını Doğrulamak için Kapsamlı Uçtan Uca Test**

SGRT'nin kV veya MV X-ışını veya CBCT gibi diğer görüntüleme modaliteleriyle çakıştığını doğrulamak için uçtan uca testler ve tedavi izomerkezi, devreye alma ve kabul sırasında gerçekleştirilmelidir. SRS gibi daha yüksek doğruluk gerektiren klinik uygulamalar için bu test, TG-100 veya istatistiksel süreç kontrolü gibi analizlerin rehberliğinde periyodik olarak yapılmalıdır. Bu gibi durumlarda SGRT, SRS/SRT için Winston-Luz testine dahil edilebilir.

### 3.3.2 Dinamik Radyasyon İletimi için Zamansal Doğruluk/Gecikme Etkileri

Dinamik radyasyon iletimi için geçici doğruluk/gecikme ve mevcut olduğunda tedavi ünitesiyle entegrasyon dozimetrik doğruluğu etkileyebilir. TG-142'ye göre, SGRT sistem gecikmesi özel uygulama için değerlendirilmeli ve tedaviden önce uygun kabul edilmelidir. Gecikme süresinin doğrudan ölçümü zor olabilir. SGRT gecikme süresinin klinik olarak uygun bir eşiğin altında olduğu doğrulanmalıdır (örneğin, meme DIBH tedavisi için <1 sn). Serbest solunum (FB) kapılı tedavi için, TG-76 toplam gecikme süresinin mümkün olduğu kadar kısa olmasını ve tahmin modelleri bu sürenin üzerinde iyi performans gösteremediğinden her durumda 0,5 saniyeyi geçmemesini önerir.

### 3.4 SGRT'ye Özgü QA Sorunları

#### 3.4.1 Referans Yüzey Seçiminin QA Test Sonuçları Üzerindeki Etkisi

Rutin QA sırasında performansı değerlendirirken SGRT sistemi tarafından elde edilen bir referans yüzeye karşı bir tedavi planlama CT veri setinden oluşturulan DICOM referans yüzeyinin kullanılmasının etkileri olabilir. Kamera teknolojisi ve yazılım algoritmaları sürekli olarak geliştiğinden (hem SGRT hem de TPS'ler için), QMP'nin referans yüzey tipinin sistem gecikmesi, lokalizasyon ve uçtan uca test üzerindeki etkisini devreye alma sırasında değerlendirmesi gerekir. Herhangi bir iş akışı için, belirli bir referans yüzey tipinin en uygun olabileceğini ve yüzey tipinin değerlendirilmesine yardımcı olmanın ve geliştirme sırasında bu test sonuçlarına dayalı referans seçimine rehberlik etmenin QMP'nin sorumluluğunda olduğunu unutmayın.

Bazı SGRT sistemlerinde, bir TPS CT voksel boyutunda

CT görüntüleme oluşturulan DICOM yüzey yapılarının kullanılmasıyla hizalamada sistematik bir sapma gözlemlenmiştir ve tarayıcı koordinat sisteminden SGRT sistemine kesin olmayan bir dönüşüm, konumlandırma doğruluğunu etkileyebilir. Ayrıca, tarama hızı ve solunum aşaması referans yüzeyini etkiler(bkz. Bölüm 3.4.3). Ek olarak, CT verilerinden yüzey segmentasyonu için Hounsfield birimlerine(HU) dayalı görüntü eşikleme kullanıldığında yüzey lokalizasyonunda farklılıklar meydana gelebilir. Veri yapısı ve çözünürlüğü veri kümeleri arasında eşleştirilebildiğinden, bir SGRT sisteminin yakalanan bir yüzeyin SGRT sistemi tarafından oluşturulan bir referans yüzeye intramodalite kaydının muhtemelen optimal doğruluk üretmesi önerilmiştir. SGRT teknolojisi ilerlemeye devam ettikçe ve daha yüksek çözünürlüklü kameralar, aşırı hesaplama süresi olmadan küçük özellikleri ayırt edebilir, referans yüzey tipleri arasındaki küçük farklılıklar algılanabilir hale gelebilir. Genel olarak, TPS'den gelen ve SGRT tarafından oluşturulan referans yüzey tipinin kullanımından beklenen farklılık <1mm olmalıdır. Son olarak, aynı ROI'nin izlenmesi koşuluyla, her iki referans yüzeyi türü (örneğin, DICOM ve kameradan alınan) oluşturulabilir ve izleme hızının yan yana karşılaştırması için kullanılabilir.

#### 3.4.2 ROI Seçiminin QA Sonuçları Üzerindeki Etkisi

ROI seçimi, boyut ve konum sistemin yanıtını etkileyeceğinden klinik prosedürlerde kullanılanı yansıtmalıdır(bkz. Bölüm 4.2). Fantom QA geometrisi, ilgili klinik iş akışını mümkün olan maksimum ölçüde taklit etmelidir. Belirli bir tedavi prosedürü için, sistem gecikmesi, lokalizasyon doğruluğu ve uçtan uca iş akışı değerlendirmesi üzerindeki etkiyi değerlendir-

mek için olası ROI boyutları ve şekilleri, devreye alma sırasında değerlendirilmelidir. Kötü tanımlanmış bir ROI, SGRT izlemenin doğruluğunu azaltabileceğinden, QA'nın önemli bir yönü, QMP'nin ROI seçim sürecini kontrol etmesidir.

### 3.4.3 Görüntü Kalitesinin Sistem Performansı Üzerindeki Etkisini Değerlendirme

Görüntü kalitesiyle ilgili sorunlar, CT simülasyon görüntülerinden oluşturulan bir DICOM referans yüzeyini kullanırken ve bir referans yüzeyi yakalamak için SGRT sistemini kullanırken sistem performansını etkileyebilir. Bir DICOM yüzey yapısı oluştururken, tarama koşulları kalitesi üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir. CT taraması sırasında hafif solunumun bile, solunum döngüsüne göre görüntü alma süresi uzun olduğunda hastanın yüzeyinde bir dalgalanma paterniyle sonuçlanan hareket artefaktlarına yol açabileceği bildirilmektedir. Baroni ve diğerleri tarafından solunum sırasında meme hareketinin 2 ila 3mm arasında olduğu bulunmuştur. Daha fazla sayıda dedektör sırasına sahip modern CT tarayıcılar, bir solunum döngüsünden daha hızlı tarama hızları ile bu sorunu hafifletebilir. Daha hızlı CT taraması mevcut değilse, görüntü kalitesi ve buna bağlı olarak oluşturulan DICOM yüzeyi için lokalizasyon doğruluğu düşebilir. Kesit kalınlığı ve artışı, kısmi hacim etkileri nedeniyle DICOM yüzey segmentasyonunu da etkileyebilir. Taramanın kesit kalınlığı ve/veya artışı büyükse, CT verilerinin çözünürlüğü SGRT sisteminin çözünürlüğüne karşılık gelmeyebilir ve bu da zayıf kayıt doğruluğuna yol açar. Görüntüleme artefaktları da hastanın yüzeyinin bölümlenmesini etkileyebilir. Hastaya yerleştirilen teller ve metal artefaktlar yüzey konturunu değiştirebilir. Protez implantlar veya doku genişletici portlardan kaynaklananlar gibi vücudun

içinden gelen metal artefaktlar, hastanın yüzeyini doğru bir şekilde tanımlama yeteneğini büyük ölçüde etkileyebilir.

SGRT sistemi tarafından yakalanan bir referans yüzeyinin kullanılması, CT yüzey segmentasyonunun birçok tuzaklarından kaçınırken, aynı zamanda ek zorluklar da sunar. Ortamdaki oda aydınlatma koşullarına duyarlı SGRT sistemleri için, oda aydınlatmasının ilk sistem yapılandırmasıyla tutarlı olmasını ve satıcıya özel yönergelerle göre kabul edilebilir koşullar aralığına girmesini sağlamak için bir referans yüzeyi yakalarken dikkatli olunmalıdır. Ayrıca hedef yapının yansıtıcı özelliklerinin de değerlendirilmesi gerekir. Kameranın kendi kendine kapanması olarak da bilinen postüral obstrüksiyon, SGRT çekim kalitesi için de sorunlu olabilir. Örneğin, burun veya göğüs duvarı doku genişleticileri ilgili distal anatomiyi gölgeleyebilir. Bu nedenle, yakalanan tüm görüntüler, uygun bir ROI oluşturmak için yüzey verilerinde, topografya eksikliği veya yüzey kıtlığı nedeniyle sistem yanıtını önemli ölçüde etkileyebilecek delikler açısından incelenmelidir.

### 3.4.4 Gantri Kafasında ve Görüntüleme Kollarında Kamera Çakışmasının Etkisi

SGRT sistemlerinde birden fazla kameranın kullanılmasının mantığı, daha fazla lokalizasyon bilgisi sağlamak için kamera sisteminin engellenebileceği eş düzlemli olmayan açılar da dahil olmak üzere tüm tedavi boyunca mümkün olduğunca çok ilgili yüzeyi görselleştirmektir. Bir kamera sisteminin görüşünün kapanması, tedavi ünitesi bileşenlerinden veya hastanın kendi duruşu veya aksesuarlarından kaynaklanabilir. Gantri kafası ve kV görüntüleme kolları kameraları kapattığında, özellikle sıfır olmayan



masa açılarında SGRT'nin düşük performans gösterdiği bilinmektedir. Kullanıcı, sisteme aşına olmak ve izleme doğruluğunu gerçek masadan ayırabilmek için masa dönüşleri ve gantri çakışması ile izleme doğruluğu testleri yapmalıdır. Gelişmiş kamera optimizasyonlu daha yeni sistemler için, Wiant ve diğerleri yakın zamanda 72 farklı masa ve portal konfigürasyonda bir kafa fantomu için izleme doğruluğu kaybını inceledi. Doğruluğun kamera kapanması sırasında 0,2mm'den daha az izleme değişiklikleri ile minimum düzeyde etkilendiği gösterildi. Çoğu zaman, kamera engellemesinin izleme doğruluğu üzerindeki etkileri, izleme ROI'sini değiştirerek hafifletilebilir veya azaltılabilir. Bu, sistem QA sırasında araştırılmalıdır.

Devreye alma ve uçtan uca testler sırasında; QMP, uygulanabilir klinik senaryolar için sistem doğruluk testlerini tekrarlarken tedavi odasındaki tipik kamera engellerini simüle etmelidir. Anatomik bölgelerde ve tedavi tekniklerinde SGRT'nin etkin kullanımı üzerindeki potansiyel etkisinin yanı sıra, engellere yol açabilecek geometrilerin belgelenmesi tavsiye edilir. Çakışmanın bir sonucu olarak gözlemlenen doğrulukta herhangi bir eksikliği azaltmak için stratejiler geliştirilmelidir ve çakışma meydana gelirse tedavi ekibine sorun giderme prosedürleri sağlanmalıdır. Bir strateji, portallı engelsiz bir geometriye (mümkünse) döndürmek ve konumlandırmanın kabul edilebilir toleranslar dahilinde olduğunu doğrulamaktır; ancak bu, tedavi süresinin istenmeyen bir şekilde uzamasına neden olabilir. İkinci bir seçenek, yanıtıcı sonucu ortadan kaldırmak için tamamlayıcı bir IGRT teknolojisi kullanmaktır. Kullanıcı doğruluğu tanımladıktan sonra, doğruluk önceden belirlenmiş toleranslar dahilinde

değilse (SRS için  $<1$  mm) satıcıyla iletişime geçilmelidir. QMP, bu durumla karşılaşırsa nasıl devam edileceğine ilişkin prosedürleri klinik ve tedavi ekiplerine iletmelidir.

### **3.5 Deforme Olabilene Kıyasla Sabit Kaydın QA Sonuçları Üzerindeki Etkileri**

Yüzey görüntüsü kaydının doğrulanması, ilk devreye alma ve sürekli bir QA programına entegre edilmelidir. Bazı ticari sistemler sabit kayıt ve bazıları deforme olabilir kayıt sunar. Bu rapor boyunca tartışılan QA tavsiyelerinin sabit kayıt algoritmaları için uygulanması ve yorumlanması kolaydır. Ancak, deforme olabilir kayıt algoritmaları için ek hususlar vardır.

Bu raporun yazıldığı andan itibaren, deforme olabilen görüntü kayıt yeteneklerine sahip sistemlerde, fantomların katı nesnelere olduğu varsayıldığından, algoritma varsayılan olarak QA rutinleri için katı bir algoritmaya geçer. Böylece QA süreci deformasyonlara karşı hassas olmayacaktır. Ancak bu sistemlerin klinik modunda; deforme olabilen algoritma, tüm hastalar için hasta konumlandırma, izleme ve takip için kullanılır. SRS tedavisi için; bu sistemlerdeki algoritma, pozisyonun hesaplanması için yüzdeki rijit yapıların kullanıldığı yarı deforme olabilir ve deforme olabilen algoritma, deforme olmuş yapıları (örn. kirpikler, yanaklar) tespit eder ve bunları hesaplamadan dışında tutar. Şu anda, deforme olabilen algoritmaların titiz bir şekilde test edilmesini sağlayan bilinen bir fantom yoktur. Bununla birlikte, deforme olabilen algoritmaların sınırlarına ulaşmış olabileceği (örneğin büyük deformasyonlar) ve katı bir cisim varsayımının ihlal edildiği klinik durumları belirlemek için QMP dahil edilmelidir. Kullanıcılar,

algoritmanın uygunluğunu değerlendirmek için SGRT sistemi içinde kendilerine sunulan tüm yazılım araçlarına aşına olmalı (rneęin, yüzey uyumsuzluklarını ve/veya deformasyon haritalarını analiz etmek için araçlar) ve bu bilgileri kararlarını yönlendirmek için kullanmaya hazır olmalıdır.

**Not: Raporun kalan kısmı önümüzdeki sayıda yayınlanacaktır.**



**Med. Fiz. Uzm. Ezgi Kiraz Ergen**

1988 yılında İzmir'de doğdu. 2011 yılında Pamukkale Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldu. 2013 yılında Acıbadem niversitesi'nde Sağlık Fiziği yüksek lisans eğitimine başladı. 2015 yılından beri Acıbadem Bursa Hastanesinde alışmaktadır.

## RADYASYON ONKOLOJİSİ KAZA ÖĞRENME SİSTEMİ-4

### Med. Fiz. Uzm. Selda Yeşil

Dergimizin önceki sayılarından itibaren paylaşmaya başladığımız RO-ILS veri tabanından alınan radyasyon onkolojisi merkezlerinde yaşanmış kaza veya kaza gerçekleşmeden yaşanmış bazı olaylara yer verdiğimiz örneklerle bu sayımızda da devam ediyoruz. Okuyucularımızda kendi yaşadıkları benzeri durumları [medfizonline@gmail.com](mailto:medfizonline@gmail.com) mail adresimizle paylaşarak katkıda bulunabilirler.

### RO-ILS VAKA ÇALIŞMASI 1: TEDAVİ PLANMA SÜRECİNDE KONTURLAMANIN ÖNEMİ

**Genel Bilgi:** Kontur tanımlama; Tümör kontrolünü optimize eden ve radyasyon toksisitesini azaltan radyasyon tedavisi planlarına rehberlik etmek için hedef ve risk altındaki organların (OAR'lar) ana hatlarını çizmeyi içeren çok önemli bir tedavi planlama sürecidir.

Radyasyon onkologları arasında hedef hacim tanımlamasındaki farklılıklar yaygındır ve bu durum hasta sonuçlarını etkileyebilir. Radyasyon kalite güvencesi için ileriye dönük klinik denemelerin analizleri, konturlardaki farklılıkların tedaviye bağlı daha kötü toksisiteye ve sağ kalımda azalmaya neden olabileceğini göstermiştir. Konturlamada, hedef hacimleri ve OAR'leri doğru bir şekilde tanımlanmazsa, ablatif tip dozlar verildiğinde ve OAR'ler hedef hacme bitişik olduğunda özellikle önemli bir durum söz konusu haline gelmektedir. Batın bölgesinde, CT simülasyonu kullanılarak sunulan zayıf yumuşak doku kontrastı göz önüne alındığında, hedef hacimleri normal yapılardan ayırt etmek özellikle zor olabilir. Böyle bir durumda teşhis

taramalarının görüntülerinin füzyonu kullanılarak anatominin netleştirilmesine yardımcı olabilir ve böylece hedef hacim ve normal doku tanımlaması doğru bir şekilde hedeflenebilir.

**Örnek Olay:** Pankreasa eş zamanlı entegre boost (SIB) tedavisi gerektiren bir hasta için hedef konturlar çizildi. Tümörün görülmesi zordu ve Gross tümör hacmi (GTV) yanlışlıkla midede oluşturuldu. Fizikçi konturları gözden geçirdiğinde, GTV hacminin yerinin yanlış olduğunu düşündü, bu nedenle kontrastlı MRI ve tanı amaçlı BT görüntülerini aldılar ve bunları füzyon yaparak bir araya getirdiler. Radyasyon onkoloğu taramaları inceledi ve GTV'nin midede olmadığı ve konturların yanlış olduğunu kabul etti. Konturlar sorgulanmasaydı, hastanın midesi 6500 cGy alacaktı. Fizikçi bu tarz olayların yaşanmaması için radyasyon onkologlarının işbirliğinin ve eğitimlerinin artırılmasının ayrıca konturlama yapılırken daha fazla dikkat edilmesi gerektiğini ifade etmiştir.

### Olaya Katkıda Bulunan Faktörler/Temel Sebepler:

- Personel performansı:** Radyasyon onkoloğu, yalnızca CT simülasyon görüntülerini kullanarak hedef hacmi belirledi. Karın boşluğunda, BT'nin yumuşak doku kontrastının zayıf olduğu göz önüne alındığında, hedef hacimleri normal yapılardan ayırt etmek özellikle zor olabilir. Radyasyon onkoloğu onlara yardımcı olması için herhangi bir füzyon talep etmedi ve başka bir radyasyon onkoloğundan konturları gözden geçirmesini istemedi ve ayrıca radyasyon onkoloğunun yapıları tanımlamaya yardımcı olması için bir radyologdan yardım isteyip istemediği açık değildir.

- **Disiplin içi meslektaş incelemesi yetersiz:** Bu hata, fizikçinin planlama aşamasında, radyasyon onkoloğunun konturunu kontrol etmesiyle farkedildi. Ancak, başka bir radyasyon onkoloğunun dahil olduğu disiplinler arası bir değerlendirmesi yapılmadı.

#### **Alınan Dersler/Hatanın Azaltma Stratejileri:**

1. Mevcut tüm kaynakların kullanımı.
2. Konturlama işlemlerinin standardizasyonu.
3. En az iki farklı Radyasyon Onkoloğunun çizimi incelemesi.
4. Yeterli güvenlik kültürü.

Hedef ve normal doku tanımlaması, mevcut tüm kaynaklar kullanılarak en iyi şekilde gerçekleştirilir. Pankreas kanseri için zayıf yumuşak doku kontrastı sunan BT simülasyonunda hedef ve OAR tanımlaması sınırlıdır. Ek taramaların (yani, tanısal MRG, pankreas protokolü CT karın/pelvis ve PET-CT) BT simülasyon görüntülerine konturlamadan önce füzyonu istenerek bu durumda hedef ve mide arasındaki sınırların netleşmesine yardımcı olabilir. Ayrıca hacimlerin tanımlanması da bir radyolog ile gözden geçirmek de faydalı olabilir. OAR'lerin kapsamlı bir şekilde tanımlanması, radyasyon tedavisinin, tedavi planlarının kalitesi için çok önemlidir.

Ek olarak, her hastalık bölgesi için yapıların konturlarını aynı sırada (yani en kolaydan en zora) yapmak ve öncesinde füzyonu gereken görüntüleme tipini standardize etmek konturlamamıza yardımcı olabilir. Tutarlı bir yaklaşıma sahip olmak, tedavi planlarının etkinliğini ve doğruluğunu artırır. Bu hata, bir radyasyon onkoloğunun çizimini, planlama aşamasında fizikçinin konturu incelemesi sırasında yakalandı. Disiplin içi meslektaş incelemesi, tedavi eden doktorun dış hatlarını (doz gibi planın diğer

yönlerine ek olarak) başka bir radyasyon onkoloğunun kontrol etmesini içerir. Bu durumda ileriye dönük disiplinler arası meslektaş incelemesi de bu hatayı yakalayabilir ve tedavi eden ve inceleyen radyasyon onkologlarının birbirlerinden öğrenmeleri için bir eğitim fırsatı sağlayabilir. Son olarak, bu olay, personelin endişelerini dile getirmek ve hataları ele almak konusunda kendilerini rahat hissettikleri bir güvenlik kültürünün önemini göstermektedir. Bölüm şefleri, işyerinde psikolojik güvenliğin sağlanmasında önemli bir rol oynar ve bunu, işin belirsizliğini ortadan kaldırmak için karşılıklı bağımlılığını vurgulayarak, öneri ve geri bildirim için personelden talepte bulunmalıdır.

#### **RO-ILS VAKA ÇALIŞMASI 2: SET-UP İÇİN YETERSİZ GÖRÜNTÜLEME**

**Genel Bilgi:** Görüntü kılavuzlu radyasyon tedavisi (IGRT) önemli ve yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Tedaviye başlamadan önce günlük görüntüleme, hastanın doğru pozisyonda olmasını ve amaçlanan tedavinin doğru bölgeye verilmesini sağlar. Konumlandırmayı ve tedavi alanını doğrulamak için hastanın üç boyutta görüntüsü alınmalıdır. Bunu elde etmenin en yaygın yöntemi, 90 derece ile ayrılmış kaynak açılardan veya ortogonal açılardan kV görüntüleri almak ve ardından bu görüntüleri tedavi planlama sistemi tarafından oluşturulan referans görüntülerle karşılaştırmaktır.

#### **Örnek Olay**

##### **Ayrıntılar:**

- Radyasyon tedavisi gören bir hastanın kilo verdiği kaydedildi.
- Tedaviyi yapan radyoterapi teknikerleri kV-kV

görüntüleme gerçekleştirdi ve elde edilen görüntülerin referans görüntülerle eşleşmediğini kaydetti.

- Radyoterapi teknikerleri, referans görüntüleri daha iyi eşleştirmek için hastanın pozisyonunu ayarladılar.
- Radyoterapi teknikerleri, hastanın görüntüsünü yeniden aldılar. Ancak yalnızca yanal (lateral) bir görüntü elde edildi.
- Radyoterapi teknikerleri, sadece yanal görüntüyü kullanarak ortaya çıkan kaymaları hastaya uyguladılar.
- Hastaya uygulanan tedavi bu kayma değerleri ile tedavi edildi.

#### **Çıkarılan Dersler:**

IGRT kullanan radyoterapi teknikerleri, her üç boyutta da bilgi veren görüntüler elde etme ihtiyacının tamamen farkında olmalıdır. Bu durumda, başlangıçtaki tatmin edici olmayan kV-kV görüntülerini takiben hastanın ayarlanmasından sonra Radyoterapi teknikerleri, hasta pozisyonunun ayarlanmasının etkilerini değerlendirmek için sadece yanal bir kV görüntüsü elde ettiler. Yanal bir görüntü, yalnızca iki boyutta (ön-arka ve üst-alt) hastanın konumu ve konumu hakkında bilgi içerir. Hastanın

sağ-sol yönündeki pozisyonu ile ilgili bilgi lateral görüntüden elde edilemez. Hastanın pozisyonunu ve alan konumunu üç boyutlu olarak analiz etmek için ön veya arka ikinci bir görüntü alınmalı ve kullanılmalıdır. Bu, radyasyon onkolojisinde çalışan tüm bireyler için açık olsa da, en basit hataların bile meydana geldiğini belirtmek önemlidir. Acele etme veya dikkat dağınıklığı gibi çeşitli katkıda bulunan faktörler, geçmişte bakıldığında çok belirgin görünen bir olayı başlatabilir. Bunun hedefin geometrik bir ıskasıyla sonuçlanıp sonuçlanmadığı RO-ILS olay formunda belirtilmemiştir, ancak bu senaryoda geometrik bir ıskalama tamamen mümkündür. Bu nedenle departman politikası, hastanın ve tedavi izomerkezinin doğru konumlandırılmasını sağlamak için hastanın konumunun ayarlanmasının ardından eksiksiz bir görüntü setinin alınması gerektiğini belirtmelidir. İkinci Radyoterapi teknikeri de vardiyaları gözden geçirebilir ve gerekli görüntülerin çekilip çekilmediğini iki kez kontrol edebilir. Son olarak, kV-kV eşleştirmesinde iki görüntü alınması tedavi doğruluğu için ek bir koruma olarak düşünülebilir.



#### **Med. Fiz. Uzm. Selda Yeşil**

1991 Eskişehir doğumludur. Lisans eğitimini 2013 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünde, Yüksek Lisans Öğrenimini ise 2018 yılında İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Sağlık Fiziği Bölümü'nde tamamladı. 2018-2022 yılları arasında Medicalpark Bahçelievler Hastanesi'nde, Sağlık Fizikçisi olarak çalışmıştır. 2022 Ağustos itibariyle Başakşehir

Çam ve Sakura Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Attila Özel Sağlık Hizmetleri bünyesinde Sağlık Fizikçisi olarak görev yapmaktadır.

## FANTOM UZMANI QRM

### Fizik Müh. Burcu Hız Temizer

Radyolojide, doku tarafından soğurulan dozu, attenüasyonu ve görüntüleme sistemlerinin kalitesini değerlendirmek için fantom olarak adlandırılan simüle edilmiş insan bedenleri veya organlar kullanılır. Fantomun şekli, yoğunlukla insan vücudunu veya bir organı simüle edecek şekilde ve homojen olarak üretilir. Fantom üretiminde kullanılan malzemeler gerçek insan dokusunu attenüasyon, elektron yoğunluğu ve fiziksel yoğunluk olarak taklit etmektedir; diğer bir deyişle malzemenin radyolojik özellikleri insan dokusuna benzerdir. Bu sebeple fantomlar, doku içinde saçılan ve soğurulan radyasyonu simüle edebilecek şekilde doku-eşdeğeri malzemelerden üretilirler ve medikal fizikçilerin dokulardaki gerçek dozu değerlendirmesine olanak tanırırlar.

### QRM tarafından üretilen doku eşdeğeri fantomlar

Bir önceki sayıda PTW 100. YAŞINDA ile 3. kuşak Pychlau olan Dr. Cristian Pychlau ve Dr. Tobias Schüle tarafından yönetilen PTW'den bahsetmiştik. Bu yazımızda da fantom geliştirme ve araştırma alanında 25 yıldan fazla deneyime sahip olan merkezi Almanya Möhrendorf'da bulunan QRM GmbH firmasından ve ürün portföyünden bahsedeceğiz. QRM GmbH firmasının çoğunluk hissesi Nisan 2020'de PTW tarafından satın alınmıştır. Başlıca uzmanlık alanı tanısal radyoloji, bilgisayarlı tomografi, mikro-CT, kemik dansitometre ölçümleri için yumuşak doku, kemik ve su eşdeğeri malzemeler, katı reçineler veya PMMA'dan yapılan fantomların geliştirilmesi ve üretilmesidir. Görüntüleme cihazlarına dedike dozimetri ve görüntü kalitesi (IQ) değerlendirme

fantomlarının yanı sıra radyoterapi tedavi planlama sistemleri (TPS) elektron yoğunluğu kalibrasyon eğrisinin oluşturulması için doku eşdeğeri malzemeden yapılmış fantomlarımız da mevcuttur. Piyasada bulunan çok çeşitli radyoloji ve radyoterapiye dedike standart fantomlarımızın yanı sıra, şirketimizin temel uzmanlığı, kullanıcı ihtiyaçlarını baz alarak özelleştirilmiş fantomlar üretmektir. Talep edilen fantomların spesifikasyonları uzman ekiplerimiz tarafından belirlendikten sonra, tasarımdan, üretim-ve planlamaya ve nihai kabul testlerine kadar olan sürecin tüm aşamaları firmamız uzmanları tarafından titizlikle takip edilerek, gerçekleştirilir. Nihai testler için firmamızda 1 adet Siemens 40 kesit multi-slice tomografi cihazı, 1 adet Hologic kemik dansitometre cihazı ve micro-CT cihazı bulunmaktadır. MRI, PET, SPECT ve diğer modalitelere uygun fantomlar da talebe istinaden üretilir.

**Görüntü performansı testinde doğruluk ve verimlilik için:**

### QRM Cone Beam Fantom

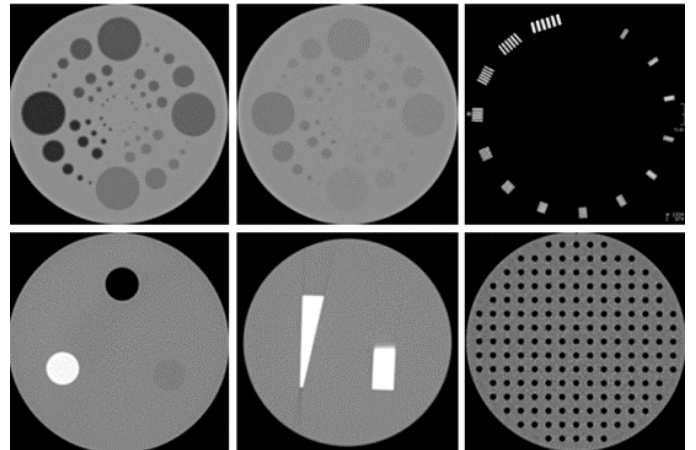


QRM'nin Cone-Beam fantomu, ulusal ve uluslararası görüntüleme standartları (DIN IEC 61223-3-5, DIN IEC 61223-2-6 vb.) ile normlara uygun olarak ve üretici firma kullanıcı kılavuzlarında belirtilen görüntü kalitesi testleri baz alınarak tasarlanmıştır. Doku eşdeğeri fantom gövdesi ve kompakt yapısıyla, AAPM TG-66 raporunda ayrıntılı olarak belirtilen görüntü kalitesi parametrelerinin doğru ve verimli bir şekilde değerlendirilmesini sağlayan farklı segmentlerden oluşur. Bu testler arasında düzlem içi uzamsal çözünürlük, farklı yönlerde modülasyon transfer fonksiyonu (MTF), düşük kontrastlı çözünürlük, kontrast-gürültü oranı, düzlem içi geometrik doğruluk, görüntü homojenliği / gürültü ve CT sayısı doğrusallığı yer alır. QRM Cone Beam fantomun Basic ve Expert olmak üzere iki modeli mevcuttur. Her iki model de 20 mm kalınlıktaki belirtilen testlerin gerçekleştirilebileceği aynı bölümleri içerir; iki model arasındaki fark Expert modelinde düşük kontrast rezolusyonun detaylı değerlendirilebilmesi için 2 ek bölümün daha mevcut olmasıdır. Kompakt, hafif gövdesi ile doku-eşdeğeri malzemeden yapılmış katı fantom medikal fizikçilerin imaj kalitesi testlerini kolaylıkla yapabilecekleri şekilde tasarlanmıştır. Hasta masasına yerleştirilir ve oda içi lazerler kullanılarak CT, volüm CT, 3D dental, C-arm ve CBCT cihazlarında kullanıma uygun hale gelecek şekilde hizalanır.

### **Görüntü performansının kapsamlı değerlendirmesi için çoklu bölümler**

Fantomun ilk bölümü, farklı çaplarda -3 HU ile -200 HU arasında değişen, düşük kontrast rezolusyon dairelerinden oluşur. İkinci bölüm görüntüleme sisteminin spatial rezolusyonunu değerlendirmek için tasarlanmış olup; dairesel olarak hizalanmış 14 çizgi modelinden oluşur. Expert modeli ile spatial

rezolüsyon 4 ila 30 lp/cm arasında değerlendirilebilir. Üçüncü bölüm, medikal fizikçilerin BT sayılarını ölçeklendirmesine ve gürültüyü ölçmeye imkan sağlar. Bu amaçla bu segment her biri 24 cm çapında kemik, su eşdeğeri malzeme ve havadan yapılmış üç adet silindirik ek içerir. Dikey olarak hizalanmış iki PTFE kama (wedge), tomografi cihazının MTF'nin (Modülasyon Transfer Fonksiyonu) değerlendirilmesine imkan sağlar. Geometrik doğruluk kontrolleri için ise fantomda hem dikey hem de yatay olarak hassas bir şekilde hizalanmış, her biri 3 mm çapında 177 delik içeren ek bir bölüm tasarlanmıştır. Her iki fantom modeli de – Basic ve Expert - gürültü ve homojenliği ölçmek için ayrıca boş (plain) bir bölüme sahiptir.



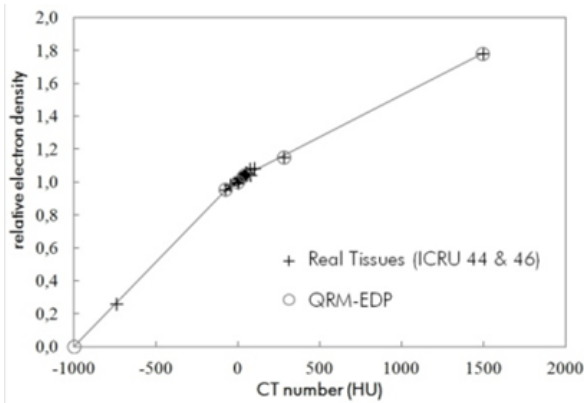
**Şekil 1: QRM Cone Beam Fantom Bölümleri**

Fantomun ilk bölümü, farklı çaplarda -3 HU ile -200 HU arasında değişen, düşük kontrast rezolusyon dairelerinden oluşur. İkinci bölüm görüntüleme sisteminin spatial rezolusyonunu değerlendirmek için tasarlanmış olup; dairesel olarak hizalanmış 14 çizgi modelinden oluşur. Expert modeli ile spatial rezolüsyon 4 ila 30 lp/cm arasında değerlendirilebilir. Üçüncü bölüm, medikal fizikçilerin BT sayılarını ölçeklendirmesine ve gürültüyü ölçmeye imkan sağlar.

Bu amaçla bu segment her biri 24 cm çapında kemik, su eşdeğeri malzeme ve havadan yapılmış üç adet silindirik ek içerir. Dikey olarak hizalanmış iki PTFE kama (wedge), tomografi cihazının MTF'nin (Modülasyon Transfer Fonksiyonu) değerlendirilmesine imkan sağlar. Geometrik doğruluk kontrolleri için ise fantomda hem dikey hem de yatay olarak hassas bir şekilde hizalanmış, her biri 3 mm çapında 177 delik içeren ek bir bölüm tasarlanmıştır. Her iki fantom modeli de – Basic ve Expert - gürültü ve homojenliği ölçmek için ayrıca boş (plain) bir bölüme sahiptir.

### TPS HU-elektron yoğunluğu kalibrasyonu için:

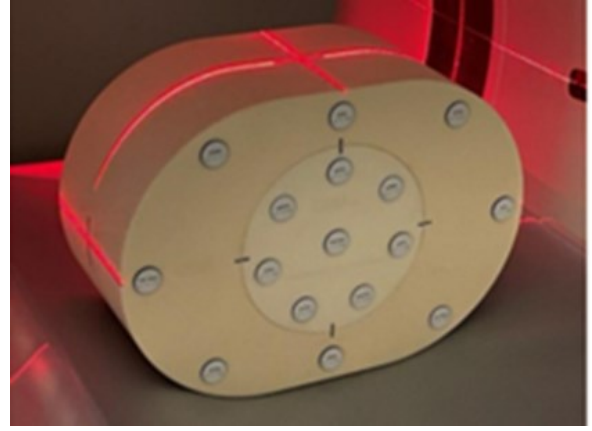
### QRM Elektron Yoğunluğu Fantomu:



Şekil 2: Örnek elektron yoğunluk tablosu

Fantom, tedavi planlama CT'si (4DCT) için HU'ya karşı elektron yoğunluğu tablosunun oluşturulması için tasarlanmıştır. ICRU 44 ve 46 raporlarında belirtilen fiziksel ve elektron yoğunluğu açısından gerçek insan dokusunu taklit eden 16 adet değiştirilebilir ek (CTWater, Muscle, Adipose, Liver, Brain, Blood, Breast, Cortical Bone, Spongiuous Bone, Lung (inflated), Lung (deflated), Bone HA100 (100 mg CaHA /cm<sup>3</sup>), Bone HA200 (200 mg CaHA /cm<sup>3</sup>), Bone HA800 (800 mg CaHA /cm<sup>3</sup>), High-density Polyethylene (PE-HD)) içerir. Su eşdeğeri (CTWater)

malzemedan üretilmiş 250 mm x 350 mm boyutlarında ana gövde ile 160 mm çapında çıkarılabilir/bağımsız bir kafa bölümünden oluşur. 80-140 kV aralığında  $0 \pm 5$  HU toleransa sahiptir.



Şekil 3: QRM elektron yoğunluğu fantomu

QRM elektron yoğunluğu fantomu yalnızca yüksek enerji aralıkları (elektron, foton ve proton terapi sistemleri) için değil; kV enerji aralıklarında çok kesitli tomografi cihazlarının dual energy, spektral CT ve photon counting uygulamalarını değerlendirmek için de uygundur. Fantomlarımız; fiziksel yoğunluk, elektron yoğunluğu, suya göre elektron yoğunluğu, effective atom numarasını gösteren kabul testleriyle teslim edilir.



Şekil 4: Farklı yoğunluktaki ekler

Çok çeşitli uygulamalar için ticari ve özelleştirilmiş fantomlar sunan firmamızın Türkiye temsilciliği Meditel firmasındadır. PTW'nun Türkiye temsilcisi Meditel ile yollarının kesişmesi 1987 yılında başlamıştır. O tarihten günümüze, PTW ürünlerinin ithalatı, eğitimleri ve radyoterapinin güncel teknolojiyi



yakalaması konusunda çalışmaları ile Meditel 38 yıldır radyoterapiye hizmet vermektedir.



### **Burcu Hız Temizer**

1999 yılı İTÜ Fizik mühendisliği mezunuyum, 16 yılın üstünde görüntüleme cihaz üreticisi firmalarda (Toshiba (Canon), GE Heathcare) farklı pozisyonlarda Tomografi cihazlarından sorumlu olarak çalıştım. Medikal Fizik yüksek lisansımı tamamlamamın ardından Almanya'ya taşındım ve PTW Freiburg'da ürün müdürü olarak çalışmaya başladım. PTW'da tanısal radyoloji fantomlarından, dozimetre ve

QA çözümleri geliştirmekten sorumluyum.

## FRANSA'DA MEDİKAL FİZİKÇİ OLMAK



### Med. Fiz. Uzm. Evren Üzümlü

Meslektaşım ve dostum **Mohamed Aouir**'e verdiği bilgiler için teşekkür ederim.

Medikal fizik uzmanlığı 2017 yılı ocak ayından itibaren, Fransa'da resmi olarak bir sağlık mesleği olarak tanınmaktadır. Bu uzmanlık bakalorya +7 öğrenim seviyesinden itibaren ulaşılabilir bir meslektir. Medikal fizik uzmanları üç ana alan altında çalışmaktadırlar: radyoloji, radyoterapi ve nükleer tıp. Radyoterapi departmanlarında bir medikal fizik uzmanı bulunması zorunlu olduğundan rekabet kadar ihtiyaç da oldukça fazladır.

Radyolojik ve Medikal Fizik Diploması (DQPRM) sınavına girebilmek için en az 5 yıllık bir yükseköğrenim gerekmektedir. 6 Aralık 2011 tarihinde yürürlüğe giren Fransa kanununa göre bu diplomanın amacı; asli görevi iyonize radyasyonun sağlık alanında kullanımında kalite ve güvenliği garanti edecek medikal fizik uzmanları yetiştirmek ve Fransa'da bu alanlarda uzmanlaşmış olan yabancıların profesyonel

yeterliliklerinin tanınmasıdır. Bu diplomaya erişim yalnızca giriş sınavı ile mümkündür. Aşağıda yer alan yüksek lisans diplomalarına sahip öğrenciler başvuru şansına sahiptirler:

- Grenoble-Alpes Üniversitesi, Fizik ve Sağlık Mühendisliği altında Medikal Fizik Programı yüksek lisans derecesi
- Toulouse Paul Sabatier Üniversitesi Medikal Radyofizik alanında uzmanlaşmış Elektronik, Elektrik Enerjisi ve Otomasyon, Medikal Radyofizik ve Biyomedikal Mühendisliği yüksek lisans derecesi
- Paris-Sud Üniversitesi Fizik altında Medikal Radyofizik yüksek lisans derecesi
- Nantes Üniversitesi Temel Fizik ve Uygulamaları altında İyonize Radyasyon ve Medikal Uygulamaları yüksek lisans derecesi
- Lille Üniversitesi Fizik altında Biyolojik ve Medikal Fizik yüksek lisans derecesi
- Rennes Üniversitesi Temel Fizik ve Uygulamaları altında Medikal Fizik yüksek lisans derecesi

# Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale

- ▶ Secteur d'activité : Industrie pharmaceutique, Recherche, R&D, Santé, Médecine, Hôpital
- ▶ Niveau de diplôme : Bac + 7
- ▶ Niveau de recrutement : Bac + 5
- ▶ Voie d'accès : Formation initiale
- ▶ Emetteur du diplôme : INSTN

- Clermont-Ferrand Blaise Pascal Üniversitesi Endüstri ve Medikal Fizik için Fizik ve Radyasyon Teknolojileri yüksek lisans derecesi

Ayrıca Ocak 2022 itibariyle aşağıdaki şartları taşıyan kişiler de başvuru hakkına sahiptirler:

- İlk olarak fizik alanında en az bir yüksek lisans derecesine veya dengine sahip olanlar
- Bunun yanı sıra medikal görüntüleme teknikleri de dahil olarak iyonize radyasyon fiziği ve dozimetrisinin tüm alanlarını kapsayacak şekilde başlangıç ve/veya sürekli olarak eğitim programlarına devam etmiş, ya da profesyonel tecrübeye sahip olanlar

Bu son şartları taşıyan adaylar DQPRM Kurulu üyeleri tarafından dosyalarının uygunluğu yukarıdaki şartlara bağlı olarak değerlendirilerek seçilmeleri gerekmektedir. Bir aday en fazla iki kez başvuru hakkına sahiptir, herhangi bir ayrıcalıklı durum yoktur.

Medikal Fizik Uzmanları haftada 5 gün, günde en fazla 7 saat olmak üzere haftalık ortalama 35 saatlik çalışma programına sahip olurlar. Yıllık resmi tatil günleri dışında en az 4 haftalık izin süresine sahiptirler. Bu izin süresi toplam çalışma yılı arttıkça artış gösterir.

## YABANCILAR İÇİN SÜREÇ

Fransa'da eğitim almak isteyen yabancılar Campus France prosedürünü takip etmek durumundadırlar. Bu yazının sonunda ilgilenenler için birkaç internet sitesi adresini paylaşacağız.

Yukarıda adı geçen tüm yüksek lisans programları Fransızca eğitim vermektedirler. Programlara başvuru yapabilmek için Fransızca dil testinden (TCF) en az B2 seviyesinde sertifika almış olmaları gerekmektedir. Ayrıca sınav ve sınav sonrası sürekli eğitim programları için Fransızca dil yeterliliği çok önemli ve gereklidir.

DQPRM kurulu jüri üyeleri Fransa'da çalışmak ve bunun için diploma sınavına girmek isteyen en az yüksek lisans diploması ya da eşdeğeri derece sahibi yabancıların başvurularını inceler ve seçimlerini yaparlar.

Yabancılar için eğitim programlarını merak edenler aşağıdaki sitelerden daha ayrıntılı bilgiler alabilirler.

## Study in France Portal:

[https://pastel.diplomatie.gouv.fr/etudesenfrance/dyn/public/authentication/login.html?\\_csrf=0cb1856d-7e8b-46c4-ac2e-076c5a3af489&codeLangue=EN](https://pastel.diplomatie.gouv.fr/etudesenfrance/dyn/public/authentication/login.html?_csrf=0cb1856d-7e8b-46c4-ac2e-076c5a3af489&codeLangue=EN)

**Campus France Turkey:**

<https://www.turquie.campusfrance.org/fr>

**The French school for energy and health**

**technology:**

<https://instn.cea.fr/en/2019/02/13/medical-physics-training-from-research-to-hospitals/>



**Med. Fiz. Uzm. Evren Üzümlü**

1983 yılında İzmir’de doğmuştur. Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik Lisans ve İstanbul Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programlarından mezun olmuştur. 2012 yılında Medicana International İstanbul Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde başladığı meslek hayatına sırasıyla; Sakarya Üniversitesi, Aktif Çare Tıbbi Cih. Tic. Ltd. Şti. hizmet alımı; Aydın Atatürk Devlet Hastanesi, Onkomer Özel Onk. Mrk. hizmet alımı ve Bağcılar Eğitim ve Araştırma Hastanesi; Medideal Medikal Projeler ve Çözümler San. Tic. A.Ş. bünyesinde Hudut ve Sahiller projesinde çalışmıştır. 2018 yılından beri Romanya’da; MNT Healthcare Europe SRL, Neolife Medikal Center Iaşi Radyasyon Onkolojisi Departmanı’nda çalışmaktadır.

## SON ZAMANLARDA, RADYOTERAPİDEKİ YAPAY ZEKA UYGULAMALARI: BUGÜN NEREDEYİZ VE YARIN?



Review

### Recent Applications of Artificial Intelligence in Radiotherapy: Where We Are and Beyond

Miriam Santoro <sup>1,2,t</sup>, Silvia Strolin <sup>1,t</sup>, Giulia Paolani <sup>1,2,\*</sup>, Giuseppe Della Gala <sup>1</sup>, Alessandro Bartoloni <sup>3</sup>, Cinzia Giacometti <sup>4</sup>, Ilario Ammendolia <sup>4</sup>, Alessio Giuseppe Morganti <sup>4,5</sup> and Lidia Strigari <sup>1,\*</sup>

#### 1.Giriş:

Yapay zeka, çok kısa bir anlatımla bilgisayar bilimi olup, bilgisayar yaklaşımıyla insan yeteneklerini taklit etmeye, karar verme ve problem çözme özelliklerini kullanmayı hedeflemektedir.

Konsept olarak, Yapay Zeka (YZ), iki temel kategoriye ayrılmaktadır; İteratif Optimizasyon (IO) ve Makine Öğrenimi (MÖ) ve MÖ içinde yer alan Derin Öğrenme (DÖ). Bu iç içeliği Matruşka şemasına benzetilebilir.

IO algoritmaları, tecrübeli operatörlerin, bağımsız karar verme proseslerinin bir parçası olarak oluşturulan komut dosyalarının kombinasyonundan meydana gelir. MÖ ise, toplanan veri ve karar verme verileri üzerinden, kendi öğrenme modellerini geliştiren bir istatistiksel fonksiyonları kullanır. MÖ, DÖ'yi içerir, basit algoritmaların kompleks hiyerarşisini ve insan beyninde bulunan nöronlardan ilham aldığı network sistemini kullanır.

YZ, medikal alanda, kompleks, yüksek boyutlu, çok faktörlü (multifactorial) görüntüleme ve tedavi ile ilgili olarak çözümler sunmaktadır.

Benzer şekilde, YZ, radyoterapi ile ilgili olarak, Onkoloji Bilgi Sistemi (OIS) üzerinde çok

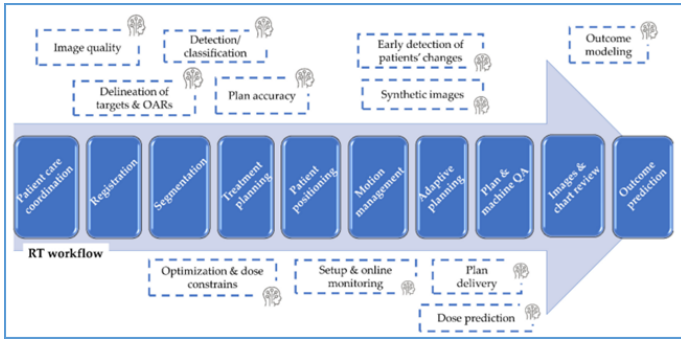
önemli gelişmelere imkan sağlamıştır. Bu nedenle, hasta değerlendirilmesi, multi modality görüntüleme, absorbe edilen dozun dağılımı, makine performansları, hasta özelinde kalite kontrolü gibi geniş bilgilenme olanağı sağlanmıştır. Mevcutta, eldeki database'ler beklenenin ötesinde özellikler içeriyorsa da, RT uygulama sürecinin tüm QA'ları ve makinaların durumunu bildiren kontroller halen YZ tarafından yapılamamaktadır.

Doktorlar ve RT personeli, OIS sayesinde hastanın etraflı bilgilerine kolaylıkla ulaşabilmektedirler.

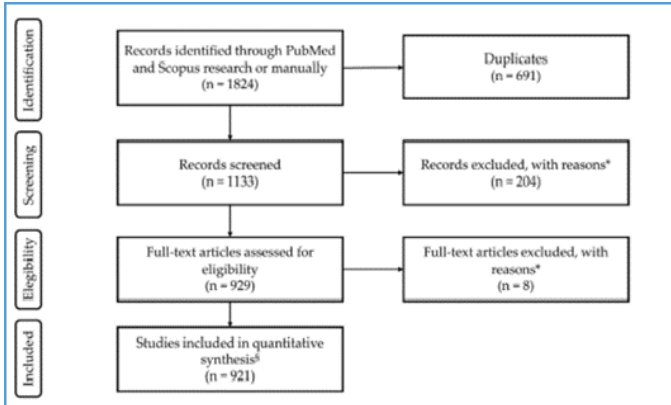
Tüm bunların ötesinde, YZ temelli çözümler, RT'nin günlük uygulama sürecinde yer almaktadır. Örnek olarak, yarı veya tam otomatik tümör ve riskli organ kontur çizimi, tedavi planlama optimizasyonları gibi. Maalesef, YZ temelli uygulamaların kompleks algoritmalar ve ileri istatistiksel hesaplamalar içerdiği için RT personeli tarafından tam olarak anlaşıldığını söylemek zordur. Bu nedenle, YZ uygulamaları "kara kutu" olarak nitelendirme riski ile karşı karşıyadır.

Bu nedenle, YZ'ya genel bakış açısının, YZ uygulamalarının daha bilinçli kullanımı üzerine yoğunlaşmak olduğunu, YZ'nin önündeki engelleri

görmek ve gerekli önlemleri almak olduğunu vurgulamak gereklidir.



**Şekil 1. RT bazlı akım şeması içinde yer alan YZ bazlı teknikler. Not: Mavi kutular RT akım şeması içinde yer alan tüm aşamaları, kesikli çizgili kutular tanımlanan RT akım şeması içinde yer alan YZ bazlı teknikleri göstermektedir. Her iki kutu içindeki akım şeması tanımları evrensel olduğu için ayrıca tercüme edilmemiştir.**



**Şekil 2. PRISMA akım şemasına göre makale seçimi diyagramı.**

## 2. Materyal ve Yöntem:

### 2.1. Literatür araştırma stratejisi.

RT alanında YZ uygulamalarını araştırmak üzere PubMed ve Scopus seçenekleri kullanılmış ve tüm makalelere ulaşabilmek için tüm anahtar kelimeler seçilmiştir. Arama, 1/08/2018 – 1/01/2022 tarih aralığı seçilmiştir.

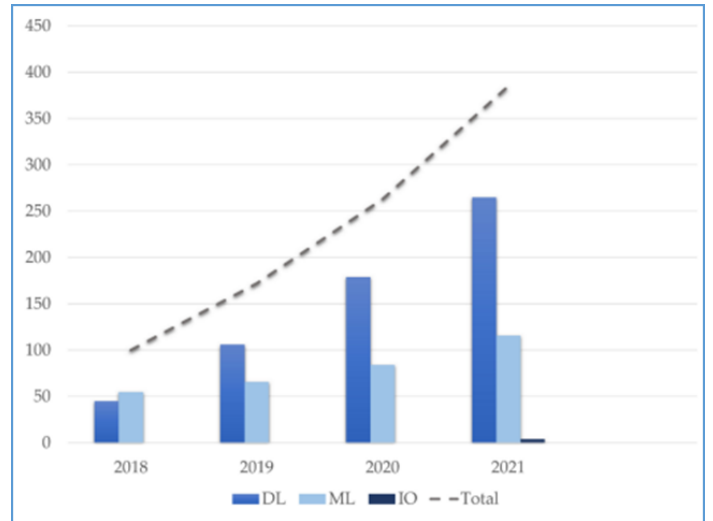
### 2.2. Çalışmanın seçimi.

Makalelerin seçimi için YZ temelli bir algoritma kullanılarak, IO, MÖ ve DÖ'ye göre sınıflandırılıp, RT bazlı akım şeması içinde yer alan konulara/tekniklere göre değerlendirme yapılmıştır.

### 3. Sonuçlar ve Tartışma:

#### 3.1 Araştırmaya dahil edilme kriterleri ve Çalışma tanımları.

Elde edilen makale araştırmasında elde edilen 182 makale Şekil 2'deki PRISMA akım diyagramına göre tanımlanmıştır. Sonuçta elde edilen 921 makalenin 321'i (%34.9) MÖ, 596'sı (%64,7) DÖ' ile ilgilidir. 4 (% 0,04) makale ise yeniden gözden geçirilmiştir. Şekil 3, 2018-2021 tarihleri arasında IO, MÖ ve DÖ ile ilgili yayınlanan makale sayılarıdır. Görüleceği üzere, DÖ ile ilgili makale sayıları, yıllara bağlı olarak diğerlerine göre daha hızlı bir artış göstermektedir.



**Şekil 3. YZ yaklaşımını içeren makale sayılarının yıllara göre dağılımı.**

Şekil 4'de, Şekil 1'de gösterilen RT akış şeması içinde yer alan alt guruplara göre IO, MÖ ve DÖ başlıklarının yer aldığı makale dağılımı gösterilmektedir. YZ yaklaşımına en fazla konu olan alt grup olarak 254

makale ile tümör ve riskli organ görüntü konturlaması (image segmentation), 127 makale ile sentetik görüntü yaratılması (Syntetic image generation) ve 183 makale ile sonuç tahmini (outcome prediction) yer almaktadır.

### 3.2. Rapor edilmiş RT'deki, YZ uygulamaları:

Yine Şekil 1'deki RT akış şemasında ifade edilen ve ilgili tanımlanmış makalelerin örnekleri aşağıda verilmektedir.

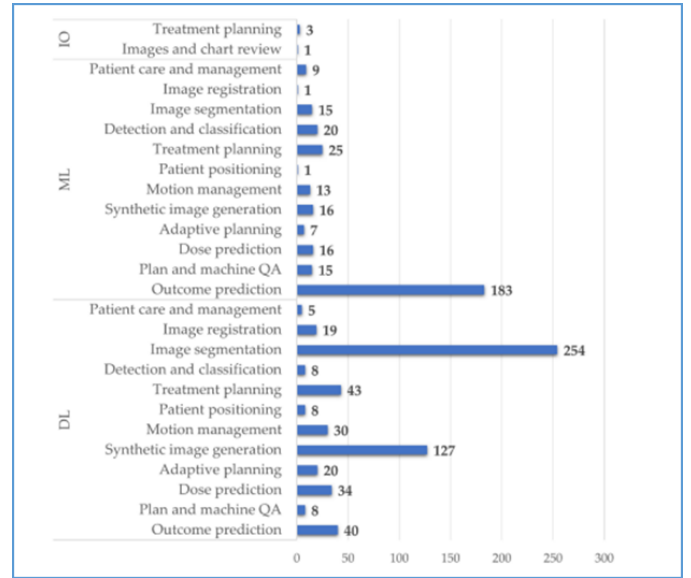
#### 3.2.1. Hasta tedavi koordinasyonu ve Optimizasyon:

YZ, hasta tedavi koordinasyonunu ve optimizasyonunu klinik ve araştırma süreçleri için yarattığı veri yönetim sistemi aracılığı ile gerçekleştirir. Sistemin eğitilmesi sonucunda ortaya çıkan anahtar performans göstergesi kriterlerini değerlendirerek sistemi organize eder.

MÖ burada, çok merkezli yapı içindeki klinik karar verme aşamasında devreye girer. Bu kompleks yapı içinde hasta randevu sistemi, makinaların kontrol edilmesi, hasta özelinde QA testleri sayılabilir.

Bunlarla birlikte, IO dataları ile tedavi monitör unit değerleri, verilen tedavi sayısı (fraksiyon), tedavi arası nedeniyle verilen boşlukların hesabı, yapılan işlemlerin raporlara uygunluğunun değerlendirilmesi gibi uygulamalar gerçekleştirilir (özellikle pandemik periyotlarda).

YZ, hastanın yüzünü tanıma uygulaması özellikle yoğun kliniklerde önemli görev üstlenir. Bu sayılan özellikler, RT kliniklerinde yanlış plan uygulama gibi hata yapma oranını önemli derecede düşürür.



Şekil 4. RT akış şeması (Şekil 1.) içinde yer alan alt grupların YZ uygulamasına göre dağılımı.

#### 3.2.2. Görüntü kayıtları:

Görüntü kaydı ve görüntü fizyonu, RT'de çok kullanılan ve özellikle on-line ve off-line adaptif planlamalar için bir uygulamalardır. Otomatik ve deformable image kayıtları genellikle manuel yapılan ve zaman kaybına yol açan uygulamalardır. YZ bu uygulamalarda kullanıcılara çok büyük yardım sağlar. DÖ bazlı benzer uygulamalar ise, çok hızlı ve hassas ve kullanıcıdan bağımsız bir destek olarak karşımıza çıkar.

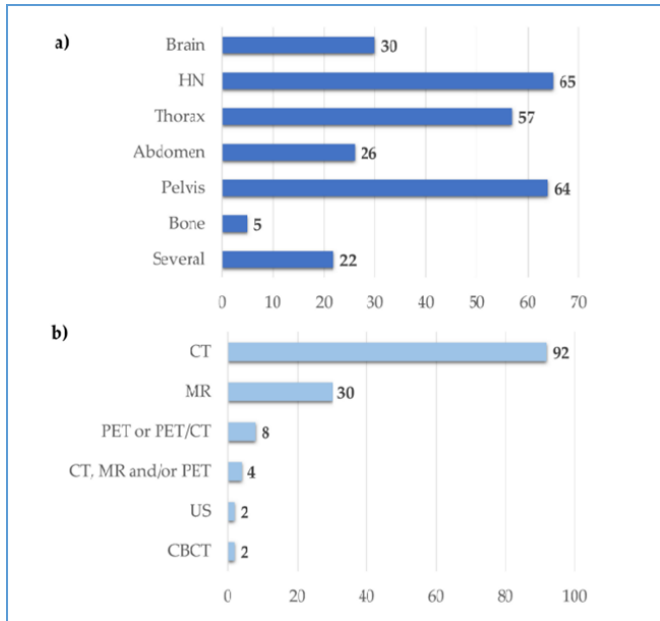
Ancak, burada, hala beklenmeyen belirsizlikler karşımıza çıkabilir. Özellikle DIR işlemlerinde.

AAPM'in TG-132 raporuna göre işlemlerin kontrolünün yapıldığına emin olunmalıdır.

#### 3.2.3. Görüntü konturlama:

YZ temelli yöntemler, hedef tümörü yakalama, görüntü konturları gibi konularda, bu işleri manuel olarak yapan uzman Dr.'lara potansiyel bir olanak sağlar. Bilindiği gibi, hedef tümörün ve riskli organların hassas çizilmesi, tedavi planlamasında çok

önemli yer tutar. YZ temelli kontur çizen algoritmalar ayrıca, tümör ve riskli organ konturlarının değerlendirmesindeki kişisel farklılıkları da ortadan kaldırır.



**Şekil 5. Tanımlanan makalelerdeki görüntü segmentasyonu sayıları. a) MÖ ve DÖ yöntemiyle elde edilen konturların organlara göre dağılımı. b) Convolution Neural Network (CNN) yöntemi kullanılan görüntü sağlayıcı cihazların dağılımı.**

Manuel konturlama maalesef RT'de bir zaman kaybıdır ve RT sürecini olumsuz etkiler. Özellikle, plan için çekilen temel CT'ler, off-line veya on-line adaptif RT'ler, günlük çekilen CT veya CBCT'leri için manuel konturlama çok zaman gerektiren işlemlerdir. Süreç içinde manuel konturlama için kaybedilen zaman boyunca hastanın kritik organlarında değişmeye de neden olabilir.

MÖ ve DÖ temelli otomatik konturlama 15 makalede uygulanmış, 254 tanımlanmış makalede ise uzman radyasyon onkoloji uzmanının manuel konturları kontrol edilmiştir.

YZ temelli otomatik konturlama yapılan organların

listesi Şekil 5a'da gösterilmektedir. YZ temelli otomatik konturlama, RT merkezleri arasındaki uluslararası rehberlere uymama veya uygulama farkını azaltmaktadır. Şekil 5b'de de gösterildiği gibi otomatik konturlama yalnızca CT için geçerli olmayıp diğer görüntüleme sistemleri için de geçerlidir.

Bu alanda meydana gelen iyileştirmeler, otomatik konturlamanın QA'ları için gerekli etkinliği sağlamaktadır. İlginç olan, otomatik konturlamanın kalite kontrol için yine DÖ yöntemlerinin kullanılmasıdır.

Maalesef, manuel konturlama bir zaman israfıdır ve RT departmanlarındaki çalışma zamanını olumsuz etkiler. CT aracılığıyla yapılan planlama, online veya offline adaptif RT planlaması, günlük veya değişken zamanda çekilen CT veya günlük CBCT zamanlamada çok önemli yer tutar. Bilindiği üzere, saydığımız bu işlemler sırasındaki zaman kaybı, hastanın bu süre içindeki tümör ve riskli organların pozisyon kaybına neden olabilir. MÖ ve DÖ temelli yöntemler kullanılarak elde edilen otomatik konturlama, Şekil 4'de görüleceği gibi, çalışmada yer alan 254 makalenin 15'nde uygulanmaktadır.

YZ temelli konturlamanın uygulandığı anatomik bölgeler Şekil 5a'da gösterilmektedir.

Ticari olarak, birçok oto konturlama algoritması bulunmaktadır. Araştırmada, 138 makalede CNN yönteminin yer aldığı görülmektedir.( Şekil 5b.)

Diğer taraftan, mevcut çabalar, otomatik konturlamanın sağlamlılığını, kalite kontrolünü ve verimliliğini arttırmayı bu alanda rehberlerin (guide) hazırlanmasını hedeflemektedir.



### 3.2.4. Sentetik (suni) görüntü yaratılması:

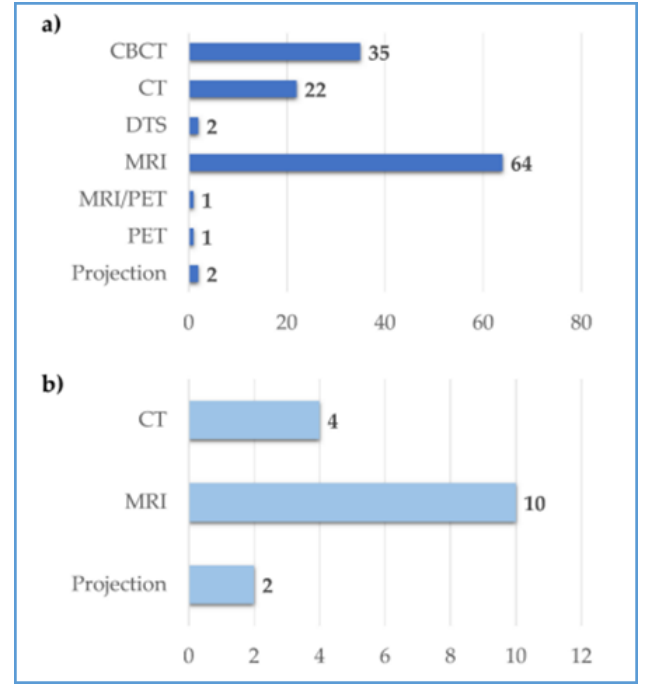
RT sırasında, çok faktörlü MR görüntüleri, tedavi edilen bölgedeki ayrıntılı bilgilenmeyi sağlayan birçok parametrenin kullanılmasına izin verir. Ek olarak, tedavi başlangıcındaki CBCT görüntüleri, hasta pozisyonunun kontrolü (verifikasyonu) için gereklidir. Maalesef, MR ve CBCT'nin elektron değerleri, tedavi planlaması yapılan CT değerleri ile aynı değildir. CBCT çekimi düşük dozlarda yapıldıkları için planlama CT'leri ile karşılaştırıldığında görüntü kalitesi oldukça düşüktür. Bu nedenlerle, bu görüntülerde, planlama CT bilgilerine eşdeğer bilgilerin (Sentetik-Suni görüntülerin elde edilmesi) olması gereklidir. Böylece, gerçek hasta setup'ünün kontrolü sağlanabilir.

Bu yöntemle, sentetik CT yaratılması, doğrudan MR temelli tedavi planına ulaşılmasına ve konturların doğrudan aktarılmasına olanak sağlar.

Şekil 6a'da sentetik CT görüntü elde yönteminin %89 olduğu, ML bazlı uygulamaların ise %11 olduğu görülmektedir. (Şekil 6b).

### 3.2.5. Tedavi Planlaması:

IMRT ve VMAT yöntemi ile yapılan manuel tedavi planlamaları, planın zorluğuna bağlı olarak, plan yapan kişinin deneyimleri ile orantılıdır. Uzman düzeyde plan yapan kişiler bile planın sonucu hakkında önceden bir tahminde bulunamaz. Çünkü plan, tedavi edilen bölge, verilen sınırlamalar (constrain), tümörün büyüklüğü, yaygınlığı gibi birçok faktöre bağlıdır. Knowledge-Based tedavi planlamaları, MÖ tekniğini kullanırlar hastaya özgü, doz volüm limitlerini tanımlarlar. Ancak bu yaklaşım, yeni tedavi programları ile sınırlı olup, daha önce yapılmış geniş hasta planlama verilerindeki en iyi çözümlerden yararlanır.



**Şekil 6. Tanımlanan makalelerdeki yaratılan sentetik görüntü sayıları. a) DÖ ve b) MÖ yaklaşımı**

Ancak bu çalışmada bazı VMAT planlarında MÖ-DÖ-CNN algoritmalarını kullanan planlara rastlanmıştır. Yeni dönemde tamamen DÖ kullanan algoritmalarda yoğun zaman kazanımı ile birlikte eski planları kullanmak ortadan kalkmıştır.

Bu yeni aşamada, tamamen otomatik ve IO çözümleri kullanan çözümlerde bilgisayar ve tedavi kuralları geçerli olmaktadır. Böylece elde edilen otomatik tekniklerde plan aşamasında insan katkısı olmamaktadır. Manuel ve tam otomatik VMAT plan karşılaştırmalarında, tam otomatik planın üstünlüğü değişik çalışmalarda tesbit edilmiştir. Oto planlama teknolojisi kullanılırken, en önemli konu, algoritmanın çok iyi anlaşılması ve QA testlerinin her aşamada yapılması gereğidir.

Yine not edilmesi gerekli bir konu, oto-planlama teknolojisinin daha da geliştirilmesi için çok merkezli çalışmalara ve yeni buluşlara ihtiyaç olduğudur.

### 3.2.6: Hasta pozisyonlandırma, ölçüm ve adaptif planlama:

Bilindiği üzere, hastanın tedavi aşamasında pozisyonunun değişmediğini görmek üzere, online görüntüleme tekniklerine olan ihtiyaçtır. CBCT bu aşamada 3 boyutlu ve en çok kullanılan online yöntemidir. Ancak CBCT'nin plan için kullanılan CT ile karşılaştırıldığında kalitesinin iyi olmadığı bilinmektedir. DÖ bazlı algoritmalar, CBCT'yi, CT kalitesinde iyileştirebilmektedir. Böylece, daha hassas hasta pozisyonlaması için ortam doğmaktadır. Hasta pozisyonu için, MRI, ultrasonografi ve optik yüzey görüntülemesi de benzer şekilde kullanılmaktadır. Ek olarak, DÖ bazlı yöntemlerin, altın markerleri otomatik olarak tedavi öncesi yakaladığını da belirtmekte fayda vardır.

RT uygulaması sırasında, YZ yöntemleri, hasta ve organ hareketleri nedeniyle hedef tümörün planlanan alanın dışına çıkmasını yakalayabilir ve tedaviyi bu durumda kesebilir. Bu uygulamaya, hastaya özgü dinamik hareket yönetimi adı verilir. YZ modelleri, geometrik değişiklikler üzerine de önceden tahmini bilgiler oluşturabilir. Ek olarak, DÖ modellerinin zaman kaybına neden olmadan adaptif RT stratejilerini de geliştirdiğini ifade etmek gereklidir.

### 3.2.7: Planlamada QA, Kabul testleri ve Makine performans testleri:

QA'nın planlanması, metrik(sayısal) değerler, grafik, tablo, şema (örneğin DVH gösterimi) gibi gerekli parametrelerin gözden geçirilmesi, güvenli ve yüksek kalitedeki RT tedavisinin temelidir. Record an verify sistemlerinin de içinde olduğu, OIS teknolojisindeki gelişmeler, hasta verilerinin, görüntülerinin ve raporlarının toplanmasında önemli ilerlemeler

kaydetmiştir. Bu devasa büyüklükteki verilerin yönetilmesi kişisel gruplar mümkün olmayıp, hatalara ve kalitede boşluklara neden olabilmektedir.

Bu nedenle günlük metrik değerleri ve değerlendirme şemaları için YZ yaklaşımı hızlı ve doğru QA süreçleri gündeme gelmektedir. Son zamanlarda yayınlanan AAPM TG-275 Raporu, eğer manuel olarak yapılan kontrollarda, etraflı ve minimum kontroller için gerekli insan gücü kaynakları konusunda öneriler geliştirmiştir (AAPM TG-275 ile ilgili olarak MedFiz@Online e-dergisinin 33. ve 34. sayılarına bakılabilir.) AAPM TG önerileri, manuel kontrol zamanlarında önemli düşüş ve hataları yakalama oranlarında büyük artış sağlayacaktır. Gelecekte, tüm hasta özelindeki QA süreçlerinin ve makine özelindeki performans tahminlerinin tam otomatik olması ümit edilmektedir. Beklenilmektedir.

### 3.2.8: Sonuç (tedavi) tahmini:

Tedavi sonuçlarını önceden tahmin etmek YZ uygulamalarının temel uygulamalarıdır. Araştırmada, MÖ uygulamalarını %24 olduğu görülmüştür. Tahmin edilebilen tedavi sonuçları için bazı örnekler verilebilmektedir, bunlar; overall survival (tüm yaşam beklentisi), progression (hastalıkta ilerleme), recurrence (nüks), toxicity (yan etkiler), biomarker identifications (biyolojik göstergelerin tanımlanması), detection and classification of tumors (tümörün yakalanması ve sınıflandırılması), mutation prediction (mutasyon tahmini), treatment response (tedaviye yanıt), patient and risk stratification (hasta ve risk sınıflaması), ve quality of life (hastanın hayat kalitesi).

Çalışmada, % 40 oranındaki makalede, radiomics ve dosiomic özellikler kullanılarak model tahmini yapıldı. Radiomics ve dosiomic yaklaşımları, son yılların

gelişen bir teknolojisi olup, görüntüleme ve doz dağılımı bilgilerinden kantitatif bilgi çıkarma yöntemidir. Adı geçen bilgi çıkarımları, temel, veya tedavi izleme, toplanan CT, MRI ve PET görüntülerinden sonuç tahmini yapan modeller aracılığıyla elde edilmektedir.

Maalesef, analiz edilen verilerin sayısı, günlük tedavi edilen hasta sayıları dikkate alındığında oldukça sınırlıdır. Bu verilerin toplu olarak harmonizasyona ihtiyacı vardır.

Doz-etki modellerinin hassasiyeti ve doğruluğu, verilerin büyüklüğüne, hızına ve güvenilirliğine bağlı olup, büyük datanın elde edilmesine bağlıdır. Ek olarak, otomatik olarak isimlendirilen yapıların (tümör, OAR gibi) AAPM TG-263 gibi standartlara uygun olması gerekmektedir.

### 3.3. Yetenek ve İlgi:

Radyoterapide YZ'nin geleceği konusunda kararsızlıklar olsa bile, onkolojideki bu yaklaşımların başarısı, RT personelinin, sahadaki mevcut koşulları ve gelişmeleri, yöntemlerin doğruluğunu ve ortaya çıkma olasılıklarının yönünü anlama yeteneği ile sınırlıdır. Son yapılan 5 anket, YZ uygulamalarının eğitimden QA'ya kadar incelenmesi üzerine kuruludur.

YZ'nin tedavi planlamasındaki optimizasyonunun kalite ve üretkenlik açısından açısından, tutarlılığı arttırdığı, bu nedenle personelin hasta bakımına daha çok zaman ayırdığı saptanmaktadır. Ancak, YZ'nin bu olumlu algısının, beceri kaybına neden olabileceği ve planlama uzmanlığını sürdürmek için eğitim alma veya uzmanlık yeteneklerini geliştirme konusunda azalmanın olması endişesini de beraberinde getirmektedir.

Gelişmiş ve gelişmekte olan ülkeler arasındaki teknoloji kullanılabilirliği arasındaki derin ayrılık, karar verme hatalarının önemli bir faktör olduğudur.

Gelişmiş ülkelerdeki elde edilen verilerin uygulama sonuçları kolayca tahmin edilemez ve başka ülkelere uygulanamaz. Böylece, veri güvenliğinde eşitliğin sağlanması, hastalıklarda bölgesel farklılık, nüfus, sağlık organizasyonları gibi parametreler arasındaki değişimler önlenmiş olur. Çok faktörlü verinin olması, karar verme aşamasında aşırı yüklenmeye ve klinik kararlarda bu verileri kullanmada bilişsel sınırlama zorlanmış olur.

Diğer yandan, YZ'nin, karar vermek ve tahmin yapmak ve analiz yapmak için kullandığı bilgi ve veri miktarını ölçmek mümkün değildir. Bu nedenle, YZ, hastaların gruplandırılması ve sonuç tahmini için erken biyomarkere ihtiyacı vardır. Bu kadar yoğun YZ uygulaması sonucunda, RT personeli tarafından YZ çözümlerinin kara kutu "black box" olarak görülmesi riski ortaya çıkmaktadır. (Not: Yapay zeka, gerekçelerini belirtmeden, açıklamadan, basitçe cevap veren bir kara kutu olarak tanımlanır. Yani, bu kara kutuya, YZ algoritmasına bir çok veri girer, bu veriler işlenir ve sonuçlar üretilir. Bu çıktıları bakan biri, yapay zekanın beyninde ne olup bittiğini çözmesi imkansız veya imkansıza yakındır. Bu nedenle bir kara kutu olarak adlandırılır.)

Yukarıda ifade edilen gerekçeler, RT personelinin YZ konusunda sürekli eğitime ihtiyacı olduğunu, mevcut yeteneklerini kaybetmemesini (örneğin manuel konturlama, konturların kontrol edilmesi gibi,) değişik yayınlar önermektedir. Böylece, RT departmanlarındaki çoğunluğu oluşturan personelin öncelikli olarak YZ'ye teşekkür edip, makro proseslere

yöneldi, sistemin performans kalitesini kontrol etmesi, personel yeterliliği ve eğitimlerini organize etmesi gibi değişikliklerle ilgilenmesi gerekmektedir.

YZ bağlamında, takip edilecek yeni görevler ve roller, medikal fizikçiler de dahil olmak üzere, tüm RT personeli için ana müfredata dahil edilmiştir. Bu yaklaşımlar, hasta tedavi ve bakım sorumluluklarına da olumlu yansiyacaktır.

RT alanında, YZ'nin geleceği konusunda çok önemli gelişmelerin olacağı izlenimi doğmaktadır. Hasta güvenliği, cihazların geliştirilmesi bu aşamada önemli kazanımlardır. Bu aşamada, akademik, ticari ve endüstriyel işbirlikleri çok önem kazanmaktadır.

RT departmanları arasındaki çapraz çalışmalar, birleşik öğrenme teknikleri YZ'nin gelişmesi için ön koşullardır.

### **3.4. Etik değerler:**

YZ yaklaşımında etik değerler çok önemli yer tutar, ancak YZ çok fazla veriye ihtiyaç duyar, genellikle bu veriler kolay elde edilemez, pahalı ve entelektüel haklar nedeniyle korunmaktadır. YZ algoritmaları, çok zaman alan, kullanım öncesi pahalı güvenlik, hassasiyet testlerinden geçmek zorundadır. Ana sorun, YZ algoritmalarının sonuçları üzerinde oluşan bir hatanın sorumlusu kim olacaktır? Bu nedenle insanlık, RT uygulanan hastaları olumsuz etkileyebilecek olan YZ sonuçlarının değerlendirilmesini, yönetilmesini kontrol etmek, bunu garanti etmek zorundadır.

### **Sonuçlar:**

YZ temelli araçlar, RT'nin yol haritası içinde yer almaktadır ve RT'nin uygulama sürecine katkı yapmaktadır. Örneğin, konturlama, sentetik

görüntüleme, tedavi sonuçları tahmini gibi. RT personelinin, işbirliği ve yeteneklerinin arttığı oranda YZ, RT kliniklerinde önemli yer alacaktır.

Sonuç olarak, RT klinikleri ve klinisyenleri ile YZ uzmanlarının güçlü işbirlikleri, YZ araçlarının gelişmesine ve güvenli uygulanmasına neden olacaktır.

**Yayına Hazırlayan: Haluk ORHUN**

## **RADYOTERAPİ ALANINDA ÇALIŞAN HER MEDİKAL FİZİKÇİ YAPAY ZEKA/MAKİNE ÖĞRENİMİ HAKKINDA BİLGİ SAHİBİ OLMALI MI? EVET İSE NE KADAR?**

Medikal Fizikçiler, 2022/ Mayıs ayında yapılan yıllık ESTRO Kongresinde “**yapay zeka ve makine öğrenimi**” için bir dizi eğitim ve öğretim senaryosunu incelediler.

Burada temel soru şöyleydi: Medikal fizikçiler, Yapay Zeka ve Makine Öğrenimi Teknolojileri ile aralarındaki bilgi açığını nasıl kapatmalıdırlar? Nasıl gidermelidirler?

Burada, akla gelen ilk karşı cevap, Ne kadarı yeterlidir? Ne kadarı çok fazladır?

Bu sorular, radyoterapi fiziği iş gücünün eğitimi ve sürekli mesleki gelişimi söz konusu olduğunda, şu anda üst düzey medikal fizikçileri meşgul eden karmaşık bir konunun kalbine inen sorulardır. Özellikle yönetim ve eğitimcileri zorlayan konu, medikal fizikçilerinin temel uzmanlık ve bu alandaki temel bilgilerinin, radyasyon onkolojisi ve medikal fizik iş akışı içinde yapay zeka (YZ) ve makine öğrenimi teknolojilerinin durmak bilmeyen ilerlemesini yansıtacak ve en iyi şekilde destekleyecek ölçüde nasıl gelişmesi gerektiğidir.

Kopenhag'da düzenlenen ESTRO 2022 Yıllık Kongresi'nde, “**Her medikal fizikçi, yapay zeka/makine öğrenimi hakkında bilgi sahibi olmalı...**

**Ama ne kadar?**” başlıklı özel bir oturumu düzenlendi. Toplantıya katılan birkaç yüz delege ile konuşmacılar, oturum moderatörleri tarafından radyoterapi sürecinde ortaya çıkan yapay zeka/makine öğrenimi fırsatlarına karşı medikal fizikçilerin bilgi birikimini uyumlu hale getirmek için bir dizi “optimum senaryoyu” tartışma fırsatı verildi.

**YZ konusunda sadece temel bilgiler mi gerekli yoksa tam tersi mi?**

Tartışmayı başlatan, Hollanda'daki Amsterdam UMC'de kıdemli medikal fizikçi ve doçent olan **Wilko Verbakel**, medikal fizikçilerin önceliğinin, algoritmalara değil, bu algoritmaların eğitimi ve uygulanması için kullanılan verilere odaklanarak, daha teknik bilgileri ortaya çıkarmak için makine öğrenimi yazılımı üreticileriyle yakın bir şekilde çalışmak olduğunu savundu.

Verbakel, “Bilmemiz gereken şey sadece temel bilgilerdir,” diye açıkladı. “Bu cevap, makine öğrenimi algoritmalarını eğitmek için ne tür verilerin kullanıldığı anlamına geliyor? Veriler coğrafi olarak nereden geliyor? Ve hasta verilerinin dağılımı kendi merkezinizdeki hasta popülasyonu için iyi seçilmiş mi?” Yine de, üreticilerin kendi özel algoritmalarını eğitmek için kullanılan verileri paylaşmak için çok daha fazlasını yapabileceklerini ve yapmaları gerektiğini kabul ediyor. “Her durumda, makine öğrenimi algoritmalarında kullanılan verileri, kendi veri kümelerimizde test etmeli ve ne kadar iyi karşılaştırıldığını sormalıyız.” Bu bir anlamda makine öğrenimi algoritmasının performansını test etmek anlamına gelir.

Her medikal fizikçinin aynı zamanda tam yetenekli bir veri bilimcisi olması gerektiğini savunan karşıt bir görüş, Villejuif, Fransa'daki Gustave Roussy Kanser Kampüsü'nde medikal fizik doçenti olan **Charlotte Robert** tarafından gündeme getirildi. Robert'ın konuya bakış açısı, yapay zeka ve makine öğrenimi

teknolojilerinin, sentetik görüntü oluşturma, otomatik konturlama, hızlandırılmış dozimetri, otomatik hasta kalite kontrolü ve gerçek zamanlı tedavi planlaması gibi uygulamaların günümüz radyoterapi iş akışında zaten yaygın kullanıldığını ifade etti.

Robert, yapay zeka/makine öğrenme yazılımını devreye alırken, medikal fizikçilerin çözüme yönelik sağlam metodolojiler uygulamak için yeni ürünlerin teknik özelliklerini anlamalarının hayati önem taşıdığını belirtiyor. "İşinizi düzgün bir şekilde yapabilmemiz için bu gerçekten çok önemli" diyor Robert, "Aykırı değerleri belirlemek amacıyla algoritmayı test etmek için akıllı veri setleri önermek de önemlidir" diye açıklıyor.



**2022/ESTRO'da "YZ ve Makine öğrenmesinin Radyoterapideki yenilikleri konulu toplantıya katılan konuşmacılar: Soldan sağa; Charlotte Robert, Cristina Garibaldi, Wilko Verbakel and Carsten Brink.**

Daha geniş anlamda Robert, yapay zeka/makine öğreniminin ayrıntı ve inceliklerini temel medikal fizik müfredatına entegre eden özel eğitim programlarının oluşturulmasını savunuyor. "Bu değişimin olumlu yönleri, programlama, veri yönetimi ve veri mühendisliği alanlarında birçok yeni becerinin döngü içinde kalmasını sağlayacaktır" diye ekliyor.

**Eğitim, eğitim, eğitim**

İtalya'nın Milano kentindeki Avrupa Onkoloji

Enstitüsü'nden (IEO) **Cristina Garibaldi** tarafından sunulan ve Avrupa çapında ulusal medikal fizik müfredatı için standart olarak yapay zeka odaklı eğitim ve öğretimin entegrasyonunu savunan sunum gündeme geldi.

Garibaldi'ye göre medikal fizik uzmanı yapay zeka/makine öğrenme teknolojilerinin güvenli ve verimli bir şekilde klinik uygulamaya geçirilmesinde çok önemli bir role sahiptir. "Özellikle önemli olan, Medikal Fizik Uzmanlarının makine öğrenimi modellerinin geliştirilmesi ve uygulanmasına yönelik tüm iş akışları hakkında temel bilgiye sahip olmasıdır. Diğer bir deyişle; veri seçimi ve yönetimi; model seçimi ve düzenlenmesi; model eğitimi ve son olarak model doğrulama gibi.

Aynı zamanda, disiplinler arası işbirliği, klinikte yapay zeka/makine öğreniminin başarılı bir şekilde kullanılmasının temelini oluşturmaktadır. Garibaldi, matematik, bilgisayar ve istatistik alanlarındaki becerileri sayesinde, Medikal Fizikçilerin radyasyon onkologları, yazılım üreticileri, veri bilimcileri ve mühendisler arasında bir köprü görevi görebilecek konumda olduklarını ekliyor. Bu şekilde, "Çoğu klinikte yer alan Medikal Fizikçilerin yapay zeka çözümlerinin geliştirilmesinde yer almayacak olsa da, makine öğrenimi modellerinin nasıl yapılandırıldığını, performanslarının nasıl doğrulanacağını ve uygun QA testlerinin nasıl tasarlanacağını anlamaları gerekecektir" şeklinde konuşmasına devam ediyor.

Garibaldi, ESTRO ve Avrupa Medikal Fizik Kuruluşları Federasyonu (EFOMP) şemsiyesi altında çalışan ve bu yılın başlarında radyoterapide Medikal Fizikçiler için yeni bir çekirdek eğitim programı açıklayan gruba başkanlık ediyor. Bu çalışmada, aralarında MRI/RT,

FLASH radyoterapi ve kişiselleştirilmiş tedavilerin yanı sıra yapay zeka destekli otomasyon ve makine öğreniminde gelişmiş nicel veri analizi yöntemlerinin de bulunduğu bir dizi yeni klinik uygulama ele alınıyor.

ESTRO/EFOMP çalışmasının genişletilmiş, içeriği, YZ'nin Medikal Fizikçilerin günlük uygulamalarını temelden değiştirdiği gerçeğini yansıtırken, Avrupa ülkelerinin ulusal eğitim programlarını YZ/makine öğrenimindeki en son teknoloji yeniliklerine yanıt olarak bir çerçeve sunmaktadır. Garibaldi "Medikal Fizikçilerin rolünü potansiyel olarak tehdit eden sınırlı YZ bilgisinin zayıflığının üstesinden gelmek için, hastanelerde özel öğretim ve eğitim kursları yoluyla medikal fizik eğitim programlarına Yapay Zeka entegre edilmelidir."

Son söz ise Odense'deki Güney Danimarka Üniversitesi'nde medikal fizik profesörü olan **Carsten Brink'e** ait. Brink, medikal fizik camiasının yapay zeka/makine öğrenimi teknolojilerindeki mevcut bilgi açığını nasıl kapatması gerektiğini "temel bilgilerden biraz daha fazlası, bağımsız bir uzmanla iletişim kurabilmenize yetecek kadar" şeklinde ifade ediyor.

Brink, "Hepimiz veri bilimi konusunda yetenekli olmalı mıyız? - ben öyle düşünmüyorum" diyerek sözlerini tamamladı. "Radyasyon Onkologları, medikal fizikçiler gibi farklı bilgi merkezleri arasında işbirliği yapma konusunda büyük bir geleneğimiz var. Peki, neden işbirliği yapıyoruz? Çünkü birbirimizin becerilerinden faydalanıyoruz - yani tüm zamanınızı tam bir veri bilimcisi olmak için harcamayın."

<https://physicsworld.com/c/medical-physics/radiotherapy/22 July 2022>

**Yayına Hazırlayan: Haluk Orhun**

## FLATTENING FILTER FREE (FFF) IŞINLARI RUTİN KLİNİK UYGULAMALARDA GÜVENLE UYGULANA BİLİNİR Mİ?

**Doç. Dr. Serhat Aras**

### Giriş

Kanser, günümüzde hasta sağ kalımını ve yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltan hastalıklardan biri olma özelliğini korumaktadır. Genel tedavi yöntemi olarak cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi yaklaşımları koordineli bir şekilde uygulanmaktadır (1). Radyoterapi, halen kanser tedavisinde en çok başvurulan tedavi yöntemlerinden biri olup, kanser hastalarının yaklaşık %60'ı tedavilerinin belirli bir aşamasında radyoterapi görmektedir.

Gelişen teknolojiye bağlı olarak radyasyon düzleştirici filtrenin olduğu Flattening Filter (FF) standart lineer hızlandırıcı cihazlarının yerine; düzleştirici filtrenin kullanılmadığı Flattening Filter Free (FFF) tabanlı modern radyoterapi cihazları üretilmiştir (2,3). FFF teknolojisi sayesinde ani yüksek doz hızlarının elde edilmesiyle birlikte uzun tedavi sürelerinin kısalması ve saçılan radyasyonun az olması sebebiyle çevre sağlıklı dokulardaki ikincil kanser riskinin azalması bu tedavi tekniğini üstün kılmıştır (4). FFF tabanlı radyoterapi cihazlarında, yüksek doz hızı seçeneği kullanılarak, FF tabanlı eski nesil radyoterapi cihazlarına göre üç-dört kat fazla maksimum doz hızları elde edilmektedir. Bu yüksek doz hızları seçeneği, tedavi sürelerini kısaltırken başarı oranını arttırmaktadır (5). Modern radyoterapide, FFF teknolojisi ile hacim ayarlı arc-terapi (VMAT), stereotaktik radyocerrahi (SRS) ve stereotaktik vücut radyoterapi (SBRT) teknikleri yardımıyla tümörlü dokuya radyoterapi uygulanmaktadır. Yüksek oranda artan doz hızına rağmen FFF tekniği, hedef hacmin

dışındaki dozu düşürerek sağlıklı dokuların en az doza maruz kalmasını sağlar. FFF ışınlarının ortalama penumbrasının FF ışınlarına göre daha küçük olması, alan dışı dozların FFF ışınlarında FF'lere oranla daha az olmasıyla birlikte saçılan dozlarda azalma ve FFF düzleştirici filtrenin olmaması ile saçılan radyasyona bağlı olarak ikincil kanser riskini azaltmış olması gibi durumlar FFF teknolojisinin en önemli dozimetrik avantajlarıdır (6,7). Fakat bu dozimetrik avantajlara rağmen FFF yüksek enerjili iyonize X-ışınları kullanılarak, radyoterapi uygulanan tümörlü dokuda ve çevre sağlıklı dokularda yüksek doz hızının neden olabileceği fiziksel etkileşimler sonrası ilgili dokuda bırakacağı hücre hasarının radyobiyojik etkileri hakkında kanıta dayalı bilgiler literatürde henüz mevcut değildir.

Görülme sıklığı ve ölüme yol açması nedeniyle farklı kanser türlerinin oluşması ve ilerlemesinin önlenmesi amacıyla modern radyoterapi tekniklerinin kullanılması büyük önem taşımaktadır. Son yıllarda radyoterapi kliniklerinde sıklıkla tercih edilen, IMRT, VMAT, SBRT ve SRS gibi modern radyoterapi cihazlarında kullanıma giren bir yöntem olan FFF ani yüksek doz hızları metodu ile hem uzun tedavi sürelerini azaltmak hem de hastaya verilen doz açısından çok daha iyi dozimetrik sonuçlar elde edilmesi mümkün olmuştur. Ancak, verilen bu radyasyon yüksek ani doz hızlarının tümör dokusunda ve kritik organlar üzerinde bırakacağı hücre hasarının sonuçları, radyobiyojik açıdan literatürde halen daha tatmin edici değildir.

Konvansiyonel FF tekniğinin olduğu düşük doz

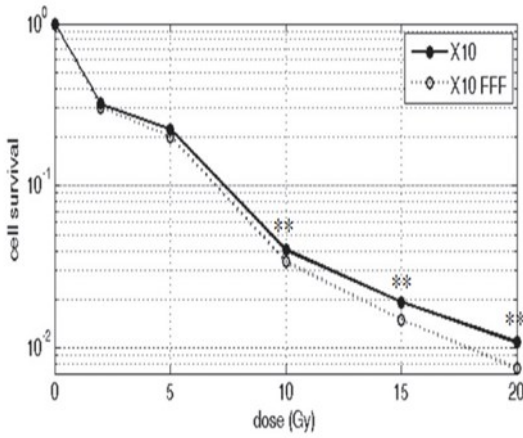


hızlarında ve modern radyoterapi FFF teknolojisi ile yüksek ani doz hızlarındaki ışınların, farklı hücre hatlarına uygulanarak hücre sağ kalımı üzerinde doz hızının radyobiyojik etkilerine ilişkin birçok karşılaştırılmalı çalışma literatürde mevcuttur. Ancak FFF ışınlarının, hem tümör dokusunda hem de tümörlü hacmin herhangi bir parçası olmayan sağlıklı dokulardaki yapacağı fiziksel etkileşmeler sonrası ilgili dokuda bırakacağı hücre hasarı hakkında yeterli bilgi yoktur.

### **Radyoterapide FF ve FFF Işınları**

Gelişen teknolojiye bağlı olarak modern radyoterapi cihazlarında, uzun tedavi sürelerini azaltmak için lineer hızlandırıcı cihazının başlığındaki FFF teknolojisi ile ani yüksek doz hızları elde edilmiştir. FFF yüksek ani doz hızlarının kullanıldığı SRS ve SBRT gibi modern radyoterapi teknikleri, tümör bölgesine letal (öldürücü) dozu kontrollü ve kesin bir şekilde verirken, hedeflenen hacmin dışında kalan sağlıklı doku ve hücre hasarlarını mümkün olduğunca azaltarak tedavi etmektedirler. Kliniklerde hastalara uygulanan bu modern radyoterapi teknikleri, 3-boyutlu konformal radyoterapiye (3B-KRT) göre doz dağılımı, doz uyumu, doz kapsamı ve sağlıklı dokuların gereksiz doz maruziyeti açısından oldukça üstündür. Ancak IMRT, VMAT, SBRT ve SRS gibi modern radyoterapi tekniklerinde, yüksek ışınlama süresi monitor unit (MU) yüzünden doz verme süreleri, 3B-KRT'ye göre oldukça uzundur. Bu modern radyoterapi tekniklerinin radyobiyojik avantajları literatürde tartışma konusu olmasına rağmen yüksek MU yüzünden bu tekniklerin tümör kontrolünü azalttığı yönünde herhangi bir şüphe klinik kanıt olarak gösterilmemiştir.

Konvansiyonel FF ve modern radyoterapi teknolojisindeki FFF yüksek ani doz hızlarındaki ışınların, farklı hücre hatlarına uygulanarak doz hızının, hücre sağ kalımı üzerinde önemli bir dozimetrik parametre olup olmadığı yönünde birçok çalışma yapılmıştır. FFF ışınlarının, kanser tedavilerinde kliniklerde yaygın olarak kullanılması ile birlikte bu yüksek doz hızı ışınların, kanser ve sağlıklı hücreler üzerindeki radyobiyojik etkileri hakkında çeşitli in vitro araştırmalar literatürde mevcuttur. Sorensen ve ark lineer hızlandırıcıdaki yüksek ani doz hızlarının hücre sağ kalımına olan etkisini incelediler ve V79 ve FaDu (DD) hücre hatlarına 56MU/min, 112 MU/min ve 338 MU/min üç farklı doz hızlarında 1-10Gy arasında radyasyon uygulanarak doz yanıt eğrilerini oluşturdu. Her iki hücre hattında da radyobiyojik etkileşimler ve hücre sağ kalımı üzerine FFF linak yüksek ani doz hızlarının etkili olmadığını vurguladı (8). Lohse ve ark. kanser hücre sağ kalımı üzerine yüksek doz hızı FFF ışınlarının etkisini araştırdığı çalışmada, FFF ışınlarının hücre sağ kalımını önemli miktarda azalttığını gösterdiler. İki farklı glioblastoma hücre hattına farklı doz hızları kullanarak 5Gy ya da 10Gy ile tedavi ettiler ve FFF ışınlarının, standart FF ışınlarından daha fazla glioblastoma hücre hatlarının azalmasında etkili olduğunu vurguladılar. FFF ışınlarının radyobiyojik etkisi incelendiğinde, ışınlama süresinden ziyade doz hızının daha önemli bir dozimetrik parametre olduğu gösterilmiş ve doz hızının kanser hücre hattını etkileyen önemli bir faktör olduğu kanıtlanmıştır (9). Ancak, diğer çalışmalarda, farklı in vitro hücre hatları kullanılarak akut radyasyondan sonra FF ve FFF ışınlarının, hücre sağ kalımı üzerinde anlamlı bir fark bulamadılar.



King ve ark. FFF teknolojisi ile yapılan radyoterapi tedavilerinin radyobiolojik etkilerini inceledikleri çalışmalarında, DU-145 prostat ve H460 küçük hücre dışı akciğer hücre hatlarının FFF 6MV iyonize X-ışınları ile tedavi ettiler ve toplam hasar davranışlarında iki hücre hattında da hücre sağ kalımının, ani yüksek doz hızına bağlı olmadığını gösterdiler (10). Verbakal ve ark. FFF yüksek doz hızı ve FF konvansiyonel doz hızı ışınlamalarında hücre sağ kalımlarını karşılaştırdılar ve astrocytoma D384, glioma T98 ve akciğer karsinom SW1573 hücre hatları tek doz 12Gy ve fraksiyone 2Gy (D384) ve 3Gy (SW1573) ile tedavi ettiler. FF 6MV enerji 600MU/min ve FFF 10MV enerji 2400MU/min doz hızlarında hücre hatlarına radyasyon verdiler. Tüm hücre hatlarında hem FF hem de FFF yüksek doz hızlarında sağ kalım açısından anlamlı fark gözlemediklerini belirttiler (11). Ling ve ark. eksternal radyoterapide doz hızını etkileyen parametreler olarak, serbest oksijen radikalleri, normal ve tümör dokuları için subletal hasar tamiri ve radyasyona maruz kalan dokulardaki erken ve geç etki farklılıkları ( $\alpha/\beta$ ) gibi durumlara bağlı olduğunu vurguladılar (12). FFF ışınlarının radyobiolojik etkileri hakkında birçok in vitro çalışma olmasına rağmen yeterli in vivo kanıt rapor edilmemiştir. Dolayısıyla, FFF yüksek doz hızı ışınlarının, kanser ve sağlıklı hücreler üzerindeki olası etkileri hakkında daha az şey bilinmektedir ve önceki

in-vitro radyobiolojik çalışmalar dikkate alındığı zaman önemli çelişkiler rapor edilmiştir. Bu yüzden, FF ve FFF ışınlarının hücre sağ kalım etkilerinde, herhangi bir fark olup olmadığını göstermek hasta dozu açısından önemlidir.

Yapılan tüm bu çalışmalarda FFF yüksek ani doz hızları, farklı tümör hücre hatlarına uygulanarak tümör hücre sağ kalımı üzerinde yüksek doz hızlarının, radyobiolojik olarak önemli bir dozimetrik parametre olup olmadığı araştırılmıştır. Böylece, sağlıklı ve kanser hücre sağ kalımı üzerinde FFF ışınlarının, klinik radyobiolojik etkisi belirsiz kalmıştır. Bu çelişkili sonuçların, araştırmacılar arasında tercih edilen dozimetrik standardizasyonun ve kullanılan hücre hatları radyo duyarlılıklarının farklı olması yüzünden olabileceğini söyleyebiliriz. Bu farklı çalışmalarda sunulan sonuçlar, FF ve FFF ışınlarının in vitro hücre kültürlerinin sağ kalımı üzerine olan etkilerine katkı sağlamasına rağmen FFF klinik doz hızı etkisinin, in vivo radyobiolojik sonuçları hakkındaki belirsizlik devam etmektedir.

Sonuç olarak, FFF yüksek doz hızı ışınlarının, deneysel ve klinik sonuçları hakkında literatürde yeterince bilgi yoktur. Özellikle SRS ve SBRT tekniği ile kliniklerde FFF ışınlarının kullanımı daha yaygın hale geldiğinden dolayı FF ve FFF ışınlarının radyobiolojik sonuçları arasında herhangi bir farkın olup olmadığını göstermek kanser radyobiolojisi açısından son derece önemlidir. Klinik FFF doz hızı etkisinin, mevcut radyobiolojik belirsizlikleri açıklamak için daha fazla in vitro ve in vivo araştırmaya ihtiyaç vardır.

FFF tekniği ile radyoterapi tedavi kararı alınmadan önce hem kanserli hem de sağlıklı doku ve hücrelerin maruz kalacağı radyasyonun göz önünde

bulundurulacak, sadece fiziksel radyoterapi dozunun değil aynı zamanda doz hızına bağlı oluşacak radyobiolojik yanıtın da hesaba katılmasının mutlak gerekliliğinin hasta açısından önemli olduğunun ve bu tedavi tekniğine hasta bazlı olarak karar verilmesi gerektiğinin düşünülmektedir.

## Kaynaklar

1. Gilyoma JM, Rambau PF, Masalu N, Kayange NM, Chalya PL. 2015. Head and neck cancers: A clinico-pathological profile and management challenges in a resource-limited setting. *BMC Res Notes*. 8(1):1–9.
2. Karan T, Moiseenko V, Gill B, Horwood R, Kyle A, Minchinton AI. Radiobiological effects of altering dose rate in filter-free photon beams. *Physics in Medicine and Biology*. 2013;58(4):1075–82.
3. Oktaria S, Lerch MLF, Rosenfeld AB, Tehei M, Corde S. In vitro investigation of the dose-rate effect on the biological effectiveness of megavoltage X-ray radiation doses. *Applied Radiation and Isotopes*. 2017;128(July):114–9.
4. Aras S, Efendioğlu M, Wulamujiang A, Ozkanlı SS, Keleş MS, Tanzer İO. Radioprotective effect of melatonin against radiotherapy-induced cerebral cortex and cerebellum damage in rat. *International Journal of Radiation Biology*. 2021;
5. McGarry CK, Butterworth KT, Trainor C, McMahon SJ, O'Sullivan JM, Prise KM, et al. In-vitro investigation of out-of-field cell survival following the delivery of conformal, intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) plans. *Physics in Medicine and Biology*. 2012;57(20):6635–45.
6. Navarra P, Ascolese AM, Mancosu P, Alongi F, Clerici E, Tozzi A, et al. Volumetric modulated arc therapy with flattening filter free (FFF) beams for stereotactic body radiation therapy (SBRT) in patients with medically inoperable early stage non small cell lung cancer (NSCLC). *Radiotherapy and Oncology* [Internet]. 2013;107(3):414–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2013.04.016>
7. Prendergast BM, Dobelbower MC, Bonner JA, Popple RA, Baden CJ, Minnich DJ, et al. Stereotactic body radiation therapy (SBRT) for lung malignancies: Preliminary toxicity results using a flattening filter-free linear accelerator operating at 2400 monitor units per minute. *Radiation Oncology*. 2013;8(1):1–8.
8. Sørensen BS, Vestergaard A, Overgaard J, Præstegaard LH. Dependence of cell survival on instantaneous dose rate of a linear accelerator. *Radiotherapy and Oncology*. 2011;101(1):223–5.
9. Lohse I, Lang S, Hrbacek J, Scheidegger S, Bodis S, MacEdo NS, et al. Effect of high dose per pulse flattening filter-free beams on cancer cell survival. *Radiotherapy and Oncology* [Internet]. 2011;101(1):226–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2011.05.072>
10. King RB. An in vitro study of the radiobiological

effects of flattening filter free radiotherapy treatments. 83.

11. Verbakel WFAR, Van Den Berg J, Slotman BJ, Sminia P. Comparable cell survival between high dose rate flattening filter free and conventional dose rate irradiation. Acta Oncologica. 2013;52(3):652–7.
12. Ling CC, Gerweck LE, Zaider M, Yorke E. Dose-rate effects in external beam radiotherapy redux. Radiotherapy and Oncology [Internet]. 2010;95(3):261–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2010.03.014>



### **Doç. Dr. Serhat Aras**

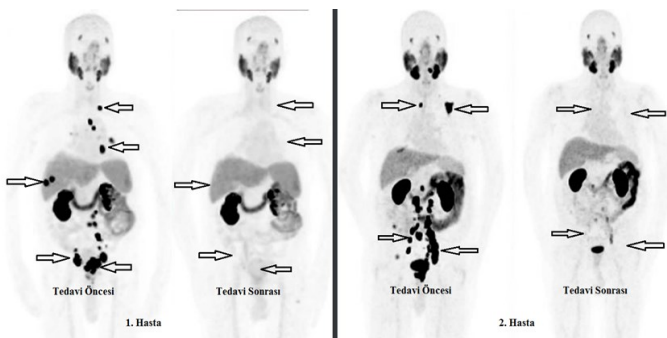
1985 yılında Ardahan’da doğdu. 2008 yılında Fizik bölümünden mezun oldu. Medikal Fizik alanındaki tez çalışmalarıyla 2010 yılında yüksek lisansını ve 2016 yılında doktora eğitimini tamamladı. 2011-2017 yılları arasında Necmettin Erbakan Üniversitesi Merap Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2017-2022 yılları arasında Sağlık Bilimleri Üniversitesi’nde Doktor Öğretim Üyesi olarak akademik hayatına devam etti. 2021 yılından beri Haydarpaşa Numune E.A.H Radyasyon Onkolojisi Radyoterapi bölümünde görev yapmaktadır. Radyasyon Onkolojisi alanında bilimsel çalışmalarına devam etmektedir. Eylül 2022’de Sağlık Fiziği

alanında Doçentlik unvanını aldı.

# RADYONÜKLİD TEDAVİLERDE DOZİMETRİ

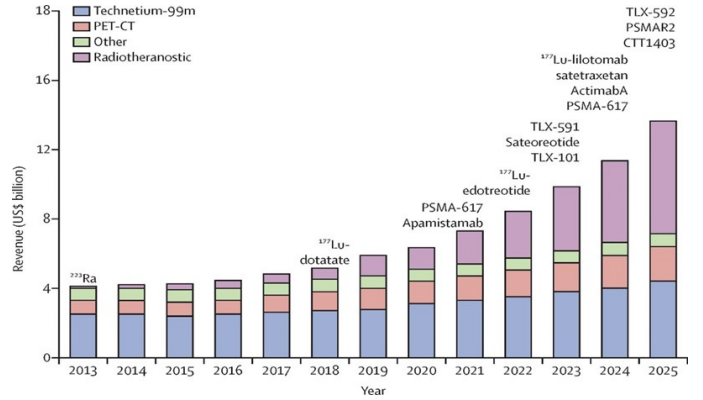
## Dr. Bilal Kovan

Nükleer Tıp, radyonüklid ile kimyasal ilaçların (farmasötik) uygun koşullarda bağlanması sonucu oluşturulmuş radyofarmasötikler kullanılarak birçok hastalığın tanı ve tedavisinin yapıldığı bilim dalıdır. Nükleer Tıp'ın tarihçesi, Marie Curi ve Pierre Curi'nin 1898 yılında yapmış olduğu radyumun keşfine kadar uzanmaktadır [1]. Radyumun keşfi, nükleer tıp ve radyonüklid tedaviler açısından çok önemli başlangıcı oluşturmuş ve radyumun ilk olarak 1913 yılında malign hastalıkların tedavisinde kullanılmasıyla radyonüklid tedaviler başlamıştır [2]. 40'lı yıllarda İyot-131 tedavileri başlamış ve teknolojik gelişmeler ve yapılan bilimsel araştırmalar sonucunda farklı radyonüklid ve farmasötik kullanılarak birçok hastalığın tedavisi başarılı bir şekilde yapılmaktadır. İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda Lu-177 PSMA tedavisi uygulanmış 2 hastanın tedavi öncesi ve tedavi sonrası PET/BT görüntülerinde de görüldüğü gibi tedaviye tam yanıt alınabilmektedir.



**Şekil 1. 2 Hastanın tedavi öncesi ve tedavi sonrası PET/BT görüntüleri.**

Ken Herrmann ve arkadaşlarının yazdığı makalede gösterildiği gibi radyonüklid tedaviler her geçen gün artarak devam etmektedir (Şekil 1) [3].



**Şekil 2: Yıllara göre nükleer tıp uygulama grafiği**

Radyonüklid tedavilerdeki hedef; hedef dokuya maksimum radyasyon dozu verilirken sağlıklı dokuların minimum radyasyon dozuna maruz kalmasını sağlamaktır. Fakat radyofarmasötüğün tutulum ve atılım mekanizmasına bağlı olarak sağlıklı organlar da radyasyona maruz kalmaktadır. Bu nedenle tedavilerde, sağlıklı organların radyasyon üst sınırını aşmayacak şekilde maksimum tedavi dozunu verilmesi tedavi etkinliğini ve tedavideki başarı oranını doğrudan etkilemektedir. Hastaların sağlıklı organlarının radyasyon üst sınırını aşmayarak hedef dokuya maksimum dozun verilmesi için radyonüklid tedavilerde dozimetrik hesaplama yapılması kritik öneme sahiptir. Radyonüklid tedaviler ilk başlarda ampirik yöntemle uygulanıyor olsa da ilerleyen zamanlarda dozimetrik hesaplama yapılarak uygulanmaya başladı. Avrupa Birliği kapsamında Şubat 2018 tarihinden itibaren "Avrupa Birliği Temel Güvenlik Standartları Direktifi" kapsamında, radyonüklid tedavi gören tüm hastalar için dozimetri yapılması yasal bir gereklilik haline getirilmiştir [4].

Bunun yanı sıra radyonüklid tedavilerde kullanılan sağlıklı organ radyasyon doz sınırları eksternal radyoterapi uygulamalarından edinilmiş tecrübeler sonucu belirlenmiştir. Eksternal radyoterapi ve radyonüklid tedavilerin uygulama sıklıkları ve uygulama yöntemleri tamamen farklı olduğundan radyasyonun organlara etkileri de farklı olabilmektedir. Bu nedenle radyonüklid

tedavilerde dozimetrik hesaplama yapmak, radyonüklid tedaviler için organ radyasyon doz sınırlarının belirlenmesi için de önem arz etmektedir. Bu kapsamda bir standart oluşturmak için yoğun çalışmalar yapan European Association of Nuclear Medicine (EANM) tarafından dozimetri klavuzları oluşturulmaktadır. 2016 yılında MIRD ve EANM Lu-177 tedavileri için dozimetri klavuzu yayınladı [5], ardından 2020 yılında nöroendokrin tümörlerinde I-131 MIBG tedavisi için dozimetri klavuzu [6], 2021 yılında karaciğer kanserlerinde Y-90 radyoembolizasyon klavuzu [7] ve 2022 yılında ise Lu-177 PSMA dozimetri klavuzu yayınladı [8].

#### Tedavi Modaliteleri

Nükleer tıpta radyonüklid tedavilerin farklı uygulama biçimleri bulunmaktadır. Sistemik tedaviler başta olmak üzere radyoembolizasyon ve radyosynevektomi yöntemleri kullanılarak radyonüklid tedaviler yapılmaktadır. Yapılan başlıca tedavi modaliteleri, kullanılan radyofarmasötikler ve hastalıklarının tablosu aşağıda verilmektedir.

**Tablo 1: Yapılan başlıca tedavi modaliteleri, kullanılan radyofarmasötikler ve hastalıklar**

Tedavi Modalitesi	Kullanılan Radyofarmasötik	Kullanılan Hastalık
Sistemik Tedavi	Iyot-131	Tiroid Kanseri, Hipertirod
	I-131 MIBG	Nöroblastom, Nöroendokrin Kökenli Kanserler
	Lutesyum-177 DOTA	Nöroendokrin Kökenli Kanserler
	Lutesyum-177 PSMA	Prostat Kanseri
Radyoembolizasyon	Yttrium-90	Karaciğer Kanseri
	Holmium-166	Karaciğer Kanseri
Radyosynevektomi	Yttrium-90	Hemofilik Sinoviti

Dozimetrik hesaplamalarda farklı formüller kullanılsa da günümüzde yaygın olarak Committee on Medical Internal Radiation Dose (MIRD) komitesinin yayınladığı formül kullanılmaktadır. Farklı tedavi modaliteleri için aynı formül kullanılsa da organ doz hesaplama prosedürleri farklılık göstermektedir.

Ülkemizde de yaygın olarak yapılan sistemik tedaviler ve radyoembolizasyon tedavileri için yapılan dozimetrik hesaplama uygulamaları aşağıdaki başlıklar altında detaylı olarak anlatılmaktadır.

#### Sistemik Tedavilerde Dozimetri

Dozimetrik hesaplamada farklı modaliteler olsa da günümüzde MIRD hesaplama modeli kabul görmektedir. MIRD hesaplamada aşağıdaki (Formül 1) kullanılmaktadır.

$$D_{\text{Hedef-kaynak}} = \frac{k \tilde{A}_{\text{kaynak}} \sum_i n_i E_i \varphi_i}{m_{\text{Hedef}}} \quad \text{Formül 1}$$

D: Hedef organda soğrulan doz (Gy)

k: Orantı sabiti (Gy·kg/MBq·s·MeV)

$\tilde{A}$ : Organdaki kümülatif aktivite

n: Nükleer bozunma başına E enerjisinde salınan radyasyon oranı

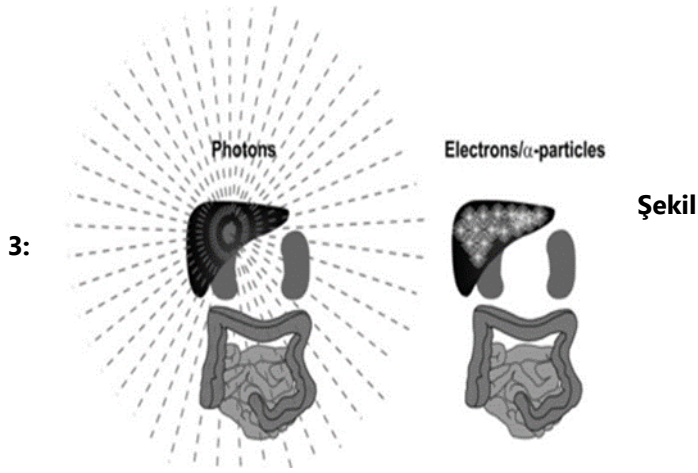
E: Radyasyon başına enerji (MeV)

$\varphi$ : Kaynaktan salınan radyasyon enerjisinin hedefte soğrulma oranı

m: Hedef organın kütlesi (kg)

Radyofarmasötik biriktiği organa Şekil 2'de gösterildiği gibi radyasyon enerjisini aktarırken diğer organlara da varsa fotonlardan kaynaklı enerji aktarımı olmaktadır. Bu nedenle dozimetrik hesaplama yaparken hedef organın kendi içerisindeki

radyofarmasötikten absorbe ettiği radyasyon dozu ve diğer organlardan absorbe ettiği radyasyon dozları da hesaplanmalıdır.



Şekil

### Radyasyon enerji aktarım similasyonu

Farklı radyonüklidlerin kaynak organlardan hedef organlara enerji aktarımları MIRD komitesi tarafından her radyonüklid ve farklı vücut yapıları için hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar sonucu elde edilen değerler S Faktörü olarak yayınlamışlardır. S Faktörü kullanılarak dozimetri formülü Formül 2'de gösterildiği gibi olmaktadır.

$$D_{\text{hedef-kaynak}} = \dot{A}_{\text{kaynak}} \times S_{\text{hedef-kaynak}} \quad \text{Formül 2}$$

Organlardaki aktivitenin tayini için hastaların radyofarmasötik uygulama sonrası radyofarmasötiğin vücutta kalış süresine göre çoklu görüntüleme yapılması gerekmektedir. İlk zamanlarda Tüm Vücut Sintigrafi (TVS) görüntüleme kullanılırken günümüzde TVS görüntülemenin yanı sıra atenüasyon düzeltmesi yapılmış SPECT/BT görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır.

### Görüntüleme

Organlardaki aktivitelerin tespiti için yapılacak görüntülemeler için bir standart oluşturulmalı ve tüm

görüntülemeler hazırlanan standart prosedür kullanılarak yapılmalıdır.

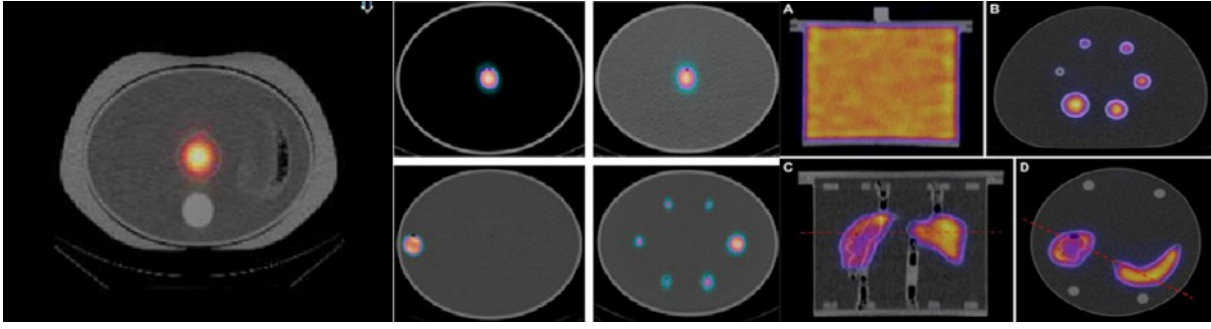
### Lu-177 uygulamalarında görüntüleme;

EANM klavuzu önerilerine göre [8], SPECT/BT görüntüleme için Medium Enerji kolimatör kullanılmalıdır. Lu-177'nin iki ana piki (113 keV ve 208 keV) olmasına rağmen görüntülemelerin 208 keV tek pik ile yapılması tavsiye edilmektedir. 208 keV tepe noktasında %15-20 pencere genişliğinde ana pik ve ana pencereye bitişik olacak biçimde düşük ve yüksek saçılım düzeltme pencereleri kullanılması önerilmektedir. Saçılım düzeltme pikleri %7,5-10 pencere genişliğinde ayarlanmalıdır. Kamera, 128 × 128 veya daha yüksek bir matriste (zoom faktörü = 1), body contour aktif, 60 ile 120 projeksiyon ve projeksiyon başına 30-40sn olarak ayarlanmalı. Atenüasyon düzeltmesi için düşük kV ve mAs değerleri kullanılarak BT taraması yapılmalıdır.

TVS görüntüleme için Medium Enerji kolimatör kullanılmalıdır. SPECT görüntülemesinde kullanılan pikler kullanılabilir. Matris boyutu 1024 × 256, tarama hızı 10-12 cm dakika ve body contour aktif olacak şekilde ayarlanmalıdır.

### I-131 uygulamalarında görüntüleme;

EANM klavuzu önerilerine göre [6], SPECT/BT görüntüleme için High Enerji kolimatör kullanılmalıdır. I-131 görüntülemesinde 364 keV tepe noktasında %20 pencere genişliğinde ana pik ve ana pencereye bitişik olacak biçimde düşük ve yüksek saçılım düzeltme pencereleri kullanılması önerilmektedir. Saçılım düzeltme pikleri %6 pencere genişliğinde ayarlanmalıdır. Kamera, 128 × 128 veya daha yüksek bir matriste (zoom faktörü = 1), body contour aktif, 60 projeksiyon ve projeksiyon başına sayım süresi hasta



**Şekil 4: Farklı fantomlar kullanılarak KKF tespit çalışmaları.**

konforuna ve ölü zaman sorunu gözönünde bulundurularak ayarlanmalı. Atenüasyon düzeltmesi için düşük kV ve mAs değerleri kullanılarak BT taraması yapılmalıdır.

TVS görüntüleme için High Enerji kolimatör kullanılmalıdır. SPECT görüntülemede kullanılan pikler kullanılabilir. Matris boyutu 1024 × 256, tarama hızı 10-12 cm dakika ve body contour aktif olacak şekilde ayarlanmalıdır.

#### **Kamera Kalibrasyon Faktörü**

Hasta görüntülemeleri kantitatif görüntüleme yöntemleri ile yapıldığı için görüntülerden sayısal veriler elde edilmektedir. Elde edilen sayısal değerlerin aktiviteye dönüştürülmesinde kullanılmak üzere her kamera ve her radyonüklid için Kamera Kalibrasyon Faktörü'nün (KKF) tespit edilmesi gerekmektedir. KKF tespiti için net aktivitesi bilinen radyonüklidin (Ölü zaman göz önünde bulundurularak) gama kamera taraması yapılır. Tarama SPECT/BT ve TVS için ayrı ayrı yapılmalıdır. Tarama parametreleri hasta tarama parametreleri ile aynı olmalıdır. KKF için yapılan bilimsel araştırmalarda farklı geometriler kullanılsa da insan vücuduna benzemesi açısından hazırlanan aktivitenin Şekil 3'te gösterildiği gibi NEMA PET fantomu veya Jaszczak fantomu içerisine konularak taramaların yapılması

önerilmektedir [9][10][11].

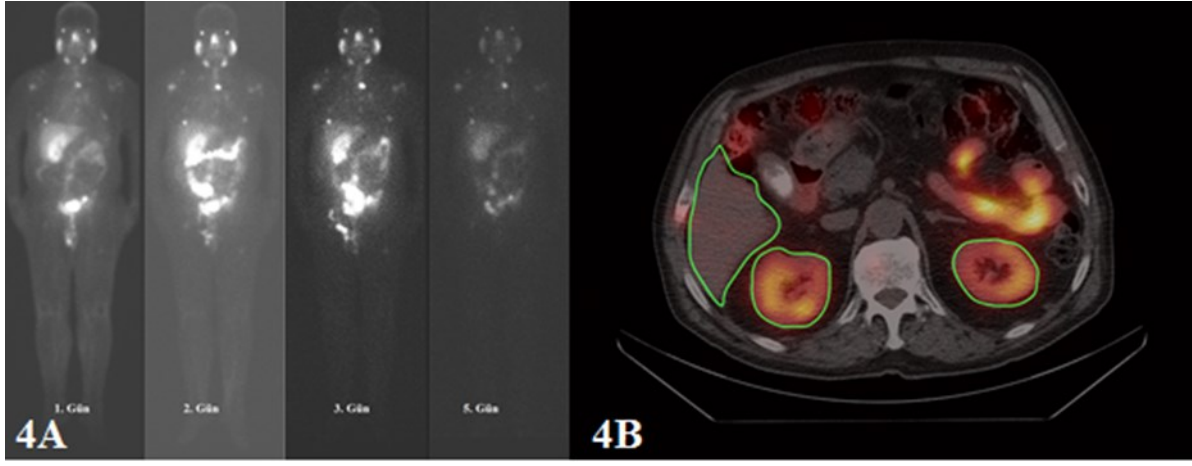
SPECT/BT tarama sonrası prosesi ve atenüasyon düzeltmesi yapılmış görüntülerden ilgi alanları çizilir ve sayımlar tespit edilir. Elde edilen sayımlar ölçüm yapılan aktiviteye bölünerek SPECT/BT için birim aktivite başına sayım ( Sayım/aktivite) tespit edilir.

TVS tarama sonrası anterior ve posterior görüntülerden ilgi alanları çizilerek sayımlar tespit edilir. Elde edilen sayımların geometrik ortalamaları hesaplanır. Hesaplanan sayımlar ölçüm yapılan aktiviteye bölünerek TVS için birim aktivite başına sayım ( Sayım/aktivite) tespit edilir. TVS görüntülerinde atenüasyon düzeltmesi yapılmadığı için manuel olarak atenüasyon düzeltme işlemi yapılmalıdır.

#### **Görüntüleme Zamanı**

Dozimetrik hesaplamada organlardaki kümülatif aktivitenin tespiti için radyofarmasötik uygulamasından sonra hastanın çoklu görüntülemesinin yapılması gerekmektedir. Görüntüleme zamanı radyofarmasötiğin efektif yarı ömrüne bağlı olarak yapılmalıdır. Görüntüleme sayısı ne kadar çok olursa sonucun doğruluğu artacak olmasına rağmen hasta konforu ve hastane iş yükü düşünülerek minimum görüntüleme ile hesaplama yapılması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda 4 görüntü kullanılsa da, yakın zamanda yapılan bir çalışmada doğru sonuç için





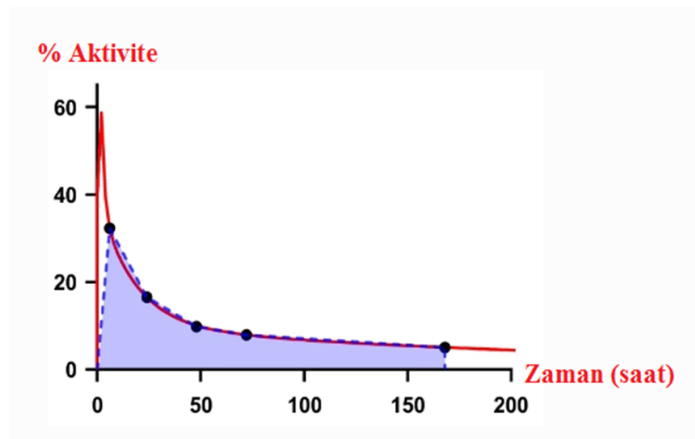
Şekil 5: 4A TVS görüntüleri, 4B SPECT/BT görüntüsü

minimum 3 görüntülemenin yapılması gerektiği söylenmiştir [12]. En yaygın olanı, uygulama gününde (1 ve 4 saat arasında), ertesi gün, 2. gün ve 7. Günlerde görüntüleme. 3. ve 4. günlerde görüntüleme de yaygın olarak kullanılmakta.

#### Kümülatif Aktivitenin Hesaplanması

Tüm görüntülerden elde edilen imajlardan ilgi alanları çizilir ve organlardaki sayımlar tespit edilir Şekil 4.

Elde edilen sayımlar KKF'ne bölünerek organlardaki aktivite tespit edilir. Organların farklı zamanlardaki aktivitelerinden zaman aktivite eğrisi elde edilir Şekil 5.



Şekil 6: Zaman Aktivite eğrisi

Elde edilen kümülatif aktivite ilgili radyonüklidin S

faktörü ile çarpılarak hedef organın absorbe ettiği radyasyon dozu tespit edilir.

Kümülatif aktivitenin ve dozimetrik hesapların daha kolay yapılabilmesi için bazı hesaplama programları geliştirilmiştir.

#### Radyoembolizasyon Tedavilerde Dozimetri

Primer karaciğer ve metastazik karaciğer kanserlerinde uzun yıllar başarı ile uygulanan radyoembolizasyon tedavileri günümüzde artarak devam etmektedir. Katater yardımıyla hepatic arterden karaciğerin tümörlü bölgesine bırakılan mikrometre boyutundaki içinde radyonüklid barındıran küreciklerin embolizasyonu neticesinde uygulanan bir tedavi yöntemidir. İlk zamanlarda ampirik yöntemle uygulanıyor olsa da yapılan bilimsel çalışmalar kişiye özel dozimetri yapmanın tedavi başarısını arttırdığını göstermiştir [13][14]. Dozimetrik hesaplamının önemli olduğu bu tedavide bir standart oluşturmak için European Association of Nuclear Medicine (EANM) 2022 yılında bir klavuz yayımlamıştır [15].

Radyoembolizasyon tedavisi iki aşamalı olarak uygulanmaktadır. Tanı konulan ve tedavi kararı verilen

hastaya tedavi öncesi simülasyon yapılmaktadır. Bu işlemdeki amaç akciğere ve mideye kaçak kontrolü ve hastaya uygulanacak aktivitenin hesaplanması. Simülasyon uygulamasında mikrokürelere benzerliği nedeni ile Teknesyum-99m (Tc-99m) ile bağlı Makro agregat albümin (MAA) kullanılmaktadır. Simülasyon sonrası hesaplanan aktivite hastaya en kısa zamanda uygulanmaktadır. Bu nedenle tedavi öncesi simülasyon için ve tedavi sonrası dozimetrik hesaplama yapılması gerekmektedir.

Tedavide Yttrium-90 (Y-90) ve Holmium-166 (Ho-166) radyonüklidleri kullanılabilir olsa da yaygın olarak Y-90 kullanılmaktadır.

### Görüntüleme

Hastaya uygulanan mikrokürelere biyolojik olarak atılmadığı, sadece fiziksel yarılanma ile azalımı gerçekleştiği bilinmektedir. Bu nedenle dozimetrik hesaplama için hastalara uygulama sonrası tek görüntüleme yeterlidir. Her iki uygulamada da görüntüleme uygulama sonrası en kısa sürede yapılmalıdır. Simülasyon işlemi sonrası gama kamera ile TVS ve SPECT/BT tarama yapılmalıdır. TVS'de 256 x 256 veya 128 x 128 matris boyutu, 140 keV ( $\pm$ %10) enerji penceresi ve 13 cm/dk tarama hızı parametreleri kullanılmalıdır.

SPECT/BT taramasında ise

- Hasta kolları yukarı kaldırılmış pozisyonda taranmalıdır
- Low Energy High Resolution (LEHR) veya Low Energy Ultra High Resolution (LEUHR) kolimatör
- En az 128 x 128 matris
- Ana enerji piki 140 keV (%15) ve saçılım

düzelme için 124,8 keV (%7,5) saçılım piki

- Body Counter on
- 3° lik açılarla 120 projeksiyon
- Projeksiyon başına en az 15 sn görüntüleme parametreleri kullanılmalıdır.

Y-90 radyonüklidinin pür  $\beta$  yayıcısı olmasından ötürü SPECT ile görüntülemelerde bremsstrahlung ışınları kullanılmaktadır. Dozimetrik hesaplama için bremsstrahlung ışınları ile SPECT görüntülemelerde sorunlar bulunmaktadır. Y-90-PET görüntülemenin Y-90-SPECT görüntülemeye göre daha iyi kantitatif sonuç verdiği için tedavi sonrası PET/BT ile görüntüleme yapılması önerilmektedir. Yatak başına minimum 15 dk görüntü alınmalı ve matris 128x128 olmalıdır.

### Akciğer Kaçak Oranı (Lungs Shunt Fraction (LSF)) Hesaplama

Radyoembolizasyon tedavisinde LSF tedaviyi etkileyen en önemli parametrelerden biridir. Yapılan bilimsel araştırmalar düzlemsel görüntülerde LSF değerinin gerçekten yüksek hesaplandığını, bu nedenle LSF'in atenüasyon düzeltilmesi yapılmış SPECT/BT görüntüsü ile hesaplanmasını önermektedir [16]. SPECT/BT görüntülemenin mümkün olmadığı durumlarda ise düzlemsel görüntü ile hesaplanan değerlerin 2.7 katsayısına bölünmesini tavsiye etmektedir [15].

SPECT/BT görüntüsü üzerinden akciğer ve karaciğer alanları çizilerek akciğer ve karaciğerdeki sayımlar tespit edilir. Elde edilen sayım değerleri Formül 3 yerine konularak  $LSF_{SPECT}$  hesaplanır.

$$LSF_{SPECT} = \frac{\text{Sayım Akciğer}}{\text{Sayım Karaciğer} + \text{Sayım Akciğer}}$$

**Formül 3**

Anterior ve posterior düzlemsel görüntüler üzerinden Şekil 6 da gösterildiği gibi akciğer ve karaciğer alanları çizilir. Anterior ve posterior görüntüden elde edilen akciğer ve karaciğer sayımlarının geometrik ortalaması hesaplanır Formül 4, Formül 5.

sayımlarının geometrik ortalaması hesaplanır Formül 4, Formül 5.

$$\text{Sayım}_{\text{Akciğer GO}} = \sqrt{\text{Akciğer Sayım}_{\text{Ant}} \times \text{Akciğer Sayım}_{\text{Post}}} \quad \text{Formül 4}$$

$$\text{Sayım}_{\text{Karaciğer GO}} = \sqrt{\text{Karaciğer Sayım}_{\text{Ant}} \times \text{Karaciğer Sayım}_{\text{Post}}} \quad \text{Formül 5}$$



**Şekil 7: LSF hesaplaması için akciğer ve karaciğer alanlarının çizilmesi.**

Hesaplanan geometrik ortalama değerleri Formül 6 yerine konularak  $LSF_{\text{Planar}}$  hesaplanır.

$$LSF_{\text{Planar}} = \frac{\text{Sayım}_{\text{Akciğer GO}}}{\text{Sayım}_{\text{Karaciğer GO}} + \text{Sayım}_{\text{Akciğer GO}}} \quad \text{Formül 6}$$

### Alanların Belirlenmesi

Dozimetrik hesaplamanın doğru yapılabilmesi için alanların düzgün biçimde belirlenmesi dozimetrik hesaplamının en önemli basamağıdır. İşlem sonrası

SPECT/BT veya PET/BT görüntüleri kullanılarak Şekil X'de gösterildiği gibi ilgili bölgelerin hacimleri belirlenir. Hesaplamalarda karaciğer dansitesi  $1,05 \text{ gr/cm}^3$  ve akciğer kütlesi  $1 \text{ kg}$  olarak kabul edilir.



**Şekil 8: Perfüze alan çizimi.**

Yapılan araştırmalar sonucu  $1 \text{ GBq}$  Y-90 radyonüklidi  $1 \text{ kg}$  kütleye  $49,75 \text{ Gy}$  doz verdiği hesaplanmıştır. Y-90 tedavilerinde LSF, perfüze alan ve tüm karaciğer kütleleri belirlendikten sonra aşağıdaki formül kullanılarak dozimetrik hesaplama yapılmaktadır.

Akciğer absorbe dozu Formül 7 kullanılarak hesap edilir.

$$D_{\text{Akciğer}} = 49,75 \times \frac{\ddot{A} \times LSF}{1} \quad \text{Formül 7}$$

Perfüze alan ve tüm karaciğer absorbe dozları is Formül 8 kullanılarak hesap edilir.

$$D = \frac{49,75 \times \ddot{A} \times (1 - LSF)}{M (\text{kg})} \quad \text{Formül 8}$$

### Kaynaklar

- [1] C. KURTMAN and B. ÇELEBİOĞLU, "Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi," Ankara Sa, 2000, doi: 10.1501/ashd\_0000000009.
- [2] R. Abbe, "THE USE OF RADIUM IN MALIGNANT

- DISEASE," *Lancet*, vol. 182, no. 4695, 1913, doi: 10.1016/S0140-6736(01)76464-1.
- [3] K. Herrmann et al., "Radiotheranostics: a roadmap for future development," *The Lancet Oncology*, vol. 21, no. 3, 2020, doi: 10.1016/S1470-2045(19)30821-6.
- [4] European Society of Radiology (ESR) et al., "Summary of the European Directive 2013/59/Euratom: essentials for health professionals in radiology," *Insights Imaging*, vol. 6, no. 4, 2015, doi: 10.1007/s13244-015-0410-4.
- [5] M. Ljungberg, A. Celler, M. W. Konijnenberg, K. F. Eckerman, Y. K. Dewaraja, and K. Sjögren-Gleisner, "MIRD pamphlet no. 26: Joint EANM/MIRD guidelines for quantitative <sup>177</sup>Lu SPECT applied for dosimetry of radiopharmaceutical therapy," *J. Nucl. Med.*, vol. 57, no. 1, 2016, doi: 10.2967/jnumed.115.159012.
- [6] J. Gear et al., "EANM Dosimetry Committee series on standard operational procedures for internal dosimetry for <sup>131</sup>I mIBG treatment of neuroendocrine tumours," *EJNMMI Phys.*, vol. 7, no. 1, 2020, doi: 10.1186/s40658-020-0282-7.
- [7] C. Chiesa et al., "EANM dosimetry committee series on standard operational procedures: a unified methodology for <sup>99m</sup>Tc-MAA pre- and <sup>90</sup>Y peri-therapy dosimetry in liver radioembolization with <sup>90</sup>Y microspheres," *EJNMMI Phys.*, vol. 8, no. 1, 2021, doi: 10.1186/s40658-021-00394-3.
- [8] K. Sjögren Gleisner et al., "EANM dosimetry committee recommendations for dosimetry of <sup>177</sup>Lu-labelled somatostatin-receptor- and PSMA-targeting ligands," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, 2022, doi: 10.1007/s00259-022-05727-7.
- [9] C. F. Uribe et al., "Accuracy of <sup>177</sup>Lu activity quantification in SPECT imaging: a phantom study," *EJNMMI Phys.*, vol. 4, no. 1, 2017, doi: 10.1186/s40658-016-0170-3.
- [10] J. Wevrett, A. Fenwick, J. Scuffham, and A. Nisbet, "Development of a calibration protocol for quantitative imaging for molecular radiotherapy dosimetry," *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 140, 2017, doi: 10.1016/j.radphyschem.2017.02.053.
- [11] J. Tran-Gia et al., "A multicentre and multi-national evaluation of the accuracy of quantitative Lu-177 SPECT/CT imaging performed within the MRTDosimetry project," *EJNMMI Phys.*, vol. 8, no. 1, 2021, doi: 10.1186/s40658-021-00397-0.
- [12] D. M. V. Huizing, B. J. de Wit-van der Veen, M. Verheij, and M. P. M. Stokkel, "Dosimetry methods and clinical applications in peptide receptor radionuclide therapy for neuroendocrine tumours: a literature review," *EJNMMI Research*, vol. 8, 2018, doi: 10.1186/s13550-018-0443-z.
- [13] E. Garin et al., "Personalised versus standard dosimetry approach of selective internal radiation therapy in patients with locally advanced hepatocellular carcinoma (DOSISPHERE-01): a randomised, multicentre, open-label phase 2 trial," *Lancet Gastroenterol. Hepatol.*, vol. 6, no. 1, 2021, doi: 10.1016/S2468-1253(20)30290-9.
- [14] M. Lam et al., "A global evaluation of advanced dosimetry in transarterial radioembolization of

hepatocellular carcinoma with Yttrium-90: the TARGET study," Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, no. 0123456789, 2022, doi: 10.1007/s00259-022-05774-0.

**[15]** M. Weber et al., "EANM procedure guideline for the treatment of liver cancer and liver metastases with intra-arterial radioactive compounds," Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, vol. 49, no. 5, 2022, doi: 10.1007/s00259-021-05600-z.

**[16]** H. Gill and J. Hiller, "Systematic review of lung shunt fraction quantification comparing SPECT/CT and planar scintigraphy for yttrium 90 radioembolization planning," Clinical and Translational Imaging, vol. 9, no. 2. 2021, doi: 10.1007/s40336-021-00417-0.



**Dr. Bilal Kovan**

2001 yılında İstanbul Tıp Fakültesinde memuriyete başladım. 2002 yılında Selçuk Üniversitesi Fen-Edebiyat Fak. Fizik Bölümünden Mezun oldum. 2005 yılında İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda fizikçi olarak göreve başladım. 2016 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer Fizik Yüksek Lisans programını tamamladım. 2021 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer Fizik Doktora Lisans programını tamamladım. Halen İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda fizikçi olarak çalışmaktayım.

## GEBE VE PEDIATRİK HASTALARDA NÜKLEER TIP UYGULAMALARI

**Med. Fiz. Uzm. Senem Zümrüt Demirel**

### GEBE HASTALARDA NÜKLEER TIP UYGULAMALARI

#### Giriş

Hamile kadınlarda dahil olmak üzere tüm insanlar yaşamları boyunca doğal radyasyon (kozmetik, radon) kaynaklı iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalırlar. Maruz kaldığımız radyasyonun %88 'ni doğal kaynaklar oluşturur.

Her yıl ihmal edilemeyecek sayıda kadın gebe olduğunu bilerek veya bilmeyerek tanı ve tedavi amaçlı iyonize radyasyona maruz kalmaktadır. İyonize radyasyona bağlı medikal incelemeler sonrasında gebe hastada, hastanın ailesinde ve sosyal çevresindeki bilgi eksikliğinden oluşan kaygı gebeliklerin sonlandırılmasına neden olmaktadır. Birçok hasta için medikal olarak gerekli olan bu testlerde radyasyon riski minimal düzeydedir [1,2].

#### Radyasyonun Fetüsün Gelişim Evreleri Üzerine Olan Etkisi

Hızlı bölünen ve mitotik fazdaki hücreler iyonlaştırıcı radyasyona en duyarlı hücrelerdir. Embriyo ve fetüs gibi gelişen organizmalar hücre çoğalması, hücre göçü ve hücre farklılaşmasının olduğu dinamik bir biyosisteme sahiptir. Bu nedenle radyasyonun meydana getirdiği değişiklikler embriyonun gelişme evreleri ile yakın ilişkilidir. Radyasyonun organizma üzerine etkileri doğum öncesi veya doğum sonrası ölüm ile sonuçlanabileceği gibi, doğumsal anomaliler, büyüme bozuklukları ve çeşitli yapısal ve fonksiyonel gerilikler olarak da karşımıza çıkabilir. Radyasyonun

fetüs üzerindeki etkisine ilişkin verilerin çoğu Hiroşima ve Nagasaki'de atom bombasına maruz kalmış gebeler ve koruma önlemlerinin alınmadığı dönemlerde tanı ve tedavi amaçlı ışınlamalar sonucu radyasyondan etkilenen hasta verilerinin değerlendirilmesi ile elde edilmiştir [3]. Birçok çalışmada düşük doz radyasyonun insan fetüsüne zarar verdiği gösterilmiştir. Radyasyonla meydana gelen hasar, maruz kalınan toplam doza, dozun uygulanma hızına, lineer enerji transferi (LET) değerine ve dozun uygulanma şekline (tek ya da çoklu fraksiyon) bağlıdır. Fetüste meydana gelebilecek anormalliklerin sayısı ve tipi radyasyonun uygulama şekli ve fetüsün gelişimi etkilenir. İnsan için gebeliğin 18-38. gün aralığı fetüsün embriyo evresinden erişkin evreye geçtiği dönem olup radyasyona en duyarlı olunan fazdır. Bu dönemde yapılan ışınlama ile doğumsal anomali insidansı artış gösterir [4].

Hamilelik sürecince olan fetal radyasyon riski hamilelik zamanı ve radyasyon dozuna bağlı olarak değişir. Radyasyonun riskleri hamileliğin erken dönemlerini kapsayan organogenez aşaması olan 2.trimester öncesi ve 3.trimester'a kadar olan dönemdir (Şekil1).



**Şekil 1: Hamileliğin erken dönemleri için fetal radyasyon riski (ICRP-84, Pregnancy and medical radiation)**

Gebeliğin başlangıcı olan preimplantasyon evresi, yumurtanın döllmesi ile rahim duvarına implantasyon arasındaki dönemdir. İnsan embriyolarının hayatının ilk 3 haftasında (preimplantasyon ve erken nörogenez dönemi) hücrelerde farklılaşma yerine aynı hücre grubunda sürekli ve hızlı bir artış olması nedeniyle radyasyona maruz kalan hücreler doza bağlı olarak ya ölür ya da hiçbir anomali olmadan yoluna devam ederek olgun hücreye dönüşür. Bu dönemde hep ya da hiç kuralı geçerlidir. Bu dönemde 0.1-0.15 Gy eşik doz değerleri bildirilmiştir [5].

Organogenez evresi üçüncü ile yedinci gestasyonel hafta arasındaki dönemdir. Bu evrede radyasyona maruz kalınması sonucunda doğum öncesi ölüm yerine organ anomalileri ve doğum sonrası ölüm oranlarında artış görülür. Bu dönemde 0.05- 0.5 Gy arasında değişen dozlar eşik doz değeri olarak bildirilmiştir [6].

Fetal dönem; gebeliğin son dönemi olup yedinci gestasyonel haftadan sonrasını içerir. Bu evre organ oluşumunun tamamlandığı ve organ fonksiyonlarının gelişiminin ön planda olduğu süreçtir. Radyasyon etkilerine karşı en dirençli olunan evredir. Bu evrede radyasyon maruziyeti sonucunda ölüm ve doğumsal anomali yerine organ fonksiyon bozuklukları görülmektedir [5].

### **Radyasyona bağlı malformasyonlar**

Malformasyonlar (çoğunlukla merkezi sinir sistemi hasarları)  $\geq 100-200$  mSv'den daha düşük bir eşik değere sahiptir. Embriyo oluşumu takiben 8. ve 25. haftada organ sistemleri içinde merkezi sinir sistemi optik dokular ve gonadlar radyasyona oldukça duyarlı yapılar olup 5-10 rad gibi düşük dozlarda radyasyon maruziyeti sonrası bile hasara uğrayabilirler.  $>100$

mSv fetal doz zeka geriliği ve büyüme bozuklukları bu döneme özgü oluşan radyasyon hasarlarına örnektir. Merkezi sinir sisteminde en sık görülen defekt mikrosefali ve eşlik eden mental retardasyondur (fetal doz=1000 mSv ve gebeliğin 8-15 haftası ile 16-25 haftası arasında). Radyasyon hasarı oluşma riski en yüksek dönem 8.-15. gebelik haftaları arasındaki dönemdir ve ilerleyen gebelik haftalarında aynı dozla etkilenen fetüste oluşan hasarın azalarak devam ettiği izlenir [7].

### **Gebelik ve Nükleer Tıp Uygulamaları**

Nükleer tıp uygulamalarının birçoğunda, fetüse yüksek doz hızı vermeyen kısa yarı ömürlü (Tc-99m gibi) radyonüklidler kullanılmaktadır [8].

Bazı radyonüklidler plasentaya ulaşarak fetüsü yüksek doza maruz bırakabilir (I-131). Gebeliğin 8. ve 10. haftalarında fetüsün tiroid bezi iyot biriktirir. Yüksek dozda radyoaktif iyot kaynaklı fetal tiroid dozu kalıcı hipertiroidizme neden olabilir. Yinede, radyodiagnostik prosedürler üzerine yapılan grup çalışmaları göstermiştir ki, amniyotografi hariç hamilelik öncesinde veya hamilelik sırasında iyotlu kontrast maddeye maruz kaldıktan sonra geçici neonatal tiroid disfonksiyonu oranı daha düşüktür. [9,10,11]

Genellikle fetüse verilen doz, bol sıvı alımı ve gebenin mesanesinin sürekli boşaltılmasıyla azaltılabilir. Radyoaktif iyot uygulanması sonrasındaki 12. saate kadar hamilelik tespit edildiyse; fetal dozu düşürmek için 60-130 mg stabil potasyum iyot anneye oral olarak uygulanır. Gerektiğinde bu uygulama tekrarlanır.

Seçilmiş bazı nükleer tıp uygulamaları için fetal doz değerleri Tablo 1-3 'de verilmiştir.

**Tablo 1: Seçilmiş bazı nükleer tıp uygulamaları ve fetal doz değerleri [12]**

Radyofarmasötik	Aktivite (mCi)	Fetal dozlar mrem (mSv)			
		< 3 ay	3 ay	6 ay	9 ay
<sup>18</sup> F FDG	10	999 (9.99)	629 (6.29)	348 (3.48)	300 (3)
<sup>111</sup> In WBC	0.5	260 (2.6)	192 (1.92)	192 (1.92)	188 (1.88)
<sup>99m</sup> Tc DMSA	6	112 (1.12)	103 (1.03)	88 (0.88)	75 (0.75)
<sup>99m</sup> Tc DTPA	20	900 (9)	653 (6.53)	308 (3.08)	353 (0.353)
<sup>99m</sup> Tc DTPA Aerosol	1.1	23 (0.23)	17 (0.17)	9 (0.09)	12(0.12)
<sup>99m</sup> Tc MAA	6	62 (0.62)	88 (0.88)	110 (1.1)	88 (0.88)
<sup>99m</sup> Tc Disofenin	10	595 (5.95)	525 (5.25)	420 (4.2)	235 (2.35)
<sup>99m</sup> Tc MAG3	20	1350 (13.5)	1050 (10.5)	413 (4.13)	390 (3.9)
<sup>99m</sup> Tc MDP	20	458 (4.58)	405 (4.05)	203 (2.03)	180 (1.8)
<sup>99m</sup> Tc RBC in vitro	25	632 (6.32)	437 (4.37)	316 (3.16)	260 (2.6)
<sup>99m</sup> Tc RBC in vivo	15	595 (5.95)	400 (4)	307 (3.07)	251 (2.51)

**Tablo 2: Nükleer tıp uygulamaları için etkin doz değerleri [13]**

Examination*	Effective Dose (mSv)	Administered Activity (MBq) <sup>†</sup>	Effective Dose (mSv/MBq) <sup>‡</sup>
Brain ( <sup>99m</sup> Tc-HMPAO-exametazime)	6.9	740	0.0093
Brain ( <sup>99m</sup> Tc-ECD-Neurolite)	5.7	740	0.0077
Brain ( <sup>18</sup> F-FDG)	14.1	740	0.019
Thyroid scan (sodium iodine 123)	1.9	25	0.075 (15% uptake)
Thyroid scan ( <sup>99m</sup> Tc-pertechnetate)	4.8	370	0.013
Parathyroid scan ( <sup>99m</sup> Tc-sestamibi)	6.7	740	0.009
Cardiac stress-rest test (thallium 201 chloride)	40.7	185	0.22
Cardiac rest-stress test ( <sup>99m</sup> Tc-sestamibi 1-day protocol)	9.4	1100	0.0085 (0.0079 stress, 0.0090 rest)
Cardiac rest-stress test ( <sup>99m</sup> Tc-sestamibi 2-day protocol)	12.8	1500	0.0085 (0.0079 stress, 0.0090 rest)
Cardiac rest-stress test (Tc-tetrofosmin)	11.4	1500	0.0076
Cardiac ventriculography ( <sup>99m</sup> Tc-labeled red blood cells)	7.8	1110	0.007
Cardiac ( <sup>18</sup> F-FDG)	14.1	740	0.019
Lung perfusion ( <sup>99m</sup> Tc-MAA)	2.0	185	0.011
Lung ventilation (xenon 133)	0.5	740	0.00074
Lung ventilation ( <sup>99m</sup> Tc-DTPA)	0.2	1300 (40 actually inhaled)	0.0049
Liver-spleen ( <sup>99m</sup> Tc-sulfur colloid)	2.1	222	0.0094
Biliary tract ( <sup>99m</sup> Tc-disofenin)	3.1	185	0.017
Gastrointestinal bleeding ( <sup>99m</sup> Tc-labeled red blood cells)	7.8	1110	0.007
Gastrointestinal emptying ( <sup>99m</sup> Tc-labeled solids)	0.4	14.8	0.024
Renal ( <sup>99m</sup> Tc-DTPA)	1.8	370	0.0049
Renal ( <sup>99m</sup> Tc-MAG3)	2.6	370	0.007
Renal ( <sup>99m</sup> Tc-DMSA)	3.3	370	0.0088
Renal ( <sup>99m</sup> Tc-glucoheptonate)	2.0	370	0.0054
Bone ( <sup>99m</sup> Tc-MDP)	6.3	1110	0.0057
Gallium 67 citrate	15	150	0.100
Pentretide ( <sup>111</sup> In)	12	222	0.054
White blood cells ( <sup>99m</sup> Tc)	8.1	740	0.011
White blood cells ( <sup>111</sup> In)	6.7	18.5	0.360
Tumor ( <sup>18</sup> F-FDG)	14.1	740	0.019

\* DMSA = dimercaptosuccinic acid, DTPA = diethylenetriaminepentaacetic acid, ECD = ethyl cysteinate dimer, <sup>18</sup>F = fluorine 18, FDG = fluorodeoxyglucose, HMPAO = hexamethylpropyleneamine oxide, <sup>111</sup>In = indium 111, MAA = macroaggregated albumin, MAG3 = mercaptoacetyl triglycine, MDP = methylene diphosphonate, <sup>99m</sup>Tc = technetium 99m.

<sup>†</sup> Recommended ranges vary, although most laboratories tend to use the upper end of suggested ranges.

<sup>‡</sup> From reference 74.



**Tablo 3: Erken dönem fetal doz değerleri [12]**

Tetkik	Aktivite mCi (MBq)	Radyofarmasötik	Erken dönem fetal doz mrem (mSv)
I-131 uptake	0.015 (0.55)	I-131	4 (0.04)
I-131 hipertiroid tedavi	9.5 (350)	I-131	2500 (25)
I-131 tiroid ablasyon tedavisi	50 (1900)	I-131	14000 (140)

Işıkçı ve Demir, Türkiye’de 2015 ve 2021 yılları arasında nükleer tıp uygulaması yapılmış 74 gebe kadın için embriyo/fetal doz değerlerini hesaplamışlardır. Bu 74 gebe kadının 68 tanesi gebeliğin birinci trimester dönemindeyken 6 tanesinin gebeliğin ikinci trimester döneminde olduğunu bildirmişlerdir. Nükleer tıp uygulamaları sonrası 74 gebe kadın için hesapladıkları fetal doz değerleri Tablo 4’te verilmiştir.

**Tablo 4: Tanısal nükleer tıp uygulamaları ve embriyo/ fetal doz değerleri [14]**

Examination type (radiopharmaceuticals) (activity) (fetus numbers)	Embryo/fetal dose		Gestational age range
	Range (mGy)	Mean (mGy)	Week (w), Day (d)
Bone scintigraphy (Tc MDP) (925–1110 MBq) (n=12)	3.76-5.64	4.41	2w+0d-12w+5d
Renal scintigraphy ( <sup>99m</sup> Tc DTPA) (185–370 MBq) (n=4)	1.53-5.33	2.48	4w+1d-12w+0d
Renal scintigraphy ( <sup>99m</sup> Tc DMSA) (111–185 MBq) (n=5)	0.31-2.77	1.06	2w+4d-12w+0d
Lymphoscintigraphy ( <sup>99m</sup> Tc Nanocolloid) (185–370 MBq) (n=3)	0.15-3.1	1.22	4w+2d-16 w+5d
Myocardial perfusion scintigraphy (Stress+rest ( <sup>99m</sup> Tc MIBI) (1110 MBq) (n=13)	8.88-14.43	11.63	3w+3d-24w+1d
Thyroid scintigraphy ( <sup>99m</sup> Tc Perchnetate) (185–370 MBq) (n=35)	1.86-4.07	3.13	2w+4d-21w+1d
SPECT/CT Bone SPECT ( <sup>99m</sup> Tc MDP) (925–1110 MBq) (n=1)	12.07	-	4w 2d
SPECT/CT myocardial perfusion scintigraphy ( <sup>99m</sup> Tc MIBI) (1110 MBq) (n=1)	22.43	-	5w 1d

MBq: Mega becquerel; MDP: Methylene diphosphonate; DTPA: f DMSA: Dimercaptosuccinic acid; MIBI: Methoxy isobutyl isonitrile.

Yapılan çalışmalar özellikle SPECT/CT uygulamalarından fetüsün alacağı dozları arttırdığını göstermiştir. Bu nedenle nükleer tıp tanı ve tedavi uygulamaları yapılmadan önce doğurganlık çağındaki kadınların gebelik durumları sorgulanmalıdır.

## **Nükleer Tıp ve Emzirme**

Bazı radyonüklidler anne sütüne geçer. Anne sütüyle beslenen bebeklerin, anne sütünden geçen aktivite ve anneden dolayı radyasyon ışınlanma riskini azaltmak için emzirmenin aşağıda tavsiye edilen durumlarda **durdurulması** tavsiye edilir;

- Yüksek doz I-131 tedavisi sonrası tamamen kesilir.
- I-131, I-123, Ga-67, Na-22, Tl-201 sonrası 3 hafta ara verilir.
- I-131 hippurate ve bütün Tc-99m içeren tetkikler sonrasında 12 saat ara verilir.
- Tc-99m kırmızı kemik iliği, DTPA ve fosfonat içeren tetkikler sonrasında 4 saat ara verilir.

## **Hamile radyasyon görevlileri için doz sınırları**

Radyasyon görevlileri için, hamilelik ve emzirme dönemlerinde durumlarını çalıştıkları kuruluşa bildirmelerinden itibaren radyasyona maruz kalma riski taşıyan işlerde görevlendirilemez. Hamile radyasyon görevlileri için çalışma şartları yeniden düzenlenmeli ve doğacak çocuğun alacağı dozun mümkün olduğu kadar düşük düzeyde tutulması sağlanmalıdır. Hamileliğin kalan süresi boyunca fetüsün alacağı doz 1 mSv'i aşmamalıdır. Emzirme dönemindeki kadın çalışanlar, radyoaktif kontaminasyon riski taşıyan işlerde çalıştırılmamalıdır. Emzirme dönemindeki personel, radyoaktif iyodun solunması veya sindirim yoluyla alınması riski taşıyan nükleer tıp alanında ve benzeri bulaşma riski taşıyan işlerde çalıştırılmaz. **(Hamile radyasyon görevlileri için doz sınırları Madde 12 - (Başlığı ile birlikte değişik: RG-29/9/2004- 25598)**

## **PEDİATRİK HASTALARDA NÜKLEER TIP UYGULAMALARI**

İyonlaştırıcı radyasyon, pediatrik yaş aralığında hastalıkların tanı ve tedavisinde uzun yıllardır kullanılmaktadır. Çocuklar, yetişkinlere göre radyasyonun oluşturacağı biyolojik etkilere daha duyarlıdır. Bu yüzden yetişkinlerden farklı değerlendirilmeleri gerekir. Maruz kaldıkları iyonlaştırıcı radyasyonun etkilerinin kansere yol açma ihtimali için önlerinde uzun bir süre vardır. Hücrelerinde meydana gelebilecek mutasyonlar bir sonraki kuşaklara aktarılmasına neden olabilir. Pediatrik yaşamları boyunca hastaların % 80'nin radyolojik tetkike ihtiyacı olacağı tahmin edilmektedir. Yeni doğan ve çocuk hastalar radyolojik çalışmalarda toplam sayının % 10'nu oluşturmaktadır. 0-19 yaş hasta grubu için radyasyona bağlı ölümcül kanser riski, 20 yaş ve sonrasındaki hasta grubuna göre 3 kat daha fazladır [15]. Yetişkinlere göre çocuk hastaların boyutları daha küçük olduğundan ışınlanma alanına kritik organlar girmekte ve bu organların alacağı doz artmaktadır. Günümüzde, iyonize radyasyona bağlı pediatrik medikal görüntüleme dozunun azaltılması konusundaki çalışmalar üzerine yoğunlaştırmıştır.

Nükleer tıp uygulamalarında çocuk hastalara verilecek aktivite hesapları, Tablo 5'te verilen pediatrik doz formüllerinden veya Şekil 2'de gösterilen EANM doz kartı veya EANM web sitesindeki online hesap makinesi kullanılarak yapılabilir.

**Tablo5: Pediatrik aktivite hesabında kullanılan formüller** Bebek ve çocuklarda tiroid, meme ve gonadlar radyasyon

Kural	Formül
Vücut ağırlığı	Vücut ağırlığı (kg) x yetişkin dozu)/70kg
BSA	(BSA (m <sup>2</sup> ) x yetişkin dozu)/ 1.73 m <sup>2</sup>
Webster fomülü	(Yaş (y)+7)x (yetişkin dozu)/ (yaş (y)+1)



## Dosage Card (Version 5.7.2016)

### Multiple of Baseline Activity

Weight kg	Class A	Class B	Class C	Weight kg	Class A	Class B	Class C
3	1	1	1	32	3.77	7.29	14.00
4	1.12	1.14	1.33	34	3.88	7.72	15.00
6	1.47	1.71	2.00	36	4.00	8.00	16.00
8	1.71	2.14	3.00	38	4.18	8.43	17.00
10	1.94	2.71	3.67	40	4.29	8.86	18.00
12	2.18	3.14	4.67	42	4.41	9.14	19.00
14	2.35	3.57	5.67	44	4.53	9.57	20.00
16	2.53	4.00	6.33	46	4.65	10.00	21.00
18	2.71	4.43	7.33	48	4.77	10.29	22.00
20	2.88	4.86	8.33	50	4.88	10.71	23.00
22	3.06	5.29	9.33	52-54	5.00	11.29	24.67
24	3.18	5.71	10.00	56-58	5.24	12.00	26.67
26	3.35	6.14	11.00	60-62	5.47	12.71	28.67
28	3.47	6.43	12.00	64-66	5.65	13.43	31.00
30	3.65	6.86	13.00	68	5.77	14.00	32.33

$$A[\text{MBq}]_{\text{Administered}} = \text{Baseline Activity} \times \text{Multiple}$$

- For a calculation of the administered activity, the baseline activity value has to be multiplied by the multiples given above for the recommended radiopharmaceutical class (see reverse).
- If the resulting activity is smaller than the minimum recommended activity, the minimum activity should be administered.
- The national diagnostic reference levels should not be exceeded!

#### Examples:

- <sup>18</sup>F FDP-PET Brain, 50 kg: activity to be administered [MBq] = 14.0 x 10.71 [MBq] = 150 MBq
- <sup>125</sup>I mIBG, 3 kg: activity to be administered [MBq] = 28.0 x 1 [MBq] = 28 MBq < 37 MBq (Minimum Recommended Activity) → activity to be administered: 37 MBq

### Recommended Amounts in MBq

Radiopharmaceutical	Class	Baseline Activity (for calculation purposes only) MBq	Minimum Recommended Activity* MBq
<sup>125</sup> I (Thyroid)	C	0.6	3
<sup>125</sup> I Amphetamine (Brain)	B	13.0	18
<sup>125</sup> I HPPURAN (Abnormal renal function)	B	5.3	10
<sup>125</sup> I HPPURAN (Normal renal function)	A	12.8	10
<sup>125</sup> I mIBG	B	28.0	37
<sup>125</sup> I mIBG	B	5.6	35
<sup>18</sup> F FDG-PET torso	B	25.9	26
<sup>18</sup> F FDG-PET brain	B	14.0	14
<sup>18</sup> F Sodium fluoride	B	10.5	14
<sup>67</sup> Ga Citrate	B	5.6	10
<sup>67</sup> Ga labeled peptides	B	12.8	14
<sup>99m</sup> Tc ALBUMIN (Cardiac)	B	56.0	80
<sup>99m</sup> Tc COLLOID (Gastric Reflux)	B	2.8	10
<sup>99m</sup> Tc COLLOID (Liver/Spleen)	B	5.6	15
<sup>99m</sup> Tc COLLOID (Marrow)	B	27.0	20
<sup>99m</sup> Tc DMSA	B	6.8	18.5
<sup>99m</sup> Tc DTPA (Abnormal renal function)	B	14.0	20
<sup>99m</sup> Tc DTPA (Normal renal function)	A	34.0	20
<sup>99m</sup> Tc ECD	B	57.8	100
<sup>99m</sup> Tc HMPAO (Brain)	B	57.8	100
<sup>99m</sup> Tc HMPAO (WBC)	B	35.0	40
<sup>99m</sup> Tc IDA (Biliary)	B	10.5	20
<sup>99m</sup> Tc MAA / Microspheres	B	5.6	10
<sup>99m</sup> Tc MAG3	A	17.9	15
<sup>99m</sup> Tc MDP	B	35.0	40
<sup>99m</sup> Tc Pertechnetate (Cystography)	B	7.4	20
<sup>99m</sup> Tc Pertechnetate (Ectopic Gastric Mucosa)	B	10.5	20
<sup>99m</sup> Tc Pertechnetate (Cardiac First Pass)	B	35.0	80
<sup>99m</sup> Tc Pertechnetate (Thyroid)	B	5.6	10
<sup>99m</sup> Tc RBC (Blood Pool)	B	56.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin (Cancer seeking agent)	B	63.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin? (Cardiac rest scan 2-day protocol min)	B	42.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin? (Cardiac rest scan 2-day protocol max)	B	63.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin? (Cardiac stress scan 2-day protocol min)	B	42.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin? (Cardiac stress scan 2-day protocol max)	B	63.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin? (Cardiac rest scan 1-day protocol)	B	28.0	80
<sup>99m</sup> Tc SestaMBU/Tetrofosmin? (Cardiac stress scan 1-day protocol)	B	84.0	80

hassasiyeti fazla olan organlardır. Bu durum, organların küçük olması ve organa verilen gerçek dozun fazla olmasına bağlıdır [18]. Çocuklara uygulanacak aktivitede uluslararası ve ulusal tavsiye kuralları gözetilmelidir.

### Med. Fiz. Uzm. Senem Zümrüt Demirel



2014 yılında Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldum. 2017 yılında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Sağlık Fiziği programında yüksek lisansımı tamamladım. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Doktora programındaki eğitimim tez aşamasında olup halen devam etmektedir. 2018-2021 yılları arasında Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi Nükleer Tıp Kliniğinde görev yaptım. 2021 yılı mart itibarıyla Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde medikal fizik uzmanı olarak görev yapmaktayım.

# İNGİLTERE'DE RADYOTERAPİ DOZİMETRİST'LERİNİN ÇALIŞMA ORTAMI İLE İLGİLİ ULUSAL BİR ANKET

**BJR** <https://doi.org/10.1259/bjr.20220459>

Received: 29 April 2022 | Accepted: 25 July 2022 | Published online: 21 September 2022

© 2022 The Authors. Published by the British Institute of Radiology under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 Unported License <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>, which permits unrestricted use, distribution and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Cite this article as:  
Blackler N, Bradley KE, Kelly C, Murphy S, Cross C, Kirby M. A national survey of the radiotherapy dosimetrist workforce in the UK. *Br J Radiol* (2022) 10.1259/bjr.20220459.

**FULL PAPER**

**A national survey of the radiotherapy dosimetrist workforce in the UK**

<sup>1</sup>NICOLA BLACKLER, MSc, <sup>2</sup>KAREN E BRADLEY, BSc, <sup>3</sup>CHARLES KELLY, MB ChB, FRCR, <sup>4</sup>STEVEN MURPHY, MSc, <sup>5</sup>CAROLE CROSS and <sup>6</sup>MIKE KIRBY, PhD

<sup>1</sup>Plymouth Hospital NHS Trust, Plymouth, UK  
<sup>2</sup>North West Cancer Centre, Londonderry, Northern Ireland, UK  
<sup>3</sup>Northern Centre Cancer Care, Newcastle, UK  
<sup>4</sup>The Christie NHS Foundation Trust, Manchester, UK  
<sup>5</sup>The British Institute of Radiology, London, UK  
<sup>6</sup>The University of Liverpool, Liverpool, UK

## Med. Fiz. Uzm. Caner İnce

### Giriş

Dozimetrizlik meslek alanı, uzun yıllardır Birleşik Krallık'ta radyoterapi alanında çalışan profesyonellerden oluşan ekibin ayrılmaz bir parçası olmuştur. Eğitimleri genellikle, Tıpta Fizik ve Mühendislik Enstitüsü (IPEM)'de klinik teknisyenlik eğitimi ile veya Sağlık ve Bakım Meslekleri Konseyi (HCPC)'ne kayıtlı Terapötik Radyografi teknikerliği yoluyla alınmaktadır. IPEM yoluyla eğitim alan dozimetristlerin, "Professional Standards Authority" tarafından akredite edilen klinik teknikerler sicil kaydına gönüllü olarak katılmaları teşvik edilir. [4, 6] Ancak, Radyoterapi alanında (Linak mühendisleri gibi) ve Ulusal Sağlık Hizmetleri (NHS) içindeki diğer bazı disiplinlerde çalışan diğer profesyoneller gibi dozimetristler de, işleri için yasal HCPC kaydına veya eşdeğer bir sicile sahip olmak zorunda değildir.

Bazı ülkelerde Dozimetrizler için kariyer basamakları çok daha sağlam temellere dayanmaktadır. Örneğin, ABD'de dozimetristler kendi meslek kuruluşlarına (the American Association of Medical Dosimetrists) ve kendi özel hakemli bilimsel dergilerine (Medical Dosimetry) sahip olmakla birlikte "the Medical Dosimetrists Certification Board" aracılığıyla da kurul sertifikası almaları teşvik edilmektedir. Bu bağlamda böyle bir yapıya sahip olmak, dozimetristlere daha fazla özerk ve profesyonel duruş sağlamaktadır.

Avrupa'da, Radyasyon Onkolojisinde Sağlık Ekonomisi (HERO) projesi aracılığıyla yapılan anketler, dozimetristlerin istihdam düzeylerini incelemiş ve istihdamlarında geniş bir çeşitlilik olduğunu göstermiştir. Örneğin, bazı ülkelerde dozimetristlik tanımlaması yoktur veya bu terminolojiyi kullanmazlar. Bir başka durumda ise diğer personel grupları (örneğin, Radyoterapi Teknikerleri (RTT'ler) veya Birleşik Krallık 'ta Terapötik Radyografi Teknikerleri) planlama

sorumluluklarını üstlenir, ancak bu kişiler dozimetrist olarak anılmaz. Bazı ülkelerde de hemşireler, tedavi cihazlarını kullanmakta ve bu nedenle RTT olarak sınıflandırılmamaktadır.

Dozimetristin rolü, radyoterapide hayati bir öneme sahiptir ve öncelikle hastaların tedavileri için son derece doğru ve kesin, bilgisayarlı tedavi planlarının üretilmesiyle ilgilidir ve bundan sorumludur. Klinik onkologlar ve radyoterapi fizikçileri ile birlikte çalışan dozimetristler; X-ışınları ve parçacık tedavisi için basit planlardan en karmaşık son teknoloji planlara kadar uzanan bir görev sorumluluklarına sahip olmakla birlikte, radyasyon dozu ölçümleri ve kullanılan cihazların kalite güvencesi gibi tedavi planlaması dışındaki alanlara da dahil olabilmektedirler.

Ancak, bildiğimiz kadarıyla Birleşik Krallık dozimetristlerinin çalışmalarını, eğitimlerini, kayıtlarını ve CPD profillerini inceleyen hiçbir anket yapılmamış ve yayınlanmamıştır. Buradaki anket (İngiliz Radyoloji Enstitüsü'nün (BIR) Radyoterapi ve Onkoloji Özel İlgi Grubu yönetim kurulundan küçük bir çalışma grubu aracılığıyla gerçekleştirilmiştir.) buna yanıt olarak; dozimetrist iş gücünün çok çeşitli özelliklerini inceleyerek yayınlanan verilerdeki bu boşluğu (eğitim yolları ve nitelikleri, kayıt durumları, Radyoterapide üstlendikleri görevler, mesleki gelişim gereksinimleri vb.) doldurmayı hedeflemektedir. Aynı zamanda bu konular; işgücü kaynaklarını kapsamlı olarak inceleyen ESTRO-HERO projesinde ve konuyla ilgili en son çalışmalarda da ele alınmayan hususlardır.

Araştırmanın sonuçları, konuyla ilgili diğer yayınlanmış literatür araştırmaları ışığında değerlendirilmiştir. İlgili bu yayınlar; dozimetristlere odaklanan, yapılandırılmış, sistematik bir PubMed taraması ile belirlenmiştir. Bununla birlikte yayının kısa olması için, araştırmaya konu olan anketin yalnızca önemli, nicel sonuçları sunulmuştur; ayrıntılı nitel ve serbest metin yorumları bir sonraki yayında ele alınacağını belirtilmiştir.

## Yöntem

Araştırma, "BIR" içindeki gruplar tarafından üstlenilen önceki anketlerde kullanıldığı gibi, Survey Monkey platformu kullanılarak tasarlanmıştır. Soruların çoğu için bir dizi kapalı ve açık uçlu yanıt seçenekleriyle karma yöntem yaklaşımı benimsenmiş olup, serbest metin yorumları için de çok sayıda fırsat yaratılmıştır. Tüm yanıtlar tamamen anonimleştirilmiş, Genel Veri Koruma Tüzüğü (GDPR) kontrolleri yapılmış ve analizlerin hiçbirinde tanımlanabilir hiçbir veri görülmemiştir. Anketin linki, BIR'in kendi üyelik sistemi; Medikal Fizik e-posta veri tabanı; IPEM, Royal College of Radiologists (RCR) ve College of Radiographers (CoR)'ne profesyonel bağlantılar ile; Radyoterapi ve Radyoterapi Fiziği Anabilimdalı Başkanlıkları için de kapalı e-posta iletişim listeleri gibi birçok farklı kanal aracılığıyla gönderilmiştir. Anket Aralık 2020 ile Şubat 2021 sonu arasında yapılmıştır. Sorulan sorular Tablo 1'de gösterilmektedir.

Literatür araştırması, PubMed aracılığıyla; "dozimetrist anket veya soru formu (AND)", "dozimetrist mesleki gelişim" ve "dozimetrist anketi" şeklinde üç ayrı arama terimleri kullanılarak yapılmıştır. Tablo 2'de ayrıntıları verilen "dahil etme" ve "hariç tutma" kriterleri daha sonra kritik karşılaştırma için nihai bir makale listesi oluşturmak üzere uygulanmıştır.

**Tablo 1. Ankette sorulan soruların özeti**

<b>SORULAN SORU</b>	<b>CEVAP SEÇENEKLERİ</b>
Başlangıçta hangi eğitim rotasını takip ettiniz?	<p>HNC/HND MPPM [2 yıllık stajyerlik] + Klinik portfolyo            ONC MPPM [2 yıllık stajyerlik] + Klinik portfolyo            Lisans mezuniyeti (Hons)            Klinik teknoloji+IPEM Klinik Teknik Okulu mezuniyeti [4 yıllık stajyerlik]            Dozimetrilik Programı mezuniyeti+IPEM Klinik Teknik Okulu mezuniyeti[2 yıllık stajyerlik]            Lisans mezuniyeti (Hons)            Klinik teknikerlik [3 yıllık aktif klinik stajı]            Teröpatik Radyografi mezuniyeti [2 yıllık]            Lisans mezuniyeti (Hons)            Teröpatik Radyografi [3 yıllık aktif klinik stajı]            Alan dışı mezuniyet+Klinik tecrübe            Denkliği olan programlardan lisans veya yüksek lisans eğitimi            Kurum içi eğitim, gördüğünüz eğitimin detaylarını açıklayınız            Diğer(lütfen belirtiniz)</p>
Güncel işinizdeki görev unvanız nedir?	<p>Radyografi teknikeri            Klinik tekniker            Sağlık hizmetleri bilimi pratisyeni            Dozimetrist            Diğer(lütfen belirtiniz)</p>
Şu anda hangi meslek kurum/ kuruluşlarına veya organizasyonlara üyesiniz?	<p>HCPC            IPEM CT            IPEM RSci            IPEM CSci            IOP            Academy of HCS            BIR            SCoR            ESTRO            AAPM            Diğer(lütfen belirtiniz)</p>
Güncel işinizdeki görev unvanınızı değiştirecek olsaydınız, hangi unvanı tercih ederiniz?	<p>Radyografi teknikeri            Klinik tekniker            Sağlık hizmetleri bilim insanı            Dozimetrist            Güncel unvanımdan memnunum            Diğer(lütfen belirtiniz)</p>
Güncel işinizdeki görev unvanınızı değiştirecek olsaydınız, neden	Serbest yorumlar
Güncel işinizde hangi görevleri yapıyorsunuz? Harcadığınız zamanı yüzdelerle dilim ile değerlendiriniz	<p>Tedavi planlama            Cihaz QA            Mould odası            Hasta QA            In vivo dozimetri            Brakiterapi</p>

<b>SORULAN SORU</b>	<b>CEVAP SEÇENEKLERİ</b>
Şu anda Sürekli Mesleki Gelişim (SMG) programına üye misiniz?	IPEM HCPC SMG RCT Herhangi bir SMG programına üye değilim. Diğer(lütfen belirtiniz)
Sürekli Mesleki Gelişim(SMG) ihtiyaçlarınız nelerdir?	Basit fizik modülleri Bilgi tazeleme fizik kursları Basit anatomi Bilgi tazeleme anatomi kursları İleri düzey anatomi kursları Diğer(lütfen belirtiniz)
Eğer bilgi tazeleme kursu istiyor olsaydınız, hangi başlıkları görmek isterdiniz?	Serbest yorumlar
Uygun eğitim içeriğine erişim konusu bakımından, eğitiminizde ne gibi zorluklar yaşadınız?	Para bulmak Zaman eksikliği Eğitime erişim konusunda bir zorluk yaşamadım Serbest yorumlar
Açık oturumlarda; hangi konularla ilgilenmek isterdiniz?	Çevrimiçi 1-2 saat paylaşımlı uygulama, güncel konuların tartışılması VMAT/Rapid Arc Meme Planlaması Tedavi planlama sistemi yaklaşımları ve yazılım püf noktaları (klinik özelinde) Radyoterapi planlamada riskli organların taslakları (klinik özelinde) –riskli organlar ve normal dokular için elle veya atlas temelli konturlama- Proton planlamanın iç yapısı IGRT'nin temelleri: Ne istenilmekte? Ne kadar görüntüleme yapılmalı? Abdominal baskı, tecrübe paylaşımı İş akışı yönetimi, kağıtsız çalışma Kodlama Uzaktan çalışma/planlama. Bilgi teknolojileri sistemlerinin bağlantısallığı: Citrix.
Ne sıklıkla ilgilenmek isterdiniz?	3 ayda bir güncel konular 6 ayda bir Yıllık Talep olduğunda Diğer(lütfen belirtiniz)
Hangi diğer konuların işlendiğini görmek isterdiniz?	Serbest yorumlar

<b>SORULAN SORU</b>	<b>CEVAP SEÇENEKLERİ</b>
Eğitiminizi hangi formatlarla almak isterdiniz?	Çevrimiçi Webinar Yüzyüze Çevrimiçi eğitim ve ölçme modülleri
Sürekli mesleki gelişiminizi tamamlamanız için en iyi zaman dilimi	Sabah erken saatlerde Öğlen Öğleden sonra Akşam

**Tablo 2. Literatür taramalarında Dahil Edilen ve Hariç Tutulan Kriterler**

<b>Dahil edilen</b>	<b>Hariç tutulan</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>Birincil Veri kaynakları</li> <li>İngilizce metinler</li> <li>Hakemli kaynaklar</li> <li>Birleşik Krallık ve Birleşik Krallık dışı kaynaklar</li> <li>Dozimetriz için kayıt/sertifikalendirme, iş görevleri, SMG, eğitim, öğretim yolları ve biçimlerinin özelliklerini vurgulayan belgeler</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Yorumlar, başyazılar, incelemeler veya web tabanlı makaleler olan kaynaklar</li> <li>İngilizce olmayan metinler</li> <li>Hakem denetiminden geçmemiş kaynaklar</li> <li>2000'den önce yayınlanan kaynaklar</li> <li>Tam metin olarak ulaşılamayan kaynaklar</li> </ul>

## **Bulgular Ve Tartışma**

Veri toplama süresi boyunca iki yüz yirmi üç yanıt alınmıştır. Kısacası veriler, dozimetristlerin çok çeşitli eğitim süreçlerine/niteliklerine sahip olduğunu göstermiştir. Katılımcıların çoğunluğunun HCPC kaydı olmakla birlikte tahmin edilebileceği gibi en aktif katılım alanları tedavi planlamasıdır. Bu bağlamda yanıt verenlerin çoğu, Sürekli Mesleki Gelişim (SMG) programına üyelik için HCPC ve Register of Clinical Technologists'i (RCT) listelemiştir. SMG ihtiyaçları açısından, en çok ileri anatomi ve temel fizik ön plana çıkmıştır ancak çoğunluk aynı zamanda uygun eğitime erişimde bir engel olarak zaman eksikliğini de belirtmiştir. SMG ve katılım formatı açısından, katılımcıların üçte ikisinden fazlası, akşamları ve hafta sonları etkinliklere katılmaya istekli olarak web

seminerlerinin kullanımını tercih ettiği sonucuna varılmıştır.

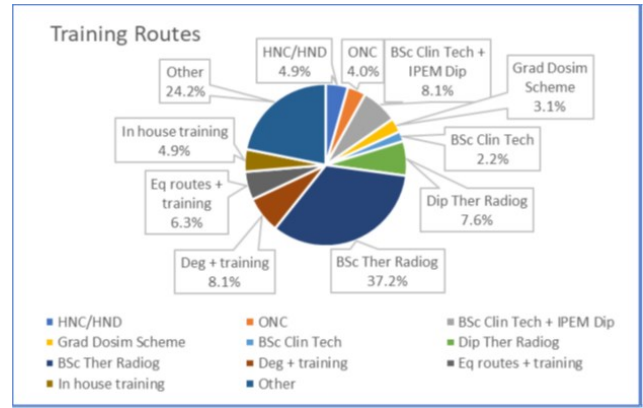
CoR'nin yakın tarihli raporu, dozimetrist olarak çalışan, her radyoterapi merkezinde ortalama 5,3 kişi olmak üzere 321 terapötik radyograf olduğunu kaydetmiştir. IPEM, son anketlerinde WTE (Fizik) sonrası klinik teknikerlerin sayısının 565 olduğunu bildirmiştir. Her iki anket için de veriler, hizmet müdürlükleri aracılığıyla toplanmıştır. Bireysel dozimetristlerden alınan yanıtlar, bu nedenle, yaklaşık %40'lık iyi bir tamamlama oranı önermektedir. Ayrıca karşılaştırmalı olarak; IPEM, RCR ve CoR anketleri, kuruluş ve boş pozisyon profilleri, iş grupları, devamsızlık oranları, beklenen emeklilik oranları, moral, stres ve tükenmişlik hakkındaki hizmet müdürlüklerinin görüşleri açısından işgücü kaynağı verilerine



odaklanmıştır. Bu bilgiler ışığında anketin, dozimetristler için farklı ancak tamamlayıcı özelliklere odaklandığı açıkça vurgulanmıştır.

### Eğitim süreci

Katılımcılar tarafından beyan edilen eğitim süreçlerinin dağılımı Şekil 1'de gösterilmiş ve Tablo 3'te detaylandırılmıştır. Katılımcıların yaklaşık %45'i kapalı soru seçeneklerinden, 2 yıllık veya 3 yıllık kurs yoluyla terapötik radyografiye dayalı bir eğitim süreci belirtmişlerdir. Yaklaşık %14'ü bir klinik teknikerlik eğitim süreci aracılığıyla dahil edilmiştir. Çoğu 4 yıllık stajyer olan elli dört kişi 'diğer' kategorisi altında raporlanmıştır. Bu grubun %17'si fizik temelli bir programdan mezun olduklarını, %33'ü terapötik radyografi derecesi/PG diploması aldıklarını, %33'ü başka bir mezuniyet derecesine sahip olduğunu ve son olarak %17'si de tamamen farklı bir eğitim sürecinden geldiğini belirtmiştir.



**Şekil 1. Dozimetrist katılımcıların eğitim aşamalarının dağılımı.**

### İş unvanı, kayıt ve meslek kuruluşları

Ankete katılanların %66'sı iş unvanının dozimetrist ve %14'ü klinik tekniker olduğunu belirtmişlerdir. Yirmi iki katılımcı; unvanlarının kıdemli, lider veya sorumlu/şef dozimetrist gibi ön ekleri içerdiğini belirterek yanıtlarını, diğer seçeneğini işaretleyerek daha da nitelendirmişlerdir. Teknisyen veya klinik tekniker olanlar için diğer mesleki unvanlar; kıdemli, deneyimli, sorumlu veya baş tekniker şeklinde ifade edilmiştir. Katılımcıların beşi ise, pratisyen veya radyografi teknikeri olduklarını belirtmişlerdir.

**Tablo 3. Katılımcı Dozimetristler için eğitim süreçlerinin çeşitliliğine ilişkin daha fazla ayrıntı**

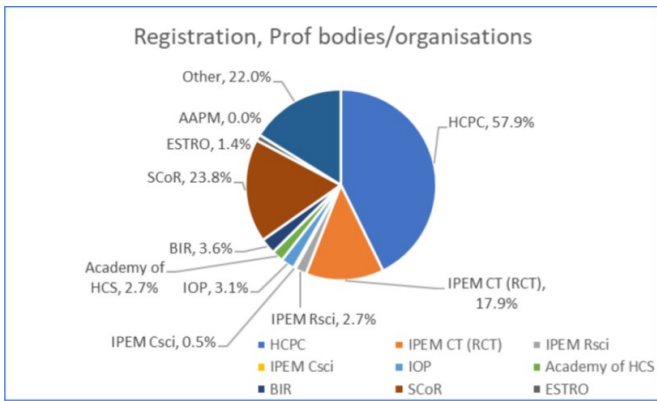
Cevap Seçenekleri	Yüzde Yanıtları
HNC/HND MPPM [2 yıllık stajyerlik] + Klinik portfolyo	%4.9
ONC MPPM [2 yıllık stajyerlik] + Klinik portfolyo	%4.0
Klinik teknikerlik lisans mezuniyeti +IPEM Klinik teknik okulu diploması [4 yıllık stajyerlik]	%8.1
Dozimetristlik Programı mezuniyeti + IPEM Klinik Teknik Okulu mezuniyeti[2 yıllık stajyerlik]	%3.1
Klinik teknikerlik lisans mezuniyeti [3 yıllık aktif klinik staj]	%2.2
Teröpatik Radyografi mezuniyeti [2 yıllık]	%7.6
Teröpatik Radyografi lisans mezuniyeti [3 yıllık aktif klinik staj]	%37.2
Alan dışı mezuniyet + Klinik tecrübe	%8.1
Denkliği olan programlardan lisans veya yüksek lisans eğitimi	%6.3
Kurum içi eğitim	%4.9
Diğer	%24.2

Ankete katılanların %64'ü mevcut iş unvanlarından memnun olduklarını belirtirken, %22'si iş unvanlarının dozimetrist olmasını istediklerini ifade etmişlerdir. Onbeş katılımcı "diğer" seçeneğini işaretleyerek, "tedavi planlayıcısı", "radyoterapi tedavi planlayıcısı" veya "radyoterapi/tıbbi dozimetrist" olmasını istediğini belirtmiştir.

Sicil kaydı, mesleki kurum ve kuruluşlara üyelik açısından cevapların dağılımı Şekil 2'de gösterilmiş ve Tablo 4'te detaylandırılmıştır.

**Tablo 4. Kayıt ve mesleki kurum/kuruluş üyeliğine ilişkin yanıtların daha fazla detayı**

Cevap Seçenekleri	Yüzde Yanıtları
HNC/HND MPPM [2 yıllık stajyerlik] + Klinik portfolyo	%4.9
ONC MPPM [2 yıllık stajyerlik] + Klinik portfolyo	%4.0
Klinik teknikerlik lisans mezuniyeti +IPEM Klinik teknik okulu diploması [4 yıllık stajyerlik]	%8.1
Dozimetristlik Programı mezuniyeti + IPEM Klinik Teknik Okulu mezuniyeti[2 yıllık stajyerlik]	%3.1
Klinik teknikerlik lisans mezuniyeti [3 yıllık aktif klinik stajı]	%2.2
Teröpatik Radyografi mezuniyeti [2 yıllık]	%7.6
Teröpatik Radyografi lisans mezuniyeti [3 yıllık aktif klinik stajı]	%37.2
Alan dışı mezuniyet + Klinik tecrübe	%8.1
Denkliği olan programlardan lisans veya yüksek lisans eğitimi	%6.3
Kurum içi eğitim	%4.9
Diğer	%24.2

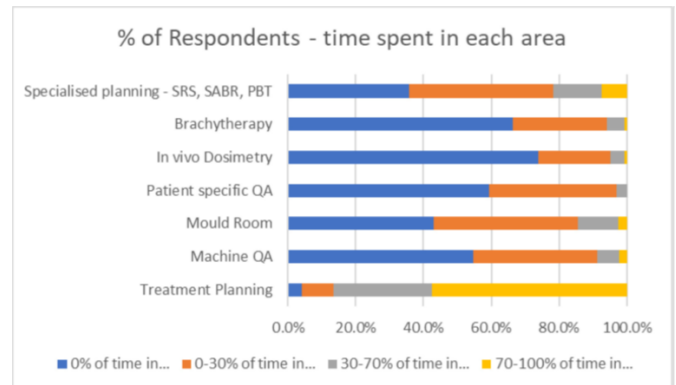


**Şekil 2. Meslek kuruluşlarına kayıtlı ve üye olduğunu belirten katılımcıların oranı**

### İş Görevleri

Bu noktaya kadar katılımcıların görevlerinin çoğunluğu tedavi planlaması olarak ortaya çıkmıştır (Tablo 5). 223 katılımcıdan 128'i (%57) zamanlarının % 70'ini veya daha fazlasını tedavi planlamasına

ayrıldıklarını belirtmişlerdir. Sadece dokuz katılımcı (% 4) tedavi planlamasına hiç zaman ayırmadıklarını belirtmiştir. Katılımcılar, bazı dozimetristlerin çalışmalarının tamamen tedavi planlama sisteminin dışında olduğunu belirtmişlerdir. Diğer uzmanlıklara ilişkin oranlar Şekil 3'te gösterilmektedir.



**Şekil 3. Tablo 5'teki verilerin, istiflenmiş/yığılmış yatay dağılım grafiği**

**Tablo 5. Katılımcıların iş yükü ile harcadıkları zaman arasındaki ilişkinin yüzdeler dağılımı**

Harcanan Zaman (%)	Tedavi Planlaması	Cihaz QA	Mould Odası	Hasta QA	In Vivo Dozimetri	Brakiterapi	SRS, SABR, PBT gibi Planlamalar
Harcanan zamanının %0'nda	%4	%54.7	%43.1	%59.3	%74.0	%66.4	%35.8
Harcanan zamanının %0-30'nda	%9.4	%36.5	%42.5	%37.8	%21.1	%27.6	%42.6
Harcanan zamanının %30-70'i	%29.1	%6.6	%11.8	%3.0	%4.1	%5.2	%14.2
Harcanan zamanının %70-100'i	%57.4	%2.2	%2.6	%0.0	%0.8	%0.7	%7.4
<b>Katılımcılar</b>	223	137	153	135	123	134	162

### Sürekli Mesleki Gelişim (SMG)

Yanıt verenlerin %80'i (179/223); HCPC, IPEM, CPD Now ve Register of Clinical Technologists aracılığıyla SMG programlarına dahil olduklarını belirtmiştir. Çarpıcı bir şekilde, %29'u bir programa üye olmadığını belirtmiştir. SMG ihtiyaçları göz önünde bulundurulduğunda; %52'si gelişmiş anatomi modülleriyle, %49 fizik tazeleme modülleri ile %41 ileri fizik modülleriyle ve %40 anatomi tazeleyici modülleriyle ilgilenmek istediği ortaya çıkmıştır.

Daha önce tanımlanan diğer bazı iş görevleriyle uyumlu olarak, katılımcıların bazı serbest metin yorumları; ileri teknikler ve radyoterapideki en son gelişmelerle ilgili belirlenen bilimsel konuların yanı sıra yönetim, liderlik ve koçluk, proje liderliği ve geliştirme alanlarında eğitim ve gelişime ihtiyaç olduğunu göstermiştir.

SMG ve eğitimi üstlenmenin zorlukları açısından, katılımcıların %37'si (83) finansmanı temel

zorluklardan biri olarak tanımlamıştır ve katılımcıların %73'ü (163) zaman eksikliğinin kilit nokta olduğunu belirtmiştir. %22'si (49) eğitime erişimde herhangi bir zorluk yaşamadığını belirtmiştir. Bir dizi serbest yorum, uygun kursların (çevrimiçi) zaman, erişilebilirlik ve mevcudiyet eksikliğini dile getirmiştir ve bazıları, ilgilenilecek çok az tanımlanabilir kariyer geliştirme yapısı nedeniyle yöneticilerden destek alınmasının zor olabileceğini belirtmiştir.

### Açık oturum konuları

Katılımcıların %80'i eğitim ve SMG almanın zorluklarını belirtmesine rağmen, sırasıyla katılımcıların ortalama %28'i ve %17'si önerilen kategorilere katılmaya ya çok muhtemel ya da kesinlikle istekli olduklarını belirtmişlerdir. İlk üç gruba detaylandırmak gerekirse; bu kişilerin %31'i (221 katılımcıdan 69'u) kesinlikle VMAT Meme Planlamasını tartışmak istediğini belirtmiştir. %26,5'i (223 katılımcıdan 59'u) riskli organlar ve kontur

tanımlamaları için manuel ve atlas tabanlı, kliniğe özgü konturlamayı tartışmak istediğini belirtmiştir. % 25'i (219 katılımcıdan 55'i) farklı klinikler için TPS yaklaşımlarını ve püf noktalarını paylaşmak istediğini belirtmiştir. Katılımcıların çoğu (%50) bunu üç ayda bir, güncel konulara odaklanarak yapmak isterken, % 26'sı bunu talep üzerine yapmaya istekli olduğunu belirtmiştir.

### Eğitimin verilme biçimi ve zamanlama

Biçim açısından, bu tür konuların iletilmesi için ve muhtemelen genel olarak SMG ile etkileşim kurmak için, yanıtlayanların seçeceği bir dizi dağıtım biçimi olduğu ortaya çıkmıştır. Yanıt verenlerin çoğu (üçte ikiden fazla, %69, 153) web seminerlerini, %57'si (128) kısa, çevrimiçi formatları, %50'si çevrimiçi öğretilen ve değerlendirilen modülleri ve %25'i eğitim formatının yüz yüze olmasını istediğini belirtmiştir.

Katılımcılardan on üçü "Diğer" seçeneği aracılığıyla daha fazla yorum sunmuşlardır. Bunlardan bazıları konuya bağlı olacağını belirterek bir dizi format aramakta olduklarını belirtmişlerdir ve grup, atölye gibi uygulamalı formatları vurgulamaktadır.

Zamanlama açısından katılımcıların çoğu, örneğin akşamları ve hafta sonları gibi, ana zaman olarak tanımlanabilecek zamanların dışında bu tür faaliyetlerde bulunmaya istekli olduğunu belirtmişlerdir. Katılımcıların %44'ü öğleden sonra etkinliklerini, %37 akşam, %31 sabahın erken saatlerinde, %29 öğle vakti ve %19 Cumartesi günlerini tercih etmektedir.

### Literatür

PubMed üzerinden yapılan aramalarda yayın tarihi 1989 ile 2021 arasında değişen toplam 85 makale tespit edilmiştir. Bu makalelerden otuz ikisi ilgi düzeyi

**Tablo 6. Sistematik araştırmalar sonucunda çıkarılan yayınlanmış literatürden incelenen temel tema ve konular**

Araştırılan ve incelenen konulardan bazıları	Referanslar
Tüm radyasyon onkolojisi işgücü demografisi, maaşlar, zorluklar, fırsatlar, arza yönelik tutumlar, personel modelleri (ABD, Kanada, Avustralya, Yeni Zelanda ve Avrupa)	10, 11, 12, 13, 14, 21, 22, 23, 24, 25
Güven, yeterlilik, eğitim ihtiyaçları, eğitim adımlarının karşılaştırılması (ör. RTT ile eğitilmiş ve RTT ile eğitilmemiş) (ABD)	26, 27
Esnek ve yenilikçi çalışmaya yönelik tutumlar ve tepkiler (ör. Covid'e yanıt olarak uzaktan çalışma) (ABD)	28, 29
Diğer personel gruplarıyla karşılaştırıldığında görevler için yeterlilik ve uzmanlık (ABD)	30
Araştırma ve teknik/hizmet geliştirmeye yönelik tutumlar ve katkılar (ABD ve Kanada)	31, 32, 33
Radyoterapide değerli ekip üyeleri olarak dozimetristlerin, rutin ve özel tedaviler için; eğitim ve öğretimde (iş gücü ve diğerleri için) ve araştırmaya katılmada deneyim ve uzmanlıklarından yararlanmak; (ABD ve Kanada)	21, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39
Hasta güvenliğine yönelik katkılar, görüşler, uzmanlık ve vaka öğrenme platformları (ABD, Kanada, İrlanda/dünya çapında)	35, 40, 41, 42, 43, 44, 45
Dozimetrist işgücünün sorunları ve sağlık deneyimleri (ABD)	46, 47

kapsamında araştırmaya katkı sağlamak (Tablo 2'de ayrıntıları verilmiştir) ve buradaki araştırma çalışmalarından elde edilen bulgularla karşılaştırmalı tartışma yapabilmek için seçilmiştir.

Şimdiye kadarki makalelerin çoğunluğu ABD'den alınmıştır (22); Kanada'dan 5, Avustralya/Yeni Zelanda'dan 2, İrlanda'dan (dünya çapında bir anketi kapsayan) 1 ve HERO girişiminin bir parçası olarak Avrupa'dan 2 anket vardır.

Literatür taraması sonucunda, bu anketin konu aldığı doğrultuyla tamamen aynı yönleri kapsayan başka araştırma tanımlanmamıştır. Bu bağlamda anket türleri ve incelenen konular Tablo 6'da gösterilmiştir.

## SONUÇLAR

Anket, yaklaşım ve içerik açısından yeni bir bakış açısı kazandırmakla birlikte, Birleşik Krallık'taki dozimetrist iş gücü ile ilgili literatürde daha önce tanımlanmamış veya yayınlanmamış sonuçlara sahiptir. Burada paylaşılmakta olan nicel sonuçlar, radyoterapide hayati öneme sahip olan dozimetristlik rolünde çalışmak için üstlenilen farklı eğitim süreçlerini ve mesleğin kendi akışındaki eğitim ve kayıt açısından birçok kişinin deneyimlerini tanımlamaktadır. Dozimetristlerin halka dönük önemli rolleri için buna duyulan ihtiyaç üzerine süregelen tartışmalara katkıda bulunmakla birlikte, çeşitli sicil ve kayıt modellerini de açıkça tanımlamaktadır. İş görevleri, tahmin

edilebileceği gibi, çoğunlukla tedavi planlama sistemine dayalı olup, modern radyoterapi tekniklerinin tüm karmaşıklıklarını kapsamakta ve birçoğu radyoterapi departmanında diğer önemli görevleri üstlenmektedir. Sürekli Mesleki Gelişim, burada çok önemli bir yere sahiptir. Anket, bu konuyla ilgilenen birçok kişiyi ve onu sürdürmek için ilgili profesyonel organizasyonları saptamaktadır; ancak neredeyse %30'u, güvenli ve etkili bir şekilde uygulama yapmak için zorunlu bir beklenti ve gereklilik olarak yasal kaydın (örneğin, HCPC yoluyla) getirdiği bir programın üyesi değildir. Bu bağlamda mevcut uygulamayı güçlendirmek, yeni bilgi ve beceriler geliştirmek ve hizmet kullanıcılarına fayda açısından daha fazla SMG ile ilgilenme konusunda, HCPC gibi kurumlar tarafından da açık bir istek ve arzu olduğu gözlenmektedir. Bunun yanı sıra, modern dijital yöntemleri kullanarak farklı ve yenilikçi öğrenme ve öğretme yöntemleriyle kamusal alanda ve diğer disiplinlerle ilişki kurmak için de açık bir istek olduğu görülmektedir. Sonuç olarak, hastaların yararına olacak şekilde güvenli ve etik bir radyoterapiyi geliştirmek için; meslekler arası ve multidisipliner bir çalışmayla birlikte dozimetristlerin de öğrenme ve gelişimlerinin temel bir gereklilik olduğu, literatür araştırmalarında da açık bir şekilde vurgulanmakta ve sonuçların da uyumlu olduğu gözlenmektedir.



### Med. Fiz. Uzm. Caner İnce

1991 yılında İzmir'de doğmuştur. Lisans eğitimini, 2015 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Bölümü'nde tamamladıktan sonra aynı yıl yine Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Yüksek Lisans Programı'na başlamıştır. Eğitim sürecinde çeşitli mesleki ve bilimsel etkinliklerde görev ve katılım faaliyeti göstermesinin ardından; 2017-2018 yılları arasında yarı zamanlı olarak görev yaptığı Ege Özel Onkoloji Merkezi'nde, 2019 yılından itibaren tam zamanlı olarak çalışmakta ve 2021 yılı itibarı ile de Sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak meslek hayatına devam etmektedir.

## AAPM TIBBİ FİZİK UYGULAMA KILAVUZU 5.B:

# TEDAVİ PLANLAMASI DOZ HESAPLAMALARININ DEVREYE ALINMASI VE KALİTE GÜVENCESİ - MEGAVOLTAJ FOTON VE ELEKTRON IŞINLARI

Received: 11 November 2021 | Revised: 4 April 2022 | Accepted: 6 April 2022

DOI: 10.1002/acm2.13641

AAPM REPORTS & DOCUMENTS

JOURNAL OF APPLIED CLINICAL  
MEDICAL PHYSICS

## AAPM MEDICAL PHYSICS PRACTICE GUIDELINE 5.b: Commissioning and QA of treatment planning dose calculations—Megavoltage photon and electron beams

Mark W. Geurts<sup>1</sup> | Dustin J. Jacqmin<sup>2</sup> | Lindsay E. Jones<sup>3</sup> | Stephen F. Kry<sup>4</sup> |  
Dimitris N. Mihailidis<sup>5</sup> | Jared D. Ohrt<sup>4</sup> | Timothy Ritter<sup>6</sup> | Jennifer B. Smilowitz<sup>2</sup> |  
Nicholai E. Wingreen<sup>7</sup>

**Med. Fiz. Uzm. Hasan Kadirca Alkan**

### 1. GİRİŞ

Amerikan Tıpta Fizikçiler Birliği (AAPM), birincil amaçları tıp fiziğinin bilimini, eğitimini ve profesyonel uygulamasını ilerletmek olan kar amacı gütmeyen bir profesyonel toplumdur. AAPM'nin 8000'den fazla üyesi vardır ve Amerika Birleşik Devletleri'ndeki tıbbi fizikçilerin başlıca kuruluşudur. AAPM, tıbbi fizik bilimini ilerletmeye yardımcı olmak ve Amerika Birleşik Devletleri'ndeki hastalara verilen hizmet kalitesini iyileştirmek, tıbbi fizik uygulamaları için periyodik olarak yeni uygulama kılavuzları tanımlar.

Tedavi planlama sistemi (TPS), ışın radyasyon tedavisinin önemli bir bileşenidir. TPS'ler, hastalığı tedavi etmek ve sağlıklı dokulara verilen dozu en aza indirmek için optimum doz dağılımları sağlayan ışın düzenlemelerini, enerjileri, alan boyutlarını, akıcılık modellerini ve değiştiricileri planlamak için kullanılır.

Doz hesaplamalarının doğruluğu, güvenli ve etkili tedavi sunumu için çok önemlidir.

Nitelikli bir medikal fizikçi, bir klinik radyasyon tedavisi bölümünde TPS'lerin hizmete alınmasından ve kalite güvencesinden (QA) sorumludur. Bu belge, American Association of Physicists in Medicine (AAPM) tarafından görevlendirilen bir dizi Tıbbi Fizik Uygulama Kılavuzunun (MPPG) bir parçasıdır.

MPPG'nin genel amacı, bir klinik ortamda TPS doz algoritması devreye alma ve QA için minimum gereksinimlerin bir özetini sağlamaktır. Bu raporda, "devreye alma" (commissioning) terimi, ışın verisi toplama, modelleme ve doğrulamayı içerir.

### 2. PERSONEL NİTELİKLERİ VE SORUMLULUKLARI

Belirli bir TPS, çoklu doz hesaplama algoritmalarını içerebilir. Devreye almaya başlamadan önce, Medikal Fizikçi, devreye alma (commissioning) için bir doz hesaplama algoritması/algoritmaları seçmelidir.

Medikal Fizikçi ayrıca, ölçümlerin model parametreleriyle nasıl ilişkili olduğunu ve ortaya çıkan doz dağılımlarını nasıl etkilediğini dahil etmek için, satıcının devreye alma ölçümlerine ilişkin kılavuz belgelerini incelemeli ve anlamalıdır.

Günde 12–16 Medikal Fizikçi çalışma saati (1.5–2.0 FTE) varsayıldığında, makul zaman tahminleri tek bir enerji foton ışını için iki ila dört hafta ve iki foton enerjisi ve beş elektron enerjisi için 6–8 haftadır.<sup>1,2</sup> Bu, ne kadar devreye alma verisinin toplanması gerektiğine ve ilgili Medikal Fizikçilerin mevcudiyetine ve deneyimine, kullanılan ekipmanın yeterliliğine, mevcudiyetine ve hızlandırıcıya erişime büyük ölçüde bağlıdır. Bu rapordaki doğrulama testlerinin tamamlanmasının, dört foton ve beş elektron enerjisine sahip bir makine ve algoritma için yaklaşık 80 saat sürdüğü rapor edilmiştir ve bu görev grubunun deneyimi ile tutarlıdır.<sup>3</sup> Bu süreç aceleye getirilmemelidir; gelecekteki sayısız tedavi, TPS'nin doğruluğuna bağlı olacaktır.

### 3. IMRT/VMAT İÇİN VERİ TOPLAMA

Bu rapor IMRT/VMAT dağıtımının özelliği olan küçük huzme açıklıklarını ve MLC parametrelerini modellerken ek ölçüm hususlarını geliştirir.

Küçük alanları tanımlayan MLC'ler de üreticiler arasında önemli tasarım farklılıkları gösterir.<sup>4</sup> Bu nedenle, hem küçük alanları hem de MLC özelliklerini doğrulamaya yönelik ölçümler, IMRT/VMAT doz hesaplama doğruluğu için çok önemlidir.

TPS satıcısı tarafından belirtilmemiş olsa bile, Medikal Fizikçi, doz hesaplaması ile karşılaştırma için  $2 \times 2$  cm<sup>2</sup> veya daha küçük bir alan boyutuna kadar küçük hacimli bir dedektörle yüzde derinlik dozunu (PDD) ölçmelidir. Yaprak içi, yaprak arası iletimi ve yaprak

aralığını ölçmek için satıcı tavsiyeleri, ortalama bir yaprak içi ve yaprak arası değer belirtilmişse, büyük bir detektör kullanılarak izlenmelidir. Ayrı ölçümler için, yaprağın altında küçük hacimli bir iyon odası ve bunun için film kullanılmalıdır. Hacim ortalama etkilerinden kaçınmak için penumbra küçük bir dedektörle (diyot veya microchamber gibi) elde edilmelidir. İkili MLC sistemleri için yaprak zamanlaması, film veya output dedektörü ölçümleri kullanılarak doğrulanmalıdır.<sup>5</sup> Küçük alan ( $2 \times 2$  cm<sup>2</sup>)ye kadar veya daha küçük) output ölçümleri ışın modellemesi için yapılmalıdır.

### 4. VERİLERİN GÖZDEN GEÇİRİLMESİ

Planlama sistemine girişten önce ve sonra modelleme sürecinde kullanılan tüm veriler gözden geçirilmelidir. Verileri TPS'e aktarmadan önce tamamı gözden geçirilmelidir. Ters kare etkileri, ışın sapması, alan boyutu ile beklenen ışın enerjisi değişiklikleri ve diğer iyi bilinen özellikler doğrulanmalıdır (bu genellikle grafiklerin gözden geçirilmesiyle kolayca gerçekleştirilir). Farklı derinliklerdeki ve alan boyutlarındaki profiller eğimleri belirlemek için üst üste bindirilebilir. Derin-doza grafikleri de benzer şekilde analiz edilmiştir. Veriler, mümkünse aynı türden veya yaklaşık olarak bir referans veri kümesiyle karşılaştırılmalıdır. Verilerin orta ve uç noktalarını temsil eden noktalar, bu şekilde doğrulanmalıdır. Veriler planlama sistemine girildikten sonra, potansiyel işleme hataları için yeniden değerlendirilmeleri gerekir (örneğin, içe aktarma, smoothing sırasındaki sorunlar). Grafik inceleme ve nokta kontrolü kullanılabilir.

### 5. TPS YAZILIMINDAKİ MODEL

TPS'e girilen parametreler satıcı talimatlarına göre

tamamlanmalıdır. Bazı TPS'ler için linak satıcıları modelleme sağlar ancak medikal fizikçiler bunları doğrulamalı ve satıcı ile karşılaştırmak için referans verileri sağlamalıdır.

Medikal Fizikçi, model parametrelerinin ortaya çıkan doz dağılımını nasıl etkileyeceğini, ölçümlerle nasıl bir ilişkisi olduğunu anlamalıdır, modelleme için PDD ve profilleri iyi bir şekilde gözden geçirmelidir.

TPS üzerinde modellemenin kalitesini değerlendirdikten sonra, doz hesaplamalarını doğrulamak için bu rapor ek testler önerir (Bölüm 6-9). Testlerin sonuçlarına göre model ihtiyaç olduğu gibi ayarlanmalıdır. Bölüm 6-8 sırasıyla yapılmalıdır yani homojen ortamdaki temel doğrulama testi heterojen ortamdakinden önce tamamlanmalıdır.

IMRT/VMAT dozu genellikle son foton doğrulama sürecidir. IMRT/VMAT da küçük alanlar kullanıldığı için MLC modellemesi çok önemlidir. Eğer IMRT/VMAT modelleme sürecinde foton parametrelerinde değişiklik yapılırsa temel foton doğrulaması yeniden yapılmalıdır. MLC parametreleri elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmalıdır.<sup>6</sup>

TomoTherapy®, ViewRay®, Radixact®, Unity® ve Halcyon® gibi belirli sistemlerin satıcıları, kullanıcıya önceden yapılandırılmış bir TPS sağlar ve fizikçinin model parametrelerini değiştirmesinin hiçbir yolu yoktur. Bu durumlarda, bu raporu kullanarak kapsamlı bir doğrulama yapmak önemlidir. Medikal Fizikçi diğer kliniklerden yayınlanmış deneyimleri ve önerileri araştırmalı, sonuçlarını karşılaştırmalıdır.<sup>7,8</sup>

## 6. FOTON IŞINLARI: TEMEL DOZ ALGORİTMA DOĞRULAMA

Bu bölümde tanımlanan temel foton ışını doğrulama

testleri her bir ışın için yapılmalıdır. Doğrulama verilerinin çoğu, bir su fantomu kullanılarak elde edilebilir

### 6.1 Doğrulama Testleri

TPS modelleme kontrol testlerini özetlemek gerekirse;

1. TPS'nin mutlak dozu referans kalibrasyon koşulları altında yeniden ürettiğini doğrulayın, örneğin, Kalibrasyon protokolüyle aynı SSD ve alan boyutunu kullanarak referans noktasına MU başına tolerans %0,5 olacak şekilde mutlak dozu hesaplayın. Bu her ışın için test edilmelidir.
2. Fizik modülünde hesaplanan doz eğimli planlama modülü ile hesaplanan dozu karşılaştırın, örneğin, Büyük ( $> 30 \times 30 \text{ cm}^2$ ) alan için modelleme aracında hesaplanan doz profillerini klinik planlama modülünde hesaplanan profille karşılaştırın. Bu test algoritma başına bir kez yapılmalıdır.
3. Klinik planlama modülünde hesaplanan dozu devreye alma sırasında toplanan verilerle karşılaştırarak yerinde kontroller yapın, örneğin, referans olmayan derinlikler, eksen dışı konumlar ve alan boyutları için PDD'yi, output faktörlerini ve/veya eksen dışı faktörleri hesaplayın ve %2 tolerans değeri olacak şekilde karşılaştırın.

Tüm testler için, yüksek doz bölgesi, yarı gölge (penumbra) ve düşük doz kuyruk bölgelerindeki ölçümler, çeşitli derinliklerde (dmax'ın biraz ötesinde, orta aralık/10–15 cm ve derin/25–30 cm dahil) ve eksen dışı konumlarda hesaplanan değerlerle karşılaştırılmalıdır.



## 7. FOTON IŞINLARI: HETEROJENLİK DÜZELTME DOĞRULAMA

Heterojenlik düzeltmelerinin devreye alınması, ışının kendisinin doğru bir şekilde devreye alınmasını ve hasta verilerinin doğru karakterizasyonunu gerektirir. Heterojen ortamlarda (örneğin göğüs kafesi), convolution/superposition (C/S), daraltılmış koni (CC), ızgara tabanlı Boltzmann taşıma denklemi çözücüsü (GBBS) veya Monte Carlo (MC) gibi modern ve gelişmiş algoritmalar için doz hesaplaması gereklidir, pencil beam (PB) ve düzeltme tabanlı algoritmalar kabul edilemez. Heterojenlik düzeltmelerinin ve testlerinin birçok türüne ilişkin ayrıntılı bir genel bakış, AAPM Raporu 8547 ve IAEA TRS Raporu 430.3'te bulunabilir.

### 7.1 Doğrulama Testleri

Bu doğrulamalar, dozun hesaplandığı veri kümelerini oluşturmak için kullanılan tüm BT tarayıcıları için gerçekleştirilmelidir. Heterojen TPS foton ışını doğrulama kontrollerini özetlemek gerekirse,

- Bilinen değerlere karşı planlama sisteminin rapor ettiği elektron yoğunluklarını doğrulayın, örneğin, hava, akciğer, su, yoğun kemik ve muhtemelen ek doku türleri için CT yoğunluk kalibrasyonu yapın.<sup>9,10</sup>
- Akciğer dokusunun distalinde heterojenite örneğin,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , birikme bölgesi dışında, heterojenliğin üstündeki ve altındaki doz oranını ölçün ve hesaplayın.<sup>10,11</sup> Ölçümler buildup/ builddown bölgeleri dışında yapılmalıdır.<sup>12</sup> Bu basit test, heterojenlik yoluyla hesaplama doğruluğunun doğrudan çalışmasına izin verir.  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  gibi küçük bir alan boyutu önerilir,

çünkü düşük yoğunluklu malzemen kaynaklanan farklılıklar daha küçük alan boyutlarında şiddetlenme eğilimindedir.<sup>9</sup>

## 8. FOTON IŞINLARI: IMRT/VMAT DOZ DOĞRULAMA

Bu bölüm, IMRT/VMAT/helikol planlarının tek ışın ve/veya bileşik ölçümlerinin TPS hesaplamalarıyla karşılaştırılmasını açıklar.

### 8.1 Doğrulama Testleri

IMRT/VMAT teslim modaliteleri için önerilen beş tip doğrulama testi vardır. İlk test planları en sık kullanılan enerjiyle (genellikle 6 MV) geliştirildikten sonra, eğer varsa, kalan enerjiler için planlar yeniden hesaplanabilir. Aynı hızlandırıcı için birden fazla iletim tekniği mevcutsa (örneğin, segmental IMRT, dinamik IMRT, VMAT, tomoterapi), her biri ayrı ayrı doğrulanmalıdır.

- Diode veya plastic scintillator dedektör kullanarak,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'lik küçük alan PDD'sini doğrulayın.<sup>13</sup>
- Diode, plastic scintillator, mini chamber or microion chamber kullanarak küçük MLC tanımlı alanlar için outputu doğrulayın. Her biri için klinik olarak ilgili bir derinlikte outputu ölçen küçük kare ve dikdörtgen MLC tanımlı segmentler kullanın. Medikal Fizikçi,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  alanlarda (ve tercihen daha küçük), klinikle alakalı belirli bir derinlik için output ölçmelidir ve ölçülen değerleri TPS verileriyle karşılaştırmalıdır.<sup>13,14</sup>
- İyon odası, film ve/veya array kullanarak Hem Baş hem Boyun hem de C şeklindeki vakalar için planlama ve sonuçları TG-119 raporuyla

planlayın, ölçün ve karşılaştırın.<sup>15</sup>

- İyon odası, film ve/veya array kullanarak, optimizasyon ve doğrulama için tedavi edilmesi amaçlanan en az iki ilgili klinik vaka seçin; sonuçların derinlemesine bir analizini planlayın, ölçün ve gerçekleştirin.<sup>16</sup> Her bir modalite (örneğin, IMRT, VMAT, tomoterapi) ve enerji ayrı ayrı doğrulanmalıdır.
- Gömülü dozimetrelerle antropomorfik fantom simülasyonu yapın, planlayın ve tedavi edin. Bu, bir fantomun taranmasını, tedavi planlamasını, iletimini ve dış inceleme için dozimetrelerin gönderilmesini içeren eksiksiz bir uçtan uca testtir. IROC Houston akreditasyon testi gibi bir baş ve boyun planı, bir uçtan uca test olarak teşvik edilir.<sup>17</sup> Göğüs bölgesinde IMRT/VMAT iletimini test etmek için, heterojen torasik/ akciğer fantomu ile ikinci bir uçtan uca test yapılmalıdır.<sup>18</sup> Uçtan uca testlerin sonuçları en azından bağımsız bir Medikal Fizikçi tarafından gözden geçirilmelidir.

## 9.ELEKTRON IŞINI DOĞRULAMA

Fotonlarda olduğu gibi, elektron devreye alma verileri satıcı tarafından belirtildiği şekilde havada ve suda toplanmalıdır.<sup>19</sup> Işın TPS de en iyi şekilde modellendikten sonra, standart olmayan setuplarda izodoz dağılımlarını hesaplama yeteneğini test etmek için ek doğrulama testleri yapılmalıdır (örn. eğik insidans, genişletilmiş SSD ve heterojen ortam). Bu doğrulama testleri için verilerin çoğu, suda elde edilebilir standart alan verileri (modelleme için kullanılır) bulunabilir. Diğer uygun fantom/dedektör kombinasyonları, örneğin array dedektörleri, elektron dozimetre cihazları için her birinin sınırlamaları

dikkate alınarak kullanılabilir.<sup>20</sup> Medikal Fizikçi doğrulama testleri yaparken farklı ölçüm cihazlarının avantajlarını ve dezavantajlarını dengelemelidir.

### 9.1 Doğrulama Testleri

TPS elektron dozu hesaplama algoritması için dört test özetlenmiştir.

1. TPS'nin mutlak dozu referans kalibrasyon koşulları altında yeniden ürettiğini doğrulayın. Kalibrasyon protokolüyle aynı SSD ve koni boyutunu kullanarak referans noktasına MU başına mutlak dozu hesaplayın. Bunun için tolerans değeri %0,5 olmalıdır.
2. Özel bir şekil için hesaplanan izodoz dağılımını standart ve genişletilmiş SSD'de ölçülen bir dağılımla karşılaştırın. Kesim alanı boyutu, yanal saçılım dengesini sağlayacak kadar büyük olmalıdır.<sup>21</sup> Bu, hem sistemin özel bir kesme ile dozu hesaplama yeteneğini test edecek hem de sanal/etkili SSD hesaplamasının doğru bir şekilde uygulandığını doğrulayacaktır. Bu test tüm enerjiler için yapılmalıdır. Tolerans değeri 3%/3 mm'dir.
3. Referans konisi ve nominal klinik SSD kullanılarak eğik alanların PDD ve/veya profil karşılaştırmasını yapın. Eğik gelen bir ışın için ölçülen hesaplanmış izodoz dağılımlarını karşılaştırır. Bu, merkezi eksen eğiminin derinlik dozu ve penumbra üzerindeki etkisini test edecektir. Bu test, tüm enerjiler için nominal klinik SSD'de homojen bir ortamda yapılmalıdır. Tolerans değeri %5 olmalıdır.
4. Referans konisi ve nominal klinik SSD ile manuel doz hesaplama veya iyon odası ölçümünü TPS

ile karşılaştırın. Tolerans değeri %7 olmalıdır.

## 10. ÖZET

Bu raporda sağlanan kılavuzlar ve tavsiyeler, ışın verisi toplama, modelleme, doğrulama ve TPS için temel rutin QA veri kümelerinin oluşturulmasında Medikal Fizikçi 'ye yardımcı olmalıdır. Medikal Fizikçi önerilen test paketini gerektiği gibi değiştirebilir veya bunlara ekleme yapabilir. Tüm MPPG'lerde olduğu gibi, bu güncel rapor yalnızca klinik ortamda gerekli olan minimum çalışma kapsamını özetlemektedir.

Tüm devreye alma süreci boyunca, yapılan testlerin, kullanılan ekipmanın, sonuçların ve bulguların açık ve eksiksiz dokümantasyonunu sürdürmek zorunludur. Bu belgeler, Medikal Fizikçi tarafından nihai bir devreye alma raporunda derlenmeli ve gelecekteki TPS değişikliği veya yeniden devreye alma belgeleriyle eklenmelidir.

Son olarak, emsal değerlendirmesinin önemi tekrar belirtilmelidir. TPS model parametrelerinin emsal incelemesi, ölçülen veriler üzerinde anlaşma ve doğrulama prosedürleri/ sonuçları şiddetle tavsiye edilir. Bu, temel dozimetri parametrelerinin (başka bir fizikçi tarafından belirlenen) bağımsız ölçümlerle (ayrıca diğer fizikçi tarafından yapılan) karşılaştırıldığında bağımsız doz hesaplamalarını içermelidir.

## 11. KAYNAKLAR

1. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. 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.
2. Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et

al. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study. Med Phys. 2013;40(3):031719.

3. Jacqmin DJ, Bredfeldt JS, Frigo SP, Smilowitz JB. Implementation of the validation testing in MPPG 5.a "Commissioning and QA of treatment planning dose calculations—megavoltage photon and electron beams. J Appl Clin Med Phys. 2017;18:115-127.
4. Huq M, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. Phys Med Biol. 2002;47(12):N159-70.
5. Fenwick JD, Tomé WA, Jaradat HA, et al. Quality assurance of a helical tomotherapy machine. Phys Med Biol. 2004;49(13):2933-2953.
6. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. Med Phys. 2011;38(3):1313-1338.
7. Netherton T, Li Y, Gao S, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. Med Phys. 2019;46(10):4304-4313.
8. De Roover R, Crijns W, Poels K, et al. Validation and IMRT/VMAT delivery quality of a preconfigured fast-rotating O-ring linac system. Med Phys. 2019;46(1):328-339.
9. Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, et al. Tissue Inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85. Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2004.
10. International Atomic Energy Agency. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic

Energy Agency; 2004.

11. Carrasco P, Jornet N, Duch MA, et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. Med Phys. 2004;31(10):2899-2911.
12. Papanikolaou N, Stathakis S. Dose-calculation algorithms in the context of inhomogeneity corrections for high energy photon beams. Med Phys. 2009;36(10):4765-4775.
13. Das IJ, Francescon P, Moran JM, et al. Report of AAPM Task Group 155: megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. Med Phys. 2021;48:e886-e921.
14. Cadman P, McNutt T, Bzkusek K. Validation of physics improvements for IMRT with a commercial treatment-planning system. J Appl Clin Med Phys. 2005;6(2):74-86.
15. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med Phys. 2009;36(11):5359-5373.
16. Miften 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):e53-83.
17. Carson ME, Molineu A, Taylor PA, Followill DS, Stingo FC, Kry SF. Examining credentialing criteria and poor performance indicators or IROC Houston's anthropomorphic head and neck phantom. Med Phys. 2016;43(12):6491-6496.
18. Glenn MC, Peterson CB, Howell RM, Followill DS, Pollard-Larkin JM, Kry SF. Sensitivity of IROC phantom performance to radiotherapy treatment planning system beam modeling parameters based on community-driven data. Med Phys. 2020;47(10):5250-5259.
19. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999;26(9):1847-1870.
20. Borca VC, Pasquino M, Ozzello F, Tofani S. The use of a diode matrix in commissioning activities for electron energies  $\geq 9$  MeV: a feasibility study. Med Phys. 2009;36(4):1144-1154.
21. Gerbi BJ, Antolak JA, Deibel FC, et al. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: supplement to the recommendations of Task Group 25. Med Phys. 2009;36(7):3239-3279



**Med. Fiz. Uzm. Hasan Kadircan Alkan**

2014 yılında Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği (İngilizce) lisans bölümünden mezun oldu. 2016 yılında Harran Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ana Bilim Dalı Sağlık Fiziği yüksek lisans programından mezun oldu. 2021 yılında Anadolu Üniversitesi Sağlık Yönetimi lisans bölümünü bitirdi. 2016-2018 yılları arasında Ordu Ada Onkoloji Radyoterapi Merkezi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştıktan sonra Diyarbakır Gazi Yaşargil E.A.H bünyesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak

çalışmaya başladı ve halen burada çalışmaya devam etmektedir.

## MEDİKAL FİZİK UYGULAMA KILAVUZU (MPPG) 11.A:

### EKSTERNAL RADYOTERAPİ VE BRAKİTERAPİ UYGULAMALARINDA

### PLAN VE ÇİZELGE İNCELEMESİ

Received: 12 April 2021 | Revised: 1 July 2021 | Accepted: 5 July 2021

DOI: 10.1002/acm2.13366

AAPM REPORTS & DOCUMENTS

JOURNAL OF APPLIED CLINICAL  
MEDICAL PHYSICS

## Medical Physics Practice Guideline (MPPG) 11.a: Plan and chart review in external beam radiotherapy and brachytherapy

Ping Xia<sup>1</sup> | Benjamin J. Sintay<sup>2</sup> | Valdir C. Colussi<sup>3</sup> | Cynthia Chuang<sup>4</sup> |  
Yeh-Chi Lo<sup>5</sup> | Deborah Schofield<sup>6</sup> | Michelle Wells<sup>7</sup> | Sumin Zhou<sup>8</sup>

**Med. Fiz. Uzm. Abdullah Deniz Demirsar**

#### Önsöz

Bir medikal fizikçi, hem harici ışın radyasyonu hem de brakiterapi planları için ilk çizelge (tedavi kartı) incelemesi, haftalık tedavi çizelgesi incelemesi ve tedavi sonu çizelgesi incelemesi dahil olmak üzere radyasyon tedavisi tedavi planlarını ve hasta çizelgelerini gözden geçirmekten sorumludur. Medikal fizik uygulama kılavuzları (MPPG), Medikal fizikçiler ve diğer klinik personel için tedavi planlarının ve hasta çizelgelerinin gözden geçirilmesine ilişkin kısa bir dizi tavsiye sağlarken, bu çizelge oluşturma ve kontrol etme sürecine kimin dahil edileceği ve çizelgede ne zaman/neyin kontrol edileceği hakkında özel tavsiyeler verir. Bu MPPG'nin tavsiyeleri, Amerikan Radyoloji Teknikerleri Derneği ve Amerikan Tıbbi Dozimetristler Birliği tarafından gözden geçirilmiş ve onaylanmıştır.

#### 1. Giriş

Yakın zamanda yayınlanan TG 275 radyoterapi tedavi planları ve hasta kontrol çizelgelerinin gözden geçirilmesi için ek öneriler sunmuştur. Medikal fizik uygulama kılavuzları (MPPG'ler) AAPM'nin tüm klinik uygulama ortamlarında değerlendireceği minimum medikal fizik desteği seviyesinin tıp camiasına net bir tanımını sağlamayı amaçlamaktadır. Bu nedenle, bu MPPG, TG 275'i detaylandırmak tedavi planının ve hasta çizelgesi incelemesinin ne zaman, kimin tarafından, ve nasıl yapılacağına ilişkin uygulama kılavuzları sağlamak üzere tasarlanmıştır. Bu MPPG, tedavi hazırlığı ve uygulamasında hasta çizelge kalite kontrollerinin planlanmasına ve takvimine odaklanır. Hataları mümkün olan en yüksek oranda yakalamak ve azaltmak için çoklu kontrol ve inceleme gerekmektedir. Her klinikte oluşturulan rapor ile olası hatalar, öncelikle planı yapan ardından QMP veya QMP gözetiminde yetkili klinik personel ve son

olarakta tedavi öncesi tekniker tarafından bir inceleme ile azaltılabilir.

### 1.1 Kapsam ve sorumluluklar

Bu MPPG'nin amacı:

1. Dozimetristlerin, teknikerlerin, medikal fizikçilerin ve onkologların rollerini tanımlamak.
2. Tedavi öncesi , haftalık ve tedavi bitimi (EOT) tedavi planı ve çizelgesi şeklinde düzenlemeler oluşturmak.
3. İlk tedavi öncesi haftalık ve tedavi sonu EOT plan ve çizelge incelemesiyle ilgili tavsiyeler verir.

Bu MPPG, eksternal ışın ve yüksek doz hızlı (HDR) brakiterapi tedavisinde içeren konularda tavsiye niteliğinde rehberlik sağlar. Bu MPPG plan bütünlüğüne ve çizelge doğruluğuna odaklanır.

### 2. Tanımlar ve kısaltmalar

AU: Yetkili kullanıcılar , AMP: Yetkili medikal fizikçiler, Çizelge: Tedavi reçetesi, tedavi planı (klinik ve teknik planlar), tedavi uygulama parametreleri ve görüntü kılavuzlu radyoterapi (IGRT) görüntüleri dahil olmak üzere hastaya özel radyasyon tedavisine eşlik eden tüm belgeler. Bilgi Sistemi (OIS). OIS'nin bir parçası, bazen Kayıt ve Doğrulama Sistemi (R&V) olarak adlandırılan radyasyona özel elektronik tıbbi kayıt sistemidir (ROEMR). EOT Çizelgesi İncelemesi: Bir tedavi sonu çizelgesi Kontrol. Radyasyon tedavisi sona erdikten sonra oluşan inceleme belgesi. Planlayıcı: Dozimetristler dahil personel ve medikal fizikçiler, radyasyon onkologları tarafından belirlenen klinik hedefleri karşılaya planı oluşturma ve optimize etme. QMP: Akademik ve eğitim gereksinimleri tamamlanmış ve terapötik tıbbi fizikte bağımsız olarak

klinik profesyonel hizmetler sağlamaya yetkin fizikçidir. RO-EMR: Radyasyon Onkolojisi Elektronik Tıp Kayıt sistemi.

### 3. Beklentiler, sorumluluklar ve plan çizelge incelemesi

#### 3.1 Eksternal radyoterapi

Bir tedavi planındaki hatalar, simülasyon sırası ve reçetesindeki belirsizliklerden kaynaklanabilir. Bu bölümde, EBRT planlamasının her adımı için kontrol edilmesi gereken öğeleri tartışıyoruz ve bu öğelerin kimin ve ne zaman kontrol edileceğine dair öneriler sunuyoruz.

##### 3.1.1 Simulasyon

Simülasyondaki hatalar, diğer EBRT süreçlerine yayılabilir. Radyasyon onkoloğundan simülasyon için yazılı bir talimat almak gereklidir. simülasyon sırasının eksiksizliğini ve tanı, evre, tedavi bölgesi, tedavi amacını gösteren kritik klinik belgelerin varlığını sağlamak için simülasyon terapistleri tarafından kontrol edilmesi gereken öğeleri listelenmelidir. simülasyondan önce, radyasyon onkologları belirli bir doz ve fraksiyonasyon rejimi sağlayarak ilk reçeteyi tamamlamalıdır. Tedavi planının tamamlanmasından sonra, ilk reçete bir sonraki bölümde tartışıldığı gibi tedavi planına göre değiştirilebilir ve sonlandırılabilir.

##### 3.1.2. Reçetelendirme ve tedavi alanı açıklaması

Reçete ve tedavi hacmi tanımlamaları, tedavi planlamasında hayati rol oynar ve yalnızca radyasyon onkoloğunun sorumluluğundadır. Doz reçetesi, tedavinin anatomik bölgesi ve tedavi modalitelerini (örneğin foton veya elektron), toplam dozu, fraksiyon sayısını ve doz normalizasyon yöntemini, açıkça belirtmelidir. Radyasyon onkoloğu, tümör hacimlerinin

tanımlanmasından sorumludur. Bir radyasyon onkoloğu, açıkça yazılı talimatlarla bu sorumluluğunu devredebilir. Bununla birlikte, radyasyon onkologları, tüm hedef hacimleri ve OAR konturlarını önceden onaylamalıdır. Planlama görüntülerinde açıkça fark edilmeyen herhangi bir OAR, radyasyon onkoloğu tarafından tanımlanmalıdır. Radyasyon onkoloğu, hedeflenen hacimlere istenen doz-hacim kapsamı ve klinik olarak ilgili OAR'lere yönelik doz sınırları hakkında planlayıcıya ayrıntılı yazılı talimatlar sağlamalıdır.

EBRT planları ve brakiterapi planları için reçetede kontrol edilmesi tavsiye edilen temel öğeleri listelenmelidir. Tedavi planlaması sırasında klinik hedeflere ulaşılamazsa, planlayıcı makul bir uzlaşmayı belirlemek ve ROEMR'deki değişikliği belgelemek için radyasyon onkoloğu ile görüşmelidir. Reçete tedavi sırasında değiştirilirse, radyasyon onkoloğu RO-EMR'deki değişikliği belgelemelidir.

### **3.1.3 Plan dokümantasyonu ve planlayıcı için kendini kontrol maddeleri**

Planlayıcı, radyasyon onkoloğu tarafından verilen reçete ve diğer yazılı talimatlara uygun tedavi planı oluşturmaktan sorumludur. Olası yeniden planlama ve hasta tedavisi gecikmelerinden kaçınmak için, planlayıcılar planlamadan önce hedef hacimlerin ve OAR'lerin tutarlılığını ve eksiksizliğini kontrol etmelidir. Planlama BT'sinin izomerkezinin konumu ve koordinatları simülasyonda hasta üzerinde işaretlenen izomerkeze göre onaylanmalıdır. Planın tamamlanmasının ardından, PDF tarzı kolayca değiştirilemeyen bir dosya biçiminde saklanan bir plan raporu oluşturulur. Tedavi planı raporu kolayca erişilebilir olmalı ve istendiğinde dış kurumlarla iletişim kurmak

için etkin bir araç olarak hizmet etmelidir. Tedavi planı raporu, fizikçi, terapistler ve doktorlar tarafından plan incelemesi için gerekli bilgileri içerecek şekilde tasarlanmalıdır. İlk plan incelemesi sırasında tedavi planlarını doğrudan tedavi planlama sistemi içinde gözden geçirmelerini öneririz. Plan raporu, planlama sisteminden bağımsız olarak planın kalıcı bir kaydını sağlamalıdır. Tedavi planı raporu, yeniden ışınlama ortamında önceki tedavi(ler)in belgesi olarak da kullanılabilir. Planlayıcının kritik bir görevi, plan kurulumu ve uygulamasıyla ilgili önemli ayrıntıları radyasyon terapistlerine iletmektir. Bir planlayıcı, izomerkeze kaymaları, IGRT referans görüntüleri, bolus yerleştirme ve çapraz doğrulama dahil olmak üzere hasta kurulum parametrelerini içerebilecek gerekli bilgileri toplamalı veya güncellemelidir. (örneğin, SSD'ler), masa pozisyonları vb.).

### **3.1.4 Medikal fizikçiler için ilk plan grafik incelemesi**

İlk plan/grafik incelemesi sırasında medikal fizikçi, reçetenin kılavuzlara uymasını ve reçetede ki fraksiyonel dozun ve toplam dozun tedavi planıyla uyumlu olmasını sağlamalıdır. Aynı zamanda planlayıcı olarak da görev yapan tek çalışan QMP için, sertifikalı bir tıbbi dozimetristin ilk plan kontrolünü yürütmesini, QMP'nin nihai dokümantasyonu incelemesini ve onaylamasını ve ikincil bir MU/doz hesaplaması yapmasını öneririz. Tıbbi fizikçiye, ilk izomerkezin (veya referans noktasının) simülasyonda kaydedilen izomerkeze eşleştiğini doğrulamasını öneririz. Tıbbi fizikçi, tedavi planı raporundaki temel bilgilerin RO-EMR'ye doğru bir şekilde aktarıldığından ve ekip üyeleri tarafından onaylandığından emin olmalıdır. Mesai saatleri dışında gerçekleşen acil

tedaviler için nöbetçi medikal fizikçinin tedavi planını uzaktan veya yüz yüze gözden geçirmesini tavsiye ederiz.

### **3.1.5 Radyasyon terapistleri için ilk çizelge inceleme öğeleri**

Radyasyon terapistleri, hastayı set up talimatlarına ve tedavi planına göre tedavi için konumlandırmaktan sorumludur. Radyasyon terapistlerinin herhangi bir yeni tedaviden önce kritik tedavi parametrelerinin ve bilgilerinin mevcut, onaylanmış ve tutarlı olduğunu doğrulamak için bir ilk tedavi çizelge incelemesi yapması önemlidir. Reçete ve izomerkezin konumu gibi kritik öğeler için, radyasyon terapisti için ilk plan/grafik kontrolü inceleme öğeleri, medikal fizikçi tarafından kontrol edilen ilk plan/şemada listelenen öğelerle kasıtlı olarak örtüşür. radyasyon terapistleri, önemli klinik belgelerin (örneğin, bilgilendirilmiş onam formu) doldurulduğunu doğrular.

### **3.1.6 EBRT için haftalık çizelge incelemesi**

Haftalık çizelge incelemesi, tipik olarak, ilk veya günlük görüntü doğrulamasından sonra geçersiz görüntüler, eksik tedaviler, izomerkez veya tedavi alanı değişiklikleri, doğrulama görüntüsü onayı durumu dahil olmak üzere tedavi uygulama ve SSD'ler gibi hasta konumlandırma dokümantasyon verilerini inceler. Medikal fizikçi, görüntü rehberliği altındaki modalite (örneğin, kV - MV portları) ve izomerkez kaymalarının büyüklüğünün yazılı direktifle ve kurumsal prosedürlerle uyumlu olduğunu gözden geçirmeli ve doğruluğunu sağlamalıdır. İlk haftalık çizelge kontrolünde, plan raporunu ve tedavi planlama sisteminde planı açarak tedavi planının karşılaştırmalı incelemesini öneririz. IMRT planlarının ilk haftalık grafik kontrolünde, tedavinin ilk bölümünden önce

IMRT QA ve belgelerinin tamamlanıp tamamlanmadığının kontrol edilmesini de öneririz. Bir tedavi planının dozimetrik olarak etkileyen herhangi bir değişiklik, yeni bir tedavi planı olarak ele alınmalıdır. Değiştirilen plan, ilk plan/grafik incelemesinden geçmelidir. Radyasyon onkoloğu tarafından bir plan toplam fraksiyon sayısı günlük doz miktarı sabit kalarak değiştirilirse, bu planın yeni bir plan kontrol sürecinden geçmesi gerekmez, ancak uygun belgeler gereklidir. Haftalık çizelge incelemeleri, her beş tedavi fraksiyonundan önce veya sonra tamamlanmalıdır. Günde birden fazla tedavi programı için, haftalık çizelge incelemesi haftada bir defadan daha sık yapılacaktır. Benzer şekilde, tedavi her gün planlanmıyorsa, haftalık çizelge incelemesi, mutlaka bir hafta içinde değil, her ardışık beş fraksiyonda bir kez yapılacaktır. Beşten az fraksiyona sahip bir tedavi programı için kurum, tedavi süresince en az bir haftalık çizelge incelemesinin yapılmasını sağlamalıdır. Tek fraksiyon tedavileri için haftalık çizelge kontrolü yapılmayabilir. Haftalık çizelge kontrolünde bir dozimetrist yardımcı olsa bile, medikal fizikçinin haftalık çizelge kontrol belgelerini incelemesini ve onaylamasını tavsiye ederiz. Mümkün olduğunda, QMP'lerin ve/veya atadığı kişilerin dönüşümlü olarak haftalık çizelge incelemelerini yürütmesi önerilir.

### **3.1.7. EBRT için tedavi sonu (EOT) çizelgesinin incelenmesi**

Bir EOT çizelgesi incelemesinin amacı, tedavi reçetesinin doğru bir şekilde yerine getirilmesini ve ilgili tüm belgelerin sunulmasını ve onaylanmasını sağlamaktır. EOT çizelgesi incelemesi, QMP ve/veya onların denetimindeki Medikal fizikçiler tarafından, hastanın son fraksiyonundan itibaren beş iş günü



içinde tamamlanmalıdır. Tek fraksiyon tedavi için, ideal olarak, EOT çizelgesi incelemesi tedavinin aynı gününde veya bir sonraki iş gününde yapılmalıdır. Öngörülen tedavi kursu tamamlanmamışsa, mevcut reçete gibi çizelgede, ayrı bir notta veya EOT çizelgesi inceleme belgesinde görünür bir kısma, durdurulan tedaviyi belgeleyen bir yorum eklenmelidir.

### **3.1.8 Brakiterapi HDR**

Bu MPPG, jinekolojik kanser için yaygın olan yüksek doz oranlı (HDR) brakiterapiyi inceler

### **3.1.9 HDR reçetesi ve tedavi hacmi tanımlamaları**

HDR reçetesi ve tedavi hacmi tanımlamaları yalnızca radyasyon onkologlarının sorumluluğundadır. Brakiterapiye özel olarak, aplikatör boyutu ve adı (veya modeli) gibi listelenen öğelerin dahil edilmesini öneririz. Radyasyon onkoloğu, hedeflenen hacimler için istenen doz-hacim kapsamını ve klinik olarak ilgili OAR'lara doz sınırlarını belirterek planlayıcı için planlama kılavuzları oluşturmalıdır.

### **3.1.10 | HDR dökümanları**

Brakiterapi tedavi planı raporu EBRT'ye benzer olmalıdır. Her kateterin ve/veya kaynak pozisyonunun/pozisyonlarının rekonstrüksiyonunun plan raporuna dahil edilmesi önerilir. (örneğin, kateterin ucuna karşı konektör ucu).

### **3.1.11 Medikal fizikçiler için ilk plan/grafik inceleme öğeleri**

HDR için ilk plan/grafik inceleme bir MP tarafından yapılmalıdır. Bir AMP'nin tek başına pratikte olduğu durumlarda, HDR planı AMP tarafından oluşturulduysa, AMP tarafından atanan bir ekip üyesi (radyasyon terapisti, dozimetrist ) grafik incelemesini

tamamlayabilir. HDR planlaması sırasında, görüntü birleştirme, aplikatör spesifikasyonu ve yerleştirme, kateter rekonstrüksiyonu ve kateter kanalı parametrelerinin doğruluğu önemlidir.

### **3.1.12 Radyasyon terapistleri için ilk plan/tablo gözden geçirme öğeleri**

Her tedaviden önce, radyasyon terapistinin AMP'nin bir tedavi öncesi kontrol yapmasını öneririz. İkinci senaryoda, AU HDR tedavisini sağlamalıdır. Tedavi sırasında hazır bulunan hem AMP hem de AU işlem belgesini onaylamalıdır.

### **3.1.13 Brakiterapi için haftalık grafik inceleme**

Aynı brakiterapi planının birden fazla fraksiyon üzerinden verildiği kurumlarda, AMP, her 5 fraksiyondan oluşan bir pencere içinde haftalık bir çizelge inceleme tamamlamalıdır. AMP, haftalık plan incelemesine ek olarak şunları da incelemelidir. Her tedaviden sonra tedavi prosedürü belgeleri. Brakiterapi için belirli haftalık çizelge kontrol öğeleri de listelenmelidir.

### **3.1.14 Brakiterapi için Tedavi Sonu (EOT) tablosu inceleme**

AMP, AU'ların direktiflerinin yerine getirildiğinden ve ilgili tüm teknik belgelerin onaylandığından emin olmak için tüm tedavi sağlama parametrelerinin ve belgelerinin doğruluğunu kontrol etmelidir. Bir AMP'nin EOT çizelgesi incelemesini tedavinin son gününde veya en geç beş iş gününden sonra tamamlaması önerilir.

## **4. BİLGİSAYAR DESTEKLİ PLAN/KONTROL VE OTOMASYON**

Bazı satıcılar ve kurumlar, bir hasta planının veya çizelgesinin çeşitli bölümlerini otomatik olarak kontrol

etmek için bilgisayar programları geliştirmiştir. Bu programlar, lojistik gereksinimleri ve sayısal tutarlılığı kontrol etmede etkilidir. Bu programlar plan ve çizelge inceleme sürecinde bir medikal fizikçinin işlevini değiştiremez. Bilgisayar programları, plan/şema incelemesinin belirli alanlarında yardımcı olabilir ve bunları geliştirebilir. Ancak şu anda bu programlar üç boyutlu doz dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi, plan kontrolü gibi konularda AMP'nin yerini alamaz. Otomasyon ile plan raporu bileşenleri kolayca standartlaştırılabilir ve uygulanabilir. Bilgisayar destekli programlar, plan/tablo gözden geçirme uyarıları sunarak, eşleşmeyen öğelere dikkat edilmesine yardımcı olur ve QMP'nin manuel olarak kontrol edilen öğelere odaklanmasını sağlar. Bilgisayar destekli çizelge kontrol programlarının tedaviden önce kontrol edilmesi QMP'nin sorumluluğundadır. Bilgisayar destekli ve insan plan/tablo incelemesinin kombinasyonu, plan/grafik inceleme sürecinin kalitesini, etkinliğini ve verimliliğini önemli ölçüde artırabilir.

## 5. TAVSİYELER VE TARTIŞMA

### 5.1 Genel tavsiyeler

Bu MPPG'nin birincil amacı, plan/grafik incelemeleri yürütürken tıbbi fizikçiler ve diğer klinik personel için önerilen minimum uygulama standartlarını sağlamaktır. Medikal fizikçiler, rıza formu, teşhis, evre vb gibi kritik belgeler için birden fazla kontrolün yapıldığını doğrulamak için genel iş akışının tasarlanmasında yer almalıdır. Plan/grafik gözden geçirme süreci, özellikle ilk plan gözden geçirme süreci, hataları önlemek ve sorunsuz hasta tedavisi sağlamak için kritik öneme sahiptir. Süreç, yeterli ve güvenli çizelge kontrolü/inceleme sağlamak için

departman genelinde toplu çabalarla birden fazla kontrol katmanına sahip olmalıdır. Bu MPPG, planlayıcıların bir planın tamamlanmasından sonra bir tutarlılık kontrolü yapmasını önerir. Bu MPPG, her kurumun hem EBRT hem de brakiterapi için kendi standart reçete biçimini oluşturmasını önerir. Tıbbi fizikçiler, bir tedavi kartının makul olup olmadığını veya reçetede potansiyel bariz bir hata yapıp yapılmadığını belirlemek için başlıca hastalık bölgelerine yönelik ortak yaklaşımlara aşina olmalıdır. Her yerel kurumun kendi standart plan belgelerini (plan raporlarını) gözden geçirmesini ve geliştirmesini öneriyoruz. Radyasyon terapistlerinin herhangi bir yeni tedaviden önce bir başlangıç planı/tablo incelemesi yapmalarını öneriyoruz.

### 5.2 TG 275 ve MPPG 11.a karşılaştırması

Plan/tablo bütünlüğünü kontrol etmek için öneriler geliştirirken bu MPPG üyeleri tarafından TG 275 referans alınmıştır. Bu MPPG önerisi olarak, TG 275'te olduğu gibi tüm ilk plan/tablo kontrolünü fizikçiye bırakmaz. Bunun yerine bazı plan/tablo kontrol maddelerini dozimetristlere (veya planlayıcılara), simülasyon terapistlerine ve tedavi terapistlerine bırakır

### ÖZET

Bu MPPG, Medikal fizikçiler ve diğer klinik personelin, tedavi kalitesi için minimum standardı karşılayan plan ve çizelge incelemesi için öneriler sunar. Rapor ayrıca plan/şema belgelerinde dikkate alınması gereken temel unsurları, plan/şema incelemesini yürütenler için asgari mesleki nitelikleri ve plan/şema incelemelerini tamamlamak için uygun zaman çizelgelerini sağlar.



**Med. Fiz. Uzm. Abdullah Deniz Demirsar**

1989 yılında İstanbulda doğmuştur. 2014 yılında Gebze Teknik Üniversitesi Temel Bilimler Fakültesi Fizik Bölümünden mezun olmuştur. 2020 yılında Acıbadem Üniversitesi sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği yüksek lisans programından mezun olmuştur. 2019-2022 Acıbadem Maslak Hastanesi'nde Medikal fizik uzmanı olarak görev yapmıştır. 2022 yılından beri Gazi Yaşargil Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır .

# İSTATİSTİKSEL PROSES KONTROLÜNÜ KULLANAN BÜYÜK BİR HASTANE AĞININ KLİNİK REFERANS DOZİMETRİSİNİN RİSK YÖNETİMİ

**Kudret Akçay**

## Özet

Büyük bir hastane ağında TG-51 referans dozimetrisini yönetmek zorlu bir görev olabilir. Bu çalışmanın amacı, böyle bir ağda TG-51 iş akışını yönetmek için İstatistiksel Proses Kontrolü (SPC) kullanmanın etkinliğini araştırmaktır. Ağdaki tüm merkezler, suda yapılan yıllık referans dozimetrisini TG-51'e göre gerçekleştirmişlerdir. Bu datalar, aylık QA output ölçümleri için plastik fantomlarda aynı iyon odalarının çapraz kalibrasyonu için kullanılmıştır. Enerjiye özgü boyutsuz ışın kalitesi çapraz kalibrasyon faktörü ( $k_{q,m}^{SW}$ ) süreci birden fazla merkezde izlemek için türetilmiştir. Daha sonra, SPC analizi her ışında ortalama ( $\bar{k}_{q,m}^{SW}$ ), standart sapma ( $\sigma_k$ ), Üst Kontrol Limiti (UCL) ve Alt Kontrol Limitini (LCL) elde etmek için uygulanmıştır. Bu süreç, sürecin etkinliğini değerlendirmek için ilk olarak ana kampüste 15 yıllık tarihsel verilere uygulanmıştır. Bunu, ana kampüse yayılmış 30 lineer hızlandırıcının tümünü ve ağdaki yedi uyduyu içeren iki yıllık prospektif bir çalışma izlemiştir. Kontrol limitlerinin ( $\pm 3\sigma$ ) aralıkları ana kampüs ve uydu merkezler için sırasıyla %1,7 – %2,6 ve %3,3 – %4,2 aralığında bulunmuştur. Uydu merkezlerindeki daha geniş aralık, iş akışındaki farklılıklara bağlanmıştır. İş akışının standardizasyonunun da kontrol sınırlarının daraltılmasında etkili olduğu gözlemlenmiştir. SPC, iş akışındaki değişiklikleri belirlemede etkilidir ve büyük ağ

referans dozimetrisini yönetmede etkili bir araç olduğu gösterilmiştir.

## Giriş

Son yıllarda, sağlık ağı dikkate değer bir genişleme yaşadı. Genişleyen bir ağda radyasyon dağıtım sistemlerinin kalitesini yönetmek ve izlemek pahalı ve zorlu bir görev olabilir. Örneğin, belirli bir zaman çerçevesi içinde hedeflenen kapasiteyi karşılamak için birleşme veya satın almalar yoluyla yeni personel ve ekipman edinilebilir. AAPM, klinik fizikçilere tedavi makinelerinin Kalite Güvencesi (QA) önerilerini sağlayan TG 142 [1], TG-51 [2] ve MPPG#8 [3] gibi çeşitli Görev Grubu (TG) raporları yayınlamıştır. Eski TG 21'den şu an ki TG 51'e göre tüm süreç basitleştirilmiş olsa bile, muhtemelen klinik referans dozimetri halen birçok adımda sistematik hatalara yol açabilecek potansiyele sahiptir.

Benzer tedavi makinelerine sahip hastanelerde, Clinac için Varian'ın Altın Işın Verileri [6] veya TrueBeam'ler için Temsili Işın Verileri [7] (Varian, Palo Alto, CA, ABD) gibi standart bir enerjiye özgü ışın modeli seti genellikle kullanılır. Çoklu ışın modellerini sürdürme çabasını ve riskini azaltmak için tedavi planlama sisteminde birden fazla makine için kullanılır. Sıkı bir izlemeyi sürdürebilmek için ek kaynaklara hala ihtiyaç duyulur.

Görüntüleme ve Radyasyon Onkolojisi Birimi (IROC) Uzaktan Dozimetri Programı, bağımsız doz doğrulama değerlerini elde etmek için ve enstitüler arasındaki ve içindeki referans dozimetri izleme standardı olarak

kullanmak için %1,6 kalibrasyon belirsizliği [8] standart sapmasına sahip Optik Uyarımlı Lüminesans Dedektörleri (OSLD) birimlere göndermiştir. Referans dozimetri değişimlerini gözlemlemek amacı ile paralel iç kalite kontrol mekanizması, geniş hastane ağı içerisindeki kalite ve güvenlik süreçleri için geliştirildi [9].

İstatistiksel Süreç Kontrolü (SPC) [10] [11], bir süreci kontrol etmek, izlemek ve iyileştirmek için istatistiksel araçların uygulanmasıdır. SPC'nin önemli yönlerinden biri, eylem seviyesi eşiklerini oluşturmak için bir sürecin rastgele varyasyonunu karakterize etmektir. Bu alıştırma sayesinde, sistematik hataların oluşumu ve büyüklüğü belirlenebilir ve en aza indirilebilir [10] [11] [12]. Bu da temel bileşen süreçlerinin değişkenliğini azaltır. Pawlicki [13], bir foton ışını için günlük lineer hızlandırıcı (Linac) QA output, düzlük ve simetri ölçümlerinin performansına SPC uygulanması hakkında rapor hazırlamıştır. Daha sonra, çeşitli modalitelerde hastaya özgü QA'in (PSQA) eksensel izlenmesinde SPC uygulandı [14] [15].

Kalite kontrol yöntemleri zamanla gelişerek PSDQA için kullanılan gerçek zamanlı EPID görüntülerinin gerçek zamanlı transit dozimetri olarak kullanılmasını sağladı [16]. Son yıllarda, SPC'nin tedavi makinasının eksensel performansını izlenmesi içinde araştırılmıştır [17]. Ancak, SPC kullanan birden fazla makinaların kesitsel QA izlenmesi ile geniş hastane ağı içerisinde klinik referans dozimetri kalitesinin geliştirilmesine odaklanılmamıştır.

Bu mevcut çalışmanın amaçları, SPC'yi şu amaçlarla kullanmaktır:

1. TG-51 sürecindeki değişkenlik ile ilişkili olan

etkili ölçümleri belirlemek;

2. Değişkenin kontrol limitlerini belirlemek;
3. TG-51 prosesindeki değişkenliğin azaldığını göstermek.

Bu çalışmada, büyük bir hastane ağı için SPC kullanan klinik referans dozimetri üzerine bir risk yöntemini rapor ediyoruz. Girişin ardından, referans dozimetriye genel bir bakış, kontrol sürecinin retrospektif ve prospektif analizi sunulacaktır.

### Metot

Ağ içinde, 11'i ana kampüs 19'u uydu kampüs olmak üzere toplam 30 linak sekiz kampüs içerisinde yer almaktadır.

Yirmi iki TrueBeam, altı Clinac ve iki 6EX olmak üzere tümü Varian'dır (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Ana ve uydu sahalardaki makine tipi dağılımının bir özeti Tablo 1'de listelenmiştir.

**Tablo 1: Ana ve uydu kampüslerdeki cihaz çeşitliliği**

Machine Type	Main		Satellite	
	Number	Percent (%)	Number	Percent (%)
TrueBeam	7	64%	15	79%
Trilogy	2	18%	4	21%
6EX	2	18%	0	0%
Total	11	100%	19	100%

Ana site, yaklaşık %64'ü TrueBeam tipi olmak üzere daha az homojen bir makine tipine sahipken, uydu sitelerin yaklaşık %79'u TrueBeam'dir. Tüm sahalardaki referans dozimetri, AAPM TG-51 [2] ve TG-51 eki [5] uyarınca su içinde yıllık olarak gerçekleştirilir. Tüm referans dozlar ( $D_{ref}$ ) Akredite Dozimetri Kalibrasyon Laboratuvarı (ADCL) ile kalibre edilmiş A12 (Standart Görüntüleme, WI) Farmer tipi iyon odaları ve ADCL ile kalibre edilmiş Max 4000

(Standart Görüntüleme, WI) elektrometreler ile ölçülmüştür. Tüm ışın çıkışları,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutunda, kaynaktan yüzey mesafesine (SSD) 100 cm ve suda 10 cm derinlikte ölçülür.

$D_{ref}$  şu şekilde verilir:

$$D_{ref}(10) = k_q N_w^c M_w \quad (1)$$

Burada  $k_q$ ,  $N_w^c$  ve  $M_w$  ışın kalite faktörü, ADCL kalibrasyon faktörü ve sudaki düzeltilmiş ölçümlerdir [2]. Dozimetri aynı gün Solid Water'da (Sun Nuclear Corp, Melbourne, FL) aynı A12 odası ve TG-51 için kullanılan Max 4000 elektrometre ve ayrıca aylık QA için kullanılacak ikinci bir A12 ve Max 4000 kombinasyonu ile tekrarlanmış ve Tablo 2'de verilmiştir.

**Tablo 2: Bu tablo katı su fantom set-up'ının kalibrasyon derinliklerini özetler**

Energy	Photon (MV)			Electron (MeV)				
	6	6 FFF	15	6	9	12	16	20
$d_{cal}^{SW}$ (cm)	1.5	1.5	3.0	1.5	2.0	2.5	2.5	2.5

Bu derinlikler, ana kampüsteki on Varian Linak'ın temel alınması ile maksimum dozun gerçek derinliğinde ölçülen dozdan %0,5'ten daha az olduğu enerjiler arasındaki setup varyasyonlarını minimize etmek için seçilmiştir.

Katı fantomda gerçekleştirilen foton ve elektron okumaları  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutu ve sırayla kaynaktan eksene uzaklık (SAD) 100 cm ve Kaynaktan Yüzeye Uzaklık (SSD) 100 cm'de ölçülmüştür. Katı fantom setup'ları için elektrometre bias voltajı +300.0

V'a ayarlanmıştır. Doz şu şekilde tanımlanmıştır:

$$D_{sw}(d_{cal}^{sw}) = k_1 k_{PT} M_{sw} \quad (2)$$

Denklem 4'te tanımlanan sırasıyla sıcaklık/basınç düzeltme faktörü ve katı fantomda ham ölçüm, ADCL izlenebilir iyon odası ile TG-51 koşulları altında ölçülen dozlar, katı su fantomunda ölçülen dozla ilişkili çapraz kalibrasyon faktörüdür. Yüzde derin doz uygulaması, Mayneord faktör (F) ve Solid Water dönüşüm faktörü ( $k^{SW}$ ), Denklem 2'ye eklenirse aşağıdaki gibi olur.

$$k_q N_w^c M_w = k_1 k_{PT} M_{sw} k^{SW} PDD(10) F(SAD, SSD) \quad (3)$$

Yeniden düzenleme,  $k_1$  faktörü Denklem (4)'te gösterildiği gibi belirlenebilir.  $N_w^c$  dışında,  $k_1$  sadece setup hatasının ve ışın kalitesinin bir fonksiyonu olmalıdır.

$$k_1 = \frac{k_q N_w^c M_w}{k_{PT} M_{sw} k^{SW} PDD(10) F(SAD, SSD)} \quad (4)$$

Ağ genelinde süreci izlemek için kullanılacak bir ölçüm sağlamak için, bir iyon odasından bağımsız, boyutsuz, çapraz kalibrasyon ışın kalite faktörü ( $k_{q^{SW}}$ ) türetildi ve şu şekilde gösterildi:

$$k_{q^{SW}} = \frac{k_1}{N_w^c} \quad (5)$$

(3) ve (4) manipüle edilerek  $k_{q^{SW}}$  şu şekilde belirlenebilir:

$$k_{q^{SW}} = \frac{k_q M_w}{k_{PT} M_{sw} k^{SW} PDD(10) F(SAD, SSD)} \quad (6)$$

Her klinik enerji için, hastane ağındaki tüm Linak'lardaki ışınlar, ışına özgü bir  $k_{q^{SW}}$  oluşturmak için kullanıldı. Ortalama ( $\langle k_{q^{SW}} \rangle$ ) ve standart sapma

( $\sigma_k$ )'yi elde etmek için her bir ışın enerjisi üzerinde istatistiksel analiz yapıldı. Her bir enerji grubunda Üst Kontrol Limiti (UCL) ve Alt Kontrol Limiti (LCL) şu şekilde tanımlanmıştır:

$$UCL = \langle k_{qn}^{SW} \rangle + 3 \sigma_k \quad (7a)$$

$$LCL = \langle k_{qn}^{SW} \rangle - 3 \sigma_k \quad (7b)$$

### Retrospektif Analiz

Süreç ilk olarak, klinik uygulamadaki değişiklikleri izleme etkinliğini değerlendirmek ve  $\sigma_k$ 'nin bir tahminini elde etmek için ağın ana sitesindeki TG-51 verilerine uygulandı. Ek olarak, elektron demetleri için doz hesaplama modelinde, 2015 yılında kurum içi Pencil Beam'den [19] ticari elektron Monte Carlo Algoritmasına (Varian, Palo Alto, CA, ABD) bir geçiş oldu.

### Prospektif Analiz

Tarihsel verilerden öğrenilen bilgilerle süreç, ağ üzerindeki tüm makinelere uygulandı. İş akışını uygulayarak, her bir enerji için temel  $k_{qn}^{SW}$  ortalama değerlerini ve bunlara karşılık gelen kontrol limitlerini belirlemek için sıfır (2019) yılında tüm TG-51 yıllıklarının bir araştırması yapıldı. İş akışını geliştirmek için düzeltici faaliyetler uygulandı. Eylemlerin etkinliği, 1. yılda (2020) varyansın istatistiksel olarak anlamlı değişimine ( $p < 0.05$ ) dayalı olarak değerlendirildi.

### İyon Odası Kontrol Süreci

Ağda kullanımda olan yirmi dokuz A12 iyon odası olduğu için, yıllık çapraz kalibrasyon sırasında yanlış bir  $N_w^c$  değerleri kullanma riskinin azaltılması

hedeflendi. Tüm A12 iyon odalarının  $N_w^c$ 'sinin ortalama ve standart sapması da hesaplandı. İyon odası faktörleri için kontrol çizelgeleri kullanılarak, uygun üst ve alt kontrol limitlerini aşan iyon odaları bu çalışmadan çıkarılmıştır. Max 4000 elektrometre, ADCL'de birbirleriyle %0,2 içinde olacak şekilde rutin olarak kalibre edildi.

$k_{qn}^{SW}$  'nin varyans analizi ve karşılık gelen IROC OLSD output ölçümleri ( $D_{IROC}$ ), 10 çiftten fazla veri noktasına sahip enerji kümeleri için varyasyonun benzerliğini belirlemek adına 1. yıl veri kümesi için uygulandı.  $k_{qn}^{SW}$  ve  $D_{IROC}$  arasındaki ilişki, sıralı korelasyon kullanılarak değerlendirildi. P değeri sırasıyla 0,10 veya 0,05'ten düşük bulunduğu, ilişki klinik olarak önemli veya anlamlı olarak kabul edildi [20].

### Sonuçlar

#### Retrospektif Analiz

Bu retrospektif aşamada, sürecin etkinliğini değerlendirmek için 15 yıllık bir süre boyunca toplam 833 veri noktası kullanıldı. 6 MV ve 15 MV için  $\langle k_{qn}^{SW} \rangle$  sırasıyla  $1.003 \pm 0.004$  ve  $0.990 \pm 0.007$  olarak bulundu (Tablo 3).

**Table 3: Bu tablo, 2005-2020 yılları arasında ana kampüsteki ışınların  $k_{qn}^{SW}$  ve  $\sigma_k$  'nin ortalamasını ve aralığını özetlemektedir.**

2005-2020	Photon (MV)		Electron (MeV)				
	6	15	6	9	12	16	20
$\langle k_{qn}^{SW} \rangle$	1.003	0.990	0.953	0.945	0.930	0.906	0.893
Range	0.008	0.013	0.036	0.025	0.026	0.019	0.025
$\langle \sigma_k \rangle$	0.5%	0.4%	0.5%	0.4%	0.4%	0.3%	0.4%
Range	0.5%	0.5%	0.6%	0.3%	0.4%	0.5%	0.6%

Elektron ışınları için  $\langle k_{qn}^{SW} \rangle$ , 6 MeV ve 20 MeV için  $0.953 \pm 0.018$  ile  $0.893 \pm 0.013$  olarak bulundu. 2015 yılında tüm elektronlar için  $k_{qn}^{SW}$  varyasyon aralığındaki kaymalar gözlemlendi.

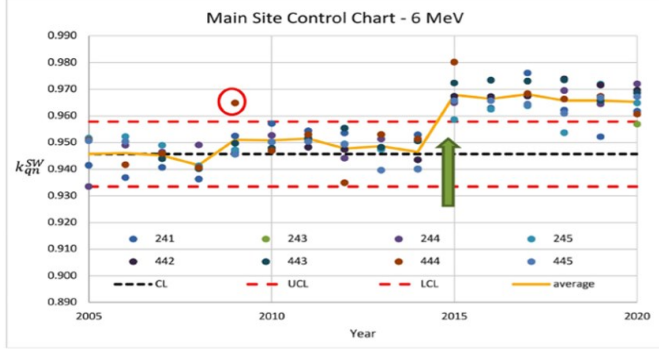


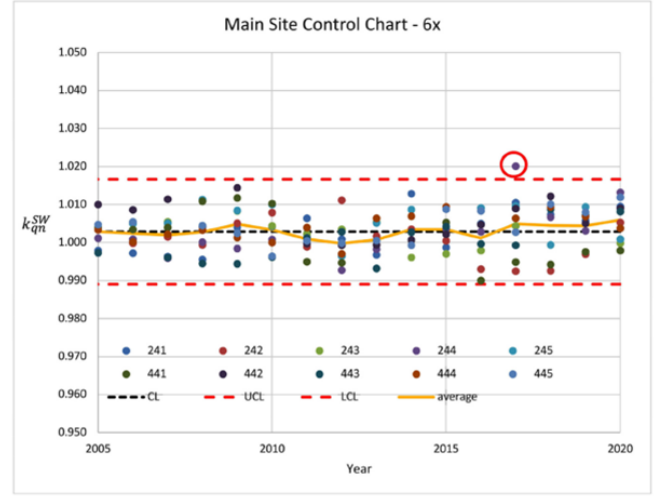
Figure 1.

**Şekil 1: 6 Algoritma değişikliğinin  $k_{qn}^{SW}$  üzerindeki etkisini gösteren 6 MeV elektronun kontrol grafiği (yeşil ok).**

Aynı zaman çerçevesinde diğer elektron enerjilerinde de benzer eğilimler gözlemlendi. Kalite kontrol açısından, kontrol limitleri, CL, UCL ve LCL, algoritma değişikliği noktasında sıfırlanmalıdır. Bazen, bireysel veri noktaları kontrol sınırlarını aşabilir. 2009'da böyle bir ölçüm gözlemlendi ve bu makinenin değeri önceki yıllarda kontrol limitleri içinde olduğundan büyük olasılıkla setup belirsizliğinden kaynaklanıyordu. Retrospektif olarak, o sırada kontrol çizelgesi mevcutsa, bu ölçüm noktasının gözden geçirilmesini gerektirir. Benzer şekilde, 169 veri noktasından birinin (Şekil 2'deki kırmızı daire) 15 yıl boyunca kontrol sınırını aştığı ve sorgulanabilir olduğu bulundu.

Bu sorunlu ölçümlerin üstesinden gelmeye yardımcı olmak için ana kampüsteki uygulama, her bir enerji için tüm Linak'lardan üretilen ortalama kalibrasyon faktörünü kullanır ve bu sayede aykırı değerlerin etkileri en aza indirilir. İlginç bir şekilde,  $\langle \sigma_k \rangle$  kararlı

bir kontrol limiti anlamına gelen tüm enerjiler için  $0.3 \pm 0.25$  ve  $0.5 \pm 0.25$  arasında değişmekte olduğu gözlemlendi (Tablo 3).



**Şekil 2: Ana kampüste 2005-2020 yılları arasındaki 6MV foton ışınının kontrol grafiği**

### Prospektif Ağ Genelinde Analiz

Bu prospektif aşamaya hastane ağındaki ana merkez ve altı uydu merkezlerde bulunan toplam 30 makine dahil edildi. Tablo 4, hem ana hem de uydu merkezler için  $\langle k_{qn}^{SW} \rangle$  ve  $\sigma_k$ 'nin özetini göstermektedir. Şaşırtıcı bir şekilde, daha homojen makine karışımı göz önüne alındığında, foton ışınları için bölgesel merkezlerdeki  $\sigma_k$ 'nin daha büyük olduğu bulunmuştur. Kontrol limitlerinin aralıkları ana ve uydu merkezler için sırasıyla  $1.7 - 2.6$  ve  $3.3 - 4.2$  aralığında bulunmuştur.

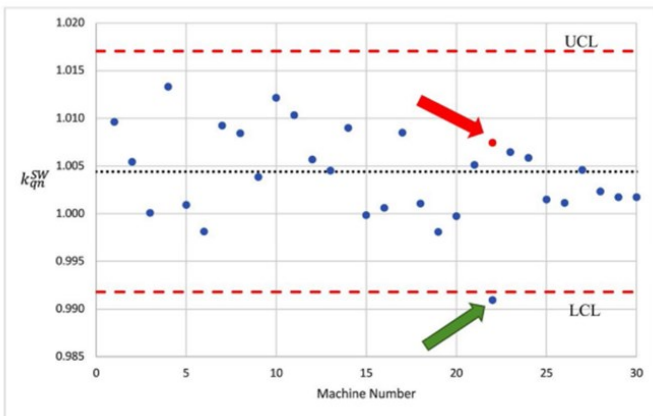
**Tablo 4: Hastane ağındaki 30 cihaza dayalı tüm enerjilerin  $\langle k_{qn}^{SW} \rangle$ ,  $\sigma_k$ , UCL ve LCL temel değerlerinin özeti**

Year 0		Photon (MeV)			Electron (MeV)				
		6	6FFF	15	6	9	12	16	20
Main	$\langle k_{qn}^{SW} \rangle$	1.005	1.018	0.995	0.967	0.952	0.938	0.907	0.897
	$\sigma_k$	0.4%	0.3%	0.3%	0.6%	0.5%	0.3%	0.3%	0.5%
	UCL-LCL	2.6%	1.7%	1.9%	3.6%	2.6%	1.8%	1.7%	2.5%
Satellite	$\langle k_{qn}^{SW} \rangle$	1.001	1.014	0.990	0.964	0.947	0.932	0.903	0.893
	$\sigma_k$	0.8%	0.6%	0.6%	0.7%	0.6%	0.6%	0.6%	0.6%
	UCL-LCL	4.6%	3.5%	3.6%	4.4%	3.9%	3.6%	3.5%	3.5%
All the machines in the network	$\langle k_{qn}^{SW} \rangle$	1.002	1.015	0.991	0.965	0.948	0.934	0.904	0.895
	$\sigma_k$	0.7%	0.6%	0.6%	0.7%	0.6%	0.6%	0.5%	0.6%
	UCL-LCL	4.2%	3.3%	3.4%	4.2%	3.8%	3.5%	3.3%	3.4%
Network Baseline	UCL	1.018	1.027	1.004	0.985	0.965	0.947	0.915	0.910
	LCL	0.993	1.010	0.985	0.949	0.939	0.928	0.898	0.885



Kontrol limitleri tüm ağ  $\sigma_k$  kullanılarak belirlenecek olsaydı, bu %2,0'a kadar daha geniş kontrol limitleri ile sonuçlanırdı. Uydu sahalarındaki iş akışları gözden geçirildiğinde, bunların TG-51 ve ilgili çapraz kalibrasyonun nasıl uygulandığı konusunda küçük farklılıklar olduğu bulundu. Örneğin; FFF ve 15 MV ışınlar için kurşun folyo ışın kalitesinin belirlenmesinde kullanılmamıştır. Sonuç olarak, ana merkezin uygulamalarına dayalı iş programı standartlaştırılması ve FFF ve 15 MV ışınlar için ışın kalitesinin belirlenmesinde kurşun folyo kullanımı 1. yılda hastane ağı genelinde uygulanmıştır.

Bu yüzden, ana kampüste daha sıkı değerler temel alan kontrol limitleri mevcuttur ve o yılın sonunda tekrar gözden geçirilecektir (Tablo 4) Birinci yılda TG-51 yıllık kalibrasyonuna revize edilmiş temel UCL ve LCL uygulandığında, LCL ve UCL (kırmızı noktalı çizgiler) tarafından sınırlanan bölgenin dışında kalan bir aykırı değer tespit edildi. Şekil 3, yeşil okla gösterilen aykırı değeri tespit eden bir kontrol grafiğini göstermektedir.



**Şekil 3: Çizgi dışındaki (yeşil okla gösterilen)  $k_{q^2}^{SW}$  'i tespit etmek için kullanılan ve hastane ağında düzeltici eylemin (kırmızı okla gösterilen) uygulanmasından sonraki sonucu gösteren kontrol grafiği**

Sonuç olarak, standart çalışma sayfasının yeni bir kopyası ve bu makinede ek bir kurul onaylı fizikçi ile bir TG-51 testi tekrarlandı. Tekrarlanan ölçümlerden elde edilen değerler, kırmızı ok ve kırmızı daire noktası ile gösterildiği gibi kontrol limitleri içindeydi (Şekil 3). Tablo 5, ağıdaki tüm makinelere dayalı olarak yıl 1'deki tüm enerjilerin hesaplanan  $\langle k_{q^2}^{SW} \rangle$  'sini göstermektedir.

Politika değişikliğinin etkinliğini belirlemek için her bir enerjinin varyans analizi 0 ve 1 yılları arasında yapıldı. 6 MV ve 6XFFF'de uydudaki  $\sigma_k$ 'de istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlenmezken ana bölgede  $\sigma_k$ 'de önemli bir değişiklik gözlemlendi (Tablo 5).

Birinci yılda uydu merkezlerindeki sıkı  $\sigma_k$  kullanılarak sıfırıncı yılda tüm makinelerin ortalaması referans alınarak kontrol limitlerinin aralığı hesaplanırsa daha sıkı olduğu (foton ve elektron için [%0,7, %1,7] ve [%0,3, %1,0]) gözlemlenir (Tablo 5).

Farklı Linak enerjileri arasında belirli bir enerji için  $k_{q^2}^{SW}$  'nin tekrarlanabilirliğini gösteren tüm enerjiler için  $k_{q^2}^{SW}$  'nin  $\sigma_k$ 'sinin %0,42 ila %0,55 aralığında olduğu bulundu. Tüm enerjiler için UCL ve LCL de Tablo 5'te gösterilmiştir.

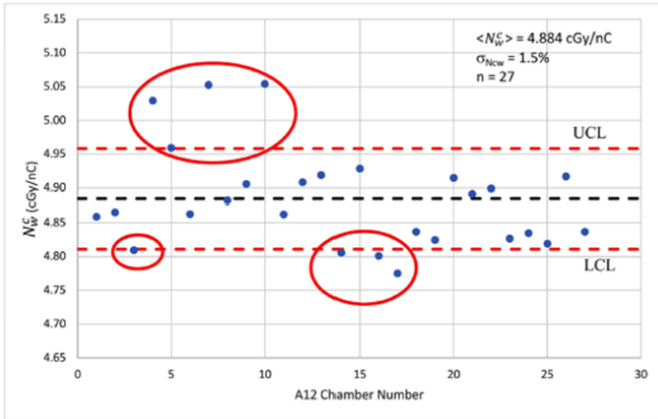
Bu çalışmanın iki yılı boyunca ağıda toplam yirmi yedi A12 farmer tipi iyon odası kullanıldı. Şekil 4, iyon odalarının kontrol şemasını göstermektedir.  $N_W^c$  'nin ortalaması  $\langle N_W^c \rangle$  ve standart sapması ( $\sigma_{New}$ ) sırasıyla 4.884 cGy/nC ve %1.5 olarak bulundu. Verilen  $\sigma_{New}$  'nin boyutu ve yanlış  $N_W^c$  kullanmanın potansiyel riskini azaltma hedefi göz önüne

alındığında, LCL ve UCL'nin A12 için  $1\sigma_{New}$  kullandığı belirlendi. Kontrol limitlerinin dışında bulunan iyon odaları sadece aylık QA için kullanılacak ve TG-51 yıllık kalibrasyonu için kullanılmayacaktır. 27 iyon odasından sekizi belirlendi (Şekil 4'te kırmızı daireler) ve yıllık kalibrasyon rotasyonundan çıkarıldı.

**Tablo 5: Prosedürlerin standartlaştırılmasının ardından**

**1. yılda ağdaki 30 makineye dayalı tüm enerjilerin  $\lambda_{c,qm}^{SW} > \sigma_{kr}$  UCL ve LCL'nin bir özeti.**

Year 1	Photon (MeV)				Electron (MeV)				
	6	6 FFF	15	6	9	12	16	20	
Main	$\langle \lambda_{c,qm}^{SW} \rangle$	1.007	1.018	0.997	0.966	0.952	0.939	0.908	0.900
	$\sigma_k$	0.5%	0.5%	0.3%	0.5%	0.3%	0.5%	0.2%	0.3%
	p-value	0.234	0.07	0.414	0.412	0.239	0.128	0.24	0.09
Satellite	$\langle \lambda_{c,qm}^{SW} \rangle$	1.004	1.015	0.992	0.965	0.949	0.935	0.906	0.896
	$\sigma_k$	0.3%	0.4%	0.4%	0.6%	0.5%	0.5%	0.6%	0.5%
	p-value	<0.01	0.03	0.06	0.06	0.164	0.326	0.422	0.292
All machines in the network	$\langle \lambda_{c,qm}^{SW} \rangle$	1.004	1.016	0.993	0.965	0.950	0.936	0.906	0.897
	$\sigma_k$	0.4%	0.4%	0.4%	0.6%	0.5%	0.5%	0.5%	0.5%
	UCL	1.017	1.029	1.006	0.981	0.964	0.951	0.921	0.910
	LCL	0.992	1.002	0.980	0.949	0.936	0.921	0.892	0.884
	UCL-LCL	2.5%	2.6%	2.6%	3.2%	2.8%	3.0%	3.0%	2.6%



**Şekil 4: Hastane ağındaki A12 iyon odalarının  $N_{D}^c$ 'sinin bir kontrol şeması.**

IROC OSL karşılaştırmasıyla ilgili olarak, sekiz enerjiden altısının 10 çift datadan fazla veriye sahip olduğu bulundu. 6 MV, 6XFFF, 15 MV, 6 MeV, 9 MeV ve 12 MeV için eşleştirilmiş veri sayısı 21 ila 29 arasında bulunmuştur (Tablo 6).

**Tablo 6: Hastane ağı içinde 10'dan fazla çift veri ile**

**$\lambda_{c,qm}^{SW}$  ve IROC OS LD arasındaki varyans analizi.**

Energy	6 MV	6 FFF	15 MV	6 MeV	9 MeV	12 MeV
N	29	21	26	24	24	26
$\sigma_k^2$	$1.76 \times 10^{-5}$	$1.91 \times 10^{-5}$	$1.83 \times 10^{-5}$	$2.69 \times 10^{-5}$	$2.44 \times 10^{-5}$	$2.93 \times 10^{-5}$
$\sigma_k$	0.0042	0.0044	0.0043	0.0052	0.0049	0.0054
$\sigma_{IROC}^2$	$1.12 \times 10^{-4}$	$1.73 \times 10^{-4}$	$7.82 \times 10^{-4}$	$2.14 \times 10^{-4}$	$2.67 \times 10^{-4}$	$1.40 \times 10^{-4}$
$\sigma_{IROC}$	0.0106	0.0132	0.0088	0.0146	0.0163	0.0119
p-value	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

$\lambda_{c,qm}^{SW}$ 'nin varyanslarının, OS LD ölçümlerinin varyansından ( $\sigma_{IROC}^2$ ) istatistiksel olarak daha sıkı olduğu bulundu (Tablo 6).  $\sigma_k$ 'nin,  $\sigma_{IROC}$ 'den yaklaşık 1,7 ila 3,3 kat daha küçük olduğu bulundu, bu da  $\lambda_{c,qm}^{SW}$  metriğinin daha az rastgele gürültüye sahip olduğunu gösterir.  $\lambda_{c,qm}^{SW}$  ve  $D_{IROC}$  arasındaki altı sıralı korelasyondan dördü ya klinik olarak önemli ( $p < 0.10$ ) ya da istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0.05$ ) bulundu (Tablo 7).

**Tablo 7: IROC OS LD'den ölçülen output ve  $\lambda_{c,qm}^{SW}$  arasındaki sıralı korelasyon**

Energy	6 MV	6 FFF	15 MV	6 MeV	9 MeV	12 MeV
$\rho$	-0.231	-0.445	-0.331	-0.379	-0.416	-0.178
n	29	21	26	24	24	27
p-value	0.229	0.043	0.098	0.068	0.043	0.375

## Tartışma

Boyutsuz enerjiye bağlı metrik olan  $\lambda_{c,qm}^{SW}$ , kurumumuzun ağdaki yıllık kalibrasyonlar sırasındaki ölçümlerden elde edilir. SPC ile bu faktörü analiz ederek, ağ boyunca referans dozimetri sürecinin rastgele ve sistematik değişimini izleyebilen

bir ölçüm olarak kullanılabilir. Geçmiş dataların retrospektif SPC analizi referans dozimetrideki sistematik değişikliklerin etkinliğini gösterir. Bu da, prospektif iş akışında SPC uygulamasının motivasyonunu göstermektedir.

Ana sahada,  $k_{g^{SW}}$  için temsili olarak alınabilecek ortalama  $k_1$ , TG-51 ölçümlerindeki belirsizliği azaltmıştır. Bu çalışmada gösterildiği gibi SPC'nin eklenmesi, ek azaltma eyleminin faydalı olduğu sınır koşulunu sağlar. Bu araçlar, klinik fizikçilerin TG-100'ün [9] ruhuna uygun olarak kanıta dayalı riske göre ayarlanmış kararlar almasına yardımcı olabilecek değerli yönetim araçları olabilir. Prospektif olarak, nispeten kısa uygulama süremize rağmen, MSK arasındaki farklı hastaneler arasındaki iş akışlarında birkaç sapma tespit edebildik. Bu geri bildirim bize süreçlerimizin tutarlılığını iyileştirmek ve belirli eksiklikleri düzeltmek için olanak sağladı.

En iyi özen ve niyetle bile kullanıcı hatası ve ekipman arızası gibi tespit edilemeyen hatalar meydana gelebilir. Bu çalışmaya göre tespit edilen insidans, muhtemelen yanlış kalibrasyon faktörünün kullanılması ve sürece aşına olmamanın bir kombinasyonundan kaynaklanmıştır. Bu süreç, klinik fizikçilere ölçümleri hakkında hızlı geri bildirim sağlayabilir.

Süreci gözden geçirdiğimizde,  $k_{g^{SW}}$ 'nin, yirmi yedi A12 iyon odaları için %5,7'lik bir aralık ve %1,5'lik bir standart sapma taşıyan  $N_w^e$  kalibrasyon faktörünü dışarıda bıraktığını fark ettik. Kıdemli QA fizikçileri arasında yapılan tartışmadan sonra, yanlış  $N_w^e$  kullanmaktan kaynaklanan potansiyel hatanın etkisini

azaltmak için, kullanılan A12 iyon odalarında  $k_{g^{SW}}$  SPC metriğini çok daha sıkı bir  $1\sigma$  kontrol limiti ile destekledik.

IROC fantomunda OSRD'nin standart sapması tipik olarak bu çalışmada bulunan sonuçlarla uyumlu olan %1,6 [8] içindedir.  $\sigma_{IROC}$ 'nin  $\sigma_k$ 'den önemli ölçüde daha büyük olduğu bulunmasına rağmen, IROC OSRD ve  $k_{g^{SW}}$  arasında klinik olarak önemli bir istatistiksel korelasyon bulmak ilginçti. Bu çalışmadaki korelasyon daha uzunlamasına verilerden yararlanabilir. Ayrıca, bu  $k_{g^{SW}}$ 'nin IROC OSRD sürecinin yerini alması amaçlanmamıştır. Bunun yerine, klinik fizikçilere yönelik bu geri bildirim süreci, ek bir QA olarak görülmelidir [9].

Bu iş akışının bir sınırlaması,  $k_{g^{SW}}$  yönteminin ağa yeni katılan klinik fizikçiler için çok sezgisel olmamasıdır. Tüm yeni QA fizikçileri için uygun eğitimin ardından yetkinliğin imzalanması gerekir. Gelecekteki çalışmaların bir parçası olarak,  $k_{g^{SW}}$ 'nin stabilitesini ve tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için rutin yıllık QA testinin bir parçası olarak veriler toplanacaktır. Sürecin farklı özellikleri arasındaki korelasyon ilişkisini daha fazla araştırmak için dinamik görselleştirme [21] gibi farklı teknikler de araştırılacaktır.

## Değerlendirme

15 yıl boyunca Linak kalibrasyonlarının modelini izlemek ve sürecin sınır koşullarını karakterize etmek için SPC'yi kullandık. Bu, ağ genelindeki yıllık kalibrasyon işlemlerinin tahmin edilmesini ve herhangi bir olağandışı olayın tespit edilmesini

sağladı. Bu çalışma, iyon odasının ADCL kalibrasyon faktörü ile Linak doz kalibrasyonları arasındaki ortak ilişkiyi ortaya çıkarmış ve böylece TG-51 prosesindeki değişkenliği yönetmeye yardımcı olan verimli metriği tanımlamıştır. Bu nedenle, QA fizikçileri, toleransa ulaşılmadan önce planlı bir şekilde hareket etme konusunda daha emin olabilirler. İyon odasından bağımsız, boyutsuz çapraz kalibrasyon ışın kalite faktörü ile birleştirilmiş SPC'nin, büyük bir ağın referans dozimetri iş akışındaki riskleri izlemek ve azaltmak için yararlı bir araç olduğunu bulduk.

### Kaynaklar

1. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. (2009) Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators. *Medical Physics*, 36, 4197–4212. 10.1118/1.3190392 [PubMed: 19810494]
2. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. (1999) AAPM's TG-51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams. *Medical Physics*, 26, 1847–1870. 10.1118/1.598691 [PubMed: 10505874]
3. Smith K, Balter P, Duhon J, et al. (2017) AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear Accelerator Performance Tests. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18, 23–39. 10.1002/acm2.12080 [PubMed: 28548315]
4. Paul JM, Koch RF and Philip PC (1985) AAPM Task Group 21 protocol: Dosimetric Evaluation. *Medical Physics*, 12, 424–430. 10.1118/1.595704 [PubMed: 3929049]
5. McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, et al. (2014) Addendum to the AAPM's TG-51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon Beams. *Medical Physics*, 41, Article ID: 041501. 10.1118/1.4866223 [PubMed: 24694120]
6. Eclipse Beam Data (2009) Varian Medical Systems. <https://www.myvarian.com/s/?lang=en>
7. Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al. (2012) Commissioning and Dosimetric Characteristics of TrueBeam System: Composite Data of Three TrueBeam Machines. *Medical Physics*, 39, 6981–7018. 10.1118/1.4762682 [PubMed: 23127092]
8. Alvarez P, Kry SF, Stingo F and Followill D (2017) TLD and OSLD Dosimetry Systems for Remote Audits of Radiotherapy External Beam Calibration. *Radiation Measurements*, 106, 412–415. 10.1016/j.radmeas.2017.01.005 [PubMed: 29230093]
9. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. (2016) The Report of Task Group 100 of the AAPM: Application of Risk Analysis Methods to Radiation Therapy Quality Management. *Medical Physics*, 43, 4209–4262. 10.1118/1.4947547 [PubMed: 27370140]
10. Montgomery DC (2004) Intro to Statistical Quality Control 5th Edition with Minitab Student Release 14 Set. John Wiley & Sons, Hoboken.
11. Shewhart WA (1931) Economic Control of Quality of Manufactured Product. D. Van Nostrand Company, Incorporated.
12. Kovalchuk N and Xing L (2018) Machine

- Learning Applications in Medical Dosimetry. In: Chan M., Ed., Recent Advancements and Applications in Dosimetry, Nova Science Publishers, New York, 331–349.
13. Pawlicki T, Whitaker M and Boyer AL (2005) Statistical Process Control for Radiotherapy Quality Assurance. *Medical Physics*, 32, 2777–2786. 10.1118/1.2001209 [PubMed: 16266091]
14. Breen SL, Moseley DJ, Zhang BB and Sharpe MB (2008) Statistical Process Control for IMRT Dosimetric Verification. *Medical Physics*, 35, 4417–4425. 10.1118/1.2975144 [PubMed: 18975688] [15]. Sanghangthum T, Suriyapee S, Srisatit S and Pawlicki T (2013) Statistical Process Control Analysis for Patient-Specific IMRT and VMAT QA. *Journal of Radiation Research*, 54, 546–552. 10.1093/jrr/rrs112 [PubMed: 23220776]
15. Fuangrod T, Greer PB, Woodruff HC, et al. (2016) Investigation of a Real-Time EPID-Based Patient Dose Monitoring Safety System Using Site-Specific Control Limits. *Radiation Oncology*, 11, Article No. 106. 10.1186/s13014-016-0682-y
16. Puyati W, Khawne A, Barnes M, Zwan B, Greer P and Fuangrod T (2020) Predictive Quality Assurance of a Linear Accelerator Based on the Machine Performance Check Application Using Statistical Process Control and ARIMA Forecast Modeling. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21, 73–82. 10.1002/acm2.12917
17. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy (2017) International Atomic Energy Agency, Vienna.
18. Mohan R, Chui C-S, Fontenla D, Han K and Ballon D (1988) The Effect of Angular Spread on the Intensity Distribution of Arbitrarily Shaped Electron Beams. *Medical Physics*, 15, 204–210. 10.1118/1.596252 [PubMed: 3386590]
19. Bland M (2000) *An Introduction to Medical Statistics*. 3rd Edition, Oxford University Press, Oxford. [21]. Chan MF, Li Q, Tang X, et al. (2015) Visual Analysis of the Daily QA Results of Photon and Electron Beams of a Trilogy Linac over a Five-year Period. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 4, 290–299. 10.4236/ijmpcero.2015.44035

#### Çıkar Çatışması:

Bu yazı Memorial Sloan Kettering Cancer Center, Medikal fizik departmanı tarafından "Risk Management of Clinical Reference Dosimetry of a Large Hospital Network Using Statistical Process Control" başlıklı, 10.4236/ijmpcero.2021.103011. doi numaralı çalışmanın türkçeleştirilmesidir. Herhangi bir kişisel yorum eklenmemiştir.



#### Kudret Akçay

1996 yılında İstanbul'da doğdum. 2014 yılında Marmara Üniversitesi Fizik bölümüne kaydoldum. 2020 yılında bölümümü dereceyle bitirip Lisans öğrenimimi tamamladım. 2021 yılında İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği yüksek lisans programına başladım. Halen lisansüstü öğrenimime devam etmekteyim.

# BİZE YAZIN

## **Sorularınızı Bekliyoruz!**

*Unutmadan söyleyelim, yazdığınız her görüş bizim için önemlidir, bu bağlamda değerli yazınız bir sonraki sayıda yayınlanacaktır.*

*medfizonline@gmail.com*



# YAZARIMIZ OLUN

## **Yazarlarımızı Bekliyoruz!**

*Bu dergi hepimize ait. Bu dergi okumaktan zevk alan, yazmaktan zevk alan, dinlemekten zevk alan, düşünmekten, öğrenmekten, yeni bir bilgi keşfetmekten, korkusuzca eleştirmekten, uzlaşmaktan, araştırmaktan, dostluktan ve dost olmaktan, var olmaktan ve medikal fizik uzmanı olmaktan zevk alan herkese aittir.*

*Eğer siz de "Bir fikrim var" diye düşünüyorsanız ve eğer içinizden kendi kendinize "Bunu yazmalıyım" diyorsanız, şevkinizi kırmayın ve iletişim adresimizden bizimle irtibata geçin...*

*Siz, değerli meslektaşlarımızı yazarımız olarak bekliyoruz.*



