

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

# MedFiz@Online

e-DERGİ

ŞUBAT – MART 2020

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

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

**SAYI: 25**

**MEDİKAL  
FİZİKÇİYİM  
KANSERE KARŞI  
SAVAŞIYORUM**



## BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- **ACCURAY TOMOTHERAPY H SERİSİ PLANLAMA ALGORİTMASI**
- **ÇEVİRİ: TRS NO 483 CİHAZ SPESİFİK REFERANS ALANLARIN REFERANS DOZİMETRİSİ İÇİN UYGULAMA KILAVUZU**
- **GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE RADYOTERAPİ**
- **RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER**



**BAŞ EDİTÖR****Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

**EDİTÖR GRUBU****Boran M. Güngör**

borgun@gmail.com

**Ertuğrul Ertürk**

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

**Fadime Alkaya**

alkayafadime@hotmail.com

**Halil Küçük**

halilkucuk@gmail.com

**Mertay Güner**

mertayguner@gmail.com

**Nadir Küçük**

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

**Türkay Toklu**

turkaytoklu@yahoo.com

**DERGİ TASARIM VE YAZI****Mertay Güner****Esra Küçükorkoç****Mustafa Çağlar****Ebru Oruç Bakır****BU SAYIDAKİ YAZARLAR****Abdullah Yeşil****Arda Kahraman****Boran Güngör****Canan Köksal****Hasan Morcalı****Miraç Kamışlıoğlu****Nazmi Can****Nilgün Nalbant**

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

**SOSYAL MEDYA****Aykut Oğuz Konuk****Yılmaz Şahin**

# İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **ACCURAY TOMOTHERAPY H SERİSİ PLANLAMA ALGORİTMASI**
- **REYAP HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ DEPARTMANI**
- **ÇEVİRİ: TRS NO 483 CİHAZ SPESİFİK REFERANS ALANLARIN REFERANS DOZİMETRİSİ İÇİN UYGULAMA KILAVUZU**
- **CYBERKNİFE EĞİTİM SÜRECİ (ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TECRÜBELERİ)**
- **GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE RADYOTERAPİ**
- **BURSA MEDİKAL FİZİK GRUBU 1. ÇALIŞTAYI**
- **RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER**

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.

## MERHABA

### 5. YILA BAŞLARKEN,

**E**vet, 2020 yılındaki ilk sayımızla 5. Yılımıza ilk adımımızı atmış oluyoruz. 25. Sayımızın bize yeni heyecanlar, yeni umutlar, yeni birliktelikler, yeni ufuklar açmasını diliyoruz. Daha önce de defalarca belirttiğimiz gibi, e-dergimizin asıl sahipleri olan tüm meslektaşlarımızın katkıları bize enerji ve güç veriyor.

MedFiz@Online e-dergisi, dünyada değişik benzerleri olan dergiler gibi temelde meslektaşlarımızla haberleşme ve bilimsel bilgileri paylaşma platformudur. Bu ayın merhaba yazısında MedFiz@Online e-dergisi ile aynı amaçları taşıyan dergilerden birkaç örnek vermek istiyoruz.



**Medical Physics International e-dergisi:** International Organization for Medical Physics (IOMP) tarafından ücretsiz olarak çıkarılmaktadır. Editörleri dünyanın değişik ülkelerinde Medikal Fizik kuruluşlarının yöneticilerinden oluşmaktadır. Yayına ulaşmak için [www.iomp.org](http://www.iomp.org) adresine girerek abone olunabiliyor. Özellikle IOMP organizasyonuna üye ülkelerin yerel haberlerine ve uluslararası etkinlik haberlerine ulaşmak mümkün. Özellikle bu ülkelerdeki medikal fizik eğitimi ve uygulamaları önemli yer tutuyor. Ayrıca davetli uzmanların medikal fizik alanındaki yazıları okurlara yeni açılımlar sağlıyor. Son sayısında **“35 Years IOMP Medical Physics World”** yazısı medikal fizik tarihini yansıtıyor ve sayfa sayısı 203.

**AAPM NewsLetter e-dergisi:** American Association Physics of Medicine (AAPM) tarafından çıkarılan AAPM NewsLetter dergisi özellikle AAPM etkinliklerine yer veriyor. Örneğin yeni çıkan raporlar hakkında bilgi, eğitim ve AAPM yönetiminin aldığı kararlar ve bilimsel gelişmeler ve AAPM alt komitelerin raporları ve raporlar hakkındaki açıklamalar önemli yer tutuyor. [newsletter@aapm.org](mailto:newsletter@aapm.org) adresinden ücretsiz olarak ulaşmak mümkün. Son sayısı 56 sayfa olarak çıkmış.



**The European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP) Bulletin European Medical Physics News:** EFOMP kuruluşu tarafından yayınlanan e-dergi Avrupa'daki medikal fizik organizasyonlarından haberler vermeyi amaçlıyor. Özellikle EFOMP Board sınavı (EFOMP Examination Board) ile ilgili bilgilere bu yayında ulaşmak mümkün oluyor. Fantom üzerine yapılmış özgün çalışmalar, Monte Carlo ilgili değerlendirmeleri ve benzer çalışmaları e-dergide izlenebiliyor. Medikal fizik alanında yapılan doktora çalışmalarını görmek imkanına sahip oluyor.



[www.efomp.org](http://www.efomp.org) web sitesinden ulaşılabilir. e-dergide medikal fizikçilerin medikal fizik dışındaki hobilerine de yer veriliyor. Kapak resmini verdiğimiz EFOMP e-dergisinin sonbahar 2019 sayısının sayfa sayısı ise 67.

e-dergileri incelerken dikkatimizi çeken iki konu var. Birincisi dergiler herhangi bir sayfa sınırlaması ile çıkmıyorlar. Her sayı değişik sayfa sayıları ile yayınlanıyorlar. İkincisi, dergiler, radyasyon onkolojisi alanında bulunan üretici firmaların katkılarını alıyorlar, tarafsız düzeyde ürünlerin tanıtılmasına yer veriyorlar. Böylece kar amacı gütmeyen zorunlu temel gereksinimler karşılanıyor. Örnekleri arttırmak mümkün. Örneğin ASTRO NewsLetter bunlardan önde geleni.

Çağdaş bilim, çağdaş medikal fizik alanı haberleşme ve bilimsel çalışmaların karşılıklı alış verişinden geçiyor. Bu amaçla yapılan yayınlar güncel gelişmeleri, birlikteliği ayağımıza getiriyor.

MedFiz@Online olarak daha daha güzel bir yayın dönemi geçirmemiz dileğiyle değerli katkılarınız için şimdiden teşekkürlerimizi sunuyoruz.

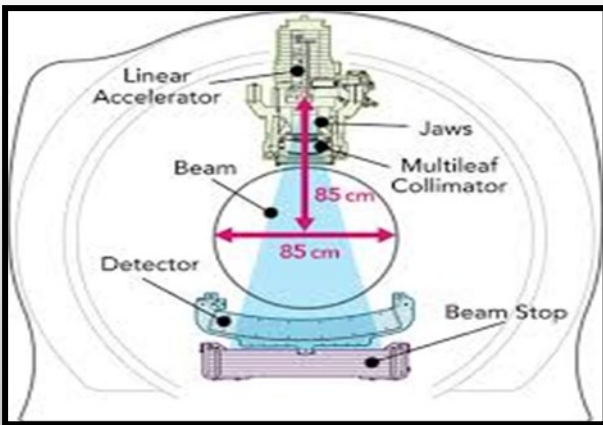
Saygılarımızla.

**Haluk Orhun**

## ACCURAY TOMOTHERAPY H SERİSİ PLANLAMA ALGORİTMASI

**Med. Fiz. Uzm. Nilgün Nalbant**

**A**ccuray Tomotherapy H serisi Linak sistemleri Tomo-H, Tomo-HD ve Tomo-Edge olarak üç opsiyon şeklinde piyasada kullanılmaktadır. Tomo-H sistemleri, tüm hedef noktalarına  $360^0$  dönüş yaparak 1 cm x 40 cm, 2,5 cm x 40 cm ve 5 cm x 40 cm genişliğinde bir alanda MLC modülasyonu ve longitudinal masa hareketi ile tedavi yapabilmektedir. Tomo-HD sistemlerinde ek olarak kullanıcının belirlediği sabit gantry açılarında aynı şekilde longitudinal masa hareketi ile 1 cm x 40 cm, 2,5 cm x 40 cm ve 5 cm x 40 cm genişliğinde bir alanda tedavi olanağı sağlamaktadır. Tomo-Edge özelliği ise alan başında ve sonunda kullanılan 2,5 cm ve 5 cm jaw genişliğini 1cm veya 2,5 cm'e düşürerek hızlı doz düşüşü sağlamaktadır. Şekil 1'de Tomotherapy H serisi iç dizaynı gösterilmektedir. 6MV enerjisinde lineer hızlandırıcıya sahiptir ve 135 cm'ye kadar longitudinal mesafedeki hedefleri tek seferde ışınlatabilmektedir (1,2).



**Şekil 1: Tomotherapy H serisi iç dizaynı**

MLC sistemi, hava basıncı ile çalışan tam açık veya kapalı (Binary) özellikli x yönündeki boyutu isocenter'da 0.625 cm ve ışın yönünde kalınlığı 10 cm olan 64 adet yapraktan oluşmaktadır. Şekil 2' de

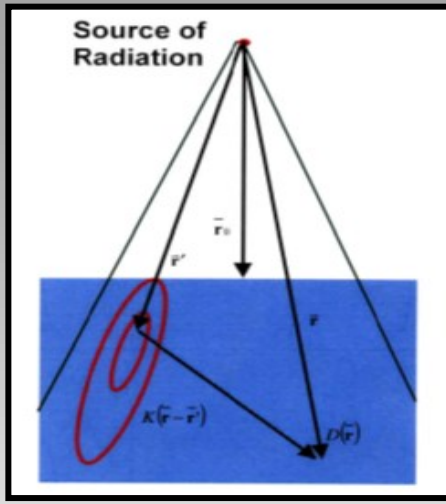
Tomotherapy H serisi MLC sistemi gösterilmektedir (1,2).



**Şekil 2: Tomotherapy H serisi MLC yapısı**

Her bir dönüşte  $7^0$  aralıklı 51 farklı konumda ışınlama yapabilmektedir ve bu şekilde yaptığı ışınlamalar her bir sabit gantry açısı için projeksiyon olarak adlandırılmaktadır. Bu projeksiyonlardaki doz hesaplamalarından ise sinogramlar elde edilmektedir. Bu sinogramlar gantry konumunun süre ile değişiminden elde edilen iki boyutlu (2B) histogramlardır. Bu histogramlar *Leaf Open Time Sinograms* (Leaf Açık Kalma Süresi Sinogramları) ve *Exit Detector Signal Sinograms* (Detektör çıkış sinyali Sinogramları) olarak ifade edilmektedir (3).

Tomotherapy H serisi cihazlarda VoLO planlama sistemi ve Convolution/Superposition (C/S) Algoritması kullanılmaktadır. C/S doz hesaplamasında en önemli temel, planlama BT imajlarından elde edilen yoğunluklara göre azalım düzeltmesi yapmasıdır. Şekil 3'te C/S Algoritmasının vektörel ifadesi ve Denklem 1'de ise C/S Algoritmasının formülü gösterilmiştir. Denklem 1' deki TERMA, birim kütle başına yayılan toplam enerji, olarak ifade edilir ve Polyenergetic Kernel noktalarının hesaplanmasıdır (3).



Şekil 3:C/S Algoritması vektörel ifadesi

$$D(\vec{r}) = \iiint \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \Psi(\vec{r}') K(\vec{r} - \vec{r}') dV$$

(Denklem 1)

Bu formüle heterojenite düzeltmesi yapılarak yoğunluk hesaba katılmıştır ve Denklem 2'de gösterilen formül elde edilmiştir (3).

$$D(\vec{r}) = \iiint \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \Psi(\rho' \cdot \vec{r}') K(\rho \cdot \vec{r} - \rho' \cdot \vec{r}') dV$$

(Denklem 2)

TERMA hesaplamaları Akış-Faz Uzak Modellemelerinin birincil foton ışın izlemelerini ve TERMA örneklemelerini içermektedir. TERMA hesaplaması birincil fotonların madde ile etkileşimini modellemektedir (4).

C/S algoritması hesaplamalarındaki bir diğer önemli kısım ise C/S enerji birikimidir. Denklem 3'de C/S enerji birikimi formülü gösterilmiştir (4).

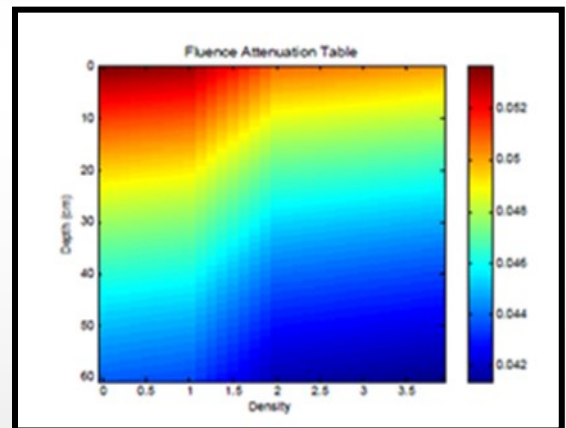
$$D(x) = \frac{\iiint T(s) \rho(s) [\eta(x) \bar{\eta}^2 h(r(s;x)) \Delta V] dV_s}{\rho(x) \Delta V}$$

(Denklem 3)

Formüldeki **s**; TERMA kaynak noktası, **x**; hedef doz noktası, **T(s)**; dVs volümündeki birincil enerji akışı, **ρ**; yoğunluk, **ΔV**; hedef volüm, **h(r)**; normalize edilmiş

kernel enerji birikimi  $\iiint_{\infty} h(r) dV = 1$  **r(s;x)**;s (kaynak) noktasından x (hedef) noktasına olan radyolojik mesafe, **η**; suya göre göreceli yoğunluk ( $\eta = \rho/\rho_{\text{water}}$ ) ve **η̄**; s ve x noktaları arasındaki ortalama yoğunluğu ifade etmektedir (4).

Tomotherapy sistemlerinde C/S algoritmasının uygulanmasında bazı farklılıklar bulunmaktadır. Bunlar akış hesaplamaları ve convolution integrallerinin kararlılığı, 15° arttırılarak elde edilen her bir kernel noktasının toplamı, düşük kütle-enerji absorpsiyonu'dur. Bu farklılıklar TERMA hesaplamalarında Derinlik-Yoğunluk Değişimini gösteren Akış Azaltma Tablolarının (Fluence Attenuation Table) kullanımını gerektirmektedir. Şekil 4'te Akış Azaltma Tablosu ve Denklem 4'de TERMA formülü gösterilmiştir (3).



Şekil 4 :Akış azaltma tablosu

$$\begin{aligned} \text{TERMA} &= \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \cdot \Psi(\vec{r}') \\ &= \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \cdot \Psi_0 \cdot e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)(\rho l)} \\ &= \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \cdot \Psi_0 \cdot \text{FAT}(\rho, \rho l) \end{aligned}$$

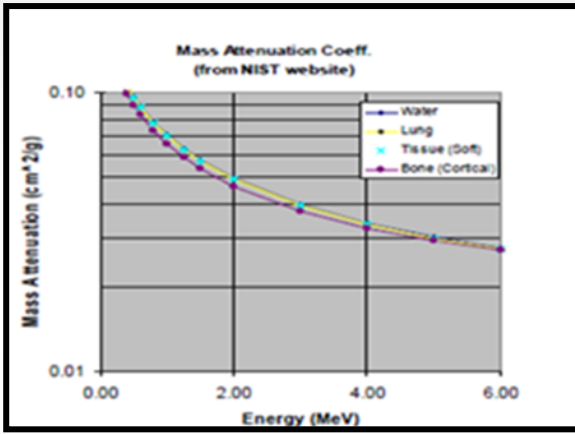
(Denklem 4)

Formüldeki Kütle Azalım Katsayısı su veya kemik yoğunluğuna göre Kütle Azalım Katsayısının Enerjiye

göre değişimi grafiğinden belirlenerek hesaplamaya katılır. Denklem 5’de kütle azalım katsayısı ve Şekil 5’te Kütle Azalım Katsayısının Enerjiye göre değişimi grafiği gösterilmiştir (3).

$$\frac{\mu}{\rho} = \begin{cases} \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{water}}, & \rho \leq \rho_{\text{water}} \\ w_w \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{water}} + w_b \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{bone}}, & \rho_w < \rho < \rho_b \\ \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{bone}}, & \rho \geq \rho_{\text{bone}} \end{cases}$$

(Denklem 5)

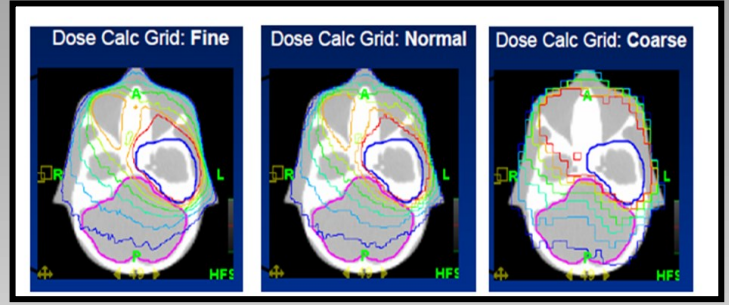


Şekil 5: Kütle azalım katsayısının enerjiye göre değişim grafiği

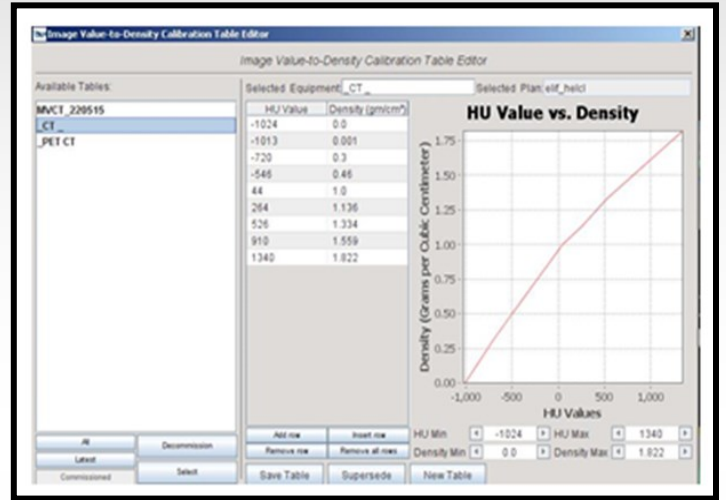
Doz hesaplama çözünürlüğü üç farklı şekilde seçilerek yapılabilir. **FINE**, kullanılan BT voxel çözünürlüğüne göre ayarlanır. **NORMAL**, kullanılan BT voxel çözünürlüğünün ½ si çözünürlüğe sahip olacak şekilde ayarlanır. **COARSE** ise kullanılan BT voxel çözünürlüğünün ¼ ü çözünürlüğe sahip olacak şekilde ayarlanır. Şekil 6’da Fine-Normal-Coarse hesaplamaları gösterilmiştir (3).

Ayrıca Tomotherapy planlama sistemlerinde planlama için kullanılan BT görüntüsünün daha önceden fantom görüntüsünden elde edilen IVDT (Image Value to Density Table- İmaj Değeri (HU) Yoğunluk Tablosu) grafiği ile kütle-yoğunluğu hesaba katılır. Şekil 7’de

IVDT tablosu gösterilmiştir (3).



Şekil 6: Fine-Normal-Coarse için doz hesaplama çözünürlüğünün gösterimi



Şekil 7: IVDT tablosu

Planlama sistemindeki doz kontrolü için kullanılan algoritma ise herhangi bir noktadaki yüksek dozun ve düşük doz grandyantının olduğu bölgedeki dozların toplanması ile yapılmaktadır. Toplam doz her bir projeksiyondaki dozun toplamını ifade etmektedir. Denklem 6’da doz kontrolü için kullanılan toplam doz gösterilmiştir (4-5).

$$D_P = \sum \dot{D}_{P,i} \cdot t_i$$

(Denklem 6)

$D_P$ ; P noktasındaki toplam doz,  $\dot{D}_{P,i}$  P noktasından i projeksiyon noktasına olan Doz hızı,  $t_i$  i projeksiyon noktasındaki süre olarak ifade edilmektedir (4-5).

**KAYNAKLAR:**

- TOMOTHERAPY H SERIES TomoH™, TomoHD™ and TomoHDA™ Systems Technical Specifications
- TOMOTHERAPY TomoHDA System Commercial Description.
- John P. Gibbons, PhD, Dose Calculation and Verification for Tomotherapy.
- Weiguo Lu, Gustavo H Olivera, Ming-Li Chen, Paul J Reckwerdt, Thomas R Mackie, Accurate convolution/superposition for multi-resolution dose calculation using cumulative tabulated kernels, Physics In Medicine And Biology, 2005, syf.665-680.
- John D Fenwick, Wolfgang A Tom, Michael W Kissick, T Rock Mackie, Modelling simple helically delivered dose distributions, Physics In Medicine And Biology, 2005, syf.1505-1517.

**Med. Fiz. Uzm. Nilgün Nalbant**

1987 İstanbul doğumludur. Lisans eğitimini 2010 yılında Kocaeli Üniversitesi FEF Fizik Bölümü'nde tamamladı. Yüksek Lisans Öğrenimini ise 2013 yılında İstanbul Üniversitesi SBE Tıbbi

Radyofizik bölümünde tamamladı. 2010-2014 yılları arasında Meditel Medikal A.Ş. Medikal Fizikçi olarak görev almıştır. Bir süre Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi'nde çalışmıştır. 2015 yılından itibaren Medikalpark Bahçelievler Hastanesi Radyoterapi Bölümü'nde Uzm. Fizikçi olarak görev yapmaktadır.

## REYAP HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ DEPARTMANI



**Dr. Öğr Üyesi Hasan MORCALI**

**Med. Fiz. Uzm. Nazmi CAN**

**R**eyap Hastanesi İstanbul, bölge halkının ihtiyaçları düşünülerek 2016 yılında İstanbul'un Esenyurt ilçesinde hizmete açılmıştır. Sağlık hizmeti standartları, fiziki özellikleri, tıbbi cihaz parkuru ve teknik donanımı ile üniversite hastanesi olmak üzere planlanıp inşa edilmiş olan otelcilik anlayışıyla birleştirilmesinin başarılı bir örneğidir.

35.000 m<sup>2</sup>'lik kapalı alana 250 araç kapasiteli otoparkıyla 12 katlı olarak inşa edilen hastane 275 yatak kapasitelidir. Tıbbi bölümlerimiz kanserli doku taraması yapan PET-CT, 3 Tesla MR, 256 kesit Bilgisayarlı Tomografi, 4D Ultrason, Özel Işık Filtreli (Yellow 560) OPMI Pentero 900 ZEISS cerrahi mikroskop, 3D Tomosentez Mamografi gibi ileri teknoloji ürünü tıbbi cihazlarla donatılmıştır.

T.C. İstanbul Rumeli Üniversitesi ile iş birliği içerisinde olan Reyap Hastanesi İstanbul sağlık hizmeti vermekle yetinmeyerek nitelikli sağlık personelinin yetiştirilmesi

görevini de üstlenmiştir.

Her düzeyde sağlık personelinin yetiştirilmesi amacıyla uygulama alanı sağlama, ders programı oluşturma ve karşılama çalışmalarıyla eğitim, öğretim, araştırma, geliştirme, uygulama, eş güdüm gibi akademik ve idari çalışmaların aşamalarını düzenlemekte ve yürütmektedir.

Reyap Hastanesi İstanbul, dinamik ve yeniliklere açık kimliğiyle bireysel ve toplumsal sağlık hizmetleriyle ilgili bütün alanlarda yapılan projelerde yer almak üzere diğer yurt içinden, yurt dışından, kamu ve özel kurum ve kuruluşlarla iş birliği yapmaktadır. Radyasyon Onkolojisi bölümü de Royal Medika şirketinin Reyap Hastanesi İstanbul ile iş birliğinin bir sonucu olarak kurulmuş ve hizmet vermeye başlamıştır.

### **Royal Medika Radyoterapi Hizmetleri**



Son yıllarda Türk sağlık sektörü Türkiye'deki sağlık hizmetleri ve

tesislerinin kalite ve verimliliğini arttırmak amacıyla birçok yatırım olanağı geliştirmiştir. Royal Medika, Türkiye ve yurtdışında sağlık ve sağlıkla ilişkili hizmetlerinde faaliyet göstermek amacıyla kurulmuştur.

Royal Medika radyoloji, sterilizasyon, fizik tedavi ve rehabilitasyon hizmetlerinde olduğu gibi radyoterapi hizmetleri kapsamında da kamu ve özel sektörde faaliyet gösteren sağlık kurumlarının radyoterapi departmanlarını, alanında uzman kadrosu ile müşteri ihtiyaçları doğrultusunda kurar ve müşteri özelinde hazırlanan modeller ile yüksek teknolojiyi odak noktası olarak işletir. Anahtar teslim radyoterapi merkezinin kurulması, radyoterapi departmanının işletmesi ve insan kaynakları (doktor, teknisyen ve diğer sağlık personeli) modelleri ile radyoterapi hizmeti sunulmaktadır. Royal Medika, görüntüleme hizmeti dışında Diyarbakır Dicle Üniversitesi'nde Accuray Tomoterapi cihazıyla kamu hastanelerinde tıbbi tedavi hizmeti veren ilk firma olmuştur. Royal Medika, Erzurum Atatürk Hastanesi'ne radyoterapi cihazları ve hizmetleri temin etmektedir. Radyoterapi tedavileri en yüksek teknolojideki Varian marka cihazlarla yapılmaktadır. Üniversite ve kamu hastanelerinin yanı sıra, Royal Medika radyoterapi hizmetlerini özel hastanelerde de vermeye başlamıştır. Bu alandaki ilk hizmet, İstanbul'daki Reyap Hastanesi'nde Varian Truebeam cihaz yatırımı ile gerçekleştirilmiştir.

### **Radyasyon Onkolojisi**

Nisan 2017 tarihinde ilk hastamızı tedaviye almış olup halen 1 adet Varian marka Truebeam cihazı 1 adet



Siemens marka 4D uyumlu 512 kesit CT Simülatör ile hizmet vermekteyiz.

3DCRT, IMRT, VMAT, SRS ve SBRT tedavi teknikleri uygun hastalarda ise RPM solunum takipli sistem kullanılarak IGRT eşliğinde yapılmaktadır. Konvansiyonel fraksiyone ve hiperfraksiyone tedaviler uygulanmaktadır.

Kliniğimiz 1 uzman doktor öğretim üyesi, 1 medikal fizik uzmanı, 1 dozimetrist, 5 tekniker, 1 asistan, 1 hasta kabul ve 1 yardımcı sağlık personeli ile yıllık yaklaşık 1000 yeni hastaya radyoterapi tedavisi yapılmakta olup yıllık poliklinik sayısı yaklaşık 3000'dir.



Ayrıca kliniğimizde sağlık turizmi kapsamında birçok ülkeden yabancı hastaya sağlık hizmeti verilmektedir.

### **Eğitim Programları Ve Staj Olanakları**

**T.C. İstanbul Rumeli Üniversitesi SHMYO Radyoterapi Ön lisans Programı**

T.C. İstanbul Rumeli Üniversitesi ile iş birliği içerisinde

olan Reyap Hastanesi İstanbul, hekim ve medikal fizik uzmanı tarafından Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'na bağlı Radyoterapi bölümü öğrencileri için eğitim-öğretim faaliyetleri yanı sıra uygulama ve staj imkanı sağlamaktadır.

### Cihaz Ve Dozimetrik Ekipman

**Varian TrueBeam:** 120 Millennium MLC'li Lineer Hızlandırıcı, filtreli 6MV, 10MV, 15MV, filtresiz 6MV, 10MV foton enerjisi ve 6MeV, 9MeV, 12MeV ve 15MeV enerjide de elektron enerjileri bulunmaktadır.

**CT Simülatör:** 2x128 kesit multi dedektörlü 4D Somatom Definition Flash (Radyoloji Bölümü)

**Solunum Takip Sistemi:** Varian RPM (Real-Time Position Management)

**Tedavi Planlama Sistemi:** Varian Eclipse v13.7

**QA:** Varian Portal Dozimetri, Epiqa v4.1.5

**İyon Odaları:** Standart Imaging Blue Water katı su fantomu seti, Standart Imaging Exradin A19 0.62 cc farmer iyon odası, Standart Imaging Exradin Model A11 paralel plak iyon odası, Standart Imaging Exradin A26 0.0155 cc MicroPoint iyon odası.

**Elektrometre:** Standart Imaging Supermax

**Radyasyon Doz Hızı ve Doz ölçer:** Cnaem NEB.211

### Misyonumuz

Dinamik ekibimiz ile dünya standartlarında, güvenilir, sürdürülebilir eşit ve hakkaniyetli bir sağlık hizmeti sunmaktır.

### Vizyonumuz

Toplumun yaşam kalitesini yükseltmek, ulusal ve uluslararası platformlarda akla gelen ilk ve referans klinik haline gelmek.



| Uzman Hekim                     | Radyoterapi Teknikerleri | Medikal Fizik Uzmanı |
|---------------------------------|--------------------------|----------------------|
| Dr. Öğr. üyesi<br>Hasan MORCALI | Beyza Nur<br>EKMEKÇİ     | Nazmi CAN            |
|                                 | Taşkın ARAZ              |                      |
|                                 | Kader ATEŞ               |                      |
|                                 | Eren DEMİRCİ             |                      |
| <b>Asistan</b>                  | Derya<br>YALÇINKAYA      | <b>Hasta Kabul</b>   |
| Cansu İÇKE                      | Tunahan Emre<br>KORKMAZ  | Rojda SÖĞÜT          |

### Radyasyon Onkolojisi Ekibimiz

Uzman kadromuz hastalarına değer veren hekim ve deneyimli sağlık profesyonellerinden oluşmaktadır.



### Dr. Öğr. Üyesi Hasan MORCALI

1978 yılında Gaziantep'te doğdu. İlk, orta ve lise Eğitimini Gaziantep'te tamamladıktan sonra 1997 yılında T.C. İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesine girdi. 2003 yılında mezun oldu. Bir süre pratisyen hekim olarak çalıştıktan sonra 2008 yılında Şişli Etfal Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Asistan olarak göreve

başladı. 2013 Yılında Uzmanlık eğitimini tamamlayarak Rize T.C. Recep Tayip Erdoğan Üniversitesinde mecburi hizmetine başladı. 2015 Yılından itibaren Kayı Holding bünyesinde radyasyon onkolojisi uzmanı olarak çalışmakta. Accuray Tomoterapi, Varian Trilogy, Varian Trubeam, Elekta Sinergy, Siemens Oncor ve Nucletron cihazlarında tecrübe edinme fırsatı buldu. 2017 yılından itibaren de T.C. İstanbul Rumeli Üniversitesi SHMYO bünyesinde Radyoterapi bölümü öğretim görevlisi olarak görev yapmaktadır. Bilgi ve tecrübesini geleceğin donanımlı radyoterapi teknikerlerini yetiştirmek üzere öğrencilerine özveri ile aktarmaktadır. Evli ve 2 kız çocuğu babasıdır. Türk Radyasyon Onkolojisi derneği ve İstanbul Tabip Odası üyesidir.

Yüksekokulu Radyoterapi bölümünde misafir Öğretim Görevlisi olarak öğrencileri ile bilgi paylaşmaktadır. Profesyonel seviyede Latin dansları ile ilgilenmektedir. Medikal Fizik Derneği üyesidir.

**Med. Fiz. Uzm. Nazmi CAN**

1986 yılında Bulgaristan'ın Kırcaali ilinde doğdu. İlk ve orta öğrenimini Bursa'da tamamladı. 2012 yılında T.C. Trakya Üniversitesi Fen

Fakültesi Fizik bölümünden mezun oldu. 2016 yılında T.C. Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans programını tamamladı. 2018 yılından itibaren T.C. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Doktora programına devam etmektedir. 2014-2018 yılları arasında Özel Acıbadem Kayseri Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştı. 2019 Mayıs ayından beri Kayı Medikal sağlık yatırımları bünyesinde Özel Reyap İstanbul Hastanesi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmakta, 2019 Ekim ayından beri T.C. İstanbul Rumeli Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek

# CİHAZ SPESİFİK REFERANS ALANLARIN REFERANS DOZİMETRİSİ İÇİN UYGULAMA

## KILAVUZU (TRS NO 483)

**Dr. Canan Köksal**

**B**ilindiği üzere IAEA 2017 yılında Eksternal Radyoterapide kullanılan küçük statik alan dozimetrisi için bir TRS 483 raporu yayınladı. Bu bölümde TRS 483 raporunun "Cihaz Spesifik Referans Alanların Referans Dozimetrisi İçin Uygulama Kılavuzu" olan 5. Bölümü özetlenmeye çalışılmıştır.

### Giriş

Bu bölüm, yüksek enerjili foton ışınlarında cihaz spesifik referans dozimetrisi (msr ışın kalibrasyonu) için bir uygulama kılavuzu sağlar. Standart bir laboratuvarın  $Q_0$  veya  $Q_{msr}$  referans ışın kalitesinde  $N_{D,w,Q_0}$  veya  $N_{D,w,Q_{msr}}$  suda absorblanan doza göre kalibre edilmiş bir iyon odasının kullanılmasına dayanır.

### Dozimetri Ekipmanları

#### İyon Odaları

İyon odaları ile ilgili kılavuz Bölüm 4.1.1'de verilmiştir. Yalnızca, Tablo 3'te özetlenen referans sınıfı bir iyon odasının özelliklerini taşıyan silindirik iyon odaları yüksek enerjili foton ışınlarında msr dozimetrisi için önerilmektedir. 6 cm x 6 cm'ye eşit veya daha büyük kare eşdeğer boyutundaki msr alanlar için, Tablo 4'te listelenen Farmer tipi iyon odaları veya diğer referans iyon odaları kullanılır. 6 cm x 6 cm'den küçük kare eşdeğer boyutundaki msr alanlar için, dedektör hacminin dış kenarlarının alan kenarlarından (bölüm 2.1.2'de verilen alan büyüklüğü tanımına uygun olarak maksimum dozun %50'sinde tanımlanmıştır) en az  $r_{LCPE}$  mesafe kadar uzakta olmalarını sağlamak için Tablo 5'te listelenen daha küçük iyon odaları kullanılır. Bölüm 3.1.3'te tartışıldığı gibi,  $r_{LCPE}$  (cm) aşağıdaki

denklemlerle tanımlanmaktadır:

(22)

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382$$

ya da

(23)

$$r_{LCPE} = 77.97 \times 10^{-3} \times \%dd(10,10)_x - 4.112$$

Standart laboratuvarda yapılan kalibrasyon ve kullanıcı ışınında referans koşullar altında yapılan ölçümler için silindirik iyon odasının referans noktası, iyon odası ekseninde kavite hacminin merkezinde tanımlanır. Bu nokta, su fantomunda  $Z_{ref}$  referans derinliğine konumlandırılır. Sızıntı akımlarının dengelenmesi, değerlendirilmesi ve düzeltilmesi için gereken süre gibi iyon odalarının kullanımıyla ilgili pratik hususlar ve sıcaklık, basınç, nem, polarite etkisi ve iyon yeniden birleşme (rekombinasyon) etkisi düzeltmeleri için Bölüm 5.4'te özetlenen Kaynak [1]'deki kılavuz geçerlidir. Bir ölçüm sisteminin (field instrument),  $f_{ref} = 10$  cm x 10 cm konvansiyonel referans alanda veya Bölüm 5.5'te tanımlanan  $f_{msr}$  msr alanda kalibre edilmiş bir referans iyon odasına göre çapraz kalibrasyonun yapılması önerilir.

### Fantomlar ve İyon odası Kılıfları

Fantomlar ve iyon odası kılıflarıyla ilgili kılavuz konvansiyonel COP'larda (code of practice, uygulama kılavuzu) verilmektedir [1, 2, 7]. Foton ışınlarında suda absorblanan dozun ve ışın kalitesinin belirlenmesinde referans ortam olarak su önerilir. Fantomun, ölçüm derinliğinde kullanılan alan boyutunun her bir kenarından ve maksimum ölçüm derinliğinden en az 5'er cm geniş olması tavsiye edilir. Işın yönünün yatay olduğu durumlarda, fantomun penceresi plastikten

yapılmıştır ve  $t_{win}$  kalınlığı 0.2 cm ile 0.5 cm arasındadır. İyon odasının yerleştirileceği derinlik değerlendirilirken, fantom pencerenin su eşdeğeri kalınlığı ( $g/cm^2$ ) dikkate alınır. Kalınlık  $t_{win}\rho_{plastik}$  çarpımı olarak hesaplanır;  $\rho_{plastik}$  plastiğin kütle yoğunluğudur ( $g/cm^3$ ). Su geçirmez olmayan iyon odaları için, PMMA'dan yapılmış ve tercihen 1.0 mm'den kalın olmayan su geçirmez bir kılıf kullanılır. İyon odası duvarı ve su geçirmez kılıf arasındaki hava boşluğu, iyon odasındaki hava basıncının dengelenmesini sağlamaktadır (0.1-0.3 mm boşluk uygundur); bu nedenle, ince lastik bir kılıf kullanılması önerilmez (Bilinen bir başka sebep, kılıflarda sıklıkla kullanılan talk tozunun havalandırma deliğini tıkayabilmesidir. İyon odasının 'sızdırmaz' olması için ortam havasına açık olması gerekir). Kullanıcının iyon odasının kalibrasyonu için kullanılan aynı su geçirmez kılıf referans dozimetri için de kullanılır. Standart laboratuvar da kalibrasyon sırasında kullanılan aynı su geçirmez kılıfının kullanılması mümkün değilse, aynı malzemeden ve benzer kalınlıkta başka bir kılıf kullanılır.

Plastik su fantom (plastic water substitute phantom) kullanımının su kullanmaktan daha uygun olduğu durumlar olabilir. Bu tercih edilen bir seçenek olmasa da, bu durumlarda Tablo 20'de listelenen yüksek kalitede suya eşdeğer plastik veya benzeri bir katı fantom malzemesi kullanılabilir. Su fantomundaki referans derinliğe tekabül eden plastik fantomdaki derinliği ve fantom doz dönüşüm faktörünü belirlemek için Bölüm 5.4'te tarif edilen prosedürlerin takip edilmesi önerilir.

## **msr Alanda ( $f_{msr}$ ) Suda Absorblanan Doz Tayini**

### **Referans Koşullar**

Suda absorblanan doz tayini için referans koşullar, yüksek enerjili foton ışınları için Tablo 8'de, CyberKnife cihazları için Tablo 9'da, TomoTerapi cihazları için Tablo 10'da ve Gamma Knife cihazları için Tablo 11'de belirtilmiştir.

Tablo 8' deki indeks açıklamaları;

<sup>a</sup> Eğer suda absorblanan doz izosentrik bir set-up için belirlenmek zorundaysa, hızlandırıcının kaynak-eksen mesafesi kullanılır.

<sup>b</sup> Alan boyutu, SSD tipi bir set-up için fantomun yüzeyinde tanımlanırken, kaynak-eksen mesafe tipi set-up için, cihazın izosentride su fantomunda referans derinliğe yerleştirilen dedektörün düzleminde tanımlanır.

<sup>c</sup> Eşdeğer kare msr alan büyüklüğü, S, 10 cm'ye mümkün olduğunca yakın olmalıdır. S, 4 cm'den küçük ve 12 cm'den büyük olmamalıdır. Dikdörtgen alanların en boy oranı (en büyük boyut/en küçük boyut), bire mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır.

**Tablo 8: Yüksek enerjili fotonlarda absorblanan doz tayini için referans koşullar**

| Nitelik                                  | Referans değer veya referans özellikler                      |
|------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| Fantom maddesi                           | Su                                                           |
| Fantom boyutu                            | En az 30 cm x 30 cm x 30 cm                                  |
| İyon odası tipi                          | Silindirik                                                   |
| $z_{ref}$ ölçüm derinliği                | 10 g/cm <sup>2</sup>                                         |
| İyon odasının referans noktası           | Merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde            |
| İyon odasının referans noktasının konumu | $z_{ref}$ ölçüm derinliğinde                                 |
| SSD/SDD                                  | 100 cm veya gerçekleştirilebilen en yakın <sup>a</sup>       |
| Alan boyutu                              | 10 cm x 10 cm <sup>b</sup> veya msr alan boyutu <sup>c</sup> |

**Tablo 9: Cyberknife cihazlarında yüksek enerjili fotonlarda absorblanan doz tayini için referans koşullar**

| Nitelik                                  | Referans değer veya referans özellikleri          |
|------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| Fantom maddesi                           | Su                                                |
| Fantom boyutu                            | En az 30 cm x 30 cm x 30 cm                       |
| İyon odası tipi                          | Silindirik                                        |
| $z_{ref}$ ölçüm derinliği                | 10 g/cm <sup>2</sup>                              |
| İyon odasının referans noktası           | Merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde |
| İyon odasının referans noktasının konumu | $z_{ref}$ ölçüm derinliğinde                      |
| SSD/SDD                                  | 85 cm                                             |
| Alan boyutu                              | Dikdörtgen (TomoTerapi HiArt için 5 cm x 10 cm)   |

**Tablo 10: Tomoterapi cihazlarında yüksek enerjili fotonlarda absorblanan doz tayini için referans koşullar**

| Nitelik                                  | Referans değer veya referans özellikleri               |
|------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| Fantom maddesi                           | Su                                                     |
| Fantom boyutu                            | En az 30 cm x 30 cm x 30 cm                            |
| İyon odası tipi                          | Silindirik                                             |
| $z_{ref}$ ölçüm derinliği                | 10 g/cm <sup>2</sup>                                   |
| İyon odasının referans noktası           | Merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde      |
| İyon odasının referans noktasının konumu | $z_{ref}$ ölçüm derinliğinde                           |
| SSD                                      | 80 cm                                                  |
| Alan boyutu                              | Dairesel maksimum çapta sabit kolimatör (6 cm çapında) |

**Tablo 11: Gamma knife cihazlarında yüksek enerjili fotonlarda absorblanan doz tayini için referans koşullar**

| Nitelik                                  | Referans değer veya referans özellikleri                     |
|------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| Fantom maddesi                           | Su veya plastik (polistiren, ABS, Katı Su, vb.) <sup>a</sup> |
| Fantom boyutu                            | Bir silindir tepesindeki yarım küre, 16 cm çap               |
| İyon odası tipi                          | Mikro iyon odası, silindirik                                 |
| $z_{ref}$ ölçüm derinliği                | Yarımkürenin merkezi <sup>b</sup>                            |
| İyon odasının referans noktası           | Merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde            |
| İyon odasının referans noktasının konumu | Yarımkürenin merkezinde                                      |
| SSD                                      | 32 cm                                                        |
| Alan boyutu                              | Dairesel, maksimum çap (1.6 ya da 1.8 cm çap) <sup>c</sup>   |

<sup>a</sup> Farklı tasarımlar bildirilmiştir, ancak Gamma Knife sistemlerinde önerilen en yaygın tür su dolu veya kompakt bir polistiren silindirin tepesindeki yarımküredir.

<sup>b</sup> Polistiren fantomlar için derinlik genellikle 8 cm, PMMA için 7 cm'dir.

<sup>c</sup> Gamma Knife cihazlarında, mevcut maksimum alan boyutu cihazın modeline bağlıdır: standart model için 1.8 cm çap (Gamma Knife 4 veya 4C) ve Perfexion (PFX) model için 1.6 cm çap. Rotasyon yapabilen Gamma Sistemi (RGS) cihazları için mevcut maksimum alan boyutu 1.8 cm çapındadır. msr alan, tüm kaynakların çıkışıyla oluşturulan alandır.

## Suda Absorblanan Doz Tayini

### WFF yüksek enerjili X ışınları

$f_{msr}$  msr alanda suda absorblanan doz tayinine ilişkin formalizm Bölüm 3.2.1'de detaylandırılmıştır. Ölçüm, su fantomunda referans noktası  $z_{ref}$  referans derinliğe konumlandırılmış bir iyon odası kullanılarak gerçekleştirilir (Su eşdeğeri plastik bir fantom kullanılırsa, ifadeler Bölüm 3.2.2'de verilen açıklamaya göre değiştirilir). İyon odası için bir kalibrasyon katsayısının mevcudiyetine göre, Bölüm 3.2.1'de belirtilen üç farklı yöntemden biri kullanılarak su fantomunda suda absorblanan doz tayin edilir:

- İyon odasının  $Q_{msr}$  referans ışın kalitesiyle  $f_{msr}$  msr alan için suda absorblanan doz cinsinden  $N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  kalibrasyon katsayısının mevcut olduğu durum tercih edilen bir seçenektir; ancak şu anda birkaç standart laboratuvar bu tür bir kalibrasyon sunmaktadır.  $f_{msr}$  alan için  $z_{ref}$  referans derinlikte,  $Q_{msr}$  ışın kalitesi ile suda absorblanan doz verilen denklem ile hesaplanır:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \quad (24)$$

Eğer konvansiyonel referans alan  $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  olarak cihazda oluşturulabilirse, denk. (24)'te  $f_{msr}$ ,  $f_{ref}$  ve  $Q_{msr}$  ışın kalitesi de  $Q$  olarak değiştirilecektir.

- İyon odasının standart bir laboratuvarın  $Q_0$  referans ışın kalitesiyle konvansiyonel  $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  referans alan için suda absorblanan doz cinsinden  $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$  kalibrasyon katsayısı ile birlikte  $f_{msr}$  alanda kalibrasyon katsayısının kullanımı düzeltmek için  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  ışın kalite düzeltme faktörünün mevcut olduğu durumda;

$f_{msr}$  alan için  $z_{ref}$  referans derinlikte,  $Q_{msr}$  ışın kalitesi ile suda absorblanan doz verilen denklem ile hesaplanır:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (25)$$

Kalibrasyon ışın kalitesi  $Q_0$   $^{60}\text{Co}$  olduğunda, ışın kalitesi düzeltme faktörü için  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ , genelleştirilmiş sembol  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr},f_{ref}}$  ile basitleştirilebilir. Eğer konvansiyonel referans alan  $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  olarak cihazda oluşturulabilirse denk. (25)'te  $f_{msr}$ ,  $f_{ref}$  ve  $Q_{msr}$  ışın kalitesi de  $Q$  olarak değiştirilecektir. Ek olarak,  $k$ 'da elde edilen çift üst işaret  $f_{ref}$  çıkarılabildiğinden (farklı tipte referans alanları göz önünde bulundurmaya gerek yoktur), denk. (25) konvansiyonel COP'larda verilen formalizme indirgemekte ve konvansiyonel COP ile bu COP tutarlılık göstermektedir.

Denk. (25),  $f_{msr}$  alanı için doğrudan ölçülen veya hesaplanan  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  kullanılarak uygulanırken, mevcut bilgi ve belirsizlik tahminlerine dayanarak,  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} = k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  olduğu varsayılabilir; burada  $Q$  cihazın farazi (hipotetik) konvansiyonel referans alanını ifade eder. WFF huzmelerinde ışın kalitesi düzeltme faktörü  $k_Q^{f_{ref}}$ , ( $Q_0 = ^{60}\text{Co}$  ve  $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  referansına göre  $k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  için kısa gösterim) verileri bir dizi iyon odası için Tablo 12'de verilmiştir. Kaynak [1, 2, 7] 'deki  $k_Q$  verileriyle tutarlıdır.

Kalibrasyon ışın kalitesi  $Q_0$   $^{60}\text{Co}$  değilse, ışın kalitesi düzeltme faktörü  $Q$  ve  $Q_0$  değerlerinin oranından elde edilebilir. Dolayısıyla, Tablo 12'deki değerlerden aşağıdaki gibi elde edilir:

$$k_{Q,Q_0}^{f_{ref}} = \frac{k_Q^{f_{ref}}}{k_{Q_0}^{f_{ref}}} \quad (26)$$

- İyon odasının standart bir laboratuvarın  $Q_0$  referans ışın kalitesiyle konvansiyonel  $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  referans alan için suda absorblanan doz cinsinden  $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$  kalibrasyon katsayısının mevcut fakat  $f_{msr}$  alanda kalibrasyon katsayısının kullanımını düzeltecek bir ışın kalitesi düzeltme faktörünün olmadığı durumda;  $f_{msr}$  alan için  $z_{ref}$  referans derinlikte,  $Q_{msr}$  ışın kalitesi ile suda absorblanan doz verilen denklem ile hesaplanır:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (27)$$

$k_Q^{f_{ref}}$  ışın kalitesi düzeltme faktörlerinin Kaynak [1] ya da Kaynak [2,7]'den seçilebilmesi için cihazın farazi (hipotetik) konvansiyonel referans alanın  $Q$  ışın kalitesinin tahmin edilmesi gerekmektedir. Işın kalite indeksinin belirlenmesi Bölüm 5.3.3'te detaylandırılmıştır ve WFF huzmelerinde bir dizi iyon odası için  $k_Q^{f_{ref}}$  değerleri Tablo 12'de verilmektedir. Mevcut bilgi ve belirsizlik tahminlerine dayanarak  $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} = 1$  olduğu varsayılabilir ve bu, denklem (25)'teki  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} = k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  varsayımı ile tutarlıdır. Bu eşitlikler yalnızca Ek I'de tartışılan belirsizlik tahminleri içerisindedir.

Denklemlerde (24-27)  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ ,  $f_{msr}$  alanda iyon odasının basınç, sıcaklık, iyon yeniden birleşme, polarite etkisi vb. gibi etki parametreleri için düzeltilmiş okuma değeridir.

**Tablo 12: Referans iyon odaları için, WFF linaklarda konvansiyonel  $f_{ref}$  alanda (10 cm x 10 cm) TPR<sub>20,10</sub> (10) ve %dd (10,10)<sub>x</sub> ışın kalite indekslerinin bir fonksiyonu olarak  $k_Q^{fref}$  verileri**

| Ion chamber<br>↓            | TPR <sub>20,10</sub> (10) =<br>%dd(10,10) <sub>x</sub> = | 0.630<br>63.4 | 0.660<br>65.2 | 0.690<br>67.6 | 0.720<br>70.5 | 0.750<br>73.9 |
|-----------------------------|----------------------------------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Capintec PR-06C/G Farmer    |                                                          | 0.997         | 0.994         | 0.991         | 0.988         | 0.982         |
| Exradin A2 Spokas           |                                                          | 0.998         | 0.997         | 0.995         | 0.992         | 0.988         |
| Exradin A12 Farmer          |                                                          | 0.998         | 0.996         | 0.993         | 0.990         | 0.984         |
| Exradin A12S                |                                                          | 0.996         | 0.994         | 0.991         | 0.987         | 0.981         |
| Exradin A19                 |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.990         | 0.985         | 0.980         |
| Nuclear Assoc 30-751 Farmer |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.990         | 0.985         | 0.979         |
| Nuclear Assoc 30-752 Farmer |                                                          | 0.997         | 0.995         | 0.992         | 0.989         | 0.983         |
| NE 250S/3, 3A Farmer        |                                                          | 0.996         | 0.994         | 0.992         | 0.989         | 0.984         |
| NE 2571 Farmer              |                                                          | 0.997         | 0.994         | 0.992         | 0.989         | 0.984         |
| NE 2611                     |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.991         | 0.988         | 0.984         |
| PTW 23331 rigid             |                                                          | 0.996         | 0.992         | 0.989         | 0.985         | 0.980         |

**Tablo 12: Referans iyon odaları için, WFF linaklarda konvansiyonel  $f_{ref}$  alanda (10 cm x 10 cm), TPR<sub>20,10</sub> (10) ve %dd (10,10)<sub>x</sub> ışın kalite indekslerinin bir fonksiyonu olarak  $k_Q^{fref}$  verileri (devamı)**

| Ion chamber<br>↓         | TPR <sub>20,10</sub> (10) =<br>%dd(10,10) <sub>x</sub> = | 0.630<br>63.4 | 0.660<br>65.2 | 0.690<br>67.6 | 0.720<br>70.5 | 0.750<br>73.9 |
|--------------------------|----------------------------------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| PTW 23332 rigid          |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.989         | 0.984         | 0.978         |
| PTW 23333 (3 mm cap)     |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.989         | 0.985         | 0.979         |
| PTW 30001 Farmer         |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.989         | 0.985         | 0.979         |
| PTW 30010 Farmer         |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.989         | 0.985         | 0.979         |
| PTW 30002/30011 Farmer   |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.991         | 0.987         | 0.982         |
| PTW 30004/30012 Farmer   |                                                          | 0.998         | 0.995         | 0.993         | 0.989         | 0.984         |
| PTW 30006/30013 Farmer   |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.989         | 0.984         | 0.978         |
| PTW 31003/31013 Semiflex |                                                          | 0.996         | 0.993         | 0.989         | 0.984         | 0.978         |
| SNC 100700-0 Farmer      |                                                          | 0.997         | 0.994         | 0.991         | 0.986         | 0.979         |
| SNC 100700-1 Farmer      |                                                          | 0.998         | 0.996         | 0.994         | 0.990         | 0.984         |

**Tablo 12: Referans iyon odaları için, WFF linaklarda konvansiyonel  $f_{ref}$  alanda (10 cm x 10 cm) TPR<sub>20,10</sub> (10) VE %dd (10,10)<sub>x</sub> ışın kalite indekslerinin bir fonksiyonu olarak  $k_Q^{fref}$  verileri (devamı)**

| Ion chamber<br>↓                  | TPR <sub>20,10</sub> (10) =<br>%dd(10,10) <sub>x</sub> = | 0.630<br>63.4 | 0.660<br>65.2 | 0.690<br>67.6 | 0.720<br>70.5 | 0.750<br>73.9 |
|-----------------------------------|----------------------------------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Victoreen Radocon III 555         |                                                          | 0.993         | 0.989         | 0.985         | 0.979         | 0.973         |
| Victoreen 30-348                  |                                                          | 0.995         | 0.991         | 0.988         | 0.982         | 0.976         |
| Victoreen 30-351                  |                                                          | 0.995         | 0.991         | 0.988         | 0.983         | 0.977         |
| Victoreen 30-349                  |                                                          | 0.995         | 0.991         | 0.988         | 0.983         | 0.978         |
| Victoreen 30-361                  |                                                          | 0.995         | 0.991         | 0.988         | 0.983         | 0.977         |
| IBAF-65P (Wellhöfer IC 69) Farmer |                                                          | 0.997         | 0.994         | 0.992         | 0.986         | 0.979         |
| IBAF-65G (Wellhöfer IC 70) Farmer |                                                          | 0.998         | 0.997         | 0.994         | 0.989         | 0.983         |
| Note: See Appendix I for details. |                                                          |               |               |               |               |               |

## FFF yüksek enerjili X ışınları

FFF yüksek enerjili X ışınları için, formalizm esasen aynıdır; özellikle önceki bölümdeki (a) ve (b) seçenekleri değişmeden kalır. (c) seçeneğinin uygulanması için, hem FFF foton ışınları hem de CyberKnife ve TomoTerapi gibi

özel cihazlar için bir dizi iyon odasına ait  $k_Q^{f_{ref}}$  ( $Q_0 = {}^{60}\text{Co}$  olduğunda  $k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  için kısa gösterim) değerleri Tablo 13'te verilmiştir. Bu veriler bir hacim ortalama (generic volume averaging) düzeltme faktörü içerir (Kendi ışınları için özel olarak hesaplanan bir hacim ortalama düzeltme faktörü kullanarak veri farkını araştırmak isteyen kullanıcılar Ek I'de bir örnek bulabilirler).

**Tablo 13: Referans iyon odaları için, FFF linaklarda konvansiyonel  $f_{ref}$  alanda (10 cm x 10 cm)  $TPR_{20,10}$  (10) ve %dd (10,10)<sub>x</sub> ışın kalite indekslerinin bir fonksiyonu olarak  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr},f_{ref}}$  verileri ve cyberknife ve tomoterapi için  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr},f_{ref}}$  verileri**

| Ion chamber<br>↓            | $TPR_{20,10}(10) =$<br>$\%dd(10,10)_x =$ | 0.63<br>63.8 | 0.66<br>65.6 | 0.69<br>68.2 | 0.72<br>71.7 | 0.75<br>76.1 | CyberKnife | TomoTherapy |
|-----------------------------|------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|------------|-------------|
| Capintec PR-06C/G Farmer    |                                          | 0.996        | 0.995        | 0.992        | 0.988        | 0.981        | 1.000      | 0.996       |
| Exradin A2 Spokas           |                                          | 0.996        | 0.996        | 0.993        | 0.989        | 0.983        | 0.997      | 0.996       |
| Exradin A12 Farmer          |                                          | 0.998        | 0.997        | 0.994        | 0.991        | 0.984        | 1.004      | 0.998       |
| Exradin A12S                |                                          | 0.994        | 0.993        | 0.989        | 0.984        | 0.977        | 0.993      | 0.994       |
| Exradin A19                 |                                          | 0.995        | 0.995        | 0.991        | 0.987        | 0.981        | 1.002      | 0.995       |
| Nuclear Assoc 30-751 Farmer |                                          | 0.995        | 0.994        | 0.991        | 0.986        | 0.979        | 1.000      | 0.995       |
| Nuclear Assoc 30-752 Farmer |                                          | 0.997        | 0.996        | 0.993        | 0.990        | 0.983        | 1.002      | 0.997       |
| NE 2505/3, 3A Farmer        |                                          | 0.996        | 0.996        | 0.993        | 0.990        | 0.985        | 1.003      | 0.996       |
| NE 2571 Farmer              |                                          | 0.996        | 0.995        | 0.993        | 0.990        | 0.985        | 1.003      | 0.996       |
| NE 2611                     |                                          | 0.994        | 0.992        | 0.989        | 0.985        | 0.979        | 0.993      | 0.993       |

**Tablo 13: Referans iyon odaları için, FFF linaklarda konvansiyonel  $f_{ref}$  alanda (10 cm x 10 cm)  $TPR_{20,10}$  (10) ve %dd (10,10)<sub>x</sub> ışın kalite indekslerinin bir fonksiyonu olarak  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr},f_{ref}}$  verileri ve cyberknife ve tomoterapi için  $k_{Q_{msr}}^{f_{msr},f_{ref}}$  verileri (devamı)**

| Ion chamber<br>↓         | $TPR_{20,10}(10) =$<br>$\%dd(10,10)_x =$ | 0.63<br>63.8 | 0.66<br>65.6 | 0.69<br>68.2 | 0.72<br>71.7 | 0.75<br>76.1 | CyberKnife | TomoTherapy |
|--------------------------|------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|------------|-------------|
| PTW 23331 rigid          |                                          | 0.995        | 0.993        | 0.990        | 0.985        | 0.980        | 0.998      | 0.994       |
| PTW 23332 rigid          |                                          | 0.995        | 0.993        | 0.988        | 0.983        | 0.976        | 0.995      | 0.994       |
| PTW 23333 (3 mm cap)     |                                          | 0.995        | 0.993        | 0.990        | 0.985        | 0.978        | 0.998      | 0.995       |
| PTW 30001 Farmer         |                                          | 0.995        | 0.994        | 0.990        | 0.986        | 0.979        | 0.999      | 0.995       |
| PTW 30010 Farmer         |                                          | 0.995        | 0.994        | 0.990        | 0.986        | 0.979        | 0.999      | 0.995       |
| PTW 30002/30011 Farmer   |                                          | 0.995        | 0.994        | 0.992        | 0.988        | 0.982        | 1.001      | 0.995       |
| PTW 30004/30012 Farmer   |                                          | 0.997        | 0.996        | 0.994        | 0.990        | 0.984        | 1.003      | 0.997       |
| PTW 30006/30013 Farmer   |                                          | 0.995        | 0.994        | 0.990        | 0.985        | 0.978        | 0.999      | 0.995       |
| PTW 31003/31013 Semiflex |                                          | 0.995        | 0.993        | 0.990        | 0.985        | 0.978        | 0.996      | 0.994       |
| SNC 100700-0 Farmer      |                                          | 0.996        | 0.995        | 0.992        | 0.987        | 0.979        | 1.002      | 0.996       |

**Tablo 13: Referans iyon odaları için, FFF linaklarda konvansiyonel  $f_{ref}$  alanda (10 cm x 10 cm)  $TPR_{20,10}$  (10) VE %dd (10,10)<sub>x</sub> ışın kalite indekslerinin bir fonksiyonu olarak  $k_{Q_{msr},f_{ref}}^{f_{msr},f_{ref}}$  verileri ve cyberknife ve tomoterapi için  $k_{Q_{msr},f_{ref}}^{f_{msr},f_{ref}}$  verileri (devamı)**

| Ion chamber<br>↓                    | $TPR_{20,10}(10) =$<br>$\%dd(10,10)_x =$ | 0.63<br>63.8 | 0.66<br>65.6 | 0.69<br>68.2 | 0.72<br>71.7 | 0.75<br>76.1 | CyberKnife | TomoTherapy |
|-------------------------------------|------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|------------|-------------|
| SNC 100700-1 Farmer                 |                                          | 0.998        | 0.998        | 0.995        | 0.991        | 0.985        | 1.005      | 0.998       |
| Victoreen Radcon III 555            |                                          | 0.992        | 0.990        | 0.985        | 0.979        | 0.973        | 0.995      | 0.991       |
| Victoreen 30-348                    |                                          | 0.993        | 0.991        | 0.987        | 0.981        | 0.973        | 0.994      | 0.992       |
| Victoreen 30-351                    |                                          | 0.994        | 0.992        | 0.988        | 0.984        | 0.977        | 0.998      | 0.993       |
| Victoreen 30-349                    |                                          | 0.994        | 0.992        | 0.988        | 0.983        | 0.978        | 0.997      | 0.993       |
| Victoreen 30-361                    |                                          | 0.994        | 0.992        | 0.988        | 0.983        | 0.976        | 0.998      | 0.993       |
| IBA FC-65P (Wellhöfer IC 69) Farmer |                                          | 0.996        | 0.995        | 0.992        | 0.987        | 0.978        | 1.002      | 0.996       |
| IBA FC-65G (Wellhöfer IC 70) Farmer |                                          | 0.997        | 0.997        | 0.994        | 0.990        | 0.983        | 1.004      | 0.998       |

Note: The correspondence between  $TPR_{20,10}(10)$  and  $\%dd(10,10)_x$  is different from that for WFF beams.

### <sup>60</sup>Co gamma ışınları

Gamma Knife gibi <sup>60</sup>Co gamma ışınları için, sadece seçenek (b) dikkate alınır (bkz. Denk. (25)).  $Q_0 = ^{60}\text{Co}$  ile  $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$  iyon odası kalibrasyonuna göre  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  faktörü, bu tedavi cihazlarında referans dozimetriye uygun olan çoğu iyon odası için bire yakındır. Bununla birlikte, Gamma Knife ışınlarında referans dozimetri genellikle plastik fantomlarda (ABS veya Katı Su) yapıldığı için, düzeltme faktörleri suda absorblanan doza dönüşümü içerir.

Perfexion ve 4C Gamma Knife modelleri için  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  değerleri Tablo 14' te verilmiştir.

**Tablo 14: Perfexion ve 4C Gamma Knife modelleri için  $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$  düzeltme faktörleri [110, 153]**

| Chamber type        | Perfexion<br>$f_{msr} = 16 \text{ mm } \varnothing$ |        |        | 4C<br>$f_{msr} = 18 \text{ mm } \varnothing$ |        |        |
|---------------------|-----------------------------------------------------|--------|--------|----------------------------------------------|--------|--------|
|                     | Solid Water                                         | ABS    | Water  | Solid Water                                  | ABS    | Water  |
| PTW T31010          | 1.0037                                              | 1.0146 | 1.0001 | 0.9958                                       | 0.9990 | 0.9924 |
| PTW T31016          | 1.0040                                              | 1.0110 | 0.9991 | 1.0014                                       | 1.0025 | 0.9964 |
| Exradin A1SL        | 1.0046                                              | 1.0138 | 1.0006 | 1.0009                                       | 1.0014 | 0.9967 |
| Exradin A14SL       | 1.0154                                              | 1.0194 | 1.0112 | 1.0116                                       | 1.0060 | 1.0058 |
| Exradin A16         | 1.0167                                              | 1.0295 | 1.0127 | 1.0163                                       | 1.0217 | 1.0104 |
| IBA CC01            | 1.0213                                              | 1.0292 | 1.0169 | 1.0203                                       | 1.0208 | 1.0157 |
| IBA CC04            | 1.0107                                              | 1.0117 | 1.0062 | 1.0086                                       | 1.0049 | 1.0040 |
| Capintec PR05-P 4.7 | 1.0059                                              | 1.0070 | 1.0010 | 1.0007                                       | 0.9960 | 0.9951 |
| Capintec PR05-P 7.6 | 1.0025                                              | 1.0126 | 0.9976 | 0.9885                                       | 0.9972 | 0.9844 |

## Konvansiyonel $f_{ref}$ alanının oluşturulamadığı durumlarda ışın kalitesinin belirlenmesi

Daha önce vurgulandığı gibi, bazı tedavi cihazları 10 cm x 10 cm'lik konvansiyonel referans alanı oluşturamaz. Ancak, bölüm 5.3.2.1 ve 5.3.2.2 bölümlerindeki (c) seçeneği, ışın kalite düzeltme faktörü  $k_{Q,Q0}^{f_{ref}}$ 'nin kullanımına dayanmaktadır. Bu amaçla, Denk. (27)'nin uygulanması için, cihazdaki hipotetik (varsayılan) 10 cm x 10 cm referans alan  $f_{ref}$  için veriler gereklidir. Bu veriler, msr alanı için ölçülen bir ışın kalitesi indeksi kullanılarak Kaynak [1, 2, 7]'den alınabilir.

10 cm x 10 cm referans alanı için tanımlanan iki ışın kalite indeksi,  $TPR_{20,10}$  (10) (Kaynak [1]'de tanımlanmıştır) ve  $\%dd(10,10)_x$  (Kaynak [2, 7]'de tanımlanmıştır) bu COP'da dikkate alınmaktadır. Her ikisi de eşdeğer kare msr alan büyüklüğü S olan bir alanda ilgili ölçümlerden elde edilir, [ $TPR_{20,10}(S)$  ve  $\%dd(10,S)_x$ ]. Kare alan oluşturamayan cihazlarda, eşdeğer kare msr alan boyutu hesaplanmalıdır. Her iki adım da aşağıda açıklanmaktadır.

### Eşdeğer kare msr alan boyutu

Alanın çoğunda homojen bir lateral ışın profili gösteren düzleştirilmiş alanlar için, dikdörtgen ve dairesel alanlar için eşdeğer kare msr alan büyüklükleri, Kaynak [32]'teki tablolarından elde edilebilir. Bu uygulama kılavuzunda ele alınan alan büyüklükleri için bu tür bir verinin bir alt kümesi, Tablo 15'te verilmiştir. WFF ışınları için eşdeğer kare msr alan boyutları enerjiden bağımsızdır.

FFF ışınlarında saçılmış fotonların alan merkezine katkısı, alan büyüklüğünün bir fonksiyonu olarak farklılıklar gösterir ve aynı zamanda ışının enerjisine

de bağlıdır. Literatürde açıklanan 6-7 MV ve 10 MV FFF ışınların ortalama değerlerine dayanan eşdeğer düzleştirilmiş kare msr alan büyüklüğü için veriler Tablo 16 ve 17'de verilmiştir (bunların nasıl hesaplandığı hakkında bilgi için Ek I'e bakınız). Lateral profilde daha dik bir gradyana sahip olan Cyberknife için, 6 cm çapındaki msr alanının eşdeğer üniform kare msr alan boyutu 5 cm'dir.

**Tablo 15: boyutları X ve Y olan dikdörtgen alanların ve çapı Ø olan dairesel alanların düzleştirilmiş ışınlar için eşdeğer kare msr alan boyutu**

| Y (cm) \ X (cm) | 12   | 11   | 10   | 9    | 8   | 7   | 6   | 5   | 4   | 3   |
|-----------------|------|------|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 12              | 12.0 | 11.5 | 10.9 | 10.3 | 9.6 | 8.9 | 8.1 | 7.2 | 6.2 | 5.1 |
| 11              |      | 11.0 | 10.5 | 9.9  | 9.3 | 8.6 | 7.8 | 7.0 | 6.0 | 5.0 |
| 10              |      |      | 10.0 | 9.5  | 8.9 | 8.3 | 7.5 | 6.8 | 5.9 | 4.8 |
| 9               |      |      |      | 9.0  | 8.5 | 7.9 | 7.2 | 6.5 | 5.7 | 4.7 |
| 8               |      |      |      |      | 8.0 | 7.5 | 6.9 | 6.2 | 5.4 | 4.5 |
| 7               |      |      |      |      |     | 7.0 | 6.5 | 5.9 | 5.1 | 4.3 |
| 6               |      |      |      |      |     |     | 6.0 | 5.5 | 4.8 | 4.1 |
| 5               |      |      |      |      |     |     |     | 5.0 | 4.5 | 3.8 |
| 4               |      |      |      |      |     |     |     |     | 4.0 | 3.4 |
| 3               |      |      |      |      |     |     |     |     |     | 3.0 |
| Ø (cm)          | 12   | 11   | 10   | 9    | 8   | 7   | 6   | 5   | 4   | 3   |
|                 | 10.7 | 9.8  | 8.9  | 8.0  | 7.1 | 6.2 | 5.4 | 4.5 | 3.6 | 2.7 |

**Tablo 16: Boyutları X ve Y olan dikdörtgen alanların ve çapı Ø olan dairesel alanların 6-7 MV FFF ışınlar için eşdeğer üniform kare msr alan boyutu**

| Y (cm) \ X (cm) | 12   | 11   | 10   | 9   | 8   | 7   | 6   | 5   | 4   | 3   |
|-----------------|------|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 12              | 11.2 | 10.8 | 10.3 | 9.8 | 9.2 | 8.5 | 7.8 | 7.0 | 6.0 | 5.0 |
| 11              |      | 10.4 | 9.9  | 9.4 | 8.9 | 8.3 | 7.6 | 6.8 | 5.9 | 4.9 |
| 10              |      |      | 9.5  | 9.1 | 8.6 | 8.0 | 7.3 | 6.6 | 5.7 | 4.8 |
| 9               |      |      |      | 8.7 | 8.2 | 7.6 | 7.0 | 6.3 | 5.5 | 4.6 |
| 8               |      |      |      |     | 7.8 | 7.3 | 6.7 | 6.1 | 5.3 | 4.5 |
| 7               |      |      |      |     |     | 6.8 | 6.3 | 5.8 | 5.1 | 4.3 |
| 6               |      |      |      |     |     |     | 5.9 | 5.4 | 4.8 | 4.0 |
| 5               |      |      |      |     |     |     |     | 4.9 | 4.4 | 3.8 |
| 4               |      |      |      |     |     |     |     |     | 4.0 | 3.4 |
| 3               |      |      |      |     |     |     |     |     |     | 3.0 |
| Ø (cm)          | 12   | 11   | 10   | 9   | 8   | 7   | 6   | 5   | 4   | 3   |
|                 | 10.2 | 9.4  | 8.6  | 7.8 | 7.0 | 6.1 | 5.3 | 4.4 | 3.5 | 2.7 |

Not: Değerler CyberKnife ışınları için geçerli değildir. Lateral profilde daha dik bir eğime sahip olan Cyberknife için, 6 cm çapındaki msr alanının eşdeğer üniform kare msr alan boyutu 5 cm'dir.

**Tablo 17: boyutları X ve Y olan dikdörtgen alanların ve çapı Ø olan dairesel alanların 10 MV FFF ışınlar için eşdeğer üniform kare msr alan boyutu**

| Y (cm) \ X (cm) | 12   | 11   | 10  | 9   | 8   | 7   | 6   | 5   | 4   | 3   |
|-----------------|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 12              | 10.5 | 10.2 | 9.8 | 9.3 | 8.8 | 8.2 | 7.5 | 6.7 | 5.9 | 4.9 |
| 11              |      | 9.8  | 9.5 | 9.0 | 8.5 | 8.0 | 7.3 | 6.6 | 5.7 | 4.8 |
| 10              |      |      | 9.1 | 8.7 | 8.2 | 7.7 | 7.1 | 6.4 | 5.6 | 4.7 |
| 9               |      |      |     | 8.3 | 7.9 | 7.4 | 6.8 | 6.2 | 5.4 | 4.5 |
| 8               |      |      |     |     | 7.5 | 7.1 | 6.6 | 5.9 | 5.2 | 4.4 |
| 7               |      |      |     |     |     | 6.7 | 6.2 | 5.7 | 5.0 | 4.2 |
| 6               |      |      |     |     |     |     | 5.8 | 5.3 | 4.7 | 4.0 |
| 5               |      |      |     |     |     |     |     | 4.9 | 4.4 | 3.7 |
| 4               |      |      |     |     |     |     |     |     | 3.9 | 3.4 |
| 3               |      |      |     |     |     |     |     |     |     | 3.0 |
| Ø (cm)          | 12   | 11   | 10  | 9   | 8   | 7   | 6   | 5   | 4   | 3   |
|                 | 9.7  | 9.0  | 8.3 | 7.6 | 6.8 | 6.0 | 5.2 | 4.4 | 3.5 | 2.7 |

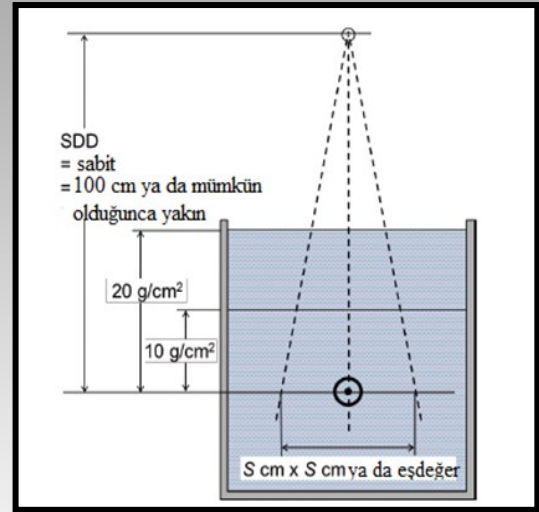
### TPR<sub>20,10</sub> (10)'un deneysel olarak belirlenmesi

Işın kalite indeksi TPR<sub>20,10</sub>(10),  $f_{msr}$  eşdeğer kare alanı S için TPR<sub>20,10</sub>'un ölçümünden belirlenir. Daha sonra aşağıda verilen Palmans [38]'in analitik ifadesinde kullanılır. TPR<sub>20,10</sub>(S)'nin ölçümü için set-up Şekil 14'te gösterilmiştir ve ölçüm referans koşulları Tablo 18'de verilmiştir. İki ölçüm derinliğindeki rekombinasyon etkilerinin araştırılması ve derinlikle değişmesi durumunda dikkate alınması tavsiye edilir. Her ne kadar TPR suda absorblanan doz oranları açısından kesin olarak tanımlanmış olsa da, 'küçük olmayan' alanlar için iyonlaşma oranlarının kullanımı; su/hava durdurma-gücü oranlarının derinlikle yavaş değişimi, pratikte göz ardı edilebilir alan boyutuna bağımlılık ve maksimum doz derinliğinin ötesinde pertürbasyon faktörlerinin varsayılan sabitliği sayesinde kabul edilebilir bir doğruluk sağlar.

Konvansiyonel referans alan  $f_{ref}$  10 cm x 10 cm için TPR<sub>20,10</sub> (10) ışın kalite indeksi Kaynak [38]'den türetilmiştir:

$$TPR_{20,10}(10) = \frac{TPR_{20,10}(S) + c(10 - S)}{1 + c(10 - S)} \quad (28)$$

burada  $c = (16.15 \pm 0.12) \times 10^{-3}$ ,  $4 \leq S \leq 12$  için geçerlidir, S cm cinsinden eşdeğer kare msr alan büyüklüğüdür.



**Şekil 24: TPR<sub>20,10</sub> (S) ölçümü için set-up düzeneği. SDD, 100 cm'de veya bu mesafeye mümkün olduğunca yakın tutulur ve iyon odasının referans noktası üzerinde 10 g/cm² ve 20 g/cm² su ile ölçümler yapılır. İyon odanın referans noktası pozisyonundaki alan, eşdeğer kare msr alan büyüklüğü S olan bir alandır. Silindirik veya paralel plan iyon odası kullanılabilir (Kaynak [1] 'den çoğaltılmış).**

**Tablo 18: Yüksek enerji foton üreticilerinde foton ışın kalite indeksi TPR<sub>20,10</sub>(S)' nin belirlenmesi için referans koşullar**

| Nitelik                                  | Referans değer veya referans özellikleri                                                                                                                |
|------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Fantom maddesi                           | Su                                                                                                                                                      |
| İyon odası tipi                          | Silindirik veya paralel plan yeterli lateral buildup ile <sup>a</sup>                                                                                   |
| Ölçüm derinlikleri                       | 20 g/cm² ve 10 g/cm²                                                                                                                                    |
| İyon odasının referans noktası           | Silindirik iyon odalar için, merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde; paralel-plan iyon odalar için, iç yüzeyde giriş penceresinin merkezinde |
| İyon odasının referans noktasının konumu | Silindirik veya paralel-plan iyon odaları için, ölçüm derinliklerinde                                                                                   |
| İyon odası oryantasyonu                  | Işın eksenine dik                                                                                                                                       |
| SDD                                      | 100 cm veya msr alanlar için elde edilebilecek 100 cm'ye en yakın mesafe                                                                                |
| SDD'de alan şekli ve büyüklüğü           | 10 cm x 10 cm veya msr alanı (elde edilebilecek 10 cm x 10 cm'e en yakın <sup>b</sup> )                                                                 |

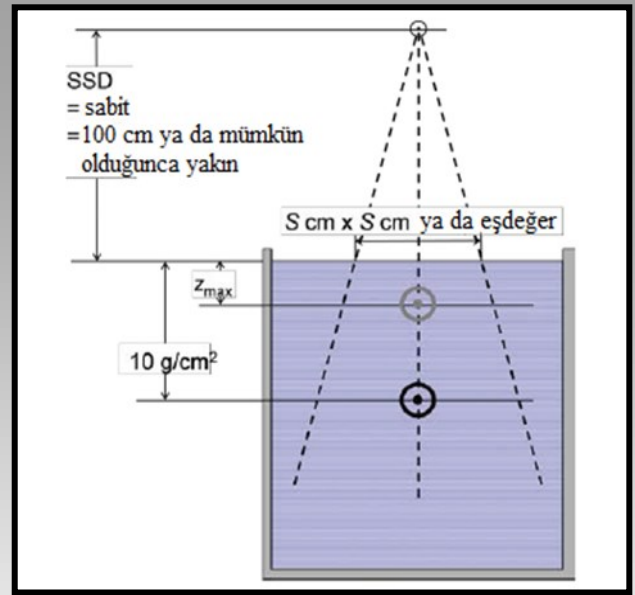
<sup>a</sup> İyon odasının en geniş boyutunun, alanın en küçük kenarı – ( $2 \cdot r_{LCPE}$ ) büyüklüğünden daha küçük olması ya da dedektör hacminin dış lateral kenarının, en yakın alan kenarından en az bir  $r_{LCPE}$  mesafesi kadar uzakta olması tavsiye edilir.

<sup>b</sup> Eşdeğer kare  $msr$  alan büyüklüğü,  $S$ , 10 cm'ye mümkün olduğunca yakın olmalıdır.  $S$ , 4 cm'den küçük ve 12 cm'den büyük olmamalıdır. Dikdörtgen alanların en boy oranı (en büyük boyut/en küçük boyut), bire mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır.

### **%dd(10,10)<sub>x</sub>'un deneysel olarak belirlenmesi**

Işın kalite indeksi  $\%dd(10,10)_x$ ,  $f_{msr}$  eşdeğer kare alanı  $S$  için  $\%dd(10)$ 'un ölçümünden belirlenir. Daha sonra aşağıda verilen Palmans [38]'in analitik ifadesinde kullanılır.  $\%dd(10,S)_x$ 'un ölçümü için set-up Şekil 15'te gösterilmiştir ve ölçüm referans koşulları Tablo 19'da verilmiştir.

Kullanılan iyon odasının silindirik olması durumunda, efektif ölçüm noktası ilgili ölçüm derinliklerine yerleştirilir; paralel-plan iyon odası için kavitenin iç ön yüzü ilgili derinliklerde konumlandırılır. İki ölçüm derinliğindeki rekombinasyon etkilerinin araştırılması ve derinlikle değişmesi durumunda dikkate alınması tavsiye edilir. Her ne kadar  $\%dd(10,10)$  suda absorblanan doz oranları açısından kesin olarak tanımlanmış olsa da, 'küçük olmayan' alanlar için iyonlaşma oranlarının kullanımı; su/hava durdurma-gücü oranlarının derinlikle yavaş değişimi, pratikte göz ardı edilebilir alan boyutuna bağımlılık ve maksimum doz derinliğinin ötesinde pertürbasyon faktörlerinin varsayılan sabitliği sayesinde kabul edilebilir bir doğruluk sağlar.



**Şekil 15: %dd(10,S)<sub>x</sub> ölçümü için set-up düzeneği. SSD, 100 cm'de veya bu mesafeye mümkün olduğunca yakın tutulur ve ölçümler  $z_{max}$  ve  $10 \text{ g/cm}^2$  (genellikle derin-doz dağılımından elde edilir) derinliklerinde yapılır.**

**Fantom yüzeyindeki alan, eşdeğer kare  $msr$  alan büyüklüğü  $S$  olan bir alandır. Paralel plan veya silindirik bir iyon odası kullanılabilir. Silindirik iyon odası kullanılması durumunda, iyon odasının efektif ölçüm noktası (Tablo 19), ölçülen derinlik iyonizasyon eğrisi kaydırılarak dikkate alınır.**

Enerjisi 10 MV'nin altında olan WFF ışınlarında  $\%dd(10, S)$  ölçümlerinde kurşun yaprak (foil) kullanılmasına gerek yoktur. Bununla birlikte, herhangi bir enerjinin FFF ışınları için, hızlandırıcı tarafından üretilen elektron kontaminasyonunun potansiyel etkisini ortadan kaldırmak ve  $\%dd(10,10)_{pb}$  elde etmek için huzmeye 1 mm'lik bir kurşun yaprak (foil) yerleştirilmesi tavsiye edilir. Işın kalitesi belirleyicisi  $\%dd(10,10)_x$  Kaynak [2]'deki ilişkileri kullanarak  $\%dd(10,10)_{pb}$ 'den elde edilebilir. Kaynak [2, 7]'deki kılavuza göre, 10 MV ışınlarda konvansiyonel 10 cm x 10 cm referans alanı için ölçümler bir kurşun yaprak kullanarak yapılır.

Konvansiyonel referans alan  $f_{ref}$  10 cm x 10 cm için  $\%dd(10,10)$  ışın kalite indeksi Kaynak [38]'den

türetilmiştir:

$$\%dd(10,10) = \frac{\%dd(10,S) + 80c(10-S)}{1 + c(10-S)} \quad (29)$$

burada  $c = (53.4 \pm 1.1) \times 10^{-3}$ ,  $4 \leq S \leq 12$  için geçerlidir,  $S$  cm cinsinden eşdeğer kare msr alan büyüklüğüdür. Bu COP'daki ışın kalitesi aralığı için, ışın kalite indeksinin  $\%dd(10,10)$ 'ye karşılık geldiği varsayılır [38], diğer bir deyişle:

$$\%dd(10,10)_x = \%dd(10,10) \quad (30)$$

Belirli bir SSD'de 10 cm'deki yüzde derin doz  $\%dd^{SSD}(10,10)$  olarak gösterilir (Denk. (31)) ve  $\%dd(10,10)$  şu şekilde türetilir.

$$\%dd(10,10) = \%dd^{SSD}(10,10) \times \frac{TMR(10,11)}{TMR\left(10, \frac{SSD+10}{SSD}\right)} \times \frac{NPSF(11)}{NPSF\left(\frac{SSD+10}{SSD}\right)} \times \left(\frac{100+z_{max}}{110} \frac{SSD+10}{SSD+z_{max}}\right)^2 \quad (31)$$

Burada TMR ( $z, S$ ),  $S$  boyutunda eşdeğer kare alan için suda  $z$  derinliğinde doku maksimum (tissue maximum) oranıdır ( $z$  derinliğinde tanımlanır) ve NPSF ( $S$ ), alan büyüklüğü  $S$  için normalize edilmiş peak-scatter faktörüdür (bakınız kaynak [32]). 90 ile 110 cm arasındaki SSD için, denklem (31)'de TMR ve NPSF oranlarının çıkarılmasıyla yeterince doğru bir yaklaşım sağlanır.

<sup>a</sup> İyon odasının en geniş boyutunun, alan boyutu – ( $2 \cdot r_{LCPE}$ ) büyüklüğünden daha küçük olması ya da dedektör hacminin dış lateral kenarının, en yakın alan kenarından en az bir  $r_{LCPE}$  mesafesi kadar uzakta olması tavsiye edilir.

<sup>b</sup> Silindirik bir odanın (Peff) efektif ölçüm noktası, kavite merkezinden kavite yarıçapının 0.6 katı bir mesafe kadar yukarıdadır.

<sup>c</sup> Eşdeğer kare msr alan büyüklüğü,  $S$ , 10 cm'ye mümkün olduğunca yakın olmalıdır.  $S$ , 4 cm'den küçük ve 12 cm'den

büyük olmamalıdır. Dikdörtgen alanların en boy oranı (en büyük boyut/en küçük boyut), bire mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır.

**Tablo 19: Yüksek enerji foton üreticilerinde foton ışın kalite indeksi  $\%dd(10,S)_x$ 'in belirlenmesi için referans koşullar**

| Nitelik                                  | Referans değer veya referans özellikleri                                                                                       |
|------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Fantom maddesi                           | Su                                                                                                                             |
| İyon odası tipi                          | Silindirik veya paralel plan yeterli lateral buildup ile <sup>a</sup>                                                          |
| Ölçüm derinlikleri                       | 10 g / cm <sup>2</sup> ve $z_{max}$                                                                                            |
| İyon odasının referans noktası           | Silindirik iyon odaları için Peff'de <sup>b</sup> ; paralel-plan iyon odaları için, giriş penceresinin iç yüzeyinin merkezinde |
| İyon odasının referans noktasının konumu | Silindirik veya paralel-plan iyon odaları için, ölçüm derinliklerinde                                                          |
| İyon odası oryantasyonu                  | Işın eksenine dik                                                                                                              |
| SSD                                      | 100 cm veya msr alanlar için elde edilebilecek 100 cm'ye en yakın mesafe                                                       |
| SSD'de alan şekli ve büyüklüğü           | 10 cm x 10 cm veya msr alanı (elde edilebilecek 10 cm x 10 cm'e en yakın <sup>c</sup> )                                        |

### Su yerine plastik fantomlarda ölçüm

Plastik fantom kullanmanın daha uygun olduğu durumlarda suda absorblanan doz, fantom doz

dönüşüm faktörü  $k_{Q_{msr}}^{w,plastic}$  'nın denklemlere (24, 25, 27) dâhil edilmesiyle elde edilebilir. Örneğin, bölüm 5.3.2.1'deki denklem (25) şöyle olur:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}(z_{ref}) = M_{plastic,Q_{msr}}^{f_{msr}}(z_{eq,plastic}) N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} k_{Q_{msr}}^{w,plastic} \quad (32)$$

burada  $M_{plastic,Q_{msr}}^{f_{msr}}(z_{eq,plastic})$  plastik fantomda ölçülen düzeltilmiş okuma değeridir ve diğer nicelikler daha önce anlatılanlarla aynı anlama sahiptir (Bununla birlikte, Gamma Knife cihazında tüm düzeltme faktörlerinin hesaplamaları hali hazırda plastik

dönüşüm faktörü ve derinlik skalası içermekte, bu nedenle ne ek düzeltme faktörü ne de eşdeğer bir derinliğin hesaba katılması gerekmektedir).

Denklem (32)'deki fantom doz dönüşüm faktörü deneysel olarak,  $z_{ref}$  derinliğinde su fantomunda ve  $z_{eq,plastic}$  eşdeğer derinliğinde plastik fantomda elde edilen düzeltilmiş okuma değerlerinin oranı olarak tanımlanır.

$$k_{Q_{msr}}^{w,plastic} = \frac{M_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}(z_{ref})}{M_{plastic,Q_{msr}}^{f_{msr}}(z_{eq,plastic})} \quad (33)$$

Plaka sırasının değişmemesi koşuluyla fantomun imalatından kaynaklanan homojenlik kaybının veya hava boşluklarının hesaba katılması doğru bir deneysel ölçüm için avantaj sağlar. Ayrıca, verilen bir fantom için, bu deneysel prosedür sadece bir kez yapılmaktadır (Bunun standart QA prosedürleri dahilinde periyodik olarak doğrulanması tavsiye edilir).

Denklem (32, 33)'de plastik fantomdaki  $z_{eq,plastic}$  derinlik, suda  $z_{ref}$  referans derinliğe eşdeğerdir; elektron yoğunluklarının oranına göre hesaplanmaktadır (bakınız Attix eq. (13.49a) [13]):

$$z_{eq,plastic} = \frac{\rho_w}{\rho_{plastic}} \frac{\left(\frac{Z}{A}\right)_w}{\left(\frac{Z}{A}\right)_{plastic}} z_{ref} \quad (33)$$

Alan boyutunun elektron yoğunluk oranına göre hesaplanması ve SDD'nin izosentrik bir set-up'ta sabit tutulması gerektiği tavsiye edilir (veya bir SSD set-up'ta SDD değişiminin düzeltilmesi gerekir). Etkiler, suyun elektron yoğunluğuna yakın elektron

yoğunluklarına sahip malzemeler için küçüktür [101]; ancak PMMA için farklılıklar önemli olmaktadır.

$(Z/A)_{med}$  değerleri, bazı plastik malzemeler için Kaynak[154]'te bulunabilir veya Bragg kuralı (Bragg additivity rule) kullanılarak maddenin bileşiminden hesaplanabilir:

$$\left(\frac{Z}{A}\right)_{med} = \sum_i w_i \left(\frac{Z_i}{A_i}\right) \quad (35)$$

burada  $w_i$ , ağırlık kesridir ve  $Z_i$  ve  $A_i$ ,  $i$  bileşen elementin atom numarası ve atom kütesidir. Dozimetride kullanılan bazı plastik malzemeler (ve su) için; tipik element bileşimler, yoğunluklar, ortalama atom sayıları, ortalama uyarılma enerjileri,  $(Z/A)_{med}$  değerleri ve 10 cm suya eşdeğer derinlikler Tablo 20'de verilmiştir. Plastik fantomlarda dozimetre okuma değerinin düzeltilmesi için, sıcaklığın kavitenin olduğu yerde gözlenmesi veya plastik fantomun ölçümün yapıldığı oda sıcaklığı ile termal dengede olması gerekmektedir.

**Tablo 20: Su yerine kullanılan fantom malzemelerin temel bileşimleri, nominal ortalama yoğunlukları, ortalama atom sayıları, ortalama uyarılma enerjileri,  $(Z/A)_{med}$  ve  $Z_{eq,plastic}(10)$  değerleri**

| Material                                              | Water, liquid <sup>a</sup> | ABS <sup>b</sup> | Plastic Water <sup>c</sup> | PMMA <sup>d,e</sup> | Polystyrene <sup>d</sup> | RW-1 water eq <sup>f</sup> | RW-2 muscle eq <sup>f</sup> | RW-3   | Solid Water RMI-458 <sup>g,h</sup> | Solid Water WTI <sup>h</sup> | Virtual Water <sup>h,i</sup> |
|-------------------------------------------------------|----------------------------|------------------|----------------------------|---------------------|--------------------------|----------------------------|-----------------------------|--------|------------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| H                                                     | 0.1119                     | 0.0540           | 0.0925                     | 0.0805              | 0.0774                   | 0.1320                     | 0.0700                      | 0.0759 | 0.0809                             | 0.0810                       | 0.0770                       |
| C                                                     |                            | 0.8777           | 0.6282                     | 0.5998              | 0.9226                   | 0.7940                     | 0.8300                      | 0.9041 | 0.6722                             | 0.6720                       | 0.687                        |
| N                                                     |                            | 0.0682           | 0.0100                     |                     |                          |                            |                             |        | 0.0240                             | 0.0240                       | 0.0227                       |
| O                                                     | 0.8881                     |                  | 0.1794                     | 0.3196              |                          | 0.0380                     | 0.0400                      | 0.0080 | 0.1984                             | 0.1990                       | 0.1886                       |
| Mg                                                    |                            |                  |                            |                     |                          | 0.0090                     |                             |        |                                    |                              |                              |
| Cl                                                    |                            |                  | 0.0096                     |                     |                          |                            |                             |        | 0.0013                             | 0.0010                       | 0.0013                       |
| Ca                                                    |                            |                  | 0.0795                     |                     |                          | 0.0270                     |                             |        | 0.0232                             | 0.0230                       | 0.0231                       |
| Ti                                                    |                            |                  |                            |                     |                          |                            | 0.0600                      | 0.0120 |                                    |                              |                              |
| Br                                                    |                            |                  | 0.0003                     |                     |                          |                            |                             |        |                                    |                              |                              |
| Nominal density $\rho_{plastic}$ (g/cm <sup>3</sup> ) | 0.998                      | 1.066            | 1.030                      | 1.190               | 1.060                    | 0.970                      | 1.110                       | 1.045  | 1.030                              | 1.020                        | 1.030                        |

**Tablo 20: Su yerine kullanılan fantom malzemelerin temel bileşimleri, nominal ortalama yoğunlukları, ortalama atom sayıları, ortalama uyarılma enerjileri, ( $Z/A$ )<sub>med</sub> ve  $Z_{eq,plastic}$ (10) değerleri (devamı)**

| Material                           | Water, liquid <sup>a</sup> | ABS <sup>b</sup> | Plastic Water <sup>c</sup> | PMMA <sup>d</sup> | Polystyrene <sup>e</sup> | RW-1 water eq <sup>f</sup> | RW-2 muscle eq <sup>f</sup> | RW-3    | Solid Water RMI-458 <sup>g</sup> | Solid Water WT1 <sup>h</sup> | Virtual Water <sup>TM</sup> |
|------------------------------------|----------------------------|------------------|----------------------------|-------------------|--------------------------|----------------------------|-----------------------------|---------|----------------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| $Z^A$                              | 6.60                       | 5.56             | 6.62                       | 5.85              | 5.29                     | 5.29                       | 6.25                        | 5.48    | 5.96                             | 5.95                         | 5.97                        |
| $I$ (eV)                           | 78.0                       | 70.0             | 69.9                       | 74.0              | 68.7                     | 99.8                       | 71.3                        | 67.1    | 68.7                             | 68.6                         | 69.2                        |
| $(Z/A)_{med}$                      | 0.555 1                    | 0.526 2          | 0.544 6                    | 0.539 4           | 0.537 7                  | 0.564 5                    | 0.531 6                     | 0.536 4 | 0.539 5                          | 0.539 5                      | 0.537 5                     |
| $z_{eq,plastic}$ (10) <sup>h</sup> | —                          | 9.88             | 9.88                       | 8.63              | 9.72                     | 10.12                      | 9.39                        | 9.88    | 9.97                             | 10.07                        | 10.01                       |

Note: Owing to significant discrepancies in density quoted by the manufacturers, it is advised that the phantom density always be determined experimentally. For comparison, liquid water is also included.

<sup>a</sup> See Refs [154-156].

<sup>b</sup> Acrylonitrile butadiene styrene (ABS).

<sup>c</sup> Nuclear Associates (New York, NY).

<sup>d</sup> Polymethylmethacrylate, also known as acrylic. Trade names are Lucite, Plexiglas or Perspex.

<sup>e</sup> Gammec/Sun Nuclear (Middleton, WI).

<sup>f</sup> Med-Cal, Inc.

<sup>g</sup> For the definition of mean atomic number, see, for instance, Refs [157, 158].

<sup>h</sup> Equivalent depth in plastic, in cm, of  $z_{eq} = 10$  cm. If  $z_{eq} \neq 10$  cm, the numbers in this row are multiplied by  $z_{eq}/10$  cm.

### Etki Parametreleri İçin Düzeltmeler

Bu bölüm, hava ile doldurulmuş referans iyon odaları

kullanarak  $M_{Q_{msr}}^{fmsr}$  elde etmek üzere, ham dozimetre

okuması  $raw_{Q_{msr}}^{fmsr}$ 'nin etki parametreleri için düzeltilmesi prosedürlerini özetlemektedir (Bu düzeltmeler hakkında detaylar Kaynak [1, 2, 7] 'de bulunabilir).

### Sıcaklık-basınç düzeltmesi

Bu COP'da referans dozimetri için önerilen tüm iyon odaları dış havaya açıktır. Bu nedenle, kavitedeki havanın kütlesi atmosfer koşullarına (sıcaklık ve basınç) bağlı olacaktır. Bu koşullar için düzeltilmek  $k_{TP}$  faktörü:

$$k_{TP} = \frac{(T + 273.15)}{(T_0 + 273.15)} \frac{P_0}{P} \quad (36)$$

Burada  $T$ , ° C cinsinden sıcaklık ve  $P$ , kPa cinsinden basınçtır.  $T_0$  ve  $P_0$ , iyon odasının kalibrasyon

katsayısının geçerli olduğu sıcaklık ve basınç için referans koşullardır ve sırasıyla 20°C (veya Kuzey Amerika'daki standart laboratuvarlarda yapılan kalibrasyonlar için 22° C) ve 101.3 kPa'dır.

### Nem etkisi

İyon odası %20 ile %80 nem aralığında kullanılıyorsa ve kalibrasyon katsayısı %50 nemde elde edilmişse nem için düzeltme gerekmez. Nem %20-80 aralığının dışındaysa (ihtimal dışı bir durum), bir düzeltme faktörüne ihtiyaç vardır [1, 159].

### Elektrometre kalibrasyon faktörü $k_{elec}$

İyon odası ve elektrometre ayrı ayrı kalibre edildiğinde, iyon odası için kalibrasyon katsayısı, Gy/C veya çoklu birimler halinde (örneğin, mGy/nC veya cGy/nC) verilir.

Elektrometre kalibrasyon faktörü  $k_{elec}$ , elektrometre okumasını yüke dönüştürür ve birimi C/rdg'dir. Elektrometre okuması yük cinsinden ise, elektrometre kalibrasyon faktörü boyutsuzdur. İyon odası ve elektrometre birlikte kalibre edilirse, ayrı bir elektrometre kalibrasyon faktörü uygulanmasına gerek yoktur.

### Polarite etkisi

Belirli bir ışın için polarite etki düzeltme faktörü:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (37)$$

$M_+$  ve  $M_-$  sırasıyla pozitif ve negatif polarizasyon voltajlarında elde edilen elektrometre değerleridir ve  $M$  rutin olarak kullanılan voltajda alınan elektrometre değeridir. Rutin olarak kullanılan polarite, iyon odasının kalibrasyonu sırasında kullanılanla aynıdır. Standart laboratuvarının kalibrasyon sırasında bu

düzeltilmeyi uygulamadığı durum hakkında ayrıntılı bilgi için, Kaynak [1]'e bakınız. Bölüm 4'te tartışılan gözlemler dikkate alındığında, küçük hacimli iyon odaları için gerekli olabilecek uzun stabilizasyon sürelerine dikkat edilmesi tavsiye edilir. Polarite etkileri ayrıca, ışınlanan iyon odası gövdesinin (stem) alan içine giren kısmı nedeniyle alan boyutuna bağlı olabilir, bu nedenle bu etkinin, küçük alan dozimetrisi için kullanılan her iyon odası için araştırılması önemlidir.

### İyon yeniden birleşme (rekombinasyon) etkisi

İyonların yeniden birleşmesi nedeniyle bir iyon odası kavitesindeki eksik yük toplama, bir düzeltme faktörü  $k_s$  kullanımını gerektirir. İki ayrı etki meydana gelir: (i) ayrı ayrı iyonize edici parçacık izlerinin oluşturduğu iyonların yeniden birleşmesi, genel veya hacim birleşmesi olarak adlandırılır. İyonize edici parçacıkların yoğunluğuna ve dolayısıyla doz hızına bağlıdır. (ii) tek bir iyonize edici parçacık izinin oluşturduğu iyonların yeniden birleşmesi, başlangıç birleşmesi olarak adlandırılır ve doz hızından bağımsızdır. Her iki etki de iyon odası geometrisine ve uygulanan polarizasyon voltajına bağlıdır. Konvansiyonel radyoterapi ışınlarında, başlangıç birleşmesi genellikle %0,2'den azdır.

Sürekli radyasyonda ( $^{60}\text{Co}$  gamma ışınlarında), iki voltaj yöntemi kullanılabilir ve düzeltme faktörü:

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \frac{M_1}{M_2}} \quad (38)$$

burada  $M_1$  ve  $M_2$ ,  $V_1$  ve  $V_2$  polarizasyon voltajlarında toplanan yükler olup;  $M_1$ ,  $V_1$  normal çalışma

voltajında okunan iyon odası okumasıdır ve  $V_2$  düşük voltajdır. Bu bağıntı, genel birleşmenin sürekli radyasyonda etkisini açıklayan  $1/M$ 'nin  $1/V^2$ 'ye doğrusal bağımlılığına dayanmaktadır. Klinikte, genel birleşme  $^{60}\text{Co}$  ışınlarında önemsiz sayılabilir.

Atımlı radyasyonlar için, yeniden birleşme düzeltme faktörü  $k_s$ , iki voltaj yöntemi kullanılarak türetilir [160]. Bu yöntem,  $1/M$ 'nin  $1/V$ 'ye doğrusal bağımlılığı varsaymaktadır (yeni bir iyon odası hizmete alındığında bu varsayımın doğrulanması tavsiye edilir) ve aynı ışınlama koşullarında ölçülen, sırasıyla  $V_1$  ve  $V_2$  polarizasyon voltajlarında toplanan  $M_1$  ve  $M_2$  yüklerinin değerlerini kullanır.  $V_1$  normal çalışma voltajı ve  $V_2$  düşük voltajdır;  $V_1 / V_2$  oranı ideal olarak 3'e eşit veya daha büyüktür. Polarite etkisi voltajla birlikte değişecektir ve  $M_1$  ve  $M_2$ 'nin her biri Denklem (37) kullanılarak bu etki için düzeltilir.  $V_1$  normal çalışma voltajındaki yeniden birleşme düzeltme faktörü  $k_s$ :

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (39)$$

burada  $a_i$  sabitleri atımlı radyasyon için Tablo 21'de verilmiştir [161].

$k_s < 1.03$  için, aşağıdaki bağıntı kullanarak düzeltme % 0.1'e yaklaşabilir:

$$k_s = 1 + \frac{\left( \frac{M_1}{M_2} \right) - 1}{\left( \frac{V_1}{V_2} \right) - 1} \quad (40)$$

Atımlı radyasyonda iki voltaj yöntemi kullanılarak değerlendirilen düzeltme faktörü  $k_s$ , hem genel hem de başlangıçtaki birleşmeyi düzeltir. Genel

birleşmenin baskın olduğu atımlı radyasyonda, belirli bir iyon odası için rekombinasyon düzeltmesi, doz hızı ile neredeyse doğrusal olarak orantılıdır.

**Tablo 21: V1/V2 voltaj oranının bir fonksiyonu olarak, atımlı radyasyonda "iki voltaj" tekniği ile  $k_s$  hesaplamaları için kuadratik katsayılar [161]**

| $V_1/V_2$ | $a_0$ | $a_1$  | $a_2$ |
|-----------|-------|--------|-------|
| 2.0       | 2.337 | -3.636 | 2.299 |
| 2.5       | 1.474 | -1.587 | 1.114 |
| 3.0       | 1.198 | -0.875 | 0.677 |
| 3.5       | 1.080 | -0.542 | 0.463 |
| 4.0       | 1.022 | -0.363 | 0.341 |
| 5.0       | 0.975 | -0.188 | 0.214 |

1/M ve 1/V arasındaki ilişkinin doğrusal olup olmadığı bilinmiyorsa veya bununla ilgili herhangi bir şüphe varsa, 1/M'ye karşı 1/V Jaffé grafiğinin ölçülmesi önerilir. Bu, özellikle yük rekombinasyon etkilerinin saturasyon eğrisini bozabilen bazı küçük hacimli iyon odaları için geçerlidir. Küçük hacimli iyon odaları, zıt polariteler için asimetric saturasyon eğrileri de gösterebilir (temelde voltaja bağlı polarite etkisi). Bölüm 4'te tartışılan gözlemler dikkate alındığında, küçük hacimli iyon odaları için gerekli olabilecek uzun stabilizasyon sürelerine dikkat edilmesi tavsiye edilir. Atım başına dozun, WFF ışınlarından oldukça büyük olduğu FFF ışınlarında, rekombinasyonun aynı şekilde gerçekleşebileceği ve iki voltaj tekniğinin WFF ışınlarıyla aynı koşullar altında doğru olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [162-165].

### msr Alanda Çapraz Kalibrasyon

Bir msr alanda kullanıcı iyon odasının çapraz kalibrasyonu için, Kaynak [1]'deki aynı hususlar geçerlidir. Belirli bir msr alan boyutu  $f_{msr}$  için referans

iyon odasının kalibrasyon katsayısı ('REF') varsa, kullanıcı iyon odası kalibre edilmiş referansa göre kalibre edilebilir. İyon odalarının sırasıyla su fantomunda  $z_{ref}$  referans noktaları için alınan dozimetre okumaları karşılaştırılır. Okumalar etki parametreleri için düzeltilir.

Kullanıcı iyon odasının kalibrasyon katsayısı ('FIELD'):

$$\left[ N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{FIELD} = \frac{\left[ M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{REF}}{\left[ M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{FIELD}} \left[ N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{REF} \quad (41)$$

Elde edilen kalibrasyon katsayısı  $\left[ N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{FIELD}$  daha sonra referans iyon odası 'REF' ile aynı atmosferik sıcaklık ve basınç koşullarda Denklem (24) kullanılarak bir msr alan referans dozimetrisi için kullanılabilir.

msr alanda referans iyon odasının bir kalibrasyonu mevcut değilse, çapraz kalibrasyon katsayısı elde edilebilir:

$$\left[ N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{FIELD} = \frac{\left[ D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{REF}}{\left[ M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{FIELD}} \quad (42)$$

burada  $\left[ D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \right]_{REF}$ , referans iyon odası kullanılarak Denklem (25) veya (27) ile elde edilir.



**Dr. Canan KÖKSAL**

2009 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Fizik Mühendisliği programından mezun oldu. 2012 yılında İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik programında yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2019 yılında İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği doktora programını tamamladı. 2013 yılından itibaren İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

## CYBERKNİFE EĞİTİM SÜRECİ (ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TECRÜBELERİ)

**Med. Fiz. Uzm. Arda Kahraman**

Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 20 yılı aşkın süredir, Bursa ve diğer Güney Marmara bölgesi illerinde kanser hastalarını tedavi etmek ve onlara nitelikli hizmet sunmayı amaçlayan, yıllık yaklaşık 1200 civarı yeni tanı almış hasta kabulü yapan bir klinik.

Hastalarımızın yaklaşık %15-20'sinin robotik radyocerrahi tedavisine ihtiyaç duyması neticesinde, bölümümüz radyasyon onkologları tarafından bu ihtiyaç Uludağ Üniversitesi yönetimiyle paylaşarak, Amerikan Accuray firması tarafından dizayn edilen ve firmanın Türkiye'deki sağlayıcısı konumunda bulunan firma aracılığıyla, Cyberknife gibi gelişmiş bir cihaz hastanemize kazandırılmış olup, hastalarımızın İstanbul, Ankara, İzmir gibi büyük şehirlerde bulunan hastanelere sevk edilerek tedavilerini evlerinden uzakta almaları zorunluluğu ortadan kaldırılmış oldu.

Sizlere bu yazıda Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D'nin Cyberknife cihazı ile olan serüveninin eğitim kısmı ile ilgili tecrübelerini ve alınan eğitimlerin içeriğinden bahsedeceğim. Eğitim süreci, cihazın alınmasından hemen sonra Accuray ve dağıtıcı firma iş birliği ile planlanmıştır. Accuray firması kullanıcılar ile eğitimcileri üç farklı platformda birbirleri ile buluşturmaktadır. Eğitimler; 'Sınıf eğitimleri', 'Yerinde eğitimler' ve 'Çevrimiçi eğitimler' olmak üzere üç şekilde sunulmaktadır.

Eğitimin ilk aşaması olan Sınıf eğitimleri, ABD'nin Wisconsin eyaleti, Madison şehrindeki Accuray eğitim merkezinde gerçekleştirildi. Bu eğitimin ana başlıklarını meslek gruplarına göre taksim edilmiş

şekilde Tablo 1'de bulabilirsiniz.

**Tablo 1: CyberKnife Kurs Önerileri**

| COURSE             | DURATION | LOCATION        | RADIATION ONCOLOGIST | DOSIMETRIST | NEUROSURGEON | UROLOGIST | MEDICAL PHYSICIST | RIT |
|--------------------|----------|-----------------|----------------------|-------------|--------------|-----------|-------------------|-----|
| Physics            | 5 Days   | Training Centre |                      |             |              |           | ✓                 |     |
| Treatment Delivery | 4 Days   | Training Centre |                      |             |              |           |                   | ✓   |
| Treatment Planning | 4 Days   | Training Centre |                      | ✓           |              |           | ✓                 |     |
| Physician          | 4 Days   | Training Centre | ✓                    |             |              | ✓         |                   |     |
| CNS Applications   | 2 Days   | Training Centre |                      |             | ✓            |           |                   |     |

Eğitimin ilk aşaması, medikal fizik uzmanları için birer hafta süreyle 'Fizik' ve 'Tedavi Planlaması' konularını kapsıyordu. Eğitimler maksimum 8 kişi ile sınırlı sınıflarda, samimi ve interaktif bir şekilde gerçekleştirildi. Eğitimler, kabul testi prosedürleri (ATP), devreye alma prosedürleri, rutin QA araçları konularındaki teorik eğitimler ve bunlara yönelik çeşitli uygulamalara yer verilerek, klinik çalışmaya ilişkin derinlemesine bir bakış kazandıracak özellikteydi. Teorik derslerden hemen sonra cihaz başında uygulama eğitimlerinin gerçekleştirilmesi bu eğitimi oldukça verimli kılmasının yanı sıra, katılımcı sayısı fazla olmadığından, eğitimciler herkes ile tek tek ilgilenme ve her bir katılımcı, cihazla birebir uygulama yapma şansı buldu.



'Tedavi planlama eğitimi' ise sınıflarda Precision programı yüklü bilgisayarlarda gerçekleştirildi. Farklı vücut bölgeleri için kurgulanmış, hasta tedavi planlarını eğitmen eşliğinde dört gün boyunca dizayn ederek, planlamada kullanılan parametrelerin etkilerini anlayıp özümsemeye çalıştık. Kendi adıma, Cyberknife tedavi planlama sistemi, çalışma prensibi ve parametreleri ile diğer sistemlere göre farklı şekilde doz yönetimi yapmamızı sağlayarak, tedavi planlaması konusunda bizlere başka bir bakış açısı kazandırdığını söyleyebilirim.

Radyoterapi teknikeri arkadaşlarımız dört gün boyunca cihaz kullanımı ve tedavinin gerçekleştirilmesi ile ilgili, uygulama ağırlıklı bir eğitim aldılar. Çevirmen olarak katıldığım bu üç günlük kursun, özellikle yeni kullanıcılar için büyük fayda sağladığını söyleyebilirim.

Sınıf eğitimleri başlığı altında, son olarak birimimizdeki Radyasyon Onkologlarına dört gün süren konturlama, tedavi planlaması ve tedavinin uygulaması ile ilgili bir eğitim verildi.

Sınıf eğitimleri tamamlandıktan bir süre sonra, birimimiz lokasyonunda 'Yerinde Eğitim' için tarih belirlenerek 'Fizik eğitimi' için planlama yapıldı. Bu eğitim için Accuray'den gelen aplikasyon uzmanı, ışın modelleme (beam commissioning) ölçümleri sırasında yaptığımız işlemleri gözlemledi ve değerlendirdi. Belki de cihaz kurulumunun en can alıcı safhasında yanımızda bir uzmanın gözlemci olarak bulunması, bu önemli safhayı güvenle geçmemizi sağladı. Eğitim sırasında ışın modelleme ile ilgili sunumlar yapılarak konuya daha fazla vakıf olmamız sağlandığına göz önünde bulundurarak, yeni kullanıcı medikal fizik uzmanları için oldukça gerekli bir eğitim olduğunu

belirtmekte fayda olduğunu düşünüyorum.

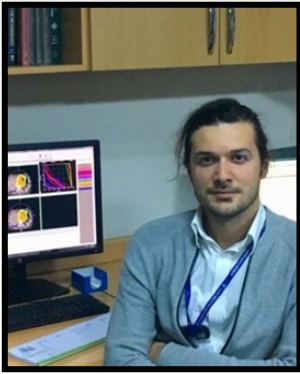
Cihazda ilk hasta alımı(First Golive) için gelen aplikasyon uzmanı 5 gün boyunca, tedavi planlamasını ve hasta set-up işlemlerinde bize destek vererek intrakraniyel ve vertebra hastaları hakkındaki tecrübelerini bizimle paylaştı. Akabinde, hareketli organların ilk tedavisi (Second golive) için 2 ay sonrasına tarih belirlendi. Aplikasyon uzmanı ile birlikte ziyaret öncesi belirlenen akciğer ve prostat (fiducial takibi) hastaları için planlar hazırlanarak, hasta Set-up ve tedaviye alma işlemleri gerçekleştirildi. Aplikasyon uzmanlarının gözetimi altında bu safhalardan geçmek bizlerin bu sıkıntılı dönemleri çok daha rahat geçirmemizi sağladığını söyleyebilirim.

Çevrimiçi eğitimlerden ilki, sınıf eğitimlerine hazırlık mahiyetinde olup, eğitimden bir ay öncesinde Accuray tarafından sağlandı. Diğer çevrimiçi eğitim ise tedavi planlama sisteminin yeni versiyonu olan VOLO yazılımı ile ilgiliydi. Bu çevrimiçi eğitimi alan meslektaşlarım, yeni planlama programına oldukça kolay bir biçimde uyum sağlayarak sorunsuz bir geçiş sağladılar.

Cihazın hastanemizde kullanılmaya başlanmasından hemen sonra, distribütör firma aracılığıyla birimimiz Medikal Fizik Uzmanları, Radyasyon Onkologları ve Radyoterapi Teknikerleri, uzun süredir cihazı kullanan ve cihazın kullanımı hususunda yüksek tecrübeleri bulunan Anadolu Sağlık Merkezi Radyasyon Onkolojisi bölümüne, 2 günlük bir ziyaret gerçekleştirdi. Bu ziyaret, ekibimize Anadolu Sağlık Merkezi'nde çalışan medikal fizik uzmanları ve radyasyon onkologları tarafından yapılan sunumlara katılma ve planlamadan tedavinin sonuna kadar olan

süreci bire bir gözlemlene olanağı tanıdı. Böylece, Accuray bünyesinde alınan eğitimlere ek olarak, cihazı aktif olarak uzun süredir kullanan bir kliniğin işleyişini ve sistemi hakkında bilgi sahibi olmamızı sağladı.

Accuray ve Türkiye dağıtıcısı firma birbirleri ile başarılı bir şekilde koordine olarak cihazın kurulumundan, aktif olarak kullanılmaya başlanmasına kadar olan her safhada, ihtiyaçlarımızı önceden belirleyip, gerek eğitimler ve klinik ziyaretler gerekse çevrimiçi olarak ihtiyacımız olan desteği sağlamış ve halen devam ettirmektedirler.



**Med. Fiz. Uzm. Arda  
Kahraman**

1984 yılında İzmit’ de doğdu. 2009 yılında Ege Üniversitesi Fizik bölümünden mezun olduktan sonra aynı yıl

İstanbul Ticaret Üniversitesi’nde Endüstriyel Fizik bölümünde yüksek lisans eğitimine başladı ve 2011 yılında mezun oldu. Bugün Uludağ Üniversitesinde Fen Fakültesi, Nükleer Fizik A.D’ de tez aşamasında doktora öğrencisidir. 2011-2015 yılları arasında Uludağ Üniversitesi Radyoloji departmanının da Medikal Fizik uzmanı olarak görev yaptıktan sonra 2015 yılında Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümüne geçiş yaparak Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine başlamış ve halen sürdürmektedir.

## GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE RADYOTERAPİ

### Miraç Kamışlıoğlu

**U**luslararası Kanser Araştırma Ajansı (IARC) ve Dünya Sağlık Örgütü (WHO)'ya göre, her yıl tespit edilen yeni kanser vakalarının sayısının dünya çapında, özellikle de düşük ve orta gelirli ülkelerde artması beklenmektedir. Tüm kanser hastalarının yarısından fazlasının hastalık yönetiminin bir parçası olarak radyoterapiye ihtiyaç duyacağı belirtilmektedir. Radyoterapi, kanser hastalarının görüntülenmesi ve tedavisi için radyasyon kaynaklarının kullanılması da dâhil olmak üzere karmaşık teknolojileri kullanan multidisipliner bir alandır. Radyoterapi merkezleri, yalnızca radyasyondan korunmayı sağlamak için değil aynı zamanda iş akışını yönetmek için özel korumalı odalar, dikkatli planlama ve eğitimli personelin varlığını da gerektirir. Radyoterapi programlarının işleyişini oluşturmak için Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA), ulusal radyoterapi hizmetlerinin planlanmasında klinik tedavi, medikal fizik uygulamaları, radyasyondan korunma ve güvenlik konularını içeren genel yönergeler hazırlamıştır. Popülasyonlar yaşlandıkça, kanser insidansı ve radyoterapi gerektiren hasta sayısının artması beklenmektedir. Tüm hastalara optimum tedaviyi sağlamak için radyoterapi hizmetlerindeki profesyonellerin uygun eğitim ve öğretimi gereklidir. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) radyasyon onkoloji uzmanları, uzman medikal fizikçiler, radyasyon biyologları ve radyasyon onkolojisi hemşirelerinin eğitimi hakkında öneriler yayınlamıştır. Bu talebi karşılamak için nitelikli bir işgücünün planlanması, modern radyoterapide çalışmaya yetkin

radyasyon terapisi teknoloji uzmanlarının sayısında da bir artış gerekliliği tespit edilmiştir. Tedavinin hazırlanması ve iletilmesinde doğruluk ihtiyacı, modern radyoterapinin kritik bir bileşenidir ve temel bilimler hakkında bilgi ve anlayışın yanı sıra radyoterapide kullanılan teknoloji ile ışınlanan vücuttaki bölge arasındaki etkileşimin ne olabileceğini bilmeyi gerektirir. Teknolojik gelişmelerin süratle arttığı bu çağda, radyasyon terapisi teknoloji uzmanlarının ve sorumluluk seviyelerinin rolü de sürekli olarak artmaktadır [1].

### Radyoterapi Teknikeri Eğitiminde Karşılaşılan Zorluklar

Radyoterapi teknikerliği meslek tanımı 11.04.1928 tarih ve 1219 sayılı kanununda yapılan düzenlemeye göre "Meslek Yüksekokullarının Radyoterapi programlarından mezun, hekimin hazırladığı ışın tedavi programını hastaya uygulayan sağlık teknikeridir." şeklinde ifade edilmiştir [2]. Türkiye'de Radyoterapi Teknikeri olmak için Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokullarının ön lisans programlarında iki yıllık bir eğitimin başarılı bir şekilde tamamlanması gerekmektedir. En temel anlamda; radyoterapi teknikeri, kendi başına ve belirli bir zamanda cihaz ve ekipmanların kontrollerini yapan, hasta pozisyonlandırılmasını yapan, maske hazırlayan, kurşun bloğun kullanımını sağlayan, ışın tedavisi ve simülasyon yapma bilgi ve becerisine sahip nitelikli kişiler olarak tanımlanmıştır [3]. Klinikte, radyoterapi teknikerleri, radyasyon onkolojisi bölümündeki doktorlar ve uzman medikal fizikçiler ile birlikte ekibin önemli bir parçası olarak görev yapmaktadırlar. Bununla beraber; radyoterapi teknikerleri, radyasyon

onkolojisi uzmanına ve uzman medikal fizikçilerin planlamasını yaptıkları bölgeye radyasyon (ışın) tedavisi uygulayan ve hastayı bu tedaviyi almaya hazırlayan sağlık profesyonelleri olarak nitelendirilirler. Bunu yaparken teşhis aşamasında görüntüleme yapan, tedavi sürecinde hastaları izleyen, radyoterapi cihazlarının bakım ve basit onarımlarını gerçekleştirebilen, sorumluluk sahibi ve meslek etiğine önem veren meslek elemanları olarak çalışmaktadırlar.

Radyoterapi, iyonize edici radyasyon kullanılması ile kanser hastalığının tedavi edilmesi süreci olarak tanımlanabilir [3]. Radyoterapi tekniğinde yüksek dozlardaki iyonize radyasyon, tümörlü hücreleri öldürebilir ve böylece hücrelerin bölünerek çoğalmaları da engellenebilir. Radyoterapi tekniği, sağlıklı hücrelere nazaran daha hızlı büyüüp çoğalan tümörlü hücreler için oldukça etkili bir yöntemdir. Radyoterapinin bu geniş anlamını göz önünde bulunduracak olursak, bu meslek eğitimi verilirken birden fazla disiplin ile ortak olarak hareket edilmesi gerektiğini söyleyebiliriz. Radyoterapi Teknikerinin görev tanımında da belirtildiği üzere oldukça geniş bir sorumluluk alanları bulunmaktadır. RTT'ler [3]:

- Radyasyon onkolojisi uzmanı ve uzman medikal fizikçi eşliğinde hedef organ, doku simülasyon modellemelerini yaparak ilgili cihazların kullanımını sağlar.
- Radyasyon Onkolojisi uzmanı tarafından hastanın tedavi şekline karar vermek amacıyla istenen hedef organ ve dokuların simülasyonlarını bilgisayarlı tomografi cihazları kullanılarak yapılması için yardım sağlar.
- Tedavi planlaması gerçekleştirilirken, bilgisayar üzerinden hastanın anamnezi göz önüne

alınarak uzman medikal fizikçilerin konturlama işlemlerini yapmaları için yardım sağlar.

- Gerekli cihazları kullanıma hazır hale getirilmesini sağlar.
- Radyoterapi tedavisi esnasında, kumanda odasında hastayı kapalı devre kamera sistemi ile izler ve beklenmeyen bir durum oluşması halinde radyasyon onkolojisi uzmanı ve uzman medikal fizikçiye haber verilmesini sağlar.
- Hastaya uygulanan tedavi işlemini manuel ve elektronik ortamda kaydedilmesini sağlar.
- Radyoterapi alan hastaları olası akut radyoterapi komplikasyonları açısından gözlemler ve gerektiğinde radyasyon onkolojisi uzmanı ile paylaşılmasını sağlar.
- Kullanılan cihazların arızalanması durumunda, en kısa sürede cihaz sorumlusuna bildirilmesini sağlar.
- Radyoterapi tedavisi sırasında radyasyon korunma açısından gerekli güvenlik tedbirlerini alır, alınması için denetime yardım edilmesini sağlar.
- Herhangi bir olası tehlike anında radyasyon güvenliği kurulunca hazırlanmış olan acil durum planını uygulanmasını sağlar.
- Tedavi sarf malzemelerini tedaviden önce hazır bulundurulması için yardım sağlar.

Radyoterapi tekniker adaylarının görev tanımına baktığımızda, temel klinik bilgisinin yanında ileri düzeyde anatomi bilgisine de sahip olmaları gerektiğini söyleyebiliriz. Ayrıca, radyoterapi teknikerlerinin klinikte ne yapıldığını anlayabilecek kadar temel fizik kurallarını da bilmeleri gerekmektedir. Radyoterapi teknikerliği eğitiminde üniversitelerce ortak olarak verilen dersleri; Radyolojik

Anatomi, Fizyoloji, Radyobiyo­loji, Tıbbi Terminoloji, Biyokimya, Klinik Onkoloji, Radyoterapi Fiziği, Radyasyon Güvenliği, Radyasyondan Korunmanın Temelleri, Radyoterapide Kullanılan Cihazlar, Radyoterapide Görüntüleme Yöntemleri, Radyoterapi Uygulamaları gibi teorik ve pratik eğitimler oluşturmaktadır. Bu açıdan, radyoterapi alanı; biyoloji ve fizik disiplinleri arasında bir köprü olarak, tıp ve yaşam bilim­lerinde­ki ilerleme ve gelişmelerle doğrudan bağlantılı olan bir bilim dalı olarak varlığını sürdürdüğü görülmektedir. Radyoterapi tekniker eğitiminin, Türkiye'deki radyasyon onkolojisi hastanelerinde temel tıp bilimleri içerisinde önemli bir yeri bulunmaktadır. Radyasyon onkolojisi birimlerinde çalışanlar için ayrılan teorik ve pratik eğitimler için harcanan zaman ve maddi fon kaynakları göz önüne alındığında bu önem daha da açık olarak görülmektedir. Radyoterapi eğitimi verilirken, birden fazla uzmanlığı içinde barındıran temel disiplinler eğitimlerinin bir arada kullanılarak radyoloji ve diğer bilimleri birbirinden ayıran farklı bir dil (fiziki) kullanılmalıdır. Bunun yanında radyoterapi teknikerliği temel eğitimi verilirken deneyler yapılmalı, var olan olgular deney düzenekleri ile birlikte tekrarlanmak suretiyle eğitimde yerini almalıdır. Bu şekilde radyoterapi teknikerleri yoğun çalışma ortamına donanımsal olarak hastalar için hazır hale getirilebilirler. Ancak bu uygulamalı eğitimlerin alınacağı klinik sayısının yetersiz olması tekniker eğitiminde karşılaşılan önemli sorunlardan birini oluşturmaktadır.

Radyoterapi uygulamalarının sürekliliği, toplumun ve teknolojinin gelişmesiyle birlikte artan ihtiyaçlarına da bağlıdır. Teknolojinin gelişimine ayak uydurarak yeni nesil cihazların hayatımıza girmesiyle meslek kendi

içinde süreklilik ve güncellik içermektedir. Tam da burada radyoterapi teknikeri yetiştirmek isteyen her üniversitenin okul hayatından sonra büyük rekabet içeren ortama girecek meslek üyeleri için güncel teknolojik cihazların yapısı ve işleyişi konusunda bilgi alabilecekleri meslekte öncü kuruluşları tanıyabilecekleri bir platformun öğrencilere sunulması oldukça önemlidir. Bu anlamda üniversiteler tarafından teknikerlere klinikte ihtiyaç duydukları dersleri açmak ya da klinikte var olan uygulamaları görebilecekleri bir simülasyon programından faydalanmalarını sağlamak eğitim-öğretim dönemi içinde öğrencilere verilebilecek en büyük kazancı oluşturacaktır. Ancak bunun maliyetli ve zaman alan bir süreç olması, radyoterapi teknikerliği eğitiminde karşılaşılabilecek diğer bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır.

Günümüzde her alandaki bilginin inanılmaz artışı karşısında bir alanda uzmanlaşmış olan bir kişinin kendisi ile ilişkili olan diğer alanların tüm bilgi ve becerisine sahip olma şansı neredeyse imkânsız hale gelmiştir. Bu nedenle doğada var olan herhangi bir problem tek bir alanı ilgilendirmedeği gibi problemin çözümü de tek bir alan ile sınırlı olamaz ve çözüm için multidisipliner yaklaşımlar gerektirir. Radyoterapi uygulamaları içerisinde yer alan birden fazla bilim dalı, insan beden ve ruh sağlığı ile ilgili problemlerin çözümü için gayret göstermektedir. Bazen bir problem çok sayıda bilim dalını ilgilendirmekte ve çözümü için ortak kararlar gerektirmektedir. Radyoterapinin işleyişine baktığımızda tıp-mühendislik-eğitim bilimlerinin tamamını içine aldığını düşünürsek birden fazla iş kolu ile birlikte ilerleyen bir dal olduğu görülmektedir ve kliniklerde yüksek maliyetlere sahip cihazların olması özellikli bir

alan olduğunu göstermektedir. Tümörleri hedef alan yüksek maliyetli makinaların kontrolünü sağlayan radyoterapi teknikerleri için bu sürece uyum sağlamaları da bir diğer üstesinden gelinmesi gereken zorluğu oluşturmaktadır.

Radyoterapi tedavi ünitelerinde, radyoterapi teknikerleri CT, MR, PET/CT gibi görüntüleme cihazları, CyberKnife, Tomoterapi, Brakiterapi, Proton tedavi gibi sistemlerin temel dozimetrik ölçümleri, tedavi planlama algoritmalarının hazırlanışı gibi temel alanlarda çalışan uzmanlara yardımcı olabilecek şekilde yetiştirilmektedirler. Ancak gelecekte belki de her klinikte olabilecek gelişen ve gelişmekte olan cihazların yazılım ve donanımlarını kullanabilecek meslek elemanlarına ihtiyacın olması gerekliliği dikkat çekmektedir. Radyoterapide kullanılan her cihaz uygulama yöntemine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Radyoterapi alanındaki gelişmelere bakıldığında robotik kollu cihazlarla tedavinin sağlanması gibi ileri teknolojinin kullanılmaya başlanması cihazların kullanılması için özel eğitim ve sertifikalandırmaları da beraberinde getirmiştir. Bu anlamda radyoterapinin sürekli değişen ve gelişen bir alan olması, karmaşık yapıya sahip olan cihazlarla çalışacak olan teknikerlerin teknoloji ile barışık olmaları gerekliliği aşılması gereken başka bir zorluk olarak karşımıza çıkmaktadır.

Radyoterapi tedavisi yapan bölümlerde bulunan radyasyon kaynaklı cihazlara bakıldığında, oldukça yüksek voltajlarda çalışan cihazlar bulunmaktadır ve mutlak suretle bir kontrol ünitesi gerektirirler. Bu yüzden, radyoterapi teknikerleri, meslekleriyle alakalı gerekli teorik bilginin yanında koruyucu önlem ve radyasyonla çalışma mevzuatına da hâkim olması gerekmektedir. Hasta bakımının temelleri, dozimetri,

radyobiyojoloji ve klinik radyasyon onkolojisi bilgilerini staj ve/veya staj deneyimleri, işyerinde eğitim ve öğretim sağlanarak temel bilgi ve becerilerinin artırılması radyoterapi teknikeri eğitiminde diğer istenilen parametrelerdir. Radyoterapi teknikerleri sürekli olarak onkoloji uzmanı ve uzman medikal fizikçilerle yakın çalıştıklarından tedaviyi uygulayabilmek için aynı dili konuşacak şekilde kendilerini yetiştirmeleri gerekmektedir. Ayrıca sorumlu teknikerlerden radyasyon doz prosedürlerini uygularken hastalarla etkileşime de girmeleri gerekebileceği için sağlık çalışanı olarak hasta haklarına ve hastane kurallarına uygun olacak şekilde bilgi ve donanımına sahip olmaları istenmektedir. Bu programlar; doğru hasta kayıtlarının tutulmasının, ailelere duygusal destek sağlanmasının, radyasyon dozajını belirlemek için hesaplamaların kullanılması ve radyasyon tedavisi için teknolojik olarak gelişmiş ekipmanların kullanılmasının önemini vurgulamaktadır. Bu yüzden radyoterapi programı öğrencileri için hazırlanan mesleki etik dersi belirtilen konuların detaylandırılması için büyük önem taşımaktadır, ancak derslerin alanında uzman hocalar tarafından verilmesi gerekmektedir. Alanında uzman olarak çalışan bir eğitmeni bulmak bazen karşılaşılan bir sorun olmaktadır.

#### **Kaynaklar:**

- <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types/radiation-therapy>
- Üniversiteler, Yüksek Öğretim Programları ve Meslekler Rehberi (Prof. Dr. Yıldız Kuzgun) 2000.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), A Handbook for the Education of Radiation Therapists (RTTs). Training Course Series, Vienna, 2014.

**Miraç Kamışlıoğlu**

1990 yılında Elazığ'da doğan Miraç Kamışlıoğlu 2011 yılında Fırat Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünü bitirmiştir. 2016 yılında aynı

üniversitede Fen Bilimleri Enstitüsünün Nükleer Fizik alanında doktorasını tamamlamıştır. 2018 yılında Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik alanında yüksek lisans eğitimini tamamlamıştır. 2017 tarihinden itibaren Üsküdar Üniversitesinde öğretim üyesi olarak görev yapmakta ve halen bu görevine devam etmektedir

## BURSA MEDİKAL FİZİK GRUBU 1. ÇALIŞTAYI

(21 Aralık 2019)

### Med. Fiz. Uzm. Abdullah Yeşil

Ekim ayında İstanbul’da yapılan Medikal Fizik Kongresinde, ayak üstü sohbetlerimiz sırasında Bursa’da şu an kamu ve özel hastaneler bünyesinde aktif olarak çalışan 7 radyoterapi merkezi olduğu; ve bu merkezlerde çalışan yaklaşık 20 medikal fizik uzmanı arkadaşımızın olduğunu konuşuyorduk. Sohbetimiz ilerlerken bazı arkadaşlarımızın birbirini hiç tanımadığı mevzu bahis oldu. Buradan yola çıkarak; en azından sosyal medyada hatta mümkün olursa ilk fırsatta bir organizasyon yaparak; hem birbirimizle tanışıp hem de mesleki olarak birbirimizle fikir alışverişinde bulunabiliriz diye düşündük. Bu düşüncelerimizi ayaküstü Bursa’da çalışan diğer arkadaşlarımızla da paylaştık. Herkesten olumlu ve güzel yanıtlar alınca kongre dönüşü bu fikrimizi hayata geçirelim diye sözleştik.

Kongre sonrası 21 Ekim’de 19 arkadaşımızdan oluşan “Bursa Medikal Fizik” adlı Whats-up grubumuzu kurarak ilk adımı atmış olduk. Grubu kurmaktaki amacımız hem tanışmak hem de mesleki olarak birbirimize değer katmaktır. Kafamıza takılan bir soru olduğunda, herhangi bir şeye ihtiyacımız olduğunda ya da okuduğumuz güzel bir makaleyi, birbirimizle paylaşırız diye düşünüyorduk. Çünkü “bilgi” paylaştıkça değer kazanan bir kavramdı. İlerleyen günlerde grup olarak ilk toplantımızı 21 Aralık Cumartesi günü Bursa MEDICANA Hastanemizde yapalım diye sözleştik. İlk toplantımızdaki esas

amacımız daha çok tanışma odaklı olsa da bilimsel olarak da faydalanalım diye grubumuzdaki herkesten üzerinde konuşulması için mesleki olarak fikirler sunmalarını istedik. Alınan fikirler sonrası en çok talep edilen “Re-irradiasyon” ve “SRS-SBRT öncesi klinik hazırlık” konularında görüş birliğine vardık. Belirlediğimiz konularda bizlere katkı verebilecek meslektaşlarımız ve Bursa MEDICANA Hastanesinde ELEKTA cihazları kullanılması sebebiyle; ELEKTA firması ile de iletişime geçerek ilk çalıştayımızın programını hazırladık (Şekil 1).



| BURSA MEDİKAL FİZİK GRUBU 1. ÇALIŞTAY PROGRAMI (21.12.2019) |                                                                                                                                              |
|-------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 14:00-14:05                                                 | AÇILIŞ                                                                                                                                       |
| 14:05-14:40                                                 | TANIŞMA VE BÖLÜM TANITIMLARI                                                                                                                 |
| 14:05-14:10                                                 | ACIBADEM BURSA HASTANESİ (MURAT BEKTAŞ & EZGİ ERGEN)                                                                                         |
| 14:10-14:15                                                 | ALİ OSMAN SONMEZ ONKOLOJİ HASTANESİ (TURGAY TOKSOY & MEHTAP AKIN & UMMUGÜL HASANOĞLU & İSMAIL KORKMAZ & HAKKİCAN ÖZDEN & ALİYE SEZEN UYSAL ) |
| 14:15-14:20                                                 | CEYLAN INTERNATIONAL HOSPITAL (KANSU ŞENGÜL)                                                                                                 |
| 14:20-14:25                                                 | MEDICALPARK BURSA HASTANESİ (MEHMET KULOĞLU)                                                                                                 |
| 14:25-14:30                                                 | ŞEHİR HASTANESİ (DUYGU BOLAT & PINAR CONA & ECE AYFER CURA)                                                                                  |
| 14:30-14:35                                                 | ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ (SEMA GÖZCÜ TUNÇ & ALİ ALTAY & ZENCİYE KIRAY & ARDA KAHRAMAN)                                                            |
| 14:35-14:40                                                 | MEDICANA BURSA HASTANESİ (ABDULLAH YEŞİL)                                                                                                    |
| 14:40-14:45                                                 | ESKİŞEHİR ŞEHİR HASTANESİ (ÖZCAN ÖZDEN & VOLKAN AVCI)                                                                                        |
| 14:45-15:10                                                 | ELEKTA MERT SARI & İLKAN ALÇINKAYA                                                                                                           |
| 15:10-15:30                                                 | REIRRADIATION (CEMİLE CEYLAN) (İSTANBUL ONKOLOJİ HASTANESİ)                                                                                  |
| 15:30-15:40                                                 | TARTIŞMA                                                                                                                                     |
| 15:40-16:00                                                 | SRS/SBRT ÖNCESİ KLİNİK HAZIRLIK VE GEREKSİNİMLER (NİLGÜL NALBANT & SELDA YEŞİL) (MEDICALPARK BAĞÇELİEVLER HASTANESİ)                         |
| 16:00-16:10                                                 | TARTIŞMA VE KAPANIŞ                                                                                                                          |
| 16:10-16:30                                                 | BÖLÜM GEZİSİ                                                                                                                                 |
| 16:30-17:30                                                 | AKŞAM YEMEGİ (HAPPY MOONS-PARKORA)                                                                                                           |

Şekil 1: Çalıştay Programı

21 Aralık günü çalıştayımız toplam 24 kişinin katılımıyla başladı. Başlangıçta katılımcılar birer birer kendisini, iş tecrübesini ve çalıştıkları merkezlerdeki personel, cihaz ve ekipmanları tanıtarak grup hakkındaki görüş ve tavsiyelerini dile getirdiler. Sonrasında ELEKTA firmasından Mert Sarı ve İlkan Alçinkaya firmalarının Türkiye ve dünyadaki

durumundan ve hedeflerinden bahsettikten sonra Elektanın yeni cihazı ELEKTA-Unity MR-Linac cihazları hakkında bir sunum gerçekleştirdiler (Şekil 2).



**Şekil 2: Elekta Firması Sunumları**

Sonrasında İstanbul Onkoloji Hastanesinden Cemile Ceylan "Re-irradiasyon" hakkında bizlerle çok değerli fikirlerini paylaştı (Şekil3). Konuşmasında; re-irradiasyon kararı alınırken nelere dikkat edilmelidir, karar almada hangi faktörler önemlidir, planlama yaparken hangi fizik stratejileri izlenmelidir gibi birçok başlık altında vaka örnekleriyle birlikte çok güzel bir sunum gerçekleştirdi.



**Şekil 3: Cemile Ceylan Sunumu**

Ardından İstanbul Bahçelievler MEDICALPARK hastanesinden meslektaşlarımız Nilgöl Nalbant ve Selda Yeşil "SRS-SBRT öncesi klinik hazırlık" başlığı altında; SRS-SBRT nedir, hangi cihaz ve dozimetrik

ekipmanlara ihtiyaç vardır, cihazda ve tedavi planlama sistemindeki QA prosedürleri, hasta immobilizasyonu, görüntülemesi ve konturlamasında nelere dikkat edilmelidir, planlama sırasında farklı bölgelerde bulunan lezyonlar ve kritik organlar için doz limitleri, planlama sonrası QA işlemleri ve tedavi öncesi görüntüleme alt başlıkları şeklinde fikirlerini bizlerle paylaştılar.

Yapılan tüm konuşmalar sonrası yapılan soru-cevap ve katkılarla birlikte bizler için çok faydalı olan bir çalıştayı tamamlamış olduk. Çalıştay sonunda bu tür toplantıları mümkün olduğunca merkezlerde veya farklı yerlerde de olsa (ev, kafe vb.) rutin hale getirmeye karar verdik. Hatta ELEKTA firmasından Mert ve İlkan arkadaşlarımız oluşumumuz hakkındaki fikirlerini beyan ettikten sonra, ikinci toplantımızın İstanbul'daki ofislerinde yapılması konusunda talip olduklarını belirttiler. Daha sonra hep birlikte Radyasyon Onkolojisi Bölümümüzü gezerek, hoş sohbetler eşliğinde güzel bir akşam yemeği yedik (Şekil 4).

Toplantımıza desteklerinden dolayı Bursa Medicana Hastanesi Yönetimi'ne, Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nün tüm çalışanlarına, ELEKTA ailesine, İstanbul'dan gelerek programımıza destek olan Cemile Celik Ceylan'a, Nilgöl Nalbant'a ve Selda Yeşil'e çok teşekkür ediyoruz. Belli periyotlarda bir araya gelerek sürdürmeyi planladığımız bu toplantıların hepimiz için faydalı olmasını umut ederek, toplantıya katılan ve destek olan herkese tekrardan teşekkür ediyoruz. Dileğimiz mesleki olarak bizleri geliştirebileceğine inandığımız bu oluşumun bizlere faydalı olması ve uzun süre devam etmesi.



**Şekil 4: Çalıştay sonrası yemek**



**Med. Fiz. Uzm. Abdullah  
Yeşil**

2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2009 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık

Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2006-2015 yılları arasında Bursa AOS Onkoloji hastanesinde çalıştı. 2015-2017 yılları arası MedicalPark Bahçelievler Hastanesi ve 2017-2018 yılları arası CEYLAN International Hastanesi bünyesinde çalıştıktan sonra 2018 Nisan ayından itibaren Bursa MEDICANA Hastane'sinde görev yapmaya başladı. Evli ve 2 çocuk babasıdır.

## RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER

**Med. Fiz. Uzm. Boran Güngör**

**B**u bölümün amacı, radyoterapi ve ilgili alanlardaki güncel gelişmeleri derleyerek kısaca özetlemek ve okuyucuların bilgi sahibi olmasını sağlamaktır. Bu bağlamda, firma veya üretici kaynaklı haberlere yer verilebilmektedir. Bu haberler kesinlikle reklam veya tavsiye amacı taşımamakla beraber, yalnızca bilgi vermek ve teknik bazlı paylaşım yapmak amaçlıdır.

### **Radyoterapi Işınlama Sürecinde İnsan Gözünden Cherenkov Işınımı Yayınlanmasının Tespiti (Ocak 2020)**

Radyoterapi hastalarının belirttiği, tedavi sırasında gözler kapalı olsa bile ışık parlaması görülebilmesi durumu ile ilgili daha önce ortaya atılan teoriler olduğu belirtilmiştir. Dartmouth-Hitchcock Norris Cotton Cancer Center (New Hampshire/Amerika) 'dan araştırmacıların, baş-boyun radyoterapisi sırasında gerçek zamanlı veri toplanarak bu durumun kanıtlandığı ve görsel durumu ortaya çıkaracak yeterli miktarda ışık üretildiğinin belirlendiği çalışması yayınlanmıştır.

("Experimentally Observed Cherenkov Light Generation in the Eye During Radiation Therapy", *International Journal of Radiation Oncology, Biology & Physics*). Radyoterapi sırasında insane vücudun ışık emisyonu yayılımı olayının tespitinin ilk kez bu çalışmada yapıldığı, hastanın gözünden yayımlanmanın ilk kez yakalandığı, çalışmadaki verilerin göz içerisinde görsel etkiye sebep olabilecek yeterli miktarda ışık üretildiğinin kanıtı olduğu vurgulandı (Şekil 1). Çalışmada kullanılan Cdose (DoseOptics) ka-

mera görüntüleme sistemi ile biyolojik sistemlerden yayımlanan ışığın radyoterapi sırasında canlı görüntüsünün sağlanabildiği; bu durumun, radyasyonun gözden geçtiği anda ışığın şeffaf akışkan içinde üretilmesi prensibine dayandığı belirtildi. Spektral kompozisyonun analizi ile yayılımın Cherenkov ışığı olarak sınıflandırılabilirdiği açıklandı. Yapılan çalışmanın bazı ek faydaları olarak; özellikle hedef bölgenin göz olduğu radyoterapi durumlarında ilgili görüntüleme sisteminin tedavi demetlerinin doğru pozisyonlandırılmasında güvenlik sistemi olarak kullanılabilme durumu, hastalarda tedavi kaynaklı anksiyete durumunun açıklanabilmesi durumu, hastanın radyoterapi sonrası görüş kaybı ihtimalinin veya uzun dönem görsel etkilerin tespit edilebilmesi durumu olabileceği belirtildi. Çalışmanın sonraki adımlarının görülür Cherenkov ışığı ve verilen dozun korelasyonu ile uzun dönem görsel etkilerle ilgili bilgi sağlamak ve göz dozu belirlenmesini sağlayabilecek bir sistem oluşturmayı içerdiği eklendi.



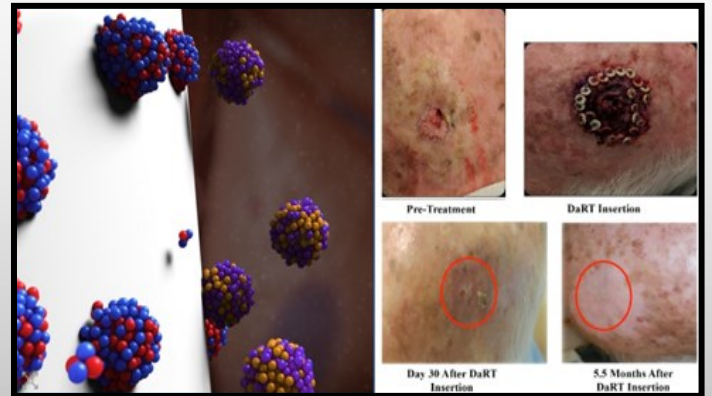
**Şekil 1: Tedavi Sırasında Cherenkov Işığı Elde Edilmesi Görüntüsü.**

## Diffusing Alpha-Emitters RT(DaRT) ilk İnsan Tedavi Uygulaması (Ocak 2020)

Aralıklı radyoaktif kaynaklar yardımıyla sürekli olarak kısa-ömürlü alfa ışını yayan atomlar kullanılarak kanser tedavisi yapılan bir teknik olan "Diffusing Alpha-Emitters Radiation Therapy(DaRT)" tekniğiyle yapılan ilk klinik çalışmanın pozitif sonuçlarını içerdiği vurgulanan çalışma İsrail'den araştırmacılar tarafından yayınlandı.(*Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 10.1016/j.ijrobp.2019.10.048) (Şekil 2-a).

Tedavide kullanılan  $Ra^{224}$  atomu kaynaklarının katı tümör içine yerleştirilmesi sonrası bozunumu ve oluşan kısa yarıömürlü atomların ( $^{220}Rn$ ,  $^{216}Po$ ,  $^{212}Bi$ ,  $^{212}Po$ ,  $^{208}Pb$ ) sürekli alfa yayması ile gerçekleştirilen bu teknikte, yüksek rölatif biyolojik etkisi olan alfa parçacıklarının düşük dozlarda etki ederek 3mm çapında yüksek enerjili parçacık kümelenmesiyle tümör dokusunu ısınlayarak sağlıklı dokuya da zarar vermediği belirtilmiştir.Klinik uygulamalar; Rabin Medical Center(İsrail) 'den 22 hasta ve Instituto Scientifico Romagnolo per Lo Studio dei Tumori (İtalya) 'den 6 hasta olarak, tamamı cilt ve baş-boyun tümörü ve 5 cm den büyük olmayan biyopsi yapılmış SCC(Squamous Cell Carcinoma) vakaları üzerinde yapılmıştır.Medyan yaştan 81 olduğu, çoğu hastanın morbidite riski sebebiyle cerrahiye uygun olmadığı ve 31 lezyondan 13 tanesinin önceden eksternal radyoterapi de aldığı belirtilmiştir.Tedavi planlamasında; dozimetrik kapsamayı sağlamak amacıyla Alfa DaRT kaynaklarının 5 mm aralıklarla ve tümör sınırından 5 mm ilerisine kadar yerleştirildiği, ana kan damarlarına en az 10 mm mesafe bırakıldığı ve işlem sonrası çekilen BT ile kaynak pozisyonlarının ve tedavi planının verifikasyonunun sağlandığı

belirtilmiştir.Tömürlere 3 ile 169 arasında değişen sayılarda kaynak yerleştirildiği ve ortalama tedavi süresinin 16 gün olduğu belirtilmiş, tedavi sonrası hastaların 45 gün içinde birkaç kez radyoaktivite kontrolüne (tümör bölgesi, farklı vücut bölgeleri, kan ve ürin testleri) alındığı ve akciğer-böbrek-kemik iliği maksimum tolerans dozlarının altında olduğu ayrıca tedavi sonrasındaki 30 gün içinde kan ve ürinde ölçülebilir radyoaktivite tespit edilmediği açıklanmıştır.Tedavi sonrası gözlemlere göre (Şekil 2-b); tedaviyi takip eden 14 gün içinde lezyonların %79 kısmında %100 küçülme, %21 kısmında %30 - %70 arasında küçülme olduğu, önceden RT almamış 16 hastanın 15'inde ve önceden RT alan 12 hastanın 7 'sinde cevap alınmıştır.Hastaların yaklaşık yarısında akut 2. Derece toksisite görülmüş, hiçbir hastada 3. Derece toksisite görülmemiştir.İlk sonuçlara göre yapılan değerlendirmede, hastalığıdaki %60 'lık tamamen çözülmenin standart tekrar ışınlama prosedürlerine göre üstün olduğu vurgulanmış, DaRT tedavisinin alfa parçacıkları sayesinde gelişmiş radyobiyolojik etkileri olduğunun görüldüğü



eklenmiştir.

**Şekil 2: (a)Alfa Yayıcı atomlar ile Solid Tümör Tedavisi, DaRT (b)Skalp SCC kitlenin tedavi sürecindeki durumu**

## Güncel Raporlar

### Beam modeling and beam model commissioning for Monte Carlo dose calculation-based radiation therapy treatment planning: Report of AAPM Task Group 157

Chang Ming Charlie Ma<sup>a1</sup>  
Department of Radiation Oncology, Fox Chase Cancer Center, Philadelphia, PA 19111, USA

Indrin J. Chetty  
Radiation Oncology Department, Henry Ford Health System, Detroit, MI 48208, USA

Jun Deng  
Department of Therapeutic Radiology, Yale University, New Haven, CT 06602, USA

Bruce Faddegon  
Department of Radiation Oncology, UCSF, San Francisco, CA 94143, USA

Steve B. Jiang  
Department of Radiation Oncology, University of Texas Southwestern Medical Center, Dallas, TX 75390, USA

Jinsheng Li  
OUR United RT Group, Xian 710018, China

Jan Seuntjens  
Medical Physics Unit, McGill University, Montreal, QC H4A 3J1, Canada

Jeffrey V. Siebers  
Department of Radiation Oncology, University of Virginia, Charlottesville, VA 22908, USA

Erik Traneus  
RaySearch Laboratories AB, SE-103 65, Stockholm, Sweden

(Kasım 2019)

Radyoterapi Tedavi Planlama ve sonrasındaki tedavi kısmında doz hesaplama doğruluğunun önemli rol oynadığı ve Monte Carlo (MC) yönteminin de RT doz hesaplamada en yüksek doğruluğa ulaşan yöntemlerden biri olarak birçok ticari ürün/sistemlerde tercih edildiği açıkça bilinmektedir. Rapordaki ana amaç, foton ve elektron doz hesaplamalarda MC tabanlı tedavi planlama sistemlerinin (TPS) karmaşık kabul-kurulum süreçlerinde klinik fizikçilere eşlik etmek olarak tanımlanmıştır. Raporun, klinik foton ve elektron modellerinde spesifik bölümler içeren MC tabanlı TPS'lerin klinik test/uygulama süreçlerinde de genel bir yaklaşım sağlamakta olduğu belirtilmiştir. Tedavi cihazının MC simülasyonunu kullanan ve analitik yöntem ve ölçümleri içeren demet modellerinin tanımlandığı, klinik bakış açısı temelinde MC tabanlı TPS'lerin kabul testleri ile bearber çeşitli kaynak modelleme yaklaşımlarındaki doğruluk-verim arası bağlantıların araştırıldığı vurgulanmıştır. MC tabanlı TPS'ler için klinik demet modellerinin oluşturulması amaçlı yöntem ve pratik prosedürlerde spesifik tavsiyelerin de verildiği eklenmiştir (Şekil 3).

TABLE II. The fundamental aspects of the three beam modeling approaches.

| Beam model type        | Direct simulation                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | Multiple source — simulation driven                                                                                                                                                                                                                                      | Multiple source — measurement driven                                                                                                                                                                                                        |
|------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| General description    | Generates PS by explicit MC simulation of the treatment head with accurately known component geometry and material composition                                                                                                                                                                                                                         | Reconstructs PS using a multiple-source model with parameters exclusively derived from the PS data generated by direct beam simulation                                                                                                                                   | Reconstructs PS using a multiple-source model with parameters derived from measurements and analytical methods                                                                                                                              |
| Examples for photons   | See Refs. [1–2,3,33,38]                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | See Refs. [1–2,3,33–38]                                                                                                                                                                                                                                                  | See Refs. [6,7,54–56]                                                                                                                                                                                                                       |
| Examples for electrons | See Refs. [4,2,38,39,44,45]                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | See Refs. [4,6,33,39,46]                                                                                                                                                                                                                                                 | See Refs. [6,7,44,55,56]                                                                                                                                                                                                                    |
| Possible advantages    | Performs highly accurate and detailed modeling of the complete radiation delivery system                                                                                                                                                                                                                                                               | Generates a concise representation of a beam and reconstructs its PS potentially without loss of accuracy                                                                                                                                                                | Generates PS in a similar way as a non-MC TPS, which is more practical for widespread clinical implementation                                                                                                                               |
| Possible disadvantages | Requires accurate treatment head information, which may render it impractical for widespread clinical implementation due primarily to vendor proprietary information. Requires a tuning process that may need many calculations or extensive expertise in MC simulation. Requires longer computation time to generate the PS data than beam models do. | Requires accurate treatment head information, which may render it impractical for widespread clinical implementation due primarily to vendor proprietary information. Requires a tuning process that may need many calculations or extensive expertise in MC simulation. | Has a greater reliance on accurate measurements than the other methods due to the possibility of systematic uncertainties present in measurements. Has less accurate model parameter values than those derived from direct beam simulation. |

TABLE III. Acceptance tests for a Monte Carlo (MC) beam model. The dose tolerances should be used for low dose gradient regions and distance-to-agreement (DTA) tolerances should be used for high dose gradient regions for MC-calculated dose distributions.

| Category               | Test                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | Tolerance                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
|------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Dose calculation tests | Perform dose calculations for a standard photon beam dataset. Tests should include various open fields, different SSDs, blocked fields, MLC-shaped fields, inhomogeneity test cases, multibeam plans, asymmetric jaw fields, wedged fields, and others.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | <2%/2 mm <sup>a</sup>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
|                        | Perform a set of dose calculations for a standard electron beam dataset. Tests should include various open fields, different SSDs, blocked fields, inhomogeneity test cases, surface irregularity test cases, and others.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | <2%/2 mm <sup>a</sup>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| Speed Benchmarks       | Check the time to compute dose for each beam energy to a preset statistical precision, for a specified field size, voxel size, phantom volume, and SSD, and compare with vendor's benchmark time on the same or comparable computer hardware.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | Within $\pm 10\%$ of vendor's benchmark time for the specified configuration                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| Statistical tests      | Verify whether code allows dose calculation at different preset statistical uncertainties (e.g., 2%, 1%, 0.5%, or smaller).<br>Verify statistical uncertainty for each preset statistical uncertainty in uniform dose regions both inside and outside typical fields for each beam energy, x-ray and electron.<br><br>Verify that the uncertainty quoted by the system follows a $1/\sqrt{N}$ behavior. Note that the history number $N$ is generally proportional to the CPU time $T$ for the same calculation.<br><br>Verify the fidelity of the denoising option, if present, in uniform dose regions both inside and outside typical fields for different voxel sizes (e.g., 1–2 mm voxels for stereotactic radiosurgery or radiotherapy). | Consistent with documentation<br><br>Agrees within 30% of independently calculated statistical uncertainties (if available), or within 30% of observed statistical uncertainties, which can be estimated using the dose values in a uniform dose region, or at the same location but calculated with different random number seeds.<br><br>The $1/\sqrt{N}$ behavior is followed to within 10 %<br><br>The denoising option does not cause a difference of more than 3 $\sigma$ from the unsmoothed distribution |

TABLE IV. Subset of commissioning tests from TG53 and TG244 with tolerances specific for Monte Carlo (MC)-based treatment planning system (TPS). Note that the dose difference is the difference between the calculated and measured dose. The dose tolerances should be used for low dose gradient regions and distance-to-agreement (DTA) tolerances should be used for high dose gradient regions for MC-calculated dose distributions. TG53 and TG244 tests not listed in this table should be performed with the tolerances listed in those reports.

| Category                     | Test                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | Tolerance                                                                                                                   |
|------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Dose distributions           | Absolute dose for the reference condition (e.g., the central-axis dose at a depth of 10 cm in water for a 10 cm $\times$ 10 cm field defined at 100 cm SSD). Note that this should be the normalization point for MC-calculated dose distributions and the dose differences do not include all the uncertainties associated with determining the absolute dose under standard calibration conditions. | 0.5% <sup>a</sup>                                                                                                           |
|                              | Relative dose distribution in water for each energy and all field sizes available (typically 2 cm $\times$ 2 cm–40 cm $\times$ 40 cm for linacs, 1 cm $\times$ 1 cm if needed, for example, for SBRT).                                                                                                                                                                                                | 2%/2 mm <sup>b</sup>                                                                                                        |
| Output factors               | For photon beams, open fields with different field sizes (2 cm $\times$ 2 cm–40 cm $\times$ 40 cm), off-axis open fields (asymmetric jaws), and blocked fields including trays and wedges (physical and dynamic) for different SSDs (80 cm–120 cm).                                                                                                                                                   | 2% <sup>b</sup>                                                                                                             |
| Beam modifier implementation | For electron beams, all applicator sizes available and arbitrarily-shaped cutouts used clinically.                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 2% <sup>b</sup>                                                                                                             |
|                              | Dose distribution for a single field in water for each energy and all beam modifiers available clinically such as MLC, blocks, wedges, compensators, cutouts, bolus.                                                                                                                                                                                                                                  | 2%/2 mm <sup>b</sup>                                                                                                        |
| Patient dose calculation     | Point dose measurements for composite dose distribution in homogeneous or heterogeneous phantoms (relative to the prescription dose).<br><br>Planar/volumetric dose array for composite dose distribution in treatment plan QA phantoms.                                                                                                                                                              | 2% <sup>b</sup> mm <sup>3</sup> , no pass rate tolerance, but areas that do not pass need to be investigated <sup>108</sup> |

### Şekil 3: MC Tabanlı TPS'ler için çeşitli yaklaşım/test/prosedürleri içeren tablolar

Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: A Report of the AAPM TG-203<sup>1</sup>

Moyed Mitten<sup>a1,2</sup>  
Task Group 203, Department of Radiation Oncology, University of Colorado School of Medicine, Aurora, CO 80045, USA

Dimitris Mihalidis<sup>a1,2</sup>  
Task Group 203, University of Pennsylvania Perelman Center for Advanced Medicine, Philadelphia, PA 19104, USA

Stephen F. Kry  
Department of Radiation Physics, UT MD Anderson Cancer Center, Houston, TX 77030, USA

Chester Rieft  
Department of Radiation Oncology, University of Chicago, Chicago, IL 60637, USA

Carlos Esquivel  
Department of Radiation Oncology, UT Health Sciences Center, San Antonio, TX 78229, USA

Jonathan Farr  
Division of Radiological Sciences, St. Jude Children's Research Hospital, Memphis, TN 38105, USA

David Followill  
Department of Radiation Physics, UT MD Anderson Cancer Center, Houston, TX 77030, USA

Coen Hurkmans  
Department of Radiotherapy, Caitharina Hospital, Eindhoven, the Netherlands

Arthur Liu  
Department of Radiation Oncology, University of Colorado School of Medicine, Aurora, CO 80045, USA

Olivier Gayou  
Department of Radiation Oncology, Allegheny General Hospital, Pittsburgh, PA 15212, USA

Michael Goseman  
Department of Radiation Oncology, Tri-State Regional Cancer Center, Ashland, KY 41101, USA

Mahadevappa Mahesh  
Department of Radiology, Johns Hopkins University School of Medicine, Baltimore, MD 21287, USA

Richard Popple  
Department of Radiation Oncology, University of Alabama, Birmingham, AL 35249, USA

Joann Prisciandaro  
Department of Radiation Oncology, University of Michigan, Ann Arbor, MI 48109, USA

(Kasım 2019)

Kardiyak cihazlar (kalp pili ve defibrillatör) taşıyan hastaların tedavi yönetimi radyasyon onkolojisi rutininde pratik ve prosedür sorunları oluşturabilmektedir. 1994 yılında AAPM TG-34 raporu yayınlanana kadar, radyoterapi(RT) öncesi/sonrası/ tedavi dönemi için hastaların yönetimi ve modern teknoloji kardiyak cihazlarda farklı türde radyasyonun etkileri ile ilgili büyük miktarda literature ve olgu raporları yayınlanmıştır. Bu raporda tüm RT sürecindeki her adımda ilgili cihazların potesiyel arıza modları ve kapsamlı/kısa özet şeklinde hasta yönetimi stratejilerinin analiz edildiği bir akış sağlanmaktadır. Raporun temel amacı olarak; kardiyak implant cihazlarının RT altındaki etkilerinin araştırıldığı yayınları derlemek, klinik doz seviyeleri tahminleri hakkında yöntemler sağlamak, cihaz arızaları açısından çeşitli radyasyon modalitelerinin risklerini araştırmak, ilgili cihazları taşıyan hastaların tedavi yönetimlerinde tavsiyelerde bulunmak gibi hususlar belirtilmiştir (Şekil 4).

| TABLE VII. Staff and departmental requirements. |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                         |
|-------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                 | Low Risk (<2 Gy)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | Medium Risk (2-5 Gy)                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | High Risk (>5 Gy or neutrons)                                                                                                                                                                                                                           |
| Department                                      | <ul style="list-style-type: none"> <li>Resuscitation protocol.</li> <li>Pacemaker magnet, pulse oximetry, and AED available at treatment unit.</li> <li>Close monitoring of the CIED patient with an audio-visual system during treatment.</li> <li>Communication with cardiology/ electrophysiology</li> <li>ICD patients: consult with cardiology/ electrophysiology on setting program</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>Formal consultation with cardiology/ electrophysiology.</li> <li>Pacing dependent: consult with cardiology/ electrophysiology on the use of magnet and pulse oximetry.</li> <li>Appropriate cardiac support available to manage complications from potential CIED malfunctions.</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>ECG monitoring weekly.</li> </ul>                                                                                                                                                                                |
| Staff                                           | <ul style="list-style-type: none"> <li>CIED interrogation before the first and after the last treatment fractions.</li> <li>Radiation oncologist and MP available with sufficient knowledge in the management of patients with a CIED.</li> <li>Radiation therapists/technologists should be experienced in the management of CIED patients receiving radiation treatment.</li> </ul>                | <ul style="list-style-type: none"> <li>CIED technologist to interrogate the device at mid-treatment.</li> </ul>                                                                                                                                                                                                                   | <ul style="list-style-type: none"> <li>Trained staff examines ECG.</li> <li>Cardiology/pacemaker technologist should be available, if needed.</li> <li>CIED technologist to interrogate the device weekly once the device receives &gt;5 Gy.</li> </ul> |

**Şekil 4: Kardiyak İmplant Edilebilir Elektronik Cihazlar (CIED) literature özetleri ve risk analizleri tabloları. (Büyük olan tabloların sadece başlıkları eklenmiştir.)**

#### Kaynaklar

- <https://www.eurekalert.org>
- <https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>
- <https://www.aapm.org/>

| TABLE II. Estimated maximal dose (D <sub>0</sub> ) to the device for typical distances from a spherical breast applicator's surface. (Table reproduced from Kim et al. <sup>36</sup> ). |      |      |      |      |      |      |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|------|------|------|------|------|
| Balloon Vol. (cc)                                                                                                                                                                       | 35   | 50   | 70   | 90   | 110  | 125  |
| Balloon Diam. (cm)                                                                                                                                                                      | 4.06 | 4.58 | 5.12 | 5.56 | 5.94 | 6.20 |
| 1 Gy                                                                                                                                                                                    | 15.6 | 16.9 | 18.2 | 19.3 | 20.2 | 20.8 |
| 2 Gy                                                                                                                                                                                    | 10.5 | 11.3 | 12.1 | 12.8 | 13.4 | 13.8 |
| 3 Gy                                                                                                                                                                                    | 8.2  | 8.8  | 9.4  | 10.0 | 10.4 | 10.7 |
| 4 Gy                                                                                                                                                                                    | 6.8  | 7.3  | 7.8  | 8.2  | 8.6  | 8.9  |
| 5 Gy                                                                                                                                                                                    | 5.9  | 6.3  | 6.7  | 7.1  | 7.4  | 7.6  |

TABLE VI. Patient risk categories: cumulative dose to the CIED and pacing independent versus pacing-dependent. The patient's risk is not equal to the risk of a CIED defect. Higher cumulative doses can be used if the manufacturer recommended dose tolerances are above the dose thresholds presented here. Neutrons are considered present when protons or photons with energy >10 MV are used.

| Patient            | Dose region and risk category |             |           |                  |
|--------------------|-------------------------------|-------------|-----------|------------------|
|                    | <2 Gy                         | 2-5 Gy      | >5 Gy     | Neutrons present |
| Pacing independent | Low risk                      | Medium risk | High risk | High risk        |
| Pacing dependent   | Medium risk                   | Medium risk | High risk | High risk        |

| TABLE III. CIEDs in vitro studies in recent literature. |      |                     |         |
|---------------------------------------------------------|------|---------------------|---------|
| Author                                                  | Year | Device (ICP or ICD) | Outcome |

| TABLE IV. CIED in vivo studies in recent literature |      |                     |                               |                |         |
|-----------------------------------------------------|------|---------------------|-------------------------------|----------------|---------|
| Author                                              | Year | Tumor site (Device) | Prescribed dose (Beam Energy) | Dose to device | Outcome |

# 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.*



**MEDİKAL****FİZİKÇİYİM****KANSERE KARŞI****SAVAŞIYORUM**

Her yıl 4 Şubat Dünya Kanseri Günü'nde Uluslararası Kanseri Kontrol Örgütü (UICC) ve ortak kuruluşların birlikte yürüttüğü, milyonlarca ölüme neden olan ve pek çoğu önlenabilir olan bir hastalığa karşı toplumsal bilinci artırmak amacıyla tüm dünyada kampanyalar düzenlenmektedir.

Dünya Kanseri Günü ilk kez 2005 yılında Uluslararası Kanseri Kontrol Örgütü (UICC) tarafından düzenlenmiştir. Aynı yıl ülkemizde de Türk Kanseri Araştırma ve Savaş Kurumu Derneği tarafından başlatılmış, Dünyada ve ülkemizde kanseri konusundaki en büyük kampanyalardan biri olmuştur. Kanserle karşı artık her zamankinden daha uyumlu ve koordineli bir mücadeleye ihtiyaç vardır.