

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERGİ

NİSAN - MAYIS 2021

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 32



BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- MedFiz@Online 5.YIL ANKETİ
- LÜMİNESANS DOZİMETRELERİN (TLD VE OSL) KLİNİK UYGULAMALARDA KULLANIMI
- INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCES IN RADIATION ONCOLOGY (ICARO-3) ULUSLARARASI RADYASYON ONKOLOJİSİNDEKİ GELİŞMELER KONFERANSI (ICARO-3)
- ÇERENKOV IŞIMASI VE KLİNİK UYGULAMALARI



BAŞ EDITÖR**Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

EDITÖR GRUBU**Boran M. Güngör**

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçücük

halilkucucuk@gmail.com

Mertay Güner

mertayguner@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Türkay Toklu

turkaytoklu@yahoo.com

DERGİ TASARIM VE EDIT**Ebru Oruç Bakır****Mertay Güner****Esra Küçükorkoç****Mustafa Çağlar****BU SAYIDAKİ YAZARLAR****Abdullah Yeşil****Boran Güngör****Halil Küçücük****Haluk Orhun****Mehmet Fazıl Enkavi****Neşe Çokyaman****Nilay Canavar****Şamil Osman Gürdal**

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

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

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **MEDICANA BURSA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **MedFiz@Online 5. YIL ANKETİ**
- **LÜMİNESANS DOZİMETRELERİN (TLD VE OSL) KLİNİK UYGULAMALARDA KULLANIMI**
- **INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCES IN RADIATION ONCOLOGY (ICARO-3) / ULUSLARARASI RADYASYON ONKOLOJİSİNDEKİ GELİŞMELER KONFERANSI (ICARO-3)**
- **GÖRÜNTÜ KLAVUZLUĞUNDA PTV MARJLARININ HESAPLANMASI**
- **ÇERENKOV IŞIMASI VE KLİNİK UYGULAMALARI**
- **ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK HAFTASI**
- **BOYANMIŞ MASKELER**
- **RT'DE SON GELİŞMELER**

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medikalfizik.org**BASIM**

e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MERHABA: BİR MAİL UZAĞINIZDAYIZ...

5. Yıl anketimizdeki iki sorumuza verilen cevaplar bizleri tekrar düşünmeye sevk etti. Birincisi: **MedFiz@Online dergisinde görev**

yapmak istermisiniz? Sorusu: Verilen cevaplarda, davet gelirse kabul ederim (%44,16), çok isterim fakat kabul edilmemesinden korkuyorum (%9.09), çok istiyorum, gönüllü olduğumu gruba bildireceğim (%14.29)'in toplamı %67.54.

İkincisi ise: **MedFiz@Online dergisine gönüllü yazı yazıp gönderir misiniz? Sorusu:** Bu bölümde, evet yazı yazmak istiyorum, fakat kabul edilmesinden korkuyorum (%5.13) ve evet yazı yazmak istiyorum (%64.82) cevaplarının toplamı ise %67.95.

Buradaki net yorumumuz: Ankete cevap veren ve dergide görev almak isteyen arkadaşlarımızın %67.54'üne, dergide yazı yazmak isteyen arkadaşlarımızın %67.95'ine ulaşamadığımız şeklinde. Ankette, cevap verenlerin isimleri belli olmadığı için iki grubun aynı olup olmadığı veya hangi oranda çakiştığını anlayamıyoruz. Yine yazı yazmak isteyenlerin daha önce yazı yazıp yazmadıklarına ulaşamıyoruz.

Bu sayımızda, 5. Yıl Anketine genel bir değerlendirme olarak yer verdik, ancak yukarda iki soruya verilen cevaplar daha öne çıktı bize göre.

Çok basit bir cevabımız var: Bizler meslektaşız ve aramızdaki uzaklık sadece bir mail yollama süresi kadar kısa. Değerli yazılarınızı, önerilerinizi ve dileklerinizi bekliyoruz. Bu yayın hepimizin. Göreceksiniz, birlikte daha güzel işler yapacağız.

15. Şubat 2012 tarihli 31.Sayımızdan bu yana hem ulusal düzeyde hem de uluslararası düzeyde önemli günleri yaşadık. Hem MedFiz@Online olarak hem de medikal fizik topluluğu olarak gündemimize alıp

gerekli değerlendirmeleri ve gerekli uygulamaları yapmamız gerektiğine inandığımız yıl dönümleri ve değerli günleri tekrar hatırlamakta yarar görüyoruz.

14 Mart Ulusal Tıp Bayramı, tüm sağlık emekçilerinin tıp bayramını kutluyoruz.

1-7 Nisan 2021 Kanser Haftası: Kanser'e karşı mücadelede gerekli bir platform. Tüm medikal fizikçilerin ön saflarda yer aldığı önemli bir etkinlik olduğunu tekrar etmek istiyoruz.

8 Mart 2021 Dünya kadınlar günü'nü saygılarımızla kutluyoruz.

11 Şubat 2021: UNESCO; Bilim alanında Uluslararası Kadınlar ve Kız Çocuklar Günü: UNESCO ve BM tarafından bilimde kadınları ve kız çocuklarını teşvik etmeyi amaçlayan bir gün olarak kutlanmaktadır. Bu özel günün, kadınlar ve kızlar için bilime tam ve eşit erişim ve katılımı teşvik etmek için bir fırsat olduğu hedeflenmektedir. UNESCO açısından cinsiyet eşitliğinin küresel bir öncelik olduğu, genç kızların desteklenmesi, eğitimleri ve fikirlerini duyurabilmeleri kalkınma ve barış için kaldıraçlar olduğu ifade edilmektedir.

Ülkemizde radyasyon onkolojisi ve medikal fizik toplumlari bu özel güne ilişkin olarak medyada güzel resimler verdiler, konunun önemini dile getirdiler.

UNESCO bu yıl Uluslararası Kadınlar ve Kız Çocukları Günü temasını şöyle belirledi: **"Bilim kadınları, COVID-19'a karşı verilen mücadelede ön saflarda"**

26-30 Nisan: Uluslararası Medikal Fizik Haftası: Bu yıl ikincisi kutlanacak olan "Uluslararası Medikal Fizik Haftası"na ilişkin ayrıntılı bir yazı bulacaksınız.

11 Nisan: Sağlık Teknikerleri ve Teknisyenleri Günü; Tüm tekniker dostlarımızın teknikerler gününü kutluyoruz.

UROK 2021

Bu sayımızın ön ve arka kapak resimlerinde yer aldığı üzere her yıl kutladığımız değerli bilim insanlarımızın doğum ve ölüm günlerini, önemli günleri tekrar hatırlamak istiyoruz.

14 Mart: Albert Einstein'in doğum günü (1879), Hawking'in ölüm günü (2018), Pi Günü.

6 Mart 1913: Niels Bohr Atomik yapı ile ilgili ilk makalesini yazdı.

27 Mart 1845: Wilhelm Röntgen'in Doğum Günü.

TROD Yönetim Kurulu, 14. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi'nin 26-30 Kasım 2021 tarihlerinde Belek/Antalya'da düzenleneceğini duyurdu. Gelişmeleri ileriki sayılarımızda okurlarımızla paylaşacağız.

Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Olağan Genel Kurulu, 27 Mart 2021 tarihinde İstanbul'da gerçekleştirildi. Yeni Yönetim Kurulu, Denetim Kurulu, üyelerini, yeni Başkan ve Başkan Yardımcısını MedFiz@Online dergisi olarak kutluyoruz ve başarılar diliyoruz.

Yeni sayımızda buluşmak üzere.

Saygılarımızla.

Haluk Orhun

MEDICANA BURSA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ



Med. Fiz. Uzm. Abdullah Yeşil

MEDICANA Sağlık Grubu'nun 13'üncü hastanesi olarak 2017 yılından bu yana Bursa'lılara dünya standartlarında sağlık hizmeti sunan MEDICANA Bursa Hastanesi, Güney Marmara'nın tüm sağlık hizmetlerini tek çatı altında toplamayı başarmış, sağlık sektöründeki önemli yatırımlardan biridir. Uluslararası hasta bakım standartları, son teknoloji cihazları ve geniş akademik kadrosu ile hizmet sunumu için tüm altyapısı mevcuttur. Gelişmiş tıp teknolojilerine sahip çağdaş tanı ve tedavi üniteleri ile hizmet sunmaktadır. Modern teknolojisi ve teknik özellikleriyle sayılı özel hastaneler arasında yer alan MEDICANA Bursa Hastanesi Bursa, Balıkesir, Yalova, Bilecik, Çanakkale ve Kütahya gibi çevresindeki illere hizmet vererek

bölgenin referans hastanesi haline gelmiştir. MEDICANA Bursa Hastanesinde, 40 bin metrekare kapalı alanda 300 yatak kapasitesi, 235 aktif yatak, 8 ameliyathane, 2 doğumhane 70 Yoğun Bakım yatağı bulunmaktadır.

Hastanede hastaların tüm tıbbi ve sosyal gereksinimlerini karşılayacak şekilde konumlanan özellikli bir Onkoloji Birimi bulunmaktadır. Birimde konuyla ilgili tüm uzmanlık dallarının (Onkolojik Cerrahi, Tıbbi Onkoloji ve Radyasyon Onkolojisi) ortak klinik yaklaşımının yanında güncel teknolojiler de kullanılıyor.

MEDICANA Bursa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği 27.12.2018 tarihinden itibaren hizmet vermeye başlamış olup; bünyesinde 4 Radyasyon Onkolojisi Uzmanı, 1 Medikal Fizik Uzmanı, 7 Radyoterapi

Teknikeri, 1 Onkoloji Hemşiresi ve 3 Sekreter görev yapmaktadır. Bölüm, açıldığından bu yana yaklaşık 1900 hastanın tedavisini başarıyla tamamlamış olup, cihazlarda yıllık yaklaşık %99'a varan up-time süresi ile de kesintisiz tedavi yapmanın mutluluğunu yaşamaktadır.

Cihaz Parkuru

- Elekta VersaHD: 6 MV, 10 MV, 6 MVFFF, 10 MVFFF foton, 6 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV, 15 MeV elektron enerjileri.
- Agility Head (160 MLC), HexaPOD (6D-robotic couch), XVI(CBCT) ve iViewGT (Portal) görüntüleme, 3DCRT VMAT, IMRT, IGRT opsiyonu.
- Elekta Synergy Platform: 6MV foton enerjisi. Agility Head (160 MLC), iViewGT, 3DCRT, VMAT, IMRT opsiyonu.
- Elekta ABC (Active Breath Control System).

Ayrıca klinikte 2 adet MONACO TPS (5.51.10), 4 adet MONACOSIM konturlama istasyonu ve 1 adet ABAS (Atlas-based Autosegmentation) sistemi bulunmaktadır.

Dozimetrik Ekipman

- PTW BEAMSCAN Su fantomu,
- PTW OCTAVIUS 4D,
- PTW QUICKCHECK,
- PTW İyon Odaları (Semiflex, Semiflex 3D, Pinpoint, Roos Chamber),
- RW3 Katı Fantom,
- CT ve CBCT fantomları (Cat-Phan ve Penta-Guide).



Klinik Kadro

Radyasyon Onkolojisi Uzmanları

Prof.Dr. Kayıhan ENGİN

Doç.Dr. Candan DEMİRÖZ ABAKAY

Uzm.Dr. İbrahim YILDIRIM

Uzm.Dr. Zeynep Özlem TOROS

Medikal Fizik Uzmanları

Tıb.Rad.Uzm. Abdullah YEŞİL

Onkoloji Hemşireleri

Hem. Özlem CAN

Sekreterlerimiz

Asistan Sefanur EFE

Sek. Okan GEREZ

Sek. Efe Murat ÖZTUNALI



Vizyonumuz

Uluslararası platformda tanınan, dünya standartlarında, çağdaş yenilikleri takip eden ve yeniliklere öncülük eden, diğer sağlık kuruluşları tarafından örnek alınan sağlık kurumu olmak. Yurt içinde ve yurt dışında tüm hastalarımıza en yüksek kalitede eşit bakım hizmeti veren, hastalarımızın kendilerine güven içinde hissettikleri ve tüm beklentilerinin karşılandığı sağlık kurumları zinciri oluşturmak.

Misyonumuz

Toplumun her kesiminden hastaya yüksek kalitede sağlık hizmeti sunmak, sağlık sektöründe iş imkânı yaratarak ülkemize hizmet etmek, personelimizin sürekli gelişmesini ve güven içinde mutlu çalışmasını sağlamak.



Med. Fiz. Uzm. Abdullah Yeşil

2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2009 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Anabilim Dalı'nda 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 MEDICANA Bursa Hastane'sinde görev yapmaya başladı. Evli ve 2 çocuk babasıdır.

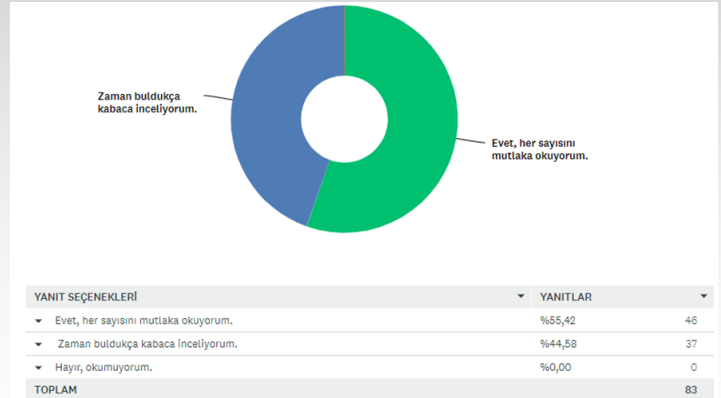
MedFiz@Online 5. YIL ANKETİ

Ülkemizde 2016 yılının şubat ayından başlayarak 5 yıldır, her iki ayda bir kesintisiz yayımlanan bir dergi var. Başta medikal fizik alanında emek harcayan, çalışan meslektaşlarımız olmak üzere herkesin kendinden bir şeyleri bulabileceği MedFiz@Online dergisi. Dergiler için beş yıl çok önemli bir süredir. Sadece bir sayıyı bile ortaya çıkarılabilmek için yaşanan zorluklar düşünüldüğünde, toplamda 32 sayı çıkaran, gecesini gündüzüne katan, emeği geçen herkesin kocaman bir teşekkürü hakettiği kuşkusuzdur. Bu 5 yıl zarfında derginin vesile olduğu birçok olay yaşandı. Birçok meslektaşımız ilk kez bir yazı yazdı, dergi toplantılarında başlayan arkadaşlıklar dostluklara dönüştü, meslektaşlarımız için dergi oldu. Fakat en önemlisi içi akademik bilgiler ile dopdolu elimizde gelecek nesillere rahatlıkla bırakacağımız eksikliği çok hissedilen Türkçe kaynaklar oluşturuldu.

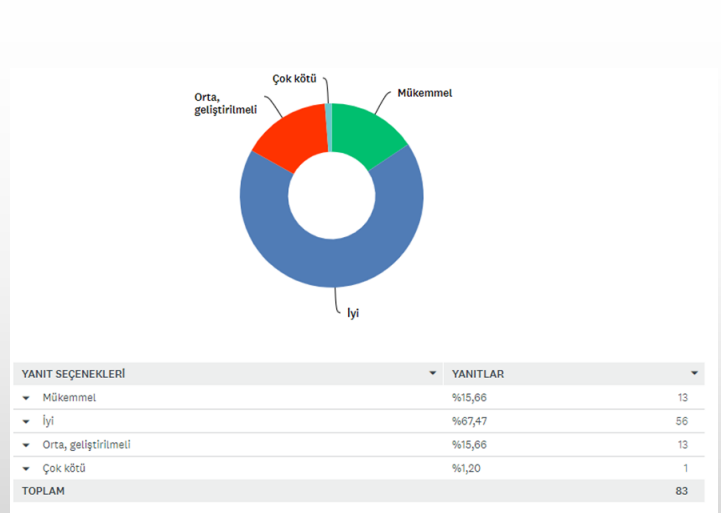
Dergimiz tabii ki amatör bir dergi. Birçok kusurumuz var. Bu kusurlarımızı gidermek için mevcut şartlarda elimizden geleni yapıyoruz. Daha iyi bir dergi oluşturmak için tabii ki en önemli engel maddi sorunlar. Dergimiz tamamen gönüllülük esasına dayanmakta ve kimseden bir kuruluş destek almamaktadır. Derginin yazı, edit ve tasarım kısmında sadece medikal fizikçi arkadaşlarımız görev yapmaktadır. Bu nedenle asıl önemli okuyucu memnuniyetidir felsefesiyle 5.yıl sonunda sizlere bir anket yoluyla ulaşmayı ve dergimizin mevcut durumu ile ilgili sizlerin fikirlerini almayı istedik. Anket linki ulaşılabilen herkese gönderilmeye çalışıldı. Linki almayan arkadaşlarımız varsa lütfen özürlerimizi kabul edin. Toplam 10 soruluk, 2 dakika içinde

doldurulabilecek bir anket hazırlandı. Ankete 3 hafta içerisinde toplam 83 kişi cevap verdi. Bize ayırdıkları zaman için teşekkürlerimizi iletiyoruz. Önemli geri bildirimlerin olduğu anketi aşağıda keyifle okuyacaksınız.

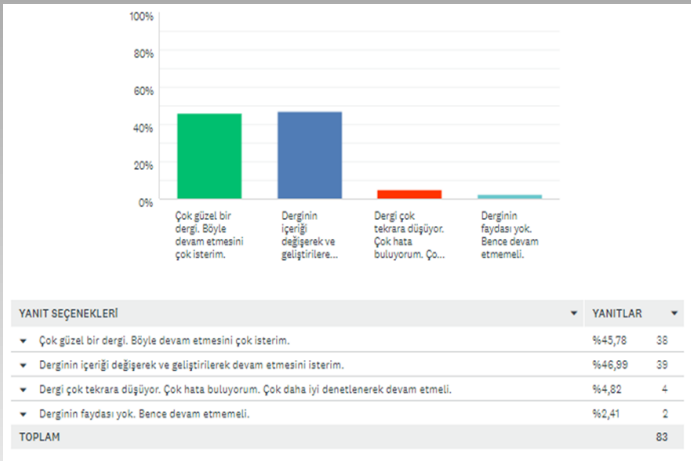
Soru 1: MedFiz@Online dergisini okuyormusunuz?



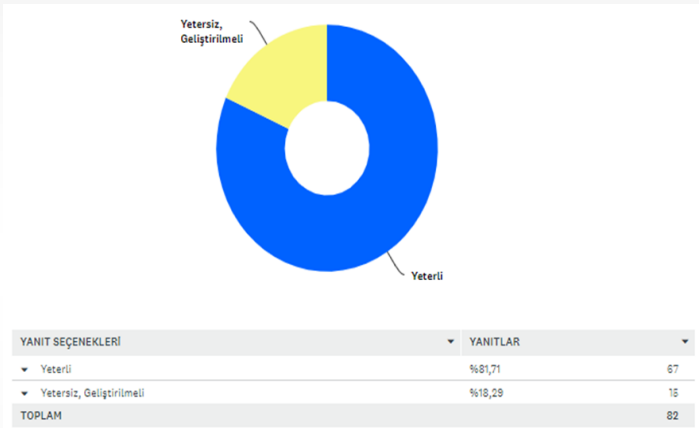
Soru 2: MedFiz@Online dergisinin yazı kalitesini nasıl değerlendiriyorsunuz?



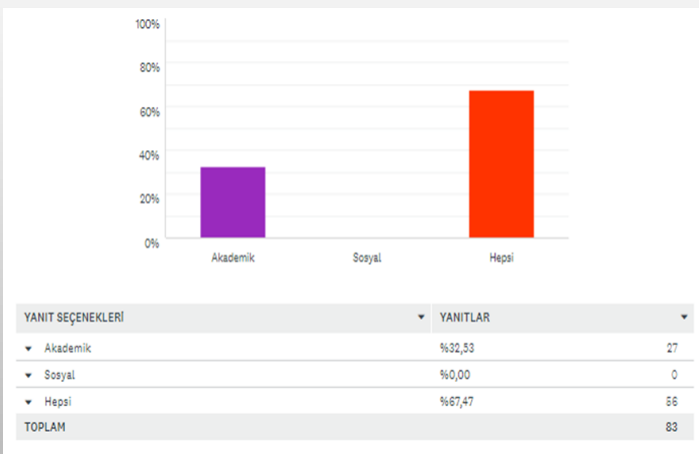
Soru 3. MedFiz@Online dergisi 5.yaşını kutluyor. Aşağıda hangi görüş size en çok yakın?



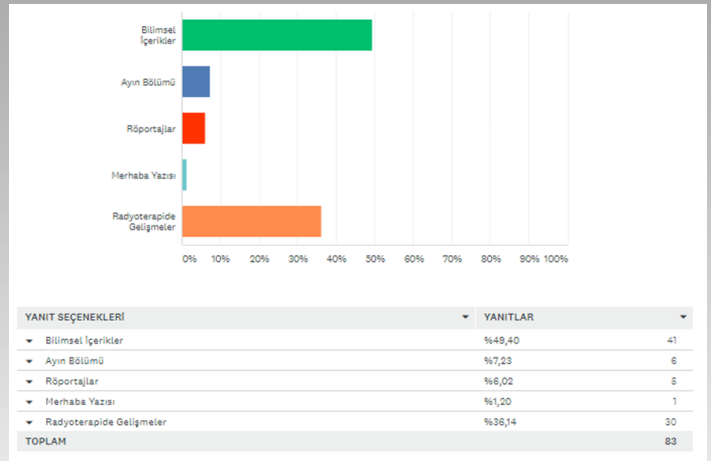
Soru 4. MedFiz@Online dergisi'nin Yönetim şeması hakkında ne düşünüyorsunuz?



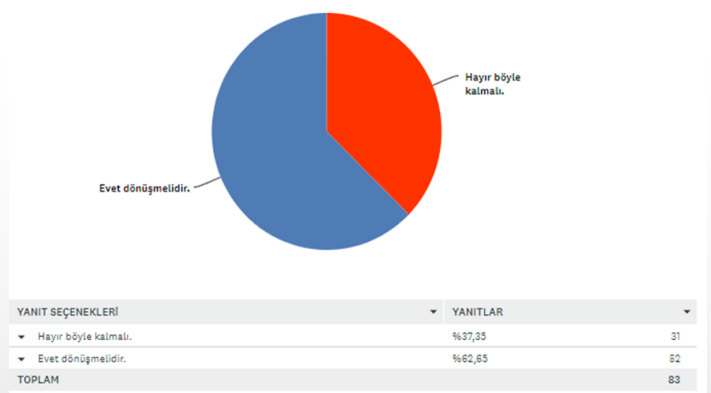
Soru 5. MedFiz@Online dergisinin içeriği nasıl olmalıdır?



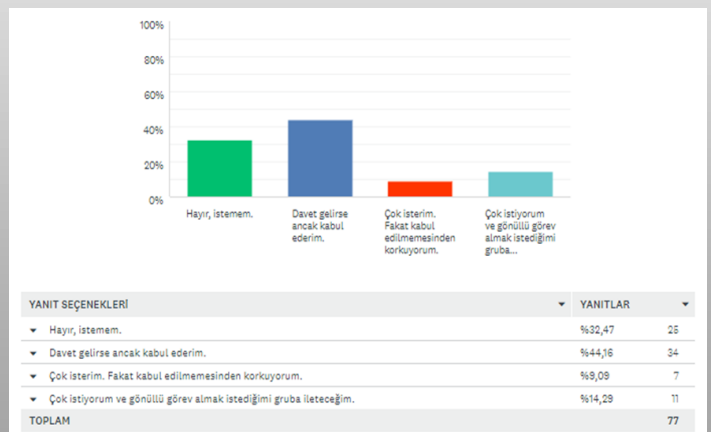
Soru 6. MedFiz@Online dergisinde en çok hangi konu başlıklarını okumaktan zevk alıyorsunuz?



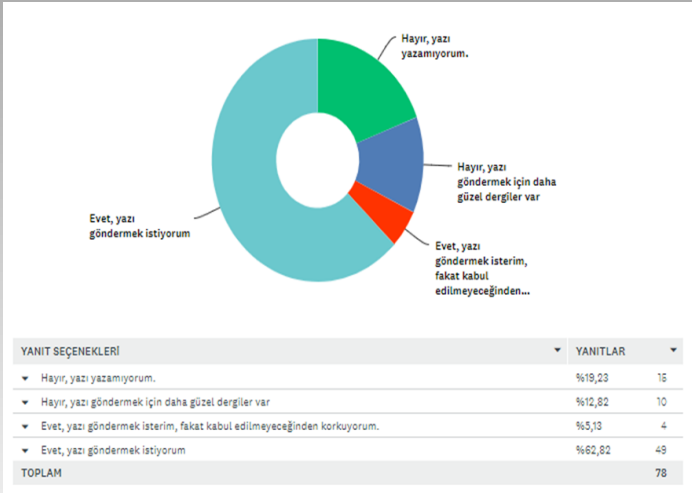
Soru 7. MedFiz@Online dergisi hakemli akademik bir dergi değildir. Yazıdan yazarın kendisi sorumludur fakat geniş bir editör grubu tarafından yazılar tekrar değerlendirilmektedir. Sizce dergi gelecekte hakemli akademik bir dergiye dönüşmeli mi?



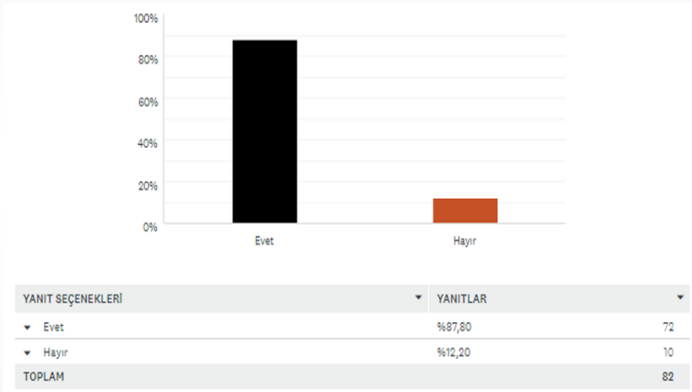
Soru 8. MedFiz@Online dergisinde görev yapmak istermisiniz?



Soru 9. MedFiz@Online dergisine gönüllü yazı yazıp gönderir misiniz?



Soru 10. MedFiz@Online dergisi mesleki olarak sizin gelişmenize katkı yapıyor mu?



Yukarıda gördüğünüz gibi anketten ilginç sonuçlar elde edilmiştir. Anketimizi dolduran herkesin dergi ile ilgilenmiş olması çok sevindirici. Yazı kalitemizi arttırmak için daha çok çalışmamız gerektiği mesajınızı aldık. Bilimsel içerikler ve radyoterapide gelişmeler konu başlıkları en çok itibar gösterdiğiniz başlıklar. Bu konularda yeni içerikler geliştireceğiz. Hakemli dergi olma konusunda belirgin bir istek mevcut. Çıkış hedefleri arasında hakemli dergi olma hedefi olmamasına rağmen Medfiz@Online dergisinin gelecek hedeflerinde her zaman hakemli dergi olmak vardır. Fakat bunun için önemli bir yapılanma ve organizasyon gerekmektedir. Bu konuda derneğimizin

görüşleri de çok önemlidir.

Dergimizde görev almak ve daha iyiyi isteyenlerin olduğunu anket sonuçlarından görmek çok motive edici hepimiz için. Lütfen bize e-mail atın veya editör grubundaki arkadaşlarımızla hemen temasa geçin. Görevimiz ağır, gelin bir ucundan da siz tutun. Gönüllü yazı yazıp dergiye gönderenlere minnattırız. Yazı yazmak ve göndermek isteyenlerin çoğunluğunu ankette görmek çok memnuniyet verici. Haydi artık eyleme geçelim ve yazalım. Yazı yazma ve yeni bir şey üretmenin verdiği mutluluğu tartışmak mümkün değildir. Editör grubumuz tekrara düşmemek için elinden geldiğince farklı yazarlara ulaşmaya çalışıyor. Fakat hala dergide yazı yazmayan meslektaşlarımız var ve biz onlara ulaşamadık. Bu durumda sizlerle dergi arasında bir köprü sorunu ortaya çıkıyor. Bunun için editör grubu adına özür dileriz. Tabii ki bu bizim hatamız haklısınız. Yazar seçiminde hiçbir kriterimiz yok. Lütfen siz bize ulaşın ve yazı yazma istediğinizi belirtin. Bazen yazar bulmak konusunda yaşadığımız zorlukları siz azaltın ve dergimize destek olun. Özellikle radyoloji ve nükleer tıp fiziği çalışan arkadaşlarımıza daha zor ulaşmaktayız. Lütfen diagnostik fizik konularını dergimizde gündeme daha çok getirin. 5.yaşımız vesilesiyle tüm meslektaşlarımız sağlık ve huzur içinde görevlerini yapmasını dileriz. Sizlere daha çok soru sorup, daha değişik konularda görüşlerinizi almamızın, anket organizasyonunun bize ücretsiz olarak sunduğu olanakların sınırlı olmasından kaynaklandığının burada altını çizmek istiyoruz. Teşekkürlerimiz ve Saygılarımızla.

Editör Grubu

LÜMİNESANS DOZİMETRELERİN (TLD VE OSL) KLİNİK UYGULAMALARDA KULLANIMI

AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs

Stephen F. Kry^{a)}, and Paola Alvarez
The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, TX, USA

Joanna E. Cygler
The Ottawa Hospital Cancer Center, Ottawa, ON, USA

Larry A. DeWerd
University of Wisconsin – Madison, Madison, WI, USA

Rebecca M. Howell
The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, TX, USA

Sanford Meeks
University of Florida Health Cancer Center, Orlando, FL, USA

Jennifer O'Daniel
Duke University Medical Center, Durham, NC, USA

Chester Reft
University of Chicago, Chicago, IL, USA

Gabriel Sawakuchi
The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, TX, USA

Eduardo G. Yukihara
Paul Scherrer Institut, Geneva, Switzerland

Dimitris Mihailidis
University of Pennsylvania, Philadelphia, PA, USA

(Received 10 June 2019; revised 27 August 2019; accepted for publication 28 August 2019; published 6 December 2019)

Dr. Şamil Osman Gürdal

Bazı özel kristal yapılar, iyonize radyasyona maruz kaldıklarında elektromanyetik ışınım yayma özelliği olarakta bilinen lüminesans olayını oluşturabilirler. Lüminesans dozimetreler (LD) uyarılma durumuna göre eğer ısı uyarım ise termolümineans dozimetre (TLD) ışık uyarım ise optik uyarımlı lüminesans dozimetre (OSLD) olarak adlandırılır. Amerika Medikal Fizikçiler Derneği'nin (AAPM) yayınladığı AAPM TG-191 numaralı raporunda^[1] TL ve OSL dozimetrelerin klinik uygulamaları ve klinik uygulamalarda doz hesabını etkileyecek parametreler incelenerek bu alanda çalışanlar için tavsiyeler oluşturulmuştur.

Bu çalışma kapsamında, AAPM TG191 numaralı rapor incelenmiş, inceleme sonucunda özellikle dozimetre bazında teknik bilgilerden kaçınılarak lüminesans dozimetrelerin (TLD ve OSL) noktasal dozimetre

olarak klinik uygulamalarda nasıl kullanılacağı ve uygulama alanına göre doz hesabını etkileyecek parametrelerin neler olduğuna yer verilmiştir.

Teori

Lüminesans materyallerin kristal bant yapısı iletim ve değerlik bandı arasında tuzak ve tekrar birleşim bölgelerinden oluşmaktadır. Bant yapısının içerisindeki tuzak seviyeleri kristal üretimi sırasında oluşan bozulumlardan olduğu gibi yapay olarak da materyale düşük oranda katkı bileşikler katılarak oluşturulabilir. Lüminesans materyaller iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakıldığında değerlik bandında elektron-eşik çift oluşumuna sebep olur. Eşikler tekrar birleşim bölgesine transfer olurken serbest elektronlar çok hızlı bir şekilde iletim bandına oradan da olasılıklarına göre tuzak veya tekrar birleşim bölgesine transfer olur. Serbest elektronlar eğer tekrar birleşim bölgesine transfer olursa eşikler ile birleşerek anlık lüminesans

ışık oluşumuna sebep olur. Bu etkileşim mekanizması radyolüminesans olarak adlandırılır. Dozimetrik tuzak seviyesine transfer olan elektronlar herhangi bir uyarım olmadıkça konumunu korur. Lüminesans materyallerde yüzeysel tuzaklar oda sıcaklığında bozunabilir. Bu olay lüminesans dozimetri alanında kısa süreli (zaman içinde azalım) bozunum olarak adlandırılır. Dozimetrik tuzaklarda tuzaklanmış elektronlar dış etki (ısı veya ışık) ile uyarılabilir. Derin tuzaklarda tuzaklanmış elektronları uyarmak ise daha zordur. Genellikle kristal üretim sıcaklığına çıkmak gerekebilir.

Tuzaklanan elektronlar lüminesans materyalin özelliğine göre ısı veya ışık yolu ile uyarılabilir. Eğer uyarım ısı yolla yapılıyorsa termolüminesans (TL), ışık yolu ile yapılıyorsa optik uyarmalı lüminesans (OSL) olarak adlandırılmaktadır. Tuzaklarda uyarılan elektronlar önce iletim bandına sonra olasılıklarına göre tekrar tuzak veya tekrar birleşim bölgesine transfer olur. Tekrar birleşim bölgesine ulaşan elektronlar eşiklerle birleşerek lüminesans ışığı oluşturur.

TL veya OSL dozimetrelerin kristal bant yapıları temel olarak aynıdır. TL dozimetrelerde tuzaklanan elektronlar ile ısı sonucu fonon-elektron etkileşimi gözlemlenirken OSL dozimetrelerde direkt olarak foton-elektron etkileşimi gözlenmektedir. Sadece uyarım yapısı değişen lüminesans dozimetrelerde dikkat edilmesi gereken en önemli parametre vücut eşdeğerlilik indeksidir. Bu indeks efektif elektron sayısı ile ifade edilir. Vücut eşdeğeri olmayan lüminesans dozimetrelerin kullanımı tercih edilirken düzeltme parametrelerine (enerjisiye bağımlılık gibi) dikkat edilmelidir.

Termolüminesans ve optik uyarmalı lüminesans

dozimetri sistemleri genel olarak uyarım mekanizması, optik filtreler ve oluşan ışığı algılamak için foton dedektörlerden oluşmaktadır. TLD sistemlerinin genel yapısı ısı kaynağı, optik filtreler ve foton çoğaltıcı tüpten oluşmaktadır. Isı kaynağı lüminesans materyali içerisinde sıcaklığı yükseltmek için kullanılır. Isıl kaynağının stabil olarak çalışması kristal içerisinde düzgün sıcaklık profilinin oluşması için önem arz eder. Bazı TLD sistem uygulamalarında sürekli düzgün sıcaklık profilini yakalamak için ek olarak gaz kullanımına yer verilmektedir. Düzgün sıcaklık profilinde uyarılan lüminesans materyal kristale göre farklılık gösteren farklı dalga boylarında lüminesans ışık yayınlar. Yayınlanan lüminesans ışığı ortamda olabilecek diğer ışıklardan ayırmak için optik filtre yapıları kullanılır. Böylece foton çoğaltıcı tüpe yalnızca lüminesans kaynaklı ışığın gelmesi sağlanır. Bunun sonucunda foton çoğaltıcı tüpe gelen lüminesans ışık ile lüminesans materyalin maruz kaldığı radyasyon kolaylıkla ilişkilendirilir. OSL dozimetri sisteminin yapısı da uyarıcı hariç TL dozimetri sistemi ile aynıdır. Tuzaklardaki elektronları uyarıcı olarak belli dalga boyuna sahip ışık kaynakları kullanılır. OSL dozimetri sisteminin en büyük artısı uyarıcı kaynak olan ışığın ısıya göre kontrolünün daha yüksek çözünürlükte olmasıdır. Bu avantaj OSL dozimetrelerinin ikinci kez okunabilmesini sağlamaktadır. TLD ve OSLD sistemlerinde, uyarıcı sistemin stabil olması, optik filtrelerin yapısal korunumu (toz etkisi dahil) ve foton çoğaltıcı tüp parametrelerinin (taban akımı, kazanç kontrolü) stabil olmasına dikkat edilmelidir.

Lüminesans dozimetreler (LD) ile doz hesabı yapılırken dikkat edilmesi gereken parametreler ise sırasıyla; hassasiyet, bozunum, doz lineerliği, enerji ve

açı bağımlılığıdır. LD'ler ile doz hesabı yapılırken genel olarak kullanılan formül denklem (1)'de verilmiştir.

$$D_w = M_{corr} N_{D,w} k_F k_L k_Q k_\theta \quad (1)$$

Denklem (1)'de verilen M_{corr} , LD dozimetre sistemlerinde doz sonucu oluşan ve elde edilen net sinyal toplamı olarak tanımlanırken, $N_{D,w}$ dozimetre kalibrasyon parametresidir ve her dozimetre için ayrı şekilde tanımlanmaktadır. Denklem (1)'de verilen k_F, k_L, k_Q ve k_θ parametreleri ise düzeltme parametresi olarak sırasıyla zamanla bozunum, doz lineerliği, enerji ve açı bağımlılığı olarak tanımlanır. LD dozimetreler ile doz hesabı yapılırken yukarıda verilen parametreler her uygulama için ayrıntılı olarak çalışılıp sapma değerleri ile tespit edilmelidir. LD'ler ile doz hesabı yapılırken klinik uygulamasının türüne göre yüksek çözünürlük (relatif hata <%3,2 (OSL için), <%4,7 (TLD için)) veya yüksek verim (relatif hata <%7,0 (OSL için), <%7,2 (TLD için)) veya yöntemlerinden biri seçilmelidir. Bu parametreleri etkileyen alt niceliklere AAPM TG 191'nolu rapordan ayrıntılı olarak ulaşmak mümkündür.

Uygulamalar

Lüminesans dozimetrelerin noktasal dozimetre olarak birçok klinik uygulaması bulunmaktadır. Bu bölümünde AAPM TG-192 raporunda yer verilen farklı klinik uygulamalarında dikkat edilmesi gereken hususlar sırasıyla verilmiştir.

Harici Foton Demetleri

Birincil Demet Dozimetrisi

Lüminesans dozimetrelerin birincil uygulamaları, radyoterapide in-vivo kullanımını, bağımsız dozimetreler ile demet kalibrasyonlarının doğrulamalarının yapılmasını, insan eşdeğeri fantomlar kullanılarak hesaplanan organ dozlarını

içermektedir. Eğer LD'ler hasta yüzeyine çıplak olarak (herhangi bir koruyucu bariyer, plastik zarf vb. olmadan) yerleştirildiyse yüzeydeki dedektör yüksek doz gradyan alanında ölçüm yapacaktır. Bu yaklaşım ölçülen doz ile hesaplanan doz arasındaki uyuma (%3 içinde) katkı sağlamasına rağmen aynı zamanda yüksek kaliteli yüzeysel ölçümlere dayanan build-up alanında dikkatli bir şekilde ışın demetinin modellenmesini gerektirmektedir. Bolus veya build-up başlığı kullanılarak lüminesans dozimetrelerin düşük gradyan bölgesinde (≥ 5 mm derinlik) doz ölçümü sağlamaktadır. Bu durum genellikle tedavi planlama hesaplamalarında daha doğru sonuçlar elde edilmesine katkı sağlar. Bolusun yatay düzlemi, yatay düzlemde yük dengesini sağlamalıdır. (Örn. en az 5 cm x 5 cm kare bolus)

In-vivo dozimetresi olarak lüminesans dozimetrelerin kabul edilebilir düzeyde hassasiyet ve doğruluk sağladığı görülmüştür. Koşullar daha karmaşık ve daha az kontrol edilebilir hale geldiğinde ölçümlerdeki belirsizliğin arttığı da bilinmektedir. Uluslararası Atom Enerji Kuruluşunun (IAEA) TL ve OSL dozimetreler ile gerçekleştirdiği in-vivo hasta ölçümlerine ait ilgili raporu yayınlamıştır [2]. Bu çalışmaların sonuçlarına göre TL dozimetreler için ± 3.4 , OSL dozimetreler için de ± 3.3 aralığında sapma görülmüştür.

Bu çalışmanın aksine, tamamen fizikçiler tarafından yürütülen rutin klinik uygulamalarda 11.000'den fazla in-vivo hasta ölçümünde elde ettikleri bilgiler paylaşılmıştır. Terapistler tarafından yerleştirilen OSL dozimetreler ile yüksek verimli uygulamalar ele alınmıştır. Ortalama TPS hesaplama sonuçlarının doğruluğunun yüksek olmasına rağmen, standart sapma %10,3 (seçilen yöntem sapma değerini direkt

etkilediği görülmektedir) olduğu görülmüştür. Ayrıca bu sonuç rutin klinik ortamlarında görülebilen önemli ek belirsizlikleri vurgulamaktadır.

Cilt Dozimetrisi

Cilt veya yüzeye yakın alanlardaki dozu doğru ölçmek derin doz ölçümlerine kıyasla oldukça zorlu bir süreçtir. Cilt dozunu doğru ölçmek için ölçümün 0.07 mm derinlikte yapılması gerekmektedir. Bu durum ölçümleri yapabilen dedektörleri büyük ölçüde sınırlamaktadır.

Çalışmalar, cilt ve yüzey dozu ölçümünde kullanılan TLD'ler için doz gradyanı ile karşılaştırılarak dozimetrelerin kalınlığına bağlı olarak ekstrapolasyon (uyarlama) yapılmasını önermektedir. Bu durumun üstesinden gelmek için diğer bir yöntem de farklı kalınlıklarda dedektörler ile ölçüm yapmak ve istenilen derinlik için doz değerinde uyarlama yapmaktır.

OSL dozimetrelerde üstünde yer alan plastik kılıftan dolayı ölçülen doz yüzey dozuna göre %50 daha fazla olabilir. Demet kalitesinin (enerjinin) fonksiyonu olarak düzeltme parametreleri ile OSL dozimetreler yüzey dozu ölçmek için kullanılabilir.

Küçük Alan Dozimetrisi

Lüminesans dozimetreler küçük alan uygulamaları için uygun dedektörlerdir. Özellikle TLD'ler su eşdeğeri dozimetre olmamasına rağmen yüzde 1'den daha az sapma göstermektedir. Bu sapma kullanılan küçük alana göre TLD'nin ebatına bağlıdır. TLD mikro küpler için 4 mm dairesel açıklık için bile alan düzeltme faktörleri yüzde 2'nin altındadır. Bu yüzden mikro küpler radyo cerrahi alanında doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. 1 cm'lik ölçümlerin zor olmasına ve genellikle sapmanın %4-5 olarak belirtilmesine rağmen genellikle TLD ölçümlerinin sonuçları %2 sapma aralığı içindedir. TLD'ler küçük alan

dozimetrisinde kullanılıyor olsa da kullanımları tüm radyo cerrahi uygulamalarında alan boyut ve derinlik tespiti için dozimetri tepki analizlerinin elde edilmesi zorlu bir süreçtir.

Küçük alan uygulamalarında 18 mm'den daha küçük alanlar için ek sorunlarla doğmaktadır. Dozimetrenin içindeki hava boşlukları elektronik dengeyi etkiler ve bu da ölçüm sonuçlarını yüzde birkaç etkilemektedir.

TL dozimetreler kıyasla aktif alanlarının fazla olmasından dolayı OSL dozimetrelerin küçük alan dozimetresi olarak kullanımı daha zordur. Küçük alan dozimetresi olarak OSL filmlerin geliştirilmesine devam edilmekle birlikte bu konuda daha fazla araştırma gerekmektedir.

Elektron Demetleri

Klinik elektron ölçümleri, toplam cilt elektron tedavisini de kapsar ki bu tedaviler küçük alan ışınlamalar, yüzey dozu doğrulaması, genişletilmiş SSD uygulamaları, eğimli doz doğrulama uygulamalarıdır. Düşük enerjili elektron ölçümler için açısız bağımlılık ile ilgili araştırmalar yapılmıştır. Araştırmaların sonucunda, küçük alanda elektron ışınlamaları için, LD'nin pozisyonu yüksek hassasiyetle ölçülmeli ve aktif hacim ile bu pozisyon dikkatli şekilde hizalanmalıdır.

Genel olarak elektron demetlerinde enerji bağımlılığı foton uygulamalarına kıyasla daha düşüktür. LD materyallerinin suya karşı çarpışma durdurma gücü oranlarının değişimi, kütle zayıflama katsayılarının değişimine göre çok daha küçüktür. Bunun sonucu olarak özellikle 1-20 MeV enerji aralığında farklı elektron enerjilerinde dozimetre tepki değişiminin düşük olduğu görülmektedir. Elektron demetleri için yüzey dozu ölçümleri foton demetlerine göre daha kolaydır. Çünkü elektron ışınları ölçüm derinliği

değişikliklerine daha az duyarlıdır. Hasta elektron ve foton demetleri ile tedavi aldığı durumlarda ise LD'ler uygulama alanına göre farklı kalibre edilerek dozlar ayrı olarak ölçülmelidir.

Proton ve İyon Demetleri

Lüminesans dozimetrelerde yüksek-LET (doğrusal enerji transferi) ve düşük-LET demetlerinin tepkileri birbirinden farklı olmaktadır. Ağır yüklü parçacıklardan gelen enerji birikimi yüksek elektron yoğunluğu özelliği nedeniyle OSL tuzaklarında mikroskobik ölçüde doyuma (saturasyona) sebep olabilir. Bunun sonucu olarak doz başına yüksek-LET radyasyondan kaynaklı elde edilen sinyal, düşük-LET radyasyondan elde edilene göre daha küçüktür yani LET'in artışıyla azalır. Ağır yüklü parçacıklar için doz hesabı yapılırken bu parametreye çok dikkat edilmelidir.

LET'in lüminesans dozimetreler üzerine etkisinde bazı önemli noktalar mevcuttur. Birincisi LET ek olarak akıyı da etkiler yani akının artışıyla doz tepkisindeki lineerlik azalır. İkincisi, yüksek LET demetleri için demet kalite düzeltmesi (k_Q) LET ile ilişkilidir. Yani lineerlik artışının başlangıcı LET'in artışıyla beraber yüksek doz seviyelerinde meydana gelir. Ancak bu iki etki de genel olarak küçük etkilerdir. Eğer bir proton demeti ölçümü yapıyorsanız bu durumda LET etkisi düşük olacaktır. Bu yüzden farklı proton demetleri arasında ek olarak k_Q düzeltmesi yapılması gerekli değildir. Ancak bir proton demeti ile karbon demeti uygulamasında karbon demetinin yüksek LET değişkenliği sebebiyle k_Q düzeltmesinin yapılması gerekir.

Lüminesans dozimetrelerde ağır iyon demetleri ile yapılan çalışmalar en büyük sorundur. Dedektör tepkisi yalnızca LET etkisine bağlı olarak değişiklik

göstermez ayrıca mevcut LET değerinde iyonun özelliği de ayrı bir faktördür. Bu durumda aynı LET değerinde farklı iyonların dedektörde yarattığı etki farklı olmaktadır. Bu durum özellikle karbon demetlerinin klinik uygulamalarında önemlidir. Çünkü, karbon demetleri yüzeye çok yakın noktalarda bile farklı iyon özellikleri içermektedir.

Proton demetlerinde lineer olmama durumu 1 – 10 Gy doz aralığında yalnızca yüzde bir kaçıdır ancak foton demetlerinde bu değer yüzde 10'dan fazladır. Yani proton uygulamalarında farklı bir lineerlik düzeltmesine ve kalibrasyon eğrisine ihtiyaç duyulmaktadır. Klinik uygulamalarda proton alanı mevcut hızlandırıcıya göre değişiklik göstermektedir. Bu yüzden 2 cm x 2 cm alan genişliğinde bile düzeltme faktörlerinin uygulanması gereklidir.

Yüklü parçacıklar için tanımlanan Bragg eğrisinin düşüşün olduğu kısımda yapılan ölçümlerde bazı komplikasyonlar mevcuttur. Birincisi, bu alanda doz gradyanı oldukça keskindir. Bu yüzden konum kaynaklı yüksek belirsizlikler söz konusu olmaktadır. Ek olarak bu durumda parçacıkların menzili dedektör kalınlığına yakın olacağından kısmi hacim etkisine sebep olmaktadır. Son olarak da parçacıkların LET değerlerindeki değişimden dolayı dedektörde oluşan lüminesans sinyalinde kayıp meydana gelecektir. Dozdaki bu stabil olmama durumu Monte Carlo simülasyonları ile tespit edilebilir.

Brakiterapi

Lüminesans dozimetrelerin küçük oluşu brakiterapi kaynaklarının ölçümünde büyük avantajlar sağlamaktadır. Ancak optimum hassasiyet için lüminesans dozimetreler tek tip şekilde ele alınmalıdır. Özellikle düşük enerjili kaynaklarda daha dikkatli davranılması gereklidir. Bu kaynaklarda LD'lerde

düzeltilme faktörlerinin uygulanması önemlidir. LD'lerin brakiterapi uygulamalarındaki sonuçları AAPM TG-138 numaralı raporda ayrıntılı bir şekilde verilmiştir [3].

TLD'ler brakiterapi uygulamalarında hasta ölçümleri için kullanılmaktadır. Brakiterapide kullanılan düşük enerjili kaynaklar deneysel ve kalibrasyon koşullarında enerji düzeltmesine ihtiyaç duymaktadır. Brakiterapi kaynaklarının zarf malzemesi ile etkileşim sonucunda oluşan spektrum değişikliği önemlidir. Birincil spektrum keskindir ancak saçılan fotonların etkisinin dikkate alınması gerekir. Spektrumdaki bu değişikliğin enerjiye bağlı tepkide gözle görülür bir etkisi vardır. Fantom üzerinde uygulamalı ölçümler de saçılım etkisi ve spektrum, fantomun ebatından ve üretim malzemesinden etkilenir. Tüm bu etkiler TLD'lerde demet kalitesi hassasiyet (k_Q) düzeltme faktörü ile ilişkilidir. k_Q düzeltme faktörünün parçası olarak TLD'nin içsel enerji tepkisi Monte Carlo ile simüle edilemez ancak deneysel olarak tespit edilebilir. Düşük enerjili brakiterapi kaynakları ile ilgili ikinci değerlendirme kristalin içinde ışın demetinin kendi kendini soğurması ile ilgilidir. Bu tekdüze olmayan ışın demeti üretilmesine ve gözle görülür bir şekilde dedektör tepkisinin düşmesine sebebiyet verir. Bu etkinin büyüklüğü TLD'nin şekline ve büyüklüğüne bağlıdır. Ayrıca TLD ile kaynak arasında uzun mesafe olması açılı bağımlılığına sebebiyet verir. Genel olarak bu tip durumlarda lüminesans dozimetre ne kadar ince ise ölçümün hassasiyeti de o kadar yüksektir. TL dozimetrelerin brakiterapi uygulamalarında kullanımına ait ayrıntılı bilgiye AAPM TG-43 numaralı rapordan ulaşılabılır [4]. OSL dozimetreler için brakiterapi uygulamalarında dikkat edilmesi gereken parametreler ise açılı bağımlılık ve yüksek doz düzeltmesidir. Özellikle yüksek doz uygulamalarından

sonra dozimetre tekrar kullanılmadan önce dozimetrenin hassasiyeti tekrar belirlenmelidir. OSL dozimetrelerinin brakiterapi uygulamalarına ait ayrıntılı bilgiye AAPM yaz okulu notlarından elde edilebilir [5].

Diğer düşük enerjili tedavi uygulamalarında, örneğin ortovoltaj ölçümleri ya da hayvan ışınlamaları gibi, açılı bağımlılık ve demet kalite düzeltmelerinin yapılması gerekmektedir.

Brakiterapi uygulamalarında kullanılacak olan lüminesans dozimetrelerin kalibrasyonları brakiterapi kaynakları (kalibrasyon dozundaki belirsizlik dikkate alınarak) veya Megavolt seviyesinde kaynaklar (enerji bağımlılığı dikkate alınarak) ile yapılabilir.

Görüntüleme

Yüksek hassasiyete ve düşük dozlarda yüksek çözünürlüğe sahip olmalarından dolayı TL ve OSL dozimetreler görüntüleme uygulamalarında oldukça kullanışlıdır. Uygulama alanına göre, enerji, açılı, düşük doz etkileri dikkate alınarak kalibre edilen TL ve OSL dozimetreler görüntüleme alanında düşük hata oranı ile doz hesabı için uygundur. Floroskopi, mamografi, bilgisayarlı tomografi (BT) gibi uygulamalarda düşük dozların ölçümü için OSL ve TL dozimetreler kullanılmaktadır.

Görüntüleme uygulamalarında kalibrasyon faktörleri, ilgili standartlara uygun şekilde belirlenmelidir. Genellikle kalibrasyon faktörleri kV değerleri baz alınarak ışın demetinin iyon odası ölçümlerine karşı LD'nin tepkisi incelenerek belirlenir. Bu uygulama tedavi uygulamalarında yüksek belirsizliklere sebep olabilir. Buna alternatif olarak kalibrasyon, tedavi uygulamaları baz alınarak da yapılabilir ancak bu durumda açılı hassasiyet düzeltmesi önem arz etmektedir.

Görüntülemelerde lüminesans dozimetrelerin doz ölçümü olarak kullanımında en büyük zorluk dozimetrelerin enerji bağımlılığıdır. Görüntüleme uygulamalarında TL ve OSL dozimetrelerinin enerji bağımlılığı yüksektir. Demet enerjisinde yüksek hassasiyet elde edebilmek için belirsizliğin hesaba katmanın yanı sıra ölçümde tam nokta spektrumunu inceleyebilmek gereklidir ki bunun için genellikle Monte Carlo simülasyonları kullanılmaktadır. Ayrıca açısız bağımlılık kV enerjilerinde önemli bir rol oynar. Özellikle BT uygulamalarında kaynak rotasyonundan dolayı açısız bağımlılığı tespit etmek daha zordur. BT uygulamalarında havada açısız bağımlılık %10-20 arasında iken ölçümler fantom üzerinde gerçekleştirilirse bu bağımlılık %5'in altına inmektedir. TLD'ler daha simetrik olduğu için açısız bağımlılığı çok baskın değildir. Ancak düşük enerjilerde (mamografi uygulamaları gibi) sadece hastanın üzerinde bulunan dozimetreden kaynaklı bir açısız bağımlılık yoktur. Ayrıca gelen radyasyonun farklı yönlerden gelmesi de söz konusu olmaktadır. Ek olarak, çok düşük dozlarda sonuçlar okuyucu cihazdaki gürültüden (PMT taban akımı gibi) etkilenebilir. Eğer düşük doz okuması bekleniyorsa gürültü etkisi dikkate alınmalıdır.

Eğer tedavinin bir parçası olarak görüntüleme amaçlı ışınlama yapılacaksa toplam doz üzerindeki farklı radyasyon demetlerinin etkisini ayırt edebilmek için hem tedavi dozunun hem de görüntüleme dozunun bilinmesi gerekir. Her bir doz yapısını tespit edebilmek için farklı dozimetreler için farklı kalibrasyon ve düzeltme yapılmalıdır.

Alan Dışı Uygulamalar

Lüminesans dozimetreler yüksek hassasiyetleri ve küçük boyutlarından dolayı alan dışı uygulamalarda doz ölçümü amacıyla kullanılmaktadır. Bu ölçümlere

in vivo hasta ölçümleri ve fantom uygulamaları da dahildir. Ancak bu ölçümler de dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Bunların ilki alan dışı uygulamalarda enerji tedavi uygulamaları ile kıyaslandığında daha düşüktür. İkincisi derindeki dozu ölçmek amacıyla dedektör hastanın üzerine yerleştirilir. Ancak tedavi alanı dışında derinlikle beraber doz artar ama d_{max} değerinden küçük olur. d_{max} derinliğinden daha derinde doz neredeyse sabitlenir. Bu yüzden eğer yüzeysel doz ölçülmeyecek ise bolus lüminesans dozimetrenin üzerine yerleştirilmelidir. Üçüncüsü ise dozimetre radyasyon ışın alanının dışında kalmamalıdır. Son olarak enerjisi 10 MV in üzerinde olan foton demetleri ile ışınlama yapılırken nötron mevcudiyeti düşünülmelidir. Nötron hassasiyeti olan dozimetrelerin yerine gama kaynaklı dozları hesaplayan lüminesans dozimetreler tercih edilmelidir.

İkincil Nötron Ölçümleri

Yüksek enerjiye sahip olan (10 MV'un üzeri) fotonlar ikincil nötron oluşumuna sebebiyet verir. TL dozimetreleri ile yalnızca nötron ölçümü yapılabilmesi için 2 çeşit termolüminesans materyalin (dedektör) kullanılması gereklidir. Bu dedektörlerden biri hem foton hem de nötron duyarlılığına sahip olmalıdır. Diğeri ise sadece foton duyarlılığına sahip olmalıdır. Nötron doz ölçümü bu iki dedektörün farkından yola çıkılarak tespit edilebilir. Bu hesaplamalarda dikkat edilmesi gereken nokta kullanılan TL dozimetrelerin yavaş veya hızlı nötron hassasiyetidir. Yüksek enerjiye (10 MV üstü enerjiye) sahip fotonlardan kaynaklı oluşan ikincil nötronların hızlı nötron olduğu düşünülerek yavaş nötron ölçüm değerinden hızlı nötron değerine gidecek yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. OSL dozimetreler için de süreç

aynıdır. Farklı hassasiyete sahip dedektörler kullanılarak nötron dozu ile ilgili bilgiye ulaşılmaya çalışılmaktadır. Bu yöntemlere ait detaylı bilgiye AAPM TG-158 numaralı rapordan ulaşılabilir.

İntraoperatif Tedavi

İntraoperatif uygulamalarda kriter, cihazların biyolojik olarak uyumlu olup olmaması ve sterilizasyonudur. Cihazlar genellikle sıcak buharla sterilize edilmektedir. Ancak lüminesans dozimetreler için sıcaklıkla sterilize edilmesi işlemi uygun değildir. OSL dozimetreler için plastik kılıflarından dolayı sıcaklıkla sterilizasyon işlemi gerçekleştirilemezken sıvıyla sterilizasyonu da barkodun zarar görmesinden dolayı gerçekleştirilemez. Bu durumun önüne geçebilmek için naylon (Mylar) kaplama yöntemleri kullanılabilir. Biyolojik olarak uyumlu olması durumu ise hastadan tamamen izole edilen dedektörler için sorun teşkil etmez.

Arayüzey Dozimetrisi

Hasta anatomisinde dozimetri ile ilgili birçok arayüzey mevcuttur. Arayüzey dozimetri uygulamalarında en büyük zorluk arayüzey materyallerinin (kemik ve implant gibi) yüksek atom numarasına sahip olmasıdır. Bu yüksek atom numarasına sahip materyaller geri ve ileri saçılımlara sebep olmasından dolayı doz değerlerindeki değişimin arayüz bölgelerinde yüksek olmasına sebep olmaktadır. Aynı zamanda yüksek atom numarasına sahip materyallerden kaynaklı dozimetrenin enerji bağımlılığını özellikle X-ışını uygulamalarında önemlidir.

TLD'ler için ölçümün efektif noktası kullanılan kristale ve kalınlığına göre değişir. TLD'nin derinliği elektron yoğunluğu ile ölçeklendirilmelidir. Direkt olarak arayüzeydeki dozu ölçmek için sıfır dedektör

kalınlığında ekstrapolasyona izin veren çeşitli kalınlıklarda dedektör kullanılabilir. OSL dozimetreler için ise efektif ölçüm noktası kullanılan plastik kılıf kalınlığının (0.7-0.8 mm) altına inemez.

Bir diğer zorluk da daha yüksek atom numarası ile güçlendirilmiş yani saçılan radyasyonun spektrumunun birincil radyasyon demetine eşit olmaması durumudur. Bu durum düşük enerjili floresan fotonları ve düşük enerjili elektronlardan dolayı oluşur. Bu da dedektör tepkisine ek olarak enerji bağımlılığı yaratır. Çalışmalar spektrum değişiminin dedektör tepkisi üzerindeki etkisinde düşük enerjili saçılan fotonların değil düşük enerjili saçılan elektronların baskın olduğunu göstermektedir.

Kan ve Hücre Işınlamaları İçin Yüksek Doz Işınlayıcılar

Lüminesans dozimetrelerin küçük olması onları hücre ve hayvan dozlarının ölçümünde kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. Kan ve hücre ışınlama uygulamalarında yüksek doz değerleri mevcut olduğu için dedektörlerin yüksek dozlarda tepkisinde lineer bir davranış gösterip gösterilmediğine dikkat edilmelidir. Eğer lineer bir davranışa sahip değilse düzeltme faktörlerinin dikkatlice tanımlanması gerekmektedir. Kan ve hücre ışınlamalarında kullanılan farklı enerjiye sahip ışınlayıcılar için kullanılan lüminesans dozimetrelerin enerji tepkisi düzgün olarak tanımlanmalıdır. Enerji düzeltme faktörleri hesaplanırken, ışınlayıcı olarak kullanılan sistemler aynı kVp değerine sahip olsa da efektif enerjisi kullanılan filtre yapısına göre değişiklik gösterebileceğinden efektif enerjisi yarı-değer kalınlığı (HVL) ölçümlerine göre tespit edilmelidir.

Tavsiyeler

Genel Tavsiyeler

- Her yeni dozimetre kullanılmaya başlandığında eski ve yeni dozimetreler için fantom serileri ve in vivo ölçümleri karşılaştırılmalıdır. Hassasiyet ve doğruluk değerleri birbirine yakın olmalıdır.
- Klinik ihtiyaçlarda kabul edilebilir belirsizlik ve çalışma programına uygun olarak kalibrasyon ve okuma prosesleri tanımlanmalıdır.
- Yürürlükte olan QA protokolü ve işletmeye alma kuralları gözden geçirilmelidir.
- Seçmiş olduğunuz yaklaşıma uygun belirsizlikler tespit edilmelidir.
- Olası hasarları engellemek için lüminesans dozimetrelerin dikkatli kullanılması gerekmektedir.
- Lüminesans dozimetreler tutarlılığı maksimum seviyeye çıkarmak için hassas bir şekilde kullanılmalıdır. (Tavlama, depolama, kullanma vb. de dahil)

Doz Hesabı ile İlgili Tavsiyeler

- Tekrar Okuma: Her bir OSL dozimetresi için en az 3 okuma sonucunun ortalamasının alınması tavsiye edilir.
- Sistem Kalibrasyon Katsayısı ($N_{D,w}$): TLD kullanımları için, her okuma işleminde kalibrasyon katsayısı tespit edilmelidir. OSL dozimetreler için, kullanıcı, dozimetre ile yapacağı tespitin sıklığına spesifik tespit ile okuma arasındaki değişimin ve kalibrasyon katsayısı tespitinde oluşan zaman ve kaynak tüketiminin farkında olarak karar vermelidir.
- Lineerlik (k_L): Bu düzeltme faktörü kalibrasyon eğrisine veya düzeltme faktörüne bağlı olarak

istenen doğruluk seviyesine uygun şekilde hesaba katılmalıdır. Deneysel sonuçlar için beklendiği gibi standart aynı dozda ışınlamalar yapılarak bu değer minimize edilmelidir.

- Zaman İçinde Bozunum (k_F): İstenen hassasiyet seviyesine göre bu değer düzeltilebilir. Işınlama ve okuma arasındaki bekleme zamanı standartlara ve deneysel sonuçlara uygun şekilde düzenlenerek bu değer minimize edilebilir. Bekleme zamanı $Al_2O_3:C$ tabanlı OSL dozimetreler için en az 10 dakika ve $LiF:Ti,Mg$ tabanlı TL dozimetreler için en az 12 saat olmalıdır.
- Işın Demetinin Kalitesi (k_Q): Deneysel ve kalibrasyon enerji spektrumlarının arasında uyumsuzluk varsa ışın demeti için düzeltme faktörü uygulaması gereklidir. Bu değere belirli alan dışı ölçümlerde dikkat edilmelidir. Bu ölçümler, brakiterapi, tanı, parçacık tedavisi ve ortovoltaj ölçümleridir.
- Açısal Hassasiyet (k_θ): Lüminesans dozimetrelerin geometrik asimetrisinde, en iyi yaklaşım LD'nin gelen kalibrasyon ve deneysel ölçümlerdeki radyasyona bağlı yönünü korumaktır. Bu faktörün etkisi tanı enerji aralığında daha önemlidir.
- Sinyalin Azalması (k_d : sadece OSLD'ler için): Kullanıcı eğer büyüklük ile ilgili görürse düzeltme faktörü belirlerken ve işletmeye alırken bu değer etkisini tespit etmelidir.
- Dedektör Hassasiyeti (k_{sj}) (sadece LD'ler için): Kullanıcı her LD için göreceli bir hassasiyet veya kabul edilebilirlik aralığı belirleyebilir.

Tekrar Kullanım ile İlgili Tavsiyeler

- Eğer uygun bir tavlama işlemi uygulanıyorsa, TLD'ler süresiz olarak tekrar kullanılabilir.
- Ortak özelliklerini korumak için tüm TLD'ler grup olarak tavlmalıdır.
- OSL dozimetreler için doz değerlendirme sonucunu etkileyecek toplam doz değeri tespit edilmelidir. Yüksek dozlar kalibrasyon parametrelerini (taban sinyali, hassasiyet ve doğrusallık gibi) direkt olarak değiştirebilir.

Özel Ölçümler ile İlgili Tavsiyeler

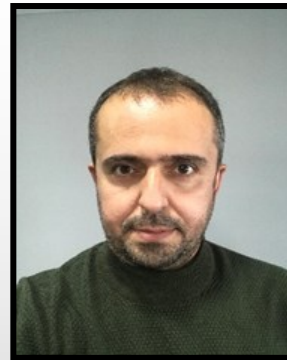
- Brakiterapi uygulamaları için doz gradyanlarına ve ışın kalitesi düzeltme faktörüne özel hassasiyet gösterilmelidir. Ayrıca açısal bağımlılığa da dikkat edilmesi gereklidir.
- Görüntüleme uygulamaları için, kalibrasyon, enerji düzeltmeleri ve açı bağımlılığı için özel hassasiyet gösterilmelidir. Bunlara ek olarak taban sinyal seviyesi izlenmelidir.
- 10 MV'un üzerinde enerjiye sahip fotonların alan dışı ölçümleri için, nötron kontaminasyonuna aşırı tepki veren dedektör seçiminden kaçınmak için nötron duyarlılığı olmayan LD seçilmelidir.
- LD ile ikincil nötron dozimetrik ölçümleri, dedektörün nötron enerjisine tepkisinin tamamen bilinmesi gerekmektedir.

Kaynaklar

1. S. F. Kry, P. Alvarez, J.E. Cygler, L.A. Dewerd, R.M. Howell, S. Meeks, J. O'Daniel, C. Reft, G. Sawakuchi, E.G. Yukiara, D. Mihailidis, Report of AAPM TG-191 Task Group, "Clinical Use of Luminescent Dosimeters:TLDs and OSLDs", Med. Phys. 47 (2), February 2020.
2. IAEA. International Atomic Energy Agency De-

velopment of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy. Vienna: International atomic energy agency; 2013.

3. DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. Med Phys. 2011;38:782–801.
4. Rivard MJ, Ballester F, Butler WM, et al. Supplement 2 for the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report: joint recommendations by the AAPM and GEC-ESTRO. Med Phys. 2017;44:E297– E338
5. Cygler JE, Yukiara EG. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in radiotherapy. In Rogers DWO, Cygler JE, eds. Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School), Madison, WI: Medical Physics Publishing; 2009.



Dr. Şamil Osman Gürdal

Doktora: Hacettepe Üniversitesi, Nükleer Enerji Mühendisliği, (2009-2016)

Yüksek Lisans: Hacettepe Üniversitesi, Nükleer Enerji Mühendisliği, (2006,2009)

Lisans: Hacettepe Üniversitesi, Nükleer Enerji Mühendisliği, (2001,2006)

Ödüller: İhsan Doğramacı Üstün Başarı Ödülü (2006), Bölüm Birincilik Ödülü (2006)

İş Tecrübesi: Araştırma Görevlisi, Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği, (2007-2017), Genel Müdür, RADKOR Dozimetre Laboratory (2013 -).

İletişim: sgurdal@radkor.com

INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCES IN RADIATION ONCOLOGY (ICARO-3) **ULUSLARARASI RADYASYON ONKOLOJİSİNDEKİ GELİŞMELER KONFERANSI (ICARO-3)**



Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA), 2009 yılında düzenlenen birinci (ICARO-1) ve ikinci konferansların (ICARO-2) başarısı ardından **üçüncü Uluslararası Radyasyon Onkolojisindeki Gelişmeler Konferansı'nı (ICARO-3) 16-19 Şubat 2020** tarihleri arasında Viyana'da üç gün boyunca on-line olarak düzenledi.

MedFiz@Online e- Dergisi olarak bu konferansa özel bir önem verdik. Çünkü, radyasyon onkolojisindeki gelişmeleri bir bütün halinde görme ve izleme şansımız vardı ve katılım başta medikal fizikçiler olmak üzere ilgili kişilere açıktı ve sınır yoktu. Daha da önemlisi hala konferansın canlı yayınlarına ulaşmak mümkün.

Covid-19 bize bu şansı verdi.

IAEA adı geçen konferansı düzenlemenin hedeflerini şöyle açıklamaktadır:

“Son yıllarda radyoterapideki ilerlemeler çarpıcı olmuştur, ancak birçok ülkede yüksek standartlı kanser tedavisine erişim dahil olmak üzere çok sayıda zorluk hal devam etmektedir. Geçtiğimiz yıllarda, üç boyutlu konformal radyoterapi, stereotaktik radyoterapi, yoğunluk ayarlı

radyoterapi, görüntü kılavuzlu ve stereotaktik vücut radyasyon terapisi, tomoterapi, yeni brakiterapi ve benzer teknikler ve proton ve ağır iyon terapisi dahil olmak üzere yeni radyoterapi teknikleri uygulanmıştır. Bu karmaşık tekniklerin artan kullanımı, daha az zamanda daha fazla hastayı tedavi etme ihtiyacı ile birleştiğinde, en son teknolojilere güvenmeye ve sağlık hizmetleri programlarına mali bir yük getirmeye devam edecektir. Ek olarak, bu yeni teknikler için kalite güvence programlarının geliştirilmesi ve uygulanması Üye Devletlerde büyük zorluklar ortaya çıkarmaktadır.”

Konferansın, sağlık uzmanlarına, radyasyon onkolojisi, radyasyon biyolojisi ve tıbbi fizik alanlarındaki klinik uygulamalardaki güncel gelişmeleri gözden geçirme fırsatı vereceğinin altı çizilmektedir.

Ayrıca, konferansın birçok üye devlette ortak olan sağlık sorunlarının üstesinden gelmede ortaya çıkan radyoterapi tekniklerinin temel rolünü eleştirel bir şekilde inceleyeceği doğrultusundadır.

ICARO -3'ün temel hedefleri ise şöyle belirlenmiştir; **“Konferans, radyasyon onkolojisindeki rutin klinik**

uygulamaya dahil edilmeleri için teknolojik, medikal fiziğin ve moleküler / biyolojik yeniliklerin mevcut rolünü ve gelecekteki potansiyelini tanımlamayı amaçlamaktadır. Ayrıca, teknoloji, en iyi uygulamalar ve kalite güvence metodolojilerindeki ilerlemelerin yayılabileceği ve bilimsel bilginin paylaşılabileceği bir forum sağlayacaktır.”

Konferansın aşağıdaki özel hedefleri ise aşağıdaki gibi saptanmıştır:

“Radyasyon onkolojisinde klinik kullanım için teknolojik, tıbbi fizik ve moleküler/biyolojik yeniliklerin mevcut rolünü ve gelecekteki potansiyelini gözden geçirmek,

Tedavi planlamasında gelişmiş görüntüleme araçlarının uygulamalarını keşfetmek,

Yaygın kanserlerin tedavisi için kanıta dayalı önerilerin mevcut durumunu gözden geçirmek,

Yeni radyoterapi teknikleri için tıbbi dozimetri ve doz denetimi prosedürlerindeki en son gelişmeleri gözden geçirmek,

Radyoterapide kapsamlı denetimlerin mevcut durumunu gözden geçirmek,

Klinik radyoterapi uygulamasında kaynak koruma yaklaşımlarını gözden geçirmek,

Önde gelen uzmanlar arasında alandaki gelişmeler ve uygulama zorlukları hakkında bilgi alışverişinde bulunmak.”

ICARO-3 'ün radyoterapi ile ilgili en son teknolojik, klinik ve biyolojik gelişmelerin gözden geçirilmesi için bir fırsat sunacağı hedef kitlenin, Radyasyon onkologları, Medikal fizikçiler, Radyobiologlar, ve Teknoloji uzmanları olacağı planlanmıştır.

Bugüne kadar 2009'da ilk kez gerçekleştirilen ICARO-1 ve 2017'de toplanan ICARO-2 ve bu yıl düzenlenen

ICARO-3 konferansları, gerçekten 2009'dan bu yana geçen 12 yıl boyunca radyoterapideki teknolojik gelişmelerin tarihi niteliğinde.

ICARO-3 konferansının ilk gününde Radyoterapi'deki güncel gelişmeler başlığı altında aşağıdaki yeniliklere dikkat çekiliyor:

2009: ICARO-1

Co-60 Radyoterapisi: Emeklilik vakti geldi mi?

IMRT: Bunun için hazır mıyız?

Proton tedavisine ihtiyacımız var mı?

2017: ICARO-2

IMRT Standart tedavi olacak mı?

Radyoterapide **tam otomasyon**?

Oligometastazlar için radikal tedavi?

2021: ICARO-3

Radyoterapide **Yapay Zeka'nın** rolü ne olacak?

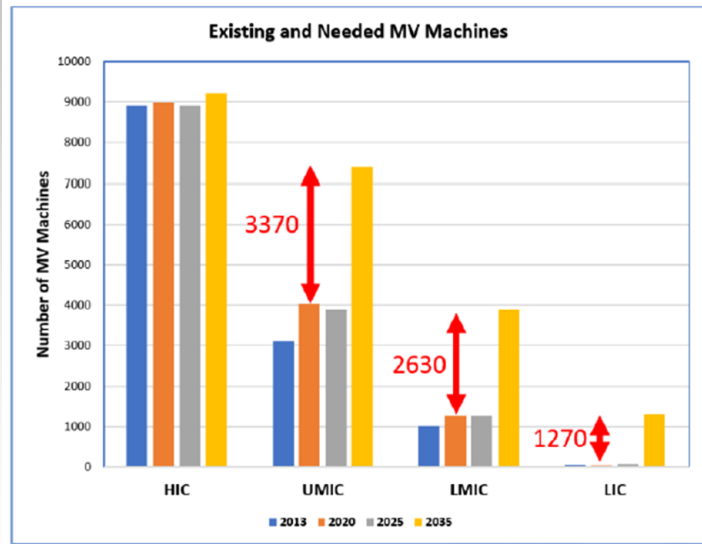
Teletıp yerinde kalacak mı?

Global teknolojik fark nasıl kapatılacak?

Manyetik Rezonans Görüntüleme eşliğinde Radyoterapi, Flash Radyoterapi, Grid/Lattice Tedavisi, Başta Proton olmak üzere parçacık Radyoterapisi ve bu alandaki IMPT, Flash, Proton Arc Tedavisi ve MRI-Proton gibi gelişmeler. Ek olarak İmmünoRadyoterapi, Klinik Radyoterapideki Makine Öğrenmesine dayalı algoritmalar yenilikler konusunda yer alıyor.

ICARO-3'ün temel konusu Radyasyon Onkolojisindeki yenilikler olduğu kadar, bu yeniliklerin ve gelişmelerin tüm dünya insanları arasında adilane dağılımı da çok önemli bir yapı taşı özelliği olarak vurgulanıyor. ICARO-3 bu bakış açısını “Technological Gap” olarak sloganlaştırmış. Türkçeye ülkeler arasındaki teknolojik gelişmelerden yararlanmada farklılık olarak tercüme edebiliriz.

Bu saptama konusunda iki Uzman Sydney Üniversitesinden **Prof. Michael Barton ve Kanada'dan Prof. Jacob Van Dyk** konuyu klinik ve medikal fizikçi bakış açısı ile değerlendiriyorlar konuşmalarında.



2020-2035 Yılları arasında Dünyadaki MV Cihaz ihtiyacı.

HIC: Yüksek Gelirli (YG), UMIC:Orta-Üstü Gelirli (OÜG), IMIC:Orta-Altı Gelirli (OAG) ve LIC: Düşük Gelirli (DG)

Teknolojik farkı incelerken ilk bakışta karşımıza dünyadaki ülkeleri gelirlerine göre sıralamanın önemi çıkıyor. Örneğin, Yüksek Gelirli (YG), Orta-Üstü Gelirli (OÜG), Orta-Altı Gelirli (OAG) ve Düşük Gelirli (DG) ülkeleri gibi. Her ülke grubunun diğerleri arasında Radyoterapi olanakları arasında önemli farklar bulunuyor. Örneğin, MV (MegaVoltaj-Lineer Akseleratör) tedavi cihazlarının olmaları gereken sayıları açısından 2013 ve projeksiyon olarak 2035 yılları arasındaki farklılıklar ekli grafikte açıkça görülebiliyor.

2035 yılında, YG ülkelerde yeni MV cihaz talebi karşılanırken diğer ülkelerde 2020 yılı baz alınır 7300 ek yeni MV cihazlarına ihtiyaç var olduğu görünüyor.

Şüphesiz sorun yalnızca MV Tedavi cihazlarının

eksikliği değil, kanser tedavi sisteminde olmazsa olmaz diğer sistemlere de ihtiyaç var. Örneğin 2020 ile 2035 yılları arasında, 3700 adet CT-Simülatöre, 3700 adet Tedavi Planlama Sistemlerine, 3700 Brakiterapi cihazlarına, 3700 adet Radyoterapi Enformasyon Sistemlerine ihtiyaç var dünyada. Ek olarak Hasta Sabitleme Sistemleri, Dozimetri ve Güvenlik Sistemleri ile.

Teknolojik farklılığın tek boyutu şüphesiz tek başına cihaz değil.

Toplantıda, Teknolojik farklılığın ortadan kalkabilmesi veya kapanabilmesi için neler yapılacağı üzerine de öneriler geliştiriliyor. Prof. Jakob Van Dyk'ın önerileri şöyle sıralanıyor:

- Ulusal kanser planı hazırlamak.
- Radyoterapi tedavi kapasitesini arttırmak.
- Radyasyon Onkologları, Medikal Fizikçiler ve RT Teknikerleri için eğitim programları oluşturmak.
- RT altyapısı için bütçe ayırmak ve yatırım yapmak.
- RT'yi evrensel sağlık kapsamı içinde düşünmek.

ICARO-3 Konferansının temel bakış açısı dışında, yeni radyobiyoji konseptleri, radyoterapideki eğitim, radyoterapi sağlık sistemi, ulusal ve uluslararası sağlık sistemi içinde radyoterapi sistemleri, ulusal ve uluslararası radyoterapi audit'leri, Radyoterapide Telemedicine, Kalite ve Güvenlik, IMRT ve VMAT uygulamaları ve kullanıcı deneyleri gibi bir dizi başlık sayabiliriz.

Ek olarak, radyoterapide, IAEA, EFOMP ve benzeri kuruluşlarının katkılarını da izlemek mümkün ICARO-3 Konferansında.

Gelecek sayılarımızda, saydığımız alanlara ilişkin ICARO-3 sunuşları ile karşınızda olmak dileğiyle.

Haluk ORHUN

GÖRÜNTÜ KLAVUZLUĞUNDA PTV MARJLARININ HESAPLANMASI

RT Tek. Nilay Canavar

Bu yazıda sizlere Sakarya Üniversitesi Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde yapmış olduğumuz, 'T1 Glottik Larenks kanserli hastalarda set-up hatalarının günlük ortogonal Kv-Kv X-ışını görüntüleri üzerinden değerlendirilmesi' adlı klinik araştırmamızdan bahsedeceğim. Esasında araştırmamızın ortaya çıkış süreci 2019 yılında RTT derneğinin düzenlediği 2. Uluslararası Katılımlı Radyoterapi Kongresi'ne katılmak istememle başladı. Yapmak istediğim araştırmada tedaviye giren hastaların set-up hatalarından nasıl ve ne derece etkilendiğini öğrenmek istedim. En çok merak ettiğim hasta grubu olan baş-boyun hastaları ile başlamak istedim. Bu durumu Medikal Fizik Uzmanlarımız Uğur Akbayırlı ve Mustafa Tintaş ile paylaştığımda bana düşüncemin güzel olduğunu fakat bunu IAEA'in 2019 yılında çıkarmış olduğu 16 numaralı "Introduction of Image guided radiotherapy into clinical practice" raporu ile birleştirdiğimizde ortaya çok daha anlamlı ve güzel bir klinik deneyim çıkacağını söylediler. Hep birlikte bölüm sorumlusu hocamız Prof. Dr. Haldun Şükrü ERKAL ile konuştuk ve yapmak istediklerimizi anlattık. Hocamız düşüncemizi desteklediğini hatta bu girişimimiz ile bir klinik protokol oluşturabileceğimizi ekledi ve süreç başladı.

Baş ve boyun kanserlerinde radyoterapi gerek primer gerekse adjuvant tedavide sıklıkla kullanılmaktadır. Bu hastalarda radyoterapi başarısı uygun hedef hacim belirlenmesi kadar güvenli tedavi uygulaması ile de ilişkilidir. Klinik hedef hacim (CTV) kullanılarak planlama hedef hacmi (PTV) oluşturulurken emniyet

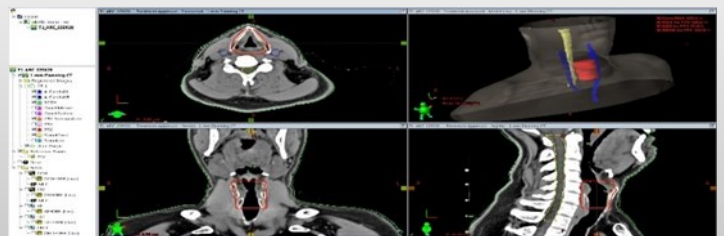
sınırlarının belirlenmesinde, klinik içinde yapılan ölçümler sonucunda hesaplanan set-up marjlarının kullanılması, tedavi güvenliğini arttırmaya yönelik bir girişim olarak değerlendirilmelidir.

Araştırmalarımızda T1 glottik lareks kanseri tanısı ile primer radyoterapi uygulanan 10 hasta için set-up hataları günlük ortogonal kv-kv X-ışını görüntüleri üzerinden ölçüldü. Hastalar radyoterapi için termoplastik maske ve omuz çekeceği kullanılarak immobilize edildikten sonra kesit kalınlığı 1 mm olacak şekilde volümetrik bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde edildi.



Resim 1: T1 Glottik Larenks tanılı hasta için tomografi çekimi

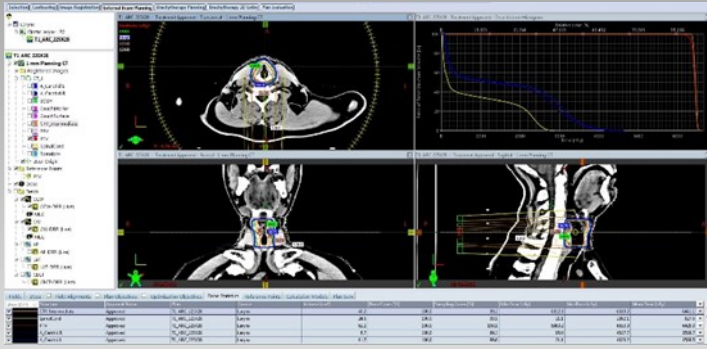
Görüntüleri sisteme aktardıktan sonra konturlama kısmına geçtik. CTV tüm larenks yapıları olarak belirlendi.



Resim 2: Klinik hedef hacmin (CTV) çizilmesinden bir kesit

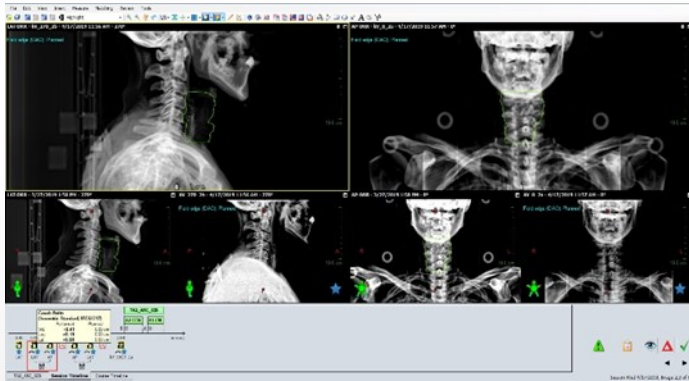
PTV'yi oluşturmak için CTV'nin çevresine her yönde 5 mm emniyet sınırı eklenerek tedavi planlandı. Hastalara fraksiyon dozu 225 cGy olacak şekilde 28-29 fraksiyonda radyoterapi lineer hızlandırıcı cihazında 6

MV foton enerjisi ve VMAT tekniği kullanılarak uygulandı.



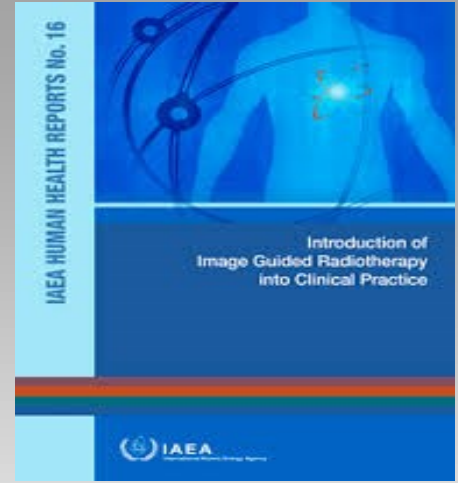
Resim 3: Tedavi planından bir kesit

Hastaların ikinci tedavi günlerinden başlamak üzere, eşzamanlı ortogonal görüntülerinin var olduğu bütün fraksiyonlar için o gün elde edilen ilk ortogonal çift görüntüleri kullanılarak vertikal, lateral ve longitudinal düzlemlerde kaymalar ölçülerek not edildi.



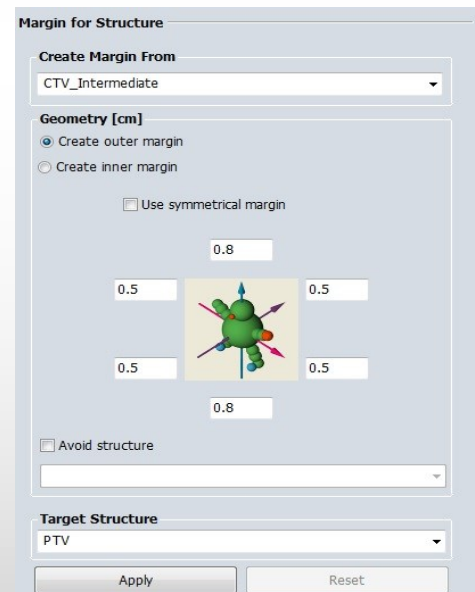
Resim 4: Kv-Kv görüntüleri üzerinden tüm düzlemlerdeki kaydırma değerlerinin belirlenmesi

Tüm hastalar için ortalama vertikal, ortalama lateral ve ortalama longitudinal kaymalar ile tüm düzlemler için standart sapma değerleri SPSS istatistiksel analiz yazılımı kullanılarak hesaplandı. IAEA'nın 16 numaralı "Introduction of Image guided radiotherapy into clinical practice (2019)" raporunda verilen Van Herk ve ark. tarafından tanımlanmış olan formül ($m_{PTV} = 2.5\sigma + 0.7\sigma$) kullanılarak PTV oluşturulması için CTV'ye eklenmesi gereken emniyet sınırı hesaplandı.



Resim 5: IAEA Human Health Reports No:16

Tüm hastalar için ortalama vertikal kayma 0.150 cm (SD = 0.180 cm), ortalama lateral kayma 0.118 cm (SD = 0.228 cm) ve ortalama longitudinal düzlemde 0.248 cm (SD = 0.213 cm) olarak hesaplandı. Bu parametreler kullanılarak emniyet sınırları vertikal düzlemde 0.50 cm, lateral düzlemde 0.45 cm ve longitudinal düzlemde 0.77 cm olarak hesaplandı.



Resim 6: Çalışma sonucuna göre tüm düzlemlerde verilmesi gereken emniyet sınırları

Yapmış olduğumuz bu araştırma ile, kliniğimizde kullanılan emniyet sınırlarının (görüntü kılavuzluğunda tedavi uygulaması için CBCT görüntülerinin kullanılmaması durumunda) vertikal ve lateral düzlemlerde yeterli olduğu, ancak longitudinal düzlemde artırılması gerektiği sonucuna ulaştık.

Araştırmamız '2. Uluslararası Katılımlı Radyoterapi Kongresi ve Eğitim Seminerleri (Antalya-2019)' nde sözel bildiri olarak kabul edildi ve meslektaşlarıma anlatma fırsatım oldu.

**RT Tek. Nilay Canavar**

Eğitimimi Acıbadem Üniversitesi Sağlık Hizmetleri MYO Radyoterapi Bölümünden 2017 yılında mezun olarak tamamladım. Kasım 2017 itibari ile Medideal

Medikal Projeler ve Çözümler San. Tic. A.Ş. bünyesi altında Sakarya Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde iş hayatına başladım. 2020 Ocak ayı itibari ile aynı şirket bünyesinde Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji A.B.D Bölümünde iş hayatıma devam etmekteyim.

ÇERENKOV IŞIMASI VE KLİNİK UYGULAMALARI

Med. Fiz. Uzm. Mehmet Fazıl Enkavi

Klinik olarak bu konuya olan merakımız baş-boyun radyoterapisi gören hastalarımızın tedaviden sonra "Tedavi sırasında gözlerim kapalı olmasına rağmen mavi bir ışık gördüm." veya "Gözümde ışıklar patladı, bu normal mi?" gibi bize bildirdikleri geri dönüşler sonrasında başladı. Sürekli olmasa da birden çok hastada benzer bildirimler aldıktan sonra bu olayı merak ederek, konu hakkında bir literatür çalışması yapmaya karar verdik.

Araştırmamız sırasında hastalarımızın radyoterapi sırasında görmüş oldukları bu ışık çakmalarını ilk defa aya ayak basan ikinci insan olan Edwin Eugene Aldrin Jr. (Buzz Aldrin) Apollo 11 görevi sırasında yaşadığını bildirdiğini öğrendik (1). Sonrasında uzay aracında seyahat eden ve Uluslararası Uzay İstasyonunda (International Space Station-ISS) çalışan diğer astronotlarda da görüldüğü ve astronotların bu yüzden uyku problemleri yaşadıkları bildirilmiş (2). Benzer şekilde 1978 yılında Sovyetler Birliğinde bir parçacık hızlandırıcısının arızalı bir parçasını kontrol ederken kafasını 78GeV'luk proton demetinin geçtiği bir alana sokan Anatoli Bugorski "bin güneşten daha parlak" bir parıltı gördüğünü bildirmiştir.

Astronotların görmüş oldukları "ışık çakması" olayının bilimsel karşılığı fosfen olarak biliniyor. Fosfen, gözün kapalı olduğu ve görünür bölgede bir ışığın göze ulaşmadığı bir durumda beynin görme merkezine giden uyarılar sonucunda oluşan ışık görme olayıdır. Fosfen fenomeni retinanın, görme korteksinin veya optik sistemdeki bazı hücrelerin mekanik, elektriksel, manyetik veya radyasyonla uyarılması sonucu ortaya

çıkıyor.

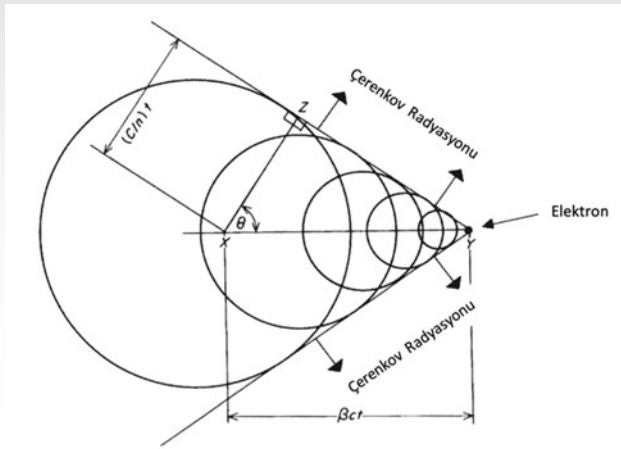
Radyoterapi sırasında algılanan fosfen olayındaki baskın mekanizmanın gözdeki Çerenkov ışınlarının oluşumunun olduğu belirtilen birçok çalışma bulunmaktadır (3,4,5). Son olarak bu iddiaları kanıtlamak amacıyla Dartmouth ve Dartmouth-Hitchcock Norris Cotton Cancer Center'dan bir araştırma grubu baş-boyun radyoterapisi sırasında fosfen olayının Çerenkov radyasyonu etkisiyle göz içinde yeterli ışığın üretildiğini göstermek için ex vivo ve in vivo gerçek zamanlı görüntüler elde etmişler. Tendler ve ark. Red Journal'da yayınlanan bu makalelerinde bir domuz gözü ve bir beyin hastası ışınlandığı sırada iCMOS kamera kullanılarak göz içerisinde ortaya çıkan Çerenkov ışıması kaydetmiş ve tedavi sırasında aynı zamanda hastanın ışık çakmaları gördüğü bildirilmiştir (6). Bu son bilgiler ışığında hastalarımızda ortaya çıkan fosfen fenomeninin Çerenkov radyasyonuna bağlı olduğunu pekâlâ düşünebiliriz. Peki nedir bu Çerenkov Işıması?

Çerenkov Teorisi

Çerenkov ışıması ilk olarak 1934 yılında Sovyet fizikçi Pavel Alekseyevich Cherenkov tarafından yaptığı deneyler sırasında keşfedilmiş ve sonrasında teorisi 1937'de Igor Tamm ve Ilya Frank tarafından geliştirilmiştir. 1958'de bu üç isim "Çerenkov Etkisini Keşifleri ve İzah Etmelerinden Dolayı" Nobel Fizik ödülüne layık görülmüştür.

Çerenkov ışıması yüklü bir parçacığın (elektron vb.) dielektrik bir ortam içerisinde, bulunduğu ortamdaki ışığın hızından daha büyük bir hızda hareket etmesi sonucunda ortaya çıkan elektromanyetik ışımadır. Bu

ışırma; yüklü parçacığın polarize edilebilir ortamdan geçerken ortamdaki molekülleri uyarmasının ardından moleküllerin temel durumlarına dönerken yaydıkları enerjinin sonucudur. Olayı bir analogiyle daha da açarsak; süpersonik bir uçağın ses duvarını aşması sonucunda oluşan sonik patlamalara benzetilebiliriz. Şekil 1’de görüldüğü gibi yüklü parçacık bir dielektrik malzemenin içinden geçerken bir şok dalgası oluşturmaktadır.

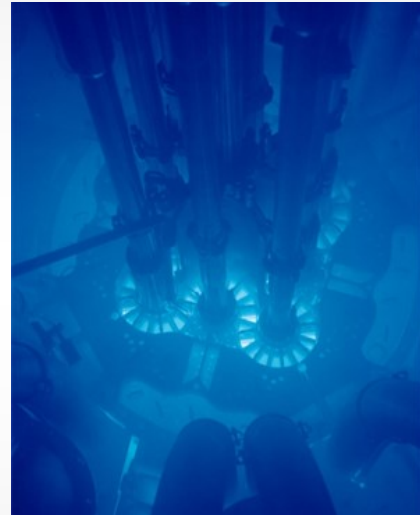


Şekil 1. Çerenkov ışıması Şematiği

Bir örnekle açıklamak gerekirse; 20 °C’deki suyun içinde ışığın hızı $v=c/n_{su}$ formülüne göre 0.75c’dir. Burada v ışığın ortamdaki faz hızı, n_{su} suyun kırılma indisi ($n_{su}=1.333$) ve c ise boşluktaki ışık hızıdır ($c=299,792,458$ m/s). Çerenkov ışıması koşulu için suyun içinde $v>0.75c$ ile hareket eden bir beta parçacığı olduğunu düşünelim. Bu değeri ($v=0.75c$) Einstein’ın özel görelilik teoremindeki meşhur kütle-enerji eşdeğerliliği denkleminde bir beta parçacığı için uygulayalım

$$E = m_0 c^2 \left[\frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} - 1 \right]$$

Bu denklemden $m_0 = 9.11 \times 10^{-31}$ kg kütleli ve $0.75c$ ile hareket eden bir parçacığın kinetik enerjisi 261 keV olarak bulunur. Bu enerji su içerisinde olayın gerçekleşmesi için gerekli eşik kinetik enerjisidir. Dolayısıyla teorik olarak suyun içerisinde Çerenkov ışımalarının gerçekleşebilmesi için 261 keV üzerinde kinetik enerjili veya bir başka deyişle $0.75c$ üzerinde hızla hareket eden bir beta parçacığına ihtiyaç vardır. Kırılma indisinin sudan daha büyük olduğu yağ, doku, PMMA, cam, elmas gibi malzemelerde daha düşük hızda ve kinetik enerjideki parçacıklar Çerenkov ışımaları gerçekleşir.



Şekil 2. Nükleer reaktörde ortaya çıkan Çerenkov ışımaları

Klinik Çalışmalar

Çerenkov ışınları genellikle nükleer reaktörlerde yayılan mavi ışıklar şeklinde görülebilmektedir (Şekil 2). Bunun dışında Çerenkov ışınları dedekte edilerek astrofizik ve parçacık fiziği çalışmalarındaki hesaplamalarda kullanılmaktadır. Tıp alanında ise nükleer tıpta kullanılan ^{18}F , ^{13}N gibi pozitron yayıcı ve ^{32}P , ^{90}Y gibi beta yayıcı radyoizotoplar Çerenkov ışımalarının görüntülenmesinde kullanılabilmektedir. Bu konuda ^{18}F ve ^{131}I insan bedeninde Çerenkov ışınları

görüntülenerek teşhis amaçlı kullanılmıştır (7).

Medikal fizik alanında Çerenkov radyasyonunun görüntülenmesine yönelik çalışmalar son zamanlarda giderek artmaktadır. Çalışmalarda özellikle suda ortaya çıkan Çerenkov ışımaları şiddet artırıcı (intensifier) özellikli CCD veya CMOS sensöre sahip kameralar tarafından kayıt altına alınmaktadır. Ortaya çıkan Çerenkov ışınları kameralardaki şiddet artırıcı özellik sayesinde kameranın sensörüne ulaşmadan önce gelen foton sayısını ve yoğunluğu artırılır. Aynı zamanda kameranın şiddet artırıcı kısmı sadece lineer hızlandırıcının klystron akımı (KlyI) veya target akımı (TargI) ile tetiklendiğinde çalıştırılır. Bu tetikleme işlemi BNC kablolarla veya external olarak sintilatörlerle ortamdaki radyasyon bilgisi bir tetikleme voltaj değerine çevrilerek de yapılabilir. Böylelikle birkaç mikrosaniyelik pulslar şeklinde ışınlama yapan linaklardan yine mikrosaniye seviyesinde ortaya çıkan Çerenkov ışınları kameranın şiddet artırıcı kısmında çoğaltılır ve anlamlı bir görüntü haline getirilir. Burada intensifier kamera (iCMOS veya iCCD) kullanılmasının asıl amacı sinyal-gürültü oranının azaltılması dışında aslında tedavi odasında ortam ışıkları açıkken Çerenkov ışımasının görüntülenmesinin yapılmasını sağlar ve böylelikle kamera ortam ışıklarından gelen bilgiden etkilenmez. Son olarak ışınlama süresince elde edilen karelerin dijital görüntü işleme teknikleriyle arkaplan (background) görüntüleri çıkarılır ve ardından doz bilgisi içeren tüm kareler üst üste bindirilerek şiddetleri toplanır, ölçeklendirilir ve ışınlama sırasındaki toplam doz bilgisi elde edilir. Çerenkov spektrumu 200-1000nm arasında UV bölgeden NIR bölgesine kadar uzanmaktadır. Su içerisinde gerçekleştirilen QA çalışmalarında ortaya çıkan ışınlar

mavi ve UV bölgede olurken, doku içerisinde ortaya çıkan Çerenkov ışınları doku içerisindeki kanın etkisiyle NIR bölgesinde ortaya çıkar.

Konuyla alakalı son zamanlarda yapılan bazı dikkat çekici çalışmalar ise şu şekildedir; Ashraf M.R. ve ark. içi kinin sülfat katkılı su dolu bir fantomda küçük alanlar (5mm ve 10mm) için yaptıkları demet profillerinin gama analizinde ($\%3/1 \text{ mm}$) $\%99$ üzerinde TPS ile uyum bulurken, baş-boyun, prostat, gibi VMAT planlarında bu oran $\%96.7$ 'nin üzerinde bulmuştur (8). Yogo K. ve ark. HDR brakiterapi sisteminin doz dağılımı, kaynak gücü ve kaynak konumu gibi kalite kontrolleri için kaynaktan elde edilen Çerenkov ışımasının kullanılmasının oldukça kolay ve başarılı bir yöntem olduğunu bildirmiştir (9). Yapılan başka bir çalışmada ise Andreozzi J.M. ve ark. MRIGRT (ViewRay™) sisteminde QA amacıyla yaptıkları gama analizinde Çerenkov yoğunluk haritası ile TPS doz dağılımını ($\%4/4 \text{ mm}$) $\%95,1$ 'lik oranda uyumlu bulunduklarını bildirmişlerdir (10).

Böylelikle Çerenkov ışımasının hem lineer hızlandırıcılar hem brakiterapi kaynakları hem de manyetik rezonans ile görüntüleme kılavuzluğunda radyoterapi yapan cihazların kalite kontrollerini başarıyla yapmak için kullanılabileceği kanıtlanmıştır.

Hasta üzerinde yapılan çalışmalara bakacak olursak; ilk olarak vücut içerisinde ve yüzeyinden yayılan Çerenkov ışınlarını göstermek amacıyla Axellson J. ve ark. Çerenkov ışınlarının klinikte kullanılan linaklarda yüksek enerjili elektron ve fotonlar kullanarak dokuyu taklit etmek amacıyla kullanılan biyolojik fantoma gömülü floroforu uyarabildiğini göstermiştir (11). Bundan sonraki çalışmalarda hasta yüzeyi dozu araştırılmaya başlanmıştır. Xie Y. ve ark. tüm vücut

elektron tedavisi alan hastalarda gating özellikli intensified-CMOS kamera ile hasta üzerinde ortaya çıkan Çerenkov ışıması görüntüsünü kaydetmiş ve burdadan elde ettikleri doz bilgisini hasta üzerine yerleştirdikleri OSL dozimetre ile karşılaştırmasını yapmışlar ve sonuçları oldukça uyumlu bulmuştur (12). Son olarak ise Hachadorian, R.L. ve ark. meme kanserli hastaların tedavisi sırasında yüzeyde oluşan Çerenkov ışınlarından elde ettikleri emisyon bilgisinin düzletme faktörü kullanarak TPS'ten elde ettikleri yüzey dozu bilgisi ile doğrusal korelasyonun içinde olduğunu göstermiştir (13). Yine aynı araştırmacının önderliğinde yapılan bir diğer çalışmada bir kraniospinal ışınlaması sırasında çıkış dozlarının oluşturduğu Çerenkov ışımaları sayesinde alanların kesişim bölgelerini ve üst üste binen sıcak doz oluşumu bölgelerini hasta üzerinde gözlemlediklerini bildirilmiştir (14).

Yapılan heyecan verici son çalışmalara baktığımızda gelecekte Çerenkov görüntüleme sistemlerinin güvenilirliğinin artması ve kullanılan intensified kameraların ucuzlamasıyla birlikte hem offline hem de online QA işlemlerinde kullanılabilirliğinin giderek fazlaşması ve kliniğin bir parçası olması şaşırtıcı olmayacaktır.

Kaynaklar

1. Walter G. Sannita, Livio Narici, Piergiorgio Picozza, Positive visual phenomena in space: A scientific case and a safety issue in space travel, Vision Research, Volume 46, Issue 14, 2006, Pages 2159-2165, ISSN 0042-6989, <https://doi.org/10.1016/j.visres.2005.12.002>.
2. Bevelacqua, J.J., Mortazavi, S.M.J. Commentary regarding "On-orbit sleep problems of astronauts and countermeasures". Military Med Res 5, 38 (2018). <https://doi.org/10.1186/s40779-018-0185-2>
3. Mathis T, Vignot S, Leal C, et al. Mechanisms of phosphenes in irradiated patients. Oncotarget. 2017;8(38):64579-64590. Published 2017 Jun 28. doi:10.18632/oncotarget.18719
4. Steidley KD, Eastman RM, Stabile RJ. Observations of visual sensations produced by Cerenkov radiation from high-energy electrons. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1989;17(3):685-690. doi:10.1016/0360-3016(89)90125-9
5. Newman F, Asadi-Zeydabadi M, Durairaj VD, Ding M, Stuhr K, Kavanagh B. Visual sensations during megavoltage radiotherapy to the orbit attributable to Cherenkov radiation. Med Phys. 2008;35(1):77-80. doi:10.1118/1.2815358
6. Tendler II, Hartford A, Jermyn M, et al. Experimentally Observed Cherenkov Light Generation in the Eye During Radiation Therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2020;106(2):422-429. doi:10.1016/j.ijrobp.2019.10.031
7. Spinelli AE, Ferdeghini M, Cavedon C, et al. First human Cerenkography. J Biomed Opt. 2013;18(2):20502. doi:10.1117/1.JBO.18.2.020502
8. Ashraf MR, Bruza P, Pogue BW, et al. Optical imaging provides rapid verification of static small beams, radiosurgery, and VMAT plans with millimeter resolution. Med Phys. 2019;46(11):5227-5237. doi:10.1002/mp.13797
9. Yogo, K., Matsushita, A., Tatsuno, Y. et al. Imaging Cherenkov emission for quality assurance of high-dose-rate brachytherapy. Sci

Rep **10**, 3572 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60519-z>

10. Andreozzi JM, Mooney KE, Brůža P, et al. Remote Cherenkov imaging-based quality assurance of a magnetic resonance image-guided radiotherapy system. *Med Phys*. 2018;45(6):2647-2659. doi:10.1002/mp.12919
11. Axelsson J, Davis SC, Gladstone DJ, Pogue BW. Cerenkov emission induced by external beam radiation stimulates molecular fluorescence. *Med Phys*. 2011;38(7):4127-4132. doi:10.1118/1.3592646
12. Xie Y, Petrocchia H, Maity A, et al. Cherenkov imaging for total skin electron therapy (TSET). *Med Phys*. 2020;47(1):201-212. doi:10.1002/mp.13881
13. Hachadorian, R.L., Bruza, P., Jermyn, M. et al. Imaging radiation dose in breast radiotherapy by X-ray CT calibration of Cherenkov light. *Nat Commun* **11**, 2298 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41467-020-16031-z>
14. R.L. Hachadorian, L.A. Jarvis, D.J.Gladstone, M. Jermyn, P. Bruza, B.W.Pogue, Using Cherenkov imaging to assess field overlap in cranial-spinal irradiation (CSI), *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 105 (2019), pp. E729-E730



Med. Fiz. Uzm. Mehmet Fazıl Envaki

1990'da İstanbul'da doğdu. 2014 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2018 yılında

Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği programında yüksek lisansını tamamladı. Hacettepe Üniversitesi Biyomühendislik programında doktora eğitimine devam etmektedir. Nisan 2018'den itibaren Medica International Ankara Hastanesinde medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktadır.

ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK HAFTASI

Med. Fiz. Uzm. Halil Küçük

International Organization for Medical Physicist kısa adıyla IOMP, medikal fizik alanında uluslararası organizasyonlar yapan, özellikle eğitim ve iş imkanları açısından meslektaşlarına çeşitli olanaklar sağlayan 1963 yılında kurulmuş önemli kuruluşlardan biridir. Kuruluş ulusal, bölgesel organizasyonları ve kurumsal üyelikleri yardımıyla birçok alanda mesleğimize hizmet etmektedir. IOMP'in halen 87 ülke, 6 bölgesel organizasyon ve yaklaşık 27.000 bireysel üyesi mevcuttur.



Şekil 1. IOMP'nin IMPW için hazırladığı afiş

IOMP geçen yıl ilk kez 11-15 Mayıs 2020 tarihlerinde kutlanan Uluslararası Medikal Fizik Haftasını (International Medical Physics Week-IMPW) ilan etti ve çeşitli aktiviteler ile kutladı. Uluslararası Medikal Fizik Gününün (International Day of Medical Physics-IDMP) amacına yönelik ve destekleyecek şekilde global düzeyde medikal fizik konularının konuşulduğu, medikal fizik mesleğinin daha görünür kılınmaya çalışıldığı ve daha fazla toplum düzeyinde

mesleğin bilinirliğinin artırılması konularında birçok farklı platformda faaliyetlerde bulunuldu. Geçen yıl, dünyanın birçok farklı yerlerindeki akademik ve eğitim kurumları küresel ölçekte medikal fizikçilerin sağlık hizmetlerine katkılarını deyatlı bir şekilde anlatma fırsatı buldular (Şekil 1).

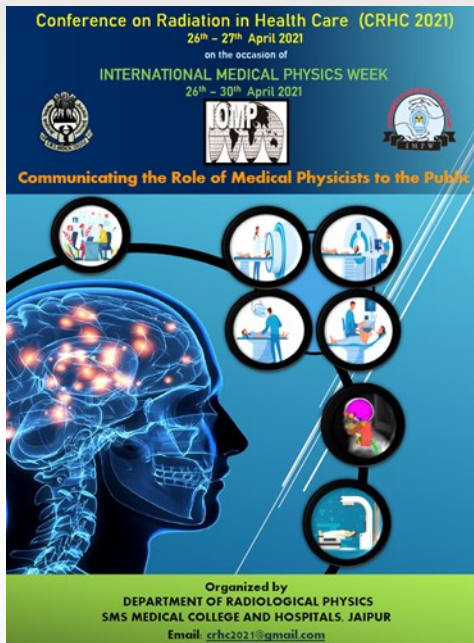
IOMP, IMPW haftasının bu yıl 26-30 Nisan 2021 tarihleri arasında kutlanacağını ilan etti (Şekil 2). Bu yılın teması ise **“Medikal Fizikçilerin Rolünü Topluma Anlatabilmek”** olarak seçildi. Organizasyonlarda dünyanın her yerinden fizikçiler önemli roller oynayacaklar. Yüzyüze veya sanal eğitim seminerleri düzenlenecek, kampanyalar yapılacak, karar verici organlar ile iletişime geçilip mesleğin farkındalığı arttırılacak ve sosyal medya üzerinden çeşitli tanıtımlar yapılacaktır. IOMP başkanı Dr. Madan Rehani kuruluş websitesinden bir kayıt yayınlayarak bu haftanın önemi ve yapılacak faaliyetler ile bilgi verdi.



Şekil 2. IOMP'nin 2021 yılı IMPW için kullandığı görsel

IOMP websitesinde hafta boyunca yapılacak iki faaliyetten özellikle bahsetmektedir. Bunlardan birisi

Jaipur, Hindistan'daki bilimsel toplantı ve IOMP'nin hafta boyunca hergün düzenleyeceği webinarlar. Hindistan'daki toplantıda tıpta fiziğin rolü, bilimsel sosyal ve farkındalık aktiviteleri ile anlatılmaya çalışılacaktır (Şekil 3). Conference on Radiation in Health Care (CRHC 2021) başlıklı toplantı 26-27 Nisan 2021 tarihinde gerçekleşecektir. Bilimsel programda medikal fizik ve radyoloji alanında çeşitli bilgiler seçkin konuşmacılar ve eğitim oturumlarıyla dinleyicilere aktarılacaktır.



Şekil 3. CRHC konferansı

IMPW kapsamında en önemli etkinlik IOMP'nin hafta boyunca aynı saatte yapacağı webinarlar. Webinarlar için IOMP sitesinde yapılan duyuru sayfasında başkan vekili Prof. John Damilakis ve başkan Dr. Madan Rehani'nin hafta için mesajları bulunmaktadır. Dr. Madan Rehani yazısında lokal organizasyonlar yaparak IMPW'nin kutlanması ve farkındalığın artırılmasını üyelerinden istemekte ve aşağıdaki başlıkların irdelenmesini önermektedir:

- Mesleğin klinik ve klinik dışı alanlarda çalışan kişiler ve hatta halk arasında popüler hale gelmesini sağlamak

- Fiziğin diğer alanlarında çalışan kişiler veya öğrenciler için medikal fizik alanında nasıl kariyer bulabileceklerini bilmelerini sağlamak ve teşvik etmek
- Medikal fizikçilerin hasta tedavilerinde nasıl daha iyi olabileceklerine yönelik bilgiler sağlamak
- Yerel ihtiyaçlara bağlı tema seçimi yapmak

IMPW haftası boyunca hergün Türkiye saati ile 15:00'de farklı konularda yapılacak webinar programı aşağıdaki gibidir:

1. Monokromatik X-ışınları: Asırlık teknolojiyi değiştirme potansiyeline sahip yeni bir kaynak (Eric Silver ve Madan Rehani)
2. Yapay Zekâ ve Medikal Fizik: SINFONIA Horizon projesinin ilk deneyimi (John Damilakis ve Habib Zaidi)
3. Temas koruması hasta güvenliğini artırır mı? (Çeltik Gilligan)
4. Hastanın radyasyondan korunması: IAEA ve WHO nasıl katkıda bulunuyor? " (Ola Holmberg ve Maria Perez)
5. Kasıtsız ve kazara radyasyon maruziyetlerinin yönetimi (Colin Martin)

IMPW etkinliğinin gelecek yıllara taşınması ve ülkemizde de çeşitli faaliyetler ile kutlanması mesleğimiz adına çok faydalı olacaktır. Bu konuda hepimize önemli görevler düşmektedir. Uluslararası medikal fizik haftanız şimdiden kutlu olsun.

BOYANMIŞ MASKELER

RT Tek. Neşe Çokyaman

Maske Neden Boyanıyor?

Yarınına umut olan çocuklar için boyuyorum maskeleri. Başarmak için bazen sadece cesaretlendirilmek gerekir. İşte tam da burada, söylemlerimizin yetersiz kaldığı yerde bazılarının süper güçlerine, bazılarının elbisesine, sesine, saçlarına, renklerine hayran kaldığımız çocukluğumuzun büyülü bahçesindeki süper kahramanlarımız ve sevimli çizgi film karakterlerimiz devreye giriyor. Çocuk psikolojisine dair yazılan makalelerden birinde şuna benzer bir cümle okumuştum: "Çocukların, ciddi bir ortamda onunla normal konuşsanız bile ağlayabileceğini ancak oyun ortamında çocuğun canı yansa bile gülebileceğini. Manevi acı, bedensel acıdan daha ağırdır." Maskeler çocuklara manevi bir güç veriyor adeta çocuklar maskeleri taktıklarında minik ama koca yürekli birer kahramana dönüşüyorlar. İşte bu gücü hissettiklerinde her şey daha kolay gelmeye başlıyor. Biz yetişkinler bile bilmediğimiz bir işlem karşısında gergin ve ön yargılıyken çocuklardan daha cesur olmalarını beklemek onlara haksızlık olurdu. Boyanmış maskeler, çocuklarımızın ön yargı ve korkularıyla başa çıkabilmelerinde yardımcımız oluyor. Ben insanların hayatlarına dokunabilmeyi, yüzlerindeki gülümsemeye dönüşebilmeyi hep çok istemiştım. Minik kalplere cesaret olabilmek nasıl büyük bir haz anlatamam.

Nereden Esinlendim?

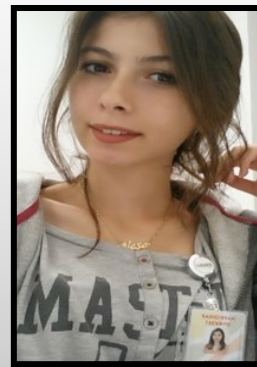
Sosyal medya üzerinden takip ettiğim yurt dışındaki kliniklerde birkaç figür örneği gördüm. Onlarla iletişime geçtim. Maske boyamada, hepsi olmamakla birlikte, kullandıkları malzemeler ve tarzları

benimkinden farklıydı. Kopyaladıklarım da oldu tabii ki ama daha sonrası biraz doğaçlama biraz da istek üzerine devam etti. Açıkçası daha belirgin ve keskin hatları olan karakterler çizmek daha kolaydı. 5 yaşındaki bir çocuğun benden Harry Potter karakterini isteyebileceğini tahmin edememiştım. Bu noktada biraz korktuğum da bir gerçek. Bir çocuğun yüzündeki mutluluk olmak ne kadar muazzam ise hayal kırıklığı olmak da bir o kadar korkuttu beni. Bu isteyebileceğim en son şeydi. Daha çok odaklanarak her ayrıntısına daha çok özen gösterdim. "Vaayy be, aynısı gibi olmuş!" bu cümleyi duyana kadar nefesimi tuttuğumu biliyorum. Her çocuğun boyanmış maskesi ile karşılaşması benim için de ayrı bir heyecan. Uygulanabilirliğini etkilememesi açısından bazı maskeleri de tedavi sonrasında hazırladım. Hatta set-up da maskeye ihtiyaç duymadığımız, çocuklarımızdan boyanmış maske talebi aldığımız da oldu. Bölüme geldiğinde "Bu benim maskem olsun. Ben o maskeyi istiyorum." diye hazır maskeleri sahiplenenler de olmadı değil. Kim ne sever, nasıl sever, dinledim onları. Kısa zamanda onlar benim için minik birer ilham perileri oldular.

Etkisi Nedir?

Maskeler, hastaları çocuk yetişkin diye ayırt etmeden klasik beyaz ve soğuk hastane görüntüsünden uzaklaştırıyor. Hastalar bu tedavinin onları korktukları kadar yıpratmayacağını, yormayacağını seziyorlar. Çocuklar için inanması ne kadar güç olsa da canlarının acımayacağını anlıyorlar. Hastalar prosedür gereği tedavi sürecinin işleyişi konusunda ne kadar bilgilendirilseler de boyanmış maskeler yetişkinleri gülümsetiyor. Daha küçük şeylerle mutlu olmayı bilen

miniklerimizde ise etkisi daha büyük. Etraflarında dikkatlerini çeken, cazip gelen, onları eğlendirebilecek şeylerin olması üstelik kendisine de uygulanacak olması iletişimimizi kuvvetlendiriyor. Algıları tamamen açık hale dönüşüyor. Durum böyle olunca oyun oynama istekleri de bastırılamaz hale gelebiliyor. Maskeleri takıp koridorda koşturuyoruz, oyunlar oynuyoruz. Çocuklar için oyun arkadaşı kıymetlidir. Birlikte hem eğlenceli hem verimli zaman geçiriyoruz. İlk günü atlatan ön yargılı ve korkan bütün çocuklarımız bir sonraki seanslara daha cesur, özgüvenli geliyorlar. Üstelik kendi rıza ve istekleriyle. Tedavi sonunda maskelerden ayrılmak kolay olmuyor onlar için. Çünkü onlar maskeyi özümsemiş oluyorlar. Maskesini alan çocuklarımız da oldu, diğer çocuklara cesaret olabilmek için imzalı maskelerini bırakanlarda.



RT Tek. Neşe Çokyaman

1994'te Tokat'ın Turhal ilçesinde doğdum. İstanbul Bilgi Üniversitesi Radyoterapi Bölümü mezunuyum. Zorunlu stajlarımın yanı sıra özel bir Rehabilitasyon merkezinde

gönüllü çalıştım. Engelsiz bir yaşam için İşaret Dili Eğitimi aldım. İlkyardım Eğitmeniyim. 2016 yılından bu yana Lösekte Çocuk ve Yetişkin Hastanesinde görev yapmaktayım. Dünyayı gezmek kadar küçük, kendi memleketimin insanların hayatlarına dokunabilmek gibi de büyük iki hayalim var.

RT'DE SON GELİŞMELER

Med. Fiz. Uzm. Boran Güngör

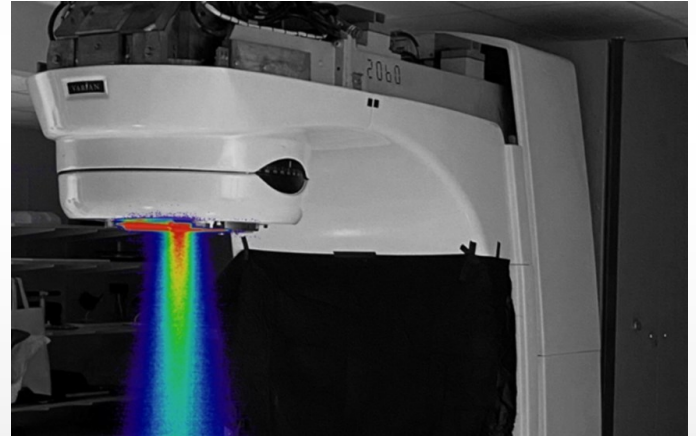
Bu bölümün amacı, radyoterapi ve ilgili alanlardaki güncel gelişmeleri derleyerek kısaca özetlemek ve okuyucuların bilgi sahibi olmasını sağlamaktır. Bu bağlamda, firma veya üretici kaynaklı haberlere yer verilebilmektedir. Bu haberler kesinlikle reklam veya tavsiye amacı taşımamakla beraber, yalnızca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

Klinik Lineer Hızlandırıcıların FLASH RT Dönüşümü (Şubat 2021)

Dartmouth Colege/Amerika'dan

araştırmacılar tarafından standart klinik Linakların ultra yüksek doz (UHDR) radyoterapi demeti verebilecek şekilde FLASH özelliğine çevrilebilecek ve 20 dakikada yapılabilecek bir yöntem geliştirdiklerini açıklandı. FLASH etkisi olarak bilinen ve konvansiyonel doz hızları seviyelerinden (~ 0.1 Gy/s) çok daha yüksek (~ 300 Gy/s) olarak uygulanabilen tedaviler ile tedavi sürelerinin milisaniye seviyelerine çekilerek çevre sağlıklı dokulardaki toksisitenin düşürülebildiği bilinmektedir. Yapılan çalışmada gösterilen prosedürler ve yönergelerde, standart linak ortamı ve geri dönüştürülen bu özellik ile hastaların konvansiyonel şartlarda tedavi edilebileceği eklendi. (*International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics.* <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2021.01.11>) Yapılan çalışmada standart UHDR Elektron Demeti için Varian Clinac 2100 cihazının mevcut jaw ve applikatör ile kullanıldığı (Şekil 1); dönüşümün tedavi konsolunu servis moduna alarak, bazı komponentleri (hedef, karusel ve hava valf) manuel resetleyerek ve

gantri açısının 90° yaparak bu komponentlere erişerek yapıldığı belirtildi. 20 dakikada tamamlanabildiği vurgulanan modifikasyonların X ışın hedefinin ve düzleştirici filtrenin demet yolundan çekilmesi, karuselin boş porta yerleştirilmesi ve 10 MV foton enerjisinin seçilmesini içerdiği ve konvansiyonel tedaviye dönebilmek için tüm işlemlerin basitçe geri alınabildiği vurgulandı. Dönüşüm sonrasında katı fantom içerisinde film ve luminescent dosimetri (OSLD) kullanılarak doz hızı, yüzey ve derin dozların ölçüldüğü ve hızlı foto-çoğaltıcı tüp tabanlı Cherenkov detektörü ile puls başına demet output ölçüldüğü belitildi.

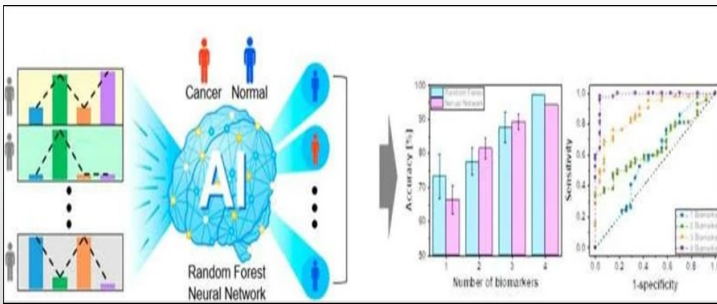


Şekil 1: Konvansiyonel Linak dönüşümü sonrası, doz hızı 3000 kat fazla olan FLASH demet üretilmesi

Yapay Zeka Yardımıyla Ürün Testi Kullanılarak Kansere Teşhisi (Ocak 2021)

Prostat Kanseri teşhisinde konvansiyonel olarak PSA, kandaki kanser faktörü kullanılmaktadır. Fakat doğruluk payının %30'a kadar düşebildiği ve ciddi oranda hastaya ek invaziv biyopsi yapıldığı ve kanama, ağrı gibi yan etkiler görülebildiği belirtilmiştir. Korea Institute of Science and Technology ve Asan Medical Center'dan araştırmacılar

tarafından ürün kullanılarak doğruluk oranı %100 e yakın ve 20 dakika içinde sonuç alınabilen prostat kanser teşhis tekniği geliştirdikleri belirtildi. Elektriksel -sinyal-tabanlı ultraduyarlı biyosensor ve yapay zeka kullanılarak geliştirilen yöntemin girişimsel olmayan ve yan etkisiz şekilde kullanılabilmeyle beraber; ürindeki kanser faktörlerinin az olması sebebiyle şimdilik sadece risk gruplarının sınıflandırılması için kullanılabileceği vurgulandı. Tek bir kanser faktörünü kullanmanın kanser teşhisinde %90 doğruluk üzerine çıkma limitasyonu olduğu ve bunu aşmak için rasgele olarak farklı türde kanser faktörleri kullanıldığı, geliştirilen ultra duyarlı yarıiletken sensör sisteminin ürün içerisinde seçilen 4 kanser faktörünü rasgele olarak takip ettiği belirtildi. Sensörden elde edilen ölçüm sonuçlarının korelasyonunu kullanarak yapay zeka geliştirildiği ve geliştirilen yapay zeka algoritmasının kanser teşhisi için karmaşık sinyal izlerinin analizinde kullanıldığı, prostat kanser teşhisinde 76 ürün örneğinde yaklaşık %100 oranında başarı sağlandığı açıklandı.



Şekil 2: Sinyal setlerinin yapay zeka ile analizi ve prostat faktörü teşhisi.

Radyoterapide Covid-19 Kaynaklı Önemli Revizyon Araştırması (Şubat 2021)

İngiltere’de Leeds University ve Royal College of Radiologists araştırmacıları tarafından yapılan araştırmaya göre, hipofraksiyone doz rejimlerinin yaygınlaşmasının pandemi boyunca İngiltere’deki

merkezler için faydalı olduğu ve fraksiyonlardaki düşüşün telafi edildiği açıklandı ve ilgili çalışma yayınlandı. (*The Lancet Oncology*. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(20\)30743-9](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(20)30743-9))

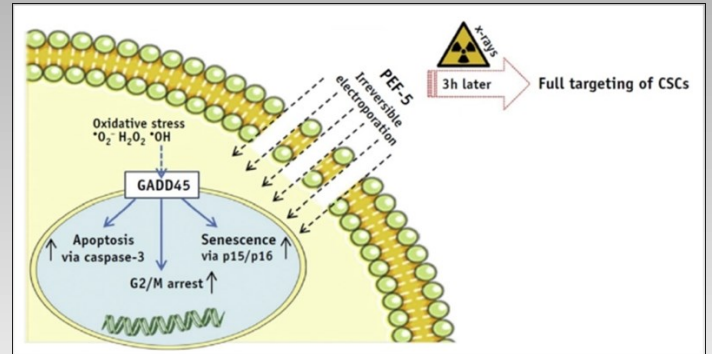
Populasyon temelli bu çalışmada, 4 Şubat 2019-28 Haziran 2020 tarihleri arasında İngiliz NHS (National Health Service) tarafından sağlanan ulusal radyoterapi verilerinin kullanılarak haftalık ortalama radyoterapi tedavileri değişimi, katılımlar ve fraksiyon şemaları karantina başından itibaren spesifik teşhis ve yaş grupları için karşılaştırma yapıldığı belirtildi.

Sonuçlara göre; 2020 içinde haftalık ortalama radyoterapi tedavilerinin 2019 yılına göre nisan %19.9 -mayıs %6.2-haziran %11.6 düştüğü, 2020 Radyoterapi katılımının 2019 yılına göre nisan %29.1-mayıs %31.4-haziran %31.5 düştüğü açıklandı. 70 yaş üzeri hastalarda 2020 yılındaki düşüşün 2019’a göre % 34.4 ve 70 yaş altı hastalarda %7.3 olduğu, teşhis oranlarındaki düşüş miktarlarının kanser çeşidine göre en yüksek prostat (%77, 2020 Nisan) ve non-melanom cilt (%72.4, 2020 Nisan) için saptandığı belirtildi. 2020 Nisan için teşhis oranlarındaki artış miktarının ise kanser çeşidine göre özefagus (%41.2), mesane (% 62.4) ve rektum (%36.3) olduğu eklendi. Ayrıca, ultra-hipofraksiyone meme radyoterapisinin (26 Gy / 5 fx) kullanımındaki artışın da (Nisan 2019 %0.2 , Nisan 2020 %60.6) katılımdaki azalmaya önemli katkıda bulunduğu açıklandı. Sonuç olarak, radyoterapi aktivitesinde hipofraksiyone rejimlerdeki artışın özellikle bazı kanser türleri için cerrahi aktivitedeki azalmayı telafi ettiği ve çalışmadaki verilerin pandemide radyoterapinin rolünün anlaşılmasında yardımcı olacağı eklendi.

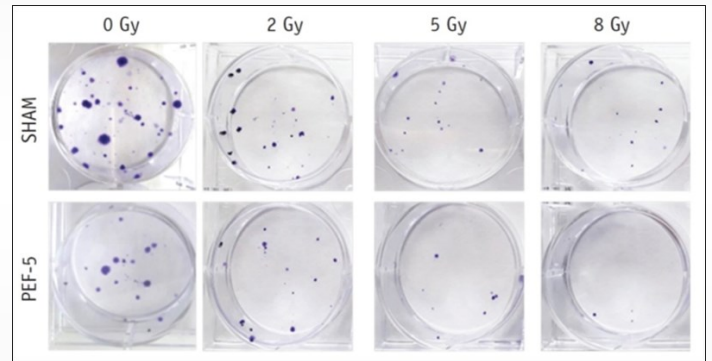
Kanser Stem Hücreleri Üzerinde Elektrik Atımlı alanların Radyasyonla Beraber Kullanımı (Mart 2021)

Kanser Stem hücrelerinin (CSC) radyoterapi veya kemoterapi sonrası kanser hücre popülasyonu ile beraber tümör büyümesi ve metastazik yayılımdan sorumlu olduğu bilinmektedir. CSC'ler radyoterapi ve kemoterapiye dirençli olduğu için yok edilmesinde güvenli ve etkili bir yol bulunması kritik öneme sahip olduğu belirtilmektedir. İtalyan Ulusal Yeni Teknolojiler Ajansı'ndan araştırmacılar tarafından mikrosaniye atımlı elektrik alan (μ sPEF) tekniği geliştirildiği, bu tekniğin radyoterapi öncesinde uygulanması ve radyoterapi sonrası malign tümör büyümesini durdurabildiği açıklandı. İlk olarak fare deneylerinde μ sPEF+RT sonrasında medullablastom tümörlerinde yaklaşık 4 ay boyunca tümör büyümesi gözlenmediği vurgulandı. (Şekil-3) Yapılan çalışmada (*International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2020.11.47>); özellikle malign beyin tümörlerinde alınan sonuçlara ek olarak, μ sPEF 'nin CSC'leri radyoterapi öncesi radyoduyarlastırıcı hale getirdiği, bu sayede beyinde düşük dozların kullanılabilmesinin sağlanarak özellikle pediatrik hastalarda nörobilişsel zarar riskinin azaltılabileceği belirtildi. Membran deneylerinde, PEF-5 olarak adlandırılan spesifik atım protokolü ($5 \times 40 \mu$ s atım 0.3 MV/m) kullanılarak 3 saat sonrası 2,5,8 Gy ışınlama ile birleştirilmiş tedavinin etkinliğinin gösterildiği en yüksek dozun tek başına uygulanması ile karşılaştırıldığında birleştirilmiş uygulamanın hücre klonlama formasyonunu azalttığı açıklandı. (Şekil-4). Fare üzerinde tümör büyümesinin engellenmesinin araştırılmasında; PEF-5 tek olarak %47, 5 Gy ışınlamanın tek olarak %87 engellediği belirtilmiş ve

PEF-5 ile en düşük seçenek olan 2 Gy ışınlama kombinasyonunda büyümenin %100 engellendiği ve takip eden 110 gün boyunca büyüme gözlenmediği vurgulandı.



Şekil 3: Mikrosaniye atımlı elektrik alan uygulanması sonrasında ışınlama olarak uygulanan ikili vuruş hipotezinin kanser stem hücrelerinde uygulanması.



Şekil 4: Medullablastom hücrelerinin iyonize radyasyon öncesi atımlı elektrik alan olmadan (SHAM) ve atımlı elektrik alan yapılarak (PET-5) klonojenik sağkalım incelemesi.

Güncel Raporlar

AAPM Task Group 284 Report: Magnetic Resonance Imaging Simulation in Radiotherapy: Considerations for Clinical Implementation, Optimization and Quality Assurance

Radyoterapi tedavi planlama doğruluğunu arttırmak amaçlı yeni bir fonksiyon olan manyetik rezonans simulasyon (MR-SIM) kullanımı son dönemde hızla artmaktadır. Fakat gelişen bu gelişen teknoloji ile beraber güvenli ve etkili kullanım açısından yeni

zorluklar da ortaya çıkmaktadır.Raporun ana amaçları olarak kullanılabilecek MR simulatörler için gerekli testler ve içerikler, radyoterapi spesifik MR-SIM işleyiş, hasta spesifik konfigürasyonlar ve personel gibi konuları içeren tavsiyeler sağlamak olarak verilmiştir.Raporda ayrıntılı liste halinde amaçlanan konular;

1. MR Simulatör gereklilikleri tanımı (konfigürasyon seçimi, dizayn, personel ve roller),
2. Genel, hasta spesifik ve MR cihaz güvenlik konuları,
3. RT spesifik MR klinik işleyiş protokolleri (distorsiyon ve hareket yönetimi konularını içeren) tavsiyeler sağlamak,
4. Tavsiye edilen MR simulatör kabul, kurulum ve periyodik kalite kontrol programının (Radyoterapi spesifik noktalar dahil) personel işyükü tanımlanarak temelde şekilde oluşturulması, olarak verilmişti.Rapor kapsamı, eksternal demet radyoterapisi için MR imajlarının BT ile beraber anatomik yapıları belirlemede ve yine bu imajların tedavi planlamayı desteklemede primer seçenek olarak kullanımı durumlarını içeren MR-SIM spesifik özellikler olarak tanımlanmıştır. Brakiterapi, fonksiyonel görüntüleme ve cevap/takip, yalnızca MR ile planlama, IGRT için MR simulasyonu ve stereotaktik prosedürler kapsam dışı bırakılmıştır.Hasta tedavi pozisyonu immobilizasyonu için MRI koil konfigürasyonu ile beraber hareket ve distorsiyon yönetimi de önemli konular olarak öne çıkarılmıştır.Kalite kontrol programları için protokol ve 'checklist' sağlandığı ve rapordaki tavsiyelerin minimum gereklilikler olduğu buna ek olarak gelişen alanlar için ayrıca olabilecek ihtiyaçların da eklendiği vurgulanmıştır.("Unmet Needs and Future Directions")

Kaynakça

- <https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>
- <https://www.phys.org/>
- <https://www.thelancet.com/>
- <https://www.redjournal.org/>

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.



Nobel Prize Laureates in

♂ **587** 97%

♀ **20** 3%

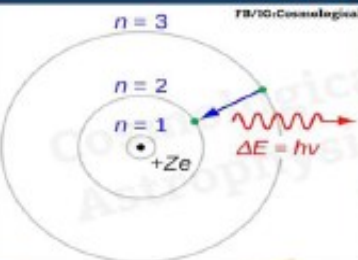
♂ **587** 97%

♀ **20** 3%

Bilim Alanında Uluslararası Kadınlar Günü

11 Şubat 2021

This Day in Physics History




6 Mart 1913'de Niels Bohr Atomik yapı ile ilgili ilk makalesini yazdı.



Wilhelm Röntgen'in Doğum Günü: 27 Mart 1845