

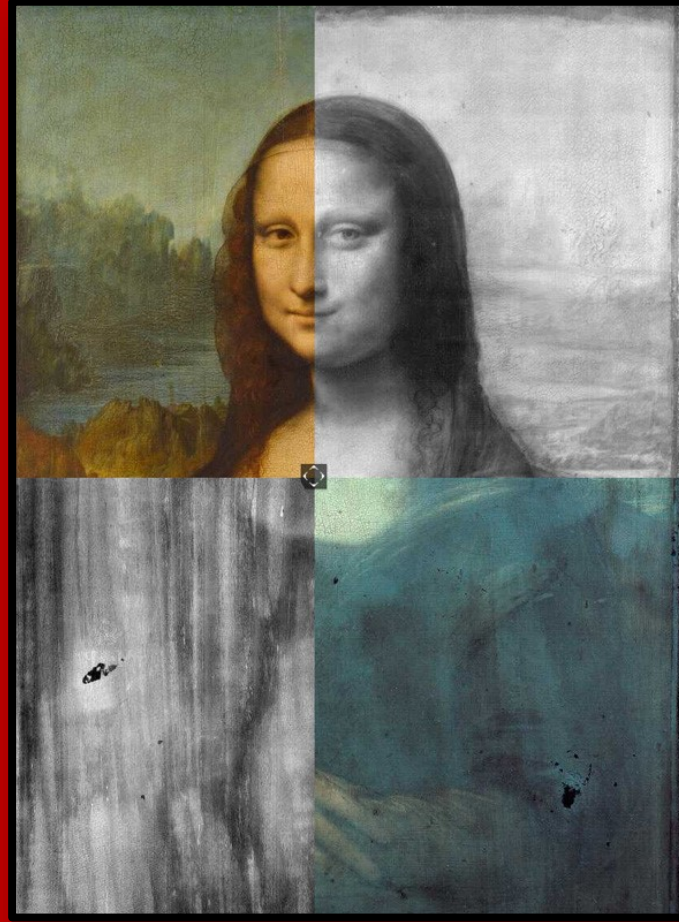
Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

E-DERGİ

medfizonline@gmail.com

ŞUBAT-MART 2016 SAYI: 1



Bu Sayıdaki Popüler Konular;

- *Fizik Mühendisleri Odası Başkanı Sayın Abdullah Zararsız ile Söyleşi*
- *Tedavilerde MR Tabanlı Yaklaşımlar*
- *Film Dozimetre ve Uygulaması*
- *Bir Klasik: Protokol 398'in Neresindeyiz?*
- *Dünya Medikal Fizik Günü*
- *Seyfettin Kuter Olabilmek*

MedFiz@Online

Dijital medikal fizik dergisi;
İki ayda bir yayınlanır.

BAŞ EDITÖR:

Haluk Orhun

EDİTÖR GRUBU:

Cemile Ceylan
Nadir Küçük
Fadime Alkaya
Ertuğrul Ertürk
Gökhan Aydın
Görkem Güngör

DERGİ TASARIM:

Görkem Güngör

BASIM:

E-kopya

BU SAYIDAKİ YAZARLAR:

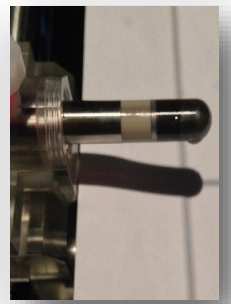
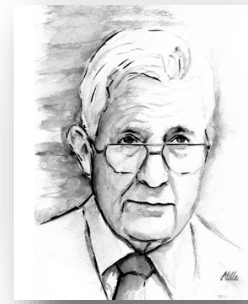
Salih Gürdallı
Hilal Acar
Dinçer Yeğen
Mete Yeğiner
Gülay Güray
Tamer Başer
Esra Küçükmarkoç
Mine Doyuran
Nadir Küçük
Cemile Ceylan
Aydın Çakır
Gökhan Aydın
Haluk Orhun
Yücel Akdeniz
Görkem Güngör

medfizonline@gmail.com

Medikal Fizik Derneği'nin
katkılarıyla

MedFiz@Online

DERGİSİNDE YAYINLANAN
YAZILAR YAZARIN
SORUMLULUĞUNDADIR.



İÇİNDEKİLER

MERHABA

57. AAPM TOPLANTISININ ARDINDAN

DÜNYA MEDİKAL FİZİK GÜNÜ

AYIN KLİNİĞİ: HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ A.D.

AYIN RÖPORTAJI: TMMOB FMO BAŞKANI ABDULLAH ZARARSIZ

AYIN RAPORU: AAPM TASK GROUP 71

SEYFETTİN KUTER OLABİLMEK

ABSORBE DOZ PROTOKOLLERİNİN NERESİNDEYİZ?

YENİ BİR YAKLAŞIM: MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLERİNİN (MRI)

KULLANIMI

KULLANICI TECRÜBESİ: GAFKROMİK FİLM DOZİMETRESİ

SERBEST KÜRSÜ: BİR MEDİKAL FİZİK EKİP HASTALIĞI: KOLEKTİF NAR-SİZM ve GRUPLAR

IMPACT FAKTÖR DEĞERİNE SAHİP ULUSLARARASI DERGİLER

KAPAK DETAY



MERHABA!

MedFiz@Online: Bir Buluşma Platformu



Medikal fizik, fizik ilkelerinin tıpta hastalıkları önlemede, teşhis ve tedavi etmede kullanılan bir bilim dalıdır.

Yalnızca, kanser olgusuna odaklandığımızda, medikal fizik bilimi ile ilgili araştırmalar, teşhis ve tedavi teknikleri, radyasyonun değişik formlarının olduğu temel üzerinde yükselmektedir.

Bu çerçevede medikal fizik, hastanelerde radyasyonun kullanıldığı her yerde multidisipliner geniş bir uygulama alanı bulur. Ek olarak, yeni teknolojilerin gündeme getirilmesi, kalite kontrol, güvenlik ve radyasyondan korunma gibi alanları da içerir.

Böylesine geniş bir alanda görev yapan, medikal fizik biliminin öncüleri olarak, medikal fizikçilerin hak ettikleri mesleki yetkinliğe ulaşmaları, ekonomik sosyal ve eğitim alanında yeni mevziler kazanmaları, uygulamadan doğan büyük sorumlulukları gereğidir.

MedFiz@Online, uzun zamandır medikal fizikçilerin bir yayın platformunda buluşmalarının hayallerini gören bir girişim olarak yaşamımıza giriyor.

Doğal olarak, dergi, yukarıda saydığımız medikal fizik alanlarının uygulamalarına ışık tutan, bilince çıkaran bir çalışma olacaktır.

Kısaca **dergi**, “**medikal fizik uygulamalarının güvenli, hassas, doğru ve etkin olarak gerçekleştirilmesine katkı**” vizyonu ile çıkmaktadır. Bu amaçla, yayın yoluyla medikal fizikçileri yeni teknolojilerle tanıştırmak, eğitimlerine katkı yapmak, karşılıklı deneyimlerini paylaşmak, uluslararası bilgi ve uygulamalar hakkında bilgi vermek, etkinliklerini arttırmak gibi bir misyonu üstlenmektedir.

Dergimiz kar amacı gütmeyen, gönüllü bir çalışmadır. İki ayda bir elektronik ortamda yayınlanmayı ve tüm radyasyon onkolojisi toplumuna mail yoluyla ücretsiz ulaşmayı hedeflemektedir.

Okuyucularımızla dergi arasındaki köprü işlevini üstlenecek, teknik ve idari görevlerin üstesinden gelecek, yazarlarımızla koordinasyonu sağlayacak, yayın politikalarını okuyucularımızla birlikte geliştirecek bir editör grubumuz var.

Genel olarak, derginin içeriğinde, meslektaşlarımızın özgün bilimsel çalışmalarına ait makaleleri, rapor, tavsiye gibi rehberlerin tanıtılması ve yorumları, röportaj, RT merkezlerinin tanıtılması, yeni teknolojilerin, uluslararası etkinliklerin yer alması, planlanmıştır.

Yakın bir zaman önce kaybettiğimiz Medikal Fizik toplumunun liderlerinden Doç. Dr. Seyfettin Kuter'i yakın çalışma arkadaşlarının kaleminden anıyoruz.

Tekrar edersek, dergimiz, meslektaşlarımızın yayın düzeyindeki bir buluşma platformudur. Bu platform, yayın hayatımız ile ilgili tüm gelişmelerin ana kaynağı olacaktır. Gerek dergi fikrinin ilk ortaya çıkması, gerekse ilk sayımızın yayına hazırlanması aşamasında meslektaşlarımızdan aldığımız enerji ve destek bizi çok heyecanlandırmıştır.

Bu desteğin bir parçası olarak, Medikal Fizik Derneği Başkanı ve Yönetim Kurulu'nun zarif destekleri, Fizik Mühendisleri Odası Başkanının ilk sayımıza katkısı bizleri onurlandırmış ve yapılan girişimin uzun vadeli olması konusundaki güvenimizi arttırmıştır.

Son olarak, birinci sayımız ve dergimizin oluşmasına verdiği dost, saygın ve zevk veren emekleri için editör grubumuzun ve yazarlarımızın büyük bir teşekkürü hak ettiğini söylememiz gerekiyor.

medfizonline@gmail e-mail'imiz aracılığı ile ilk sayımız ve dergimiz hakkındaki eleştiri, öneri ve yorumlarınızı, katkılarınızı bekliyoruz.

Unutmayalım, paylaşmak buluşmanın bir parçasıdır.

Saygılarımızla...

Haluk ORHUN

İLETİŞİM : medfizonline@gmail.com

Dostumuz, meslektaşımız İsmail Özbay'ı kaybettik...

Kırk yılı aşkın bir süre medikal fizik toplumuna değişik düzeylerde hizmet veren Doç. Dr. İsmail Özbay aramızdan ayrıldı. Yüreğimiz incindi, çok üzüldük.

Kırk yılını geçirdiği odası boş kaldı, nefesi tükendi. Biz İsmail Özbay'ı akademik çalışmalarında, Medikal Fizik Derneği başkanlığında, sohbet toplantılarında, medikal fizikçilerin ağabeyliğinde tanıdık.

Başta yetiştirdiği öğrencileri olmak üzere tüm dostları, tüm medikal fizik toplumu İsmail Özbay'ı unutmayacak ve kalbinde yaşatacaktır.

İsmail Özbay'ın bıraktığı miras hepimize ışık tutacaktır.

Rahat uyu sevgili dostumuz.

Dergimizin editör grubu olarak tüm meslektaşlarımıza baş sağlığı diliyoruz.

Dergimizin gelecek sayısında İsmail Özbay hocamıza sayfaları-mızda yer vereceğiz.

57. AAPM TOPLANTISININ ARDINDAN



57. AAPM toplantısı 2015 yılında Anaheim CA da yapıldı. Çoğunluğu Amerika'da yaşayan medikal fizikçiler olsa da dünyanın dört bir köşesinden fizikçilerin katıldığı bu toplantıda Radyasyon Onkolojisi, Nükleer Tıp ve Radyodiagnostik fiziği ile ilgili

güncel konular ele alındı ve tartışıldı.

Gerek geçen yıl gerekse bu yılki toplantıda Radyoterapi fiziği konuşmalarında SRS/SBRT konularının ön plana çıktığını ve bu toplantılarda salonlarda yer bulunamadığını söyleyebilirim. Son yıllardaki SRS/SBRT alanında klinik uygulamaların artması bu konularda bilgi açlığını öne plana çıkarmış görünüyor.

TaskGroup 100 (Method for Evaluating QA Needs in Radiation Therapy) konuşmaları da çok ilgi gösterilen ve tartışılan bir başlıktı. TG 100, önümüzdeki yıllarda yayınlandığında medikal fizik anlayışında farklılıklar yaratacağını düşündüğüm bir yaklaşım.

Sözel sunumlar da çok dikkat çekiciydi. Özellikle yeni teknoloji ve tekniklerle ilgili yapılan çalışmaları, çalışanların kendilerinden dinlemek ve sonrasındaki soru cevap kısımları kaçırılmaması gereken otumlardanandı.

IGRT teknolojilerinin gerek uygulamaları gerekse kalite kontrol prosedürleri ile ilgili başlıklarda ilgimi çeken konular arasında oldu bu yıl.

"Deformable Image Registration" başlığı geçen yılda beri takip ettiğim bir başlık. Klinik kullanım öncesi commissioning ve kalite kontrol sürecini dinleyince yapılması gerekenler gözümü korkuttu.

Bunların dışında medikal fizik eğitimi almış profesyonellere klinik platformlar dışında, kariyer anlamında ışık tutacak oturumlar yapılıyor son birkaç yıldır. Bu yıl **'MBAs for Medical Physicist', 'Administrative Aspects of Medical Physics' ve 'Managements Skills for Medical Physicist'** gibi konular bu anlamda ilgi çeken başlıklar arasında yer aldı.

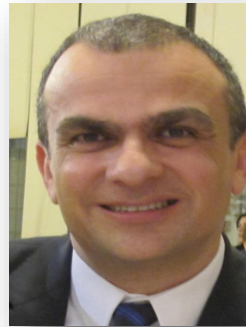
Firmaların sergi salonu kapsamlı organize edilmişti. Stant başında yapılan sunumlar biz fizikçilere yeni teknoloji ve uygulamalar hakkında birinci ağızdan detaylı bilgi edinme şansı verdi.

Son olarak sosyal etkinliklerden bahsetmek isterim. Ülke-

mizdeki kongreler kadar zengin olmamakla birlikte fena değildi. En parlak gece 14 Temmuzda düzenlenen 'AAPM NightOut' gecesi oldu.

Genel anlamda 57. yıllık AAPM toplantısı tatmin edici bir toplantı oldu benim için. Bu toplantılara ne yapıp edip yolunuzu düşürmeye çalışın.

Salih GÜRDALLI



SALİH GÜRDALLI: 1968 yılında Lefkoşa'da doğdu. 1991 yılında İstanbul Teknik Üniversitesinden Fizik Mühendisliği Diplomasını aldı. 1991-1993 yılları arasında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bölümünde Medikal Fizik Yüksek lisansını tamamladı. 2000 yılında da yine aynı bölümden Doktora (Ph.D) unvanını aldı. 1993-2003 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştı. 2003-2008 yılları arasında Arizona-Phoenix'de Arizona Oncology Services isimli Onkoloji gurbunda Senior Medikal Fizikçi olarak göreve yaptı. Bu firmada 2006-2008 yılları arasında Brakiterapi Fiziği bölüm şefi olarak çalıştı. 2008-2010 yılları arasında Arizona Cancer Specialist isimli sağlık gurubunda Medikal Fizik Manager olarak çalıştı. 2010 Mayıs ayından beri BOZLU Holding şirketlerinden MNT Sağlık Hizmetleri A.Ş de Medikal Fizik Müdürü olarak görev yapmaktadır.

57. AAPM TOPLANTISININ ARDINDAN

57. AAPM (Amerikan Medikal Fizik Derneği) kongresi 12-16 Temmuz 2015 tarihinde California'nın Anaheim şehrinde yapıldı. Bu yazıda AAPM'in diğer medikal fizik kongrelerinden gözlemlediğim farklarından bahsetmek istiyorum. AAPM'e her sene sadece Amerika'da çalışan değil bütün dünya genelinden çok

sayıda medikal fizikçi katılmaktadır.

Bu nedenle de bilimsel program oluşturulurken medikal fizikçi ünvanına sahip olup farklı alanlarda çalışan bütün katılımcıların ilgisini çekecek 8 farklı

gruplandırma yapılmıştır.

Bu gruplar; **1. Imaging Track, 2. Therapy Track, 3. Joint Imaging-Therapy Track, 4. Special 3-Day Program on Ultrasound, 5. Educational Course - Imaging Track, 6. Educational Course - Therapy Track, 7. Practical Medical Physics Track, 8. Professional Track** kısımlarından oluşuyordu. Bu bölümlerin her biri kendi salonunda ve kendi programına sahipti.

Çalışma alanımla ilgili olduğu için ben genelde therapy ve joint imaging-therapy oturumlarına katıldım. Joint imaging-therapy kısmında **Adaptive Radiation Therapy, In-Treatment Imaging, Image Registration and Segmentation, Real-time Tumor Tracking and Gating, Novel Applications of MRI in Radiation Therapy, 4D CT and 4D CBCT ve Next Generation IGRT** dikkat çekici oturumlardı. Therapy kısmında ise **Therapy Mash Up: Novel Innovations for Radiotherapy, Nanoparticle Applications, Brachytherapy Applications and Techniques, Novel Delivery Techniques and Devices, Proton Therapy Planning and Bioeffects, Quantifying QA, Devices for Beam Measurement, Patient Specific QA, Preclinical Radiobiology Studies and Technology, Patient Safety and Quality Improvement, Outcomes and Modeling, Brachytherapy and Radiopharmaceuticals, Treatment Planning in External Beam Therapy, Dose Measurements and QA Techniques, Proton Therapy Delivery, Verification and QA ve Treatment Planning and Optimization** dikkat çekici oturumlardı. 2015 yılı için AAPM tarafından belirlenmiş 4 hot topic; 1. Mobile CT Scan-

ner Could Help Diagnose Brain Injury on the Spot, 2. Thermal Brachytherapy May Improve Treatment of Prostate Cancer, 3. Big Data Can Personalize Lung Cancer Therapy, 4. Helping Doctors Adjust Lung Cancer Treatment to Reduce Lung Inflammation idi.

Kongre merkezi çok büyük olduğu için poster ve firma tanıtım alanları çok genişti. **Türkiye'den üç farklı klinikten yapılmış 6 poster bulunmaktaydı.** Exhibition hall de 107 farklı medikal firma ve organizasyonun stantları bulunuyordu. Kongreye katılım çok yüksekti. Toplantılara katılımı artıran en büyük nedenlerden birisi ABD ve pek çok Avrupa ülkesinde uygulanan ve bir gün ülkemizde de uygulanmasını umduğum sertifikasyon programıydı. ABD'de çalıştığınız alana göre ABR sertifikasını üç aşamalı sınavdan geçip alsanız bile bu sertifikanızın devamı içim üç yılda bir 75 kredi tamamlamanız gerekmektedir. Bu kredileri tamamlamak için Amerikalı medikal fizikçiler ilgili oturumlara girmekte ve sunum aralarında sorulan soruların cevaplarını vererek kredilerini tamamlamaktadır. Bu da kongre oturumlardaki katılımcıların sayısını ve aktif dinleyici olma niteliğini artırmaktadır.

Kongrenin sosyal programında ise AAPM Student Night Out, AAPM Awards Ceremony and Reception, Women Physicists Luncheon ve Night Out bulunmaktaydı. Ülkemizdeki kongrelerdeki gibi açılış kokteyli ve gala gecesinin dışında öğrenciler için düzenlenmiş gece ve kadın medikal fizikçilerin öğle yemeği ilgi çekici etkinliklerdi.

Hilal ACAR



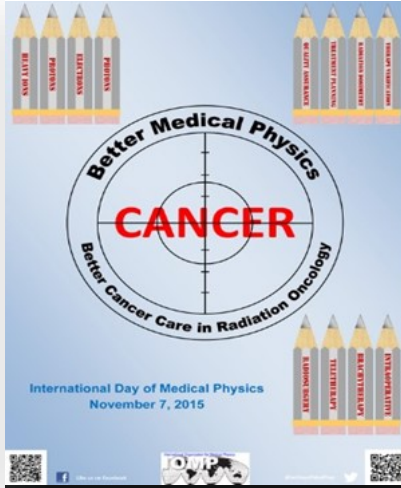
HİLAL ACAR: 10.01.1976 Karaman'da doğdu. İlk orta ve lise eğitimini Ankara'da tamamladı. 1998 yılında ODTÜ fizik öğretmenliği bölümünden mezun oldu. 2002 yılında ODTÜ Fizik bölümü yüksek enerji fiziği ve 2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği programlarında yüksek lisansını tamamladı. 2010 yılında İstanbul Üniversitesi Tıbbi Radyofizik programında doktorasını bitirdi.

Doçentlik unvanını 2015 yılında aldı. İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı başkanı olarak çalışmaktadır.

in Imaging through Medical Physics", "Medikal Fizik Yoluyla Görüntüleme'deki İlerlemeler: Hastanın İçine Bakabiliyoruz" teması ile 2014 yılında kutlandı Medikal Fizikçilerin iyonlaştırıcı radyasyonun yanı sıra insan vücudunun görüntülenmesi için kullanılan iyonlaştırıcı olmayan radyasyon kullanımına yaptığı derin katkıları dikkat çekmek amacıyla böyle bir tema belirlendi. Tıbbi görüntüleme radyasyon kullanımı son yıllarda önemli ölçüde artmıştır. Bu artış sağlık teknolojilerinin yeni uygulamalarda daha güvenli kullanımı, gereksiz veya istenmeyen radyasyon maruziyetinin engellenmesi ve hastalar ve personel risklerin engellenmesini gerektirmektedir. Buda biz medikal fizikçilerin diğer bir özelliğidir. Sağlık alanında radyasyon güvenliği kültürünün desteklenmesi ve uygulanmasında kilit oyuncularından birisidir medikal fizikçi. Bizler aynı zamanda radyasyondan korunma eğitimi ve sağlık profesyonellerinin eğitiminde önemli bir rol oynamaktayız.

7 Kasım 2015 tarihinde 3. Dünya Medikal Fizik Günü "Better Medical Physics = Better Cancer Care in Radiation Oncology" "Daha İyi Medikal Fizikçi = Radyasyon Onkolojisinde Daha İyi Kanser Bakımı" temasıyla kutlandı.

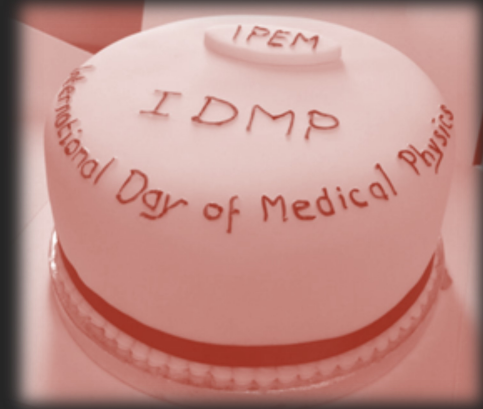
Dünya Medikal Fizik Günü 2015 yılı teması



Medikal fizikçilerin çoğu radyasyon onkolojisinde (radyoterapi) çalışmaktadır ve katkıları radyasyon onkolojisi için çok önemlidir. Bu son derece yetenekli ve eğitilmiş sağlık iş gücü çağımızın en karmaşık donanımların kullanımı sağladıkları için medikal fizikçilerin bu son derece önemli katkısının küresel dünyanın dikkatini çekmesi için böyle bir tema seçilmiştir. Medikal fizik, hastalığın tanı ve tedavisine fizik biliminin ilkelerinin uygulanması ve yöntemi konusunda uzmanlaşmış bir meslektir. Radyasyon Onkolojisinde medikal fizikçi rolü çeşitli ve dinamiktir. Cihaz kalite güvencesi, hasta kalite güvencesi ve radyasyon güvenliği: medikal fizikçilerin radyasyon onkolojisinde oynadığı rolü göstermek için kullanılan üç ana konudur. Medikal fizikçi; radyasyon onkoloğu, dozimetristler, teknikerler, hastalar, hemşireler ve klinik yöneticileri ile etkileşime girerek daha iyi kanser bakım sürecine her yönüyle katkıda bulunur.

Ülkemizde bu özel güne daha çok önem verilmesi dileğiyle tüm Medikal Fizik camiasının 7 Kasım 2016 Dünya Medikal Fizik Günü'nü şimdiden kutluyorum.

Dinçer YEĞEN



DİNÇER YEĞEN: 10 Kasım 1974 Karabük'te doğdu. İlk, orta, lise ve üniversite eğitimini Ankara'da tamamladı. Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü mezunudur. Yüksek Lisansını Abant İzzet Baysal Üniversitesinde yaptı. Doktora aynı üniversitede devam etmektedir. 2007 yılından beri Sağlık Bakanlığında Medikal Fizik Mühendisi olarak çalışmaktadır. Sağlık Bakanlığında Proton Tedavi Komisyonu, Radyasyon Güvenliği Komisyonu, Radyasyon Onkolojisi Komisyonu ve Sağlık Fizikçisi Komisyonlarında görev almaktadır



AYIN KLİNİĞİ : HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ

1967 yılında Radyoloji Bölümüne bağlı olarak kurulan Radyoterapi Ünitesi 1991 yılında Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı olmuştur. 1993 yılından itibaren Hacettepe Üniversitesi Kanser Hastanesi'nin -1. ve -2. katlarında 2500 metrekarelik bir alanda faaliyet göstermektedir.

Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr. Gökhan Özyiğit'in anabilim dalı ve eğitim programları hakkındaki görüşleri şu şekildedir:

"Anabilim dalımız radyasyon onkolojisi alanında ülkemizin önde gelen kurumlarından biridir. Tıpta Uzmanlık eğitimi tamamlayan mezunlarımızdan birçoğu ülkemizin çeşitli üniversitelerinde öğretim üyesi olarak çalışmakta, radyoterapi fiziği yüksek lisans programını tamamlayan mezunlarımız da benzer şekilde ülkemizin birçok köşesinde gerek kamuda gerekse özel sektörde hizmet vermektedir. Ön lisans programlarımızdan ise her yıl 25-30 radyoterapi teknikeri mezun etmekteyiz. Anabilim dalımız "daha ileriye, en iyiye" prensibi çerçevesinde gerek yetiştirdiği üstün nitelikli mezunları gerekse uluslararası çalışmalarla ülkeye ve insanlığa hizmetlerini sürdürecektir."

Eğitim Programları ve Araştırma Olanakları

Radyasyon Onkolojisi Tıpta Uzmanlık Programı:

Bu programda uzman adaylarına radyasyon fiziği, radyobiyoloji ve klinik onkoloji konusunda eğitim verilmektedir. Dört yıllık eğitimin sonunda uzman doktorun ileri düzeyde radyasyon ve klinik onkoloji nosyonuna sahip, radyobiyoloji ve radyoterapi fiziği konusunda bilgili ve akademik açıdan gelişmiş olması hedeflenmektedir.

rarası düzeyde radyoterapi fiziği uzmanı olma becerisi ve yetkinliği kazanması; (c) Radyoterapi fiziği alanında bilgiyi arama ve ulaştığı bilgiyi yorumlama ve kullanabilme becerisine kavuşması hedeflenmektedir. Yüksek Lisans programına Fizik Lisans, Fizik Mühendisliği, Nükleer Enerji Mühendisliği ve diğer ilgili bölüm mezunları katılabilmektedir. Doktora programına ise bu programda alacakları eğitime temel oluşturacak ilgili yüksek lisans programı mezunları başvurabilmektedir. Bugün itibarı ile lisansüstü programlarında 8 doktora ve 16 yüksek lisans öğrencisi, ders ve tez dönemlerinde, aktif olarak eğitimlerine devam etmektedir. Şu ana kadar yüksek lisans programı 40 radyoterapi fizikçisi mezunu vermiştir.

Fiz.Yük.Müh. Gülay Güray (2013 yılı mezunu):

"Öğrenci gözüyle baktığımız zaman 2010-2013 yılları arasında Radyoterapi Fiziği alanında yüksek lisans eğitim süresince kendimizi geliştirebilmemiz için sayın hocalarımız tüm bilgilerini bizle paylaşarak, mesleğimizin tüm inceliklerini öğreterek, mükemmel bir eğitim ortamı sağladılar. Ekip çalışmasının önemini vurgulayarak, dışarıda karşılaşabileceğimiz zorluklar konusunda bilgilendirdiler. Bir sonraki adımı bizden önce düşünerek ufkumuzu genişletebilme imkanını sundular. Ayrıca geniş bir cihaz parkuruna sahip bir bölüm olmasından dolayı tüm cihazlarla ve tüm dozimetrik ekipmanlarıyla çalışabilme imkanını sundular. Haftalık yapılan makale saatleri sayesinde okumaya ve öğrenmeye teşvik ederek, mesleğin tüm ayrıntılarını bizle paylaşarak verdikleri eğitim sayesinde, meslek hayatına atılırken kendinden emin bir duruş sergilememize olanak sağladıkları için Hacettepe'de öğrenci olmak bir ayrıcalıktır."

Radyoterapi Teknikerliği Ön Lisans Programı:

Programın hedefi radyasyon onkologlarına yardımcı olabilecek ve radyasyon onkolojisi merkezlerinde çalışabilecek nitelikte sağlık teknikeri yetiştirmektir. Adaylar sağlık meslek liselerinden sınavsız giriş sistemi ile kabul edilmektedir. Ayrıca Bologna süreci kapsamında Tıp fakültesi dönem 5 öğrencileri anabilim dalımızda 3 haftalık klinik staj yapmaktadır. Dönem 6 öğrencileri 4 haftalık seçmeli staj olarak bölümde çalışmakta, onkoloji hastalarında radyoterapi endikasyonları,



Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans ve Doktora Programları:

Prof.Dr. Fadıl Akyol'un eğitim koordinatörü olduğu bu programlarda lisansüstü öğrencilerin (a) Radyoterapi uygulamalarının fizik yönünün yanı sıra radyasyon onkolojisi ve genel onkoloji prensiplerini öğrenmesi ve benimsemesi; (b) Ulusla-



radyasyonun etkileri ve radyoterapi alan hastaların takibi konusunda bilgilenmektedir. Dönem 1'de ise seçmeli ders olarak radyasyon onkolojisi eğitimi verilmektedir.

Bilimsel Projeler

Şu anda anabilim dalında biri 1001 olmak üzere 3 TÜBİTAK projesi ile birlikte toplam 7 ulusal proje aktif olarak yürütül-

mektedir.

Cihaz Parkı

Anabilim Dalı'nda hem gelişmiş eksternal tedavi hem de brakiterapi olanakları bulunmaktadır. Eksternal tedaviler için toplam 5 cihaz kullanılmaktadır. Konvansiyonel ve yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavilerinde kullanılan iki adet **Varian Clinac DHX High Performance cihazı** yanında **Elekta Synergy lineer hızlandırıcı** bulunmaktadır. Bu cihazlarda 6MV, 18MV foton demetleri ve 6 farklı elektron enerji seçenekleri ile tedavi uygulanabilmektedir.

Stereotaktik radyocerrahi ve radyoterapi uygulamalarında ise **Cyberknife Robotik Radyocerrahi Sistemi** ve **Brainlab Novalis lineer hızlandırıcısı** kullanılmaktadır. Yüksek uzaysal duyarlılık ve doğrulukta tedavi olanağı sağlayan bu cihazlardan Cyberknife SRS cihazı demeti şekillendirmek için 5 mm'den 60 mm'e kadar 12 kon kullanırken Novalis mikroMLC'lerle tedavi etmektedir. Bu cihazda kon seçeneği de bulunmaktadır.

Brakiterapi uygulamalarında **Gammamed Plus iX Brakiterapi HDR Sistemi** kullanılmaktadır. Bu cihaz Ir-192 radyoaktif kaynağını kullanarak yüksek doz hızı elde ederek brakiterapi endikasyonu olan hastalar gününbirlik tedavi edilebilmektedir. Üç boyutlu olarak hazırlanan planlarla hem hedef hacmin aldığı doz hem de kiritik organların maruz kaldığı dozlar çok daha doğru bir şekilde hesaplanabilmektedir.

Bölümde tedavi simülatörü olarak **GE™ Hi-Speed NX/I BT Simülatörü** ve **Varian Acuity Konvansiyonel Dijital Simülatör** cihazı bulunmaktadır.

Elektron ve Foton Dozimetri Sistemleri: Geniş bir dozimetri paketine sahip olan bölüm envanterinde; •iki adet su fantomu ve sistemi •katı fantomlar •Marcus ve advanced Marcus iyon odaları •0.6 cc iyon odaları •TLD ve okuyucu sistemi •nanoDot OSL ve okuyucu sistemi •0.015 cc pinpoint iyon odaları •Diamond dedektör •MikroDiamond dedektör •in-vivo diode dedektörler •Diode SRS dedektörler •Roos iyon odaları •PTW 2-D Array 729 sistemleri •DAVID in-vivo dedektör sistemleri bulunmaktadır. Bu dozimetrik ekipman çeşitliliğiyle standart ölçümler yanında yüksek uzaysal çözünürlük gerektiren küçük alan dozimetrikleri ve diğer yüksek doz gradientli alanların ölçümleri de doğru (accurate) ve kesin (precise) bir şekilde gerçekleştirme olanağı vardır.

Mete YEĞİNER, Gülay GÜRAY

ÖĞRETİM ÜYELERİ

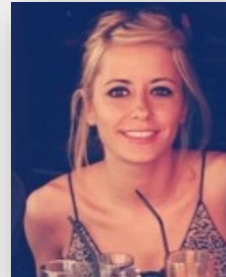
Prof.Dr. Gökhan Özyiğit-ANABİLİM DALI BAŞKANI
Prof.Dr. Fadıl Akyol
Prof.Dr. Faruk Zorlu
Prof.Dr. Murat Gürkaynak
Prof.Dr. Ferah Yıldız
Prof.Dr. Mustafa Cengiz
Doç.Dr. Gözde Yazıcı
Doç.Dr. Pervin Hürmüz
Doç.Dr. Melis Gültekin
Yrd.Doç.Dr. Mete Yeğiner

MEDİKAL FİZİK UZMANLARI

Fiz.Yük.Müh. Ali Doğan
Fiz.Yük.Müh. Demet Yıldız
Fiz.Yük.Müh. Talip Yolcu
Fiz.Yük.Müh. Gözde Dügel İmran
Fiz.Yük.Müh. Bülent Ünlü
Fiz.Yük.Müh. Fatih Biltekin
Fiz.Yük.Müh. Yağız Yedekçi
Fiz.Yük.Müh. Hüseyin Kıvanç



METE YEĞİNER: İstanbul Atatürk Fen Lisesi'nden 1993 yılında mezun oldu. Lisans eğitimini Boğaziçi Üniversitesi Fizik Bölümü'nde tamamladı. Yüksek lisans ve doktora derecelerini "Classification of lung sounds using wavelet-based neural networks (Solunum seslerinin dalgacık tabanlı sinir ağları ile sınıflandırılması)" ve "Modeling and clustering analysis of pulmonary crackles (Solunum sesi çıtırtılarının modellenmesi ve öbekleme analizi)" isimli tezleriyle Boğaziçi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü'nden sırasıyla 2002 ve 2008 yıllarında aldı. Lisansüstü eğitimi sırasında, 2000-2008 yılları arasında, Boğaziçi Üniversitesi Solunum Sesleri Laboratuvarı'nda araştırma görevlisi olarak çalıştı. Doktora sonrası University of Illinois at Chicago Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Postdoctoral Research Associate olarak "Total marrow irradiation with IMRT and VMAT techniques" konusu üzerine 2 yılı aşkın süre çalıştı. Bu sırada Linak tabanlı tüm kemik iliği ışınlaması'nın dünyada ilk defa klinik olarak uygulaması çalışmaları içinde bulundu. 2012-2013 yılları arası öğretim görevlisi, 2013 yılı başından itibaren ise yardımcı doçent olarak Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda çalışmaktadır.



GÜLAY GÜRAY: Yüksek lisans eğitimini Hacettepe Üniversitesi, Radyoterapi Fiziği "Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde yapılarak hareketlerinin tekrarlanabilirliğinin DAVID In-Vivo Dozimetrik Sistemi ile incelenmesi" isimli teziyle 2013 yılında tamamladı. Eğitim süresinde Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisinde Medikal Fizikçi olarak çalıştı. 2013 yılından itibaren Meditel Şirketinde Tomotherapy, PTW cihazlarının eğitim sorumlusu (Medikal Fizik Uzmanı) olarak devam etmektedir.

Esra Küçükorkoç -Tamer Başer : Abdullah Zararsız kimdir? Bize biraz kendinizden bahseder misiniz?

Abdullah Zararsız : Tarsusluyum, Tarsus Lisesi'ni bitirdikten sonra Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nü 1980 yılında bitirdim. Aynı yıl İnönü Üniversitesi Temel Bilimler Fakültesi'nde Araştırma Görevlisi olarak göreve başladım. 1983'te yüksek mühendisliği, 1988'de Atom ve Molekül Fiziği Anabilim dalında doktora tamamladım. 1983 yılına kadar İnönü Üniversitesi'nde görev yaptıktan sonra, TAEK'e geçiş yaptım. TAEK'te merkez müdür yardımcılığı ve bölüm başkanlığı görevlerinde bulundum. Ankara ve Sarayköy'deki Nükleer Araştırma Eğitim Merkezleri'nde çalıştım, hala Sarayköy'deki Araştırma ve Eğitim Merkezi'nde, Radyoaktivite ve Antik Ölçümü Bölümü'nde görev yapmaktayım. Evli ve iki çocuk babasıyım.

E.K.-T.B.: Kaç yıldır FMO'nun başkanısınız?

A.Z.: Aslında biz buna odacılık diyoruz, odacılığa 1996 yılında başladık. O zaman Ali Alat odanın Yönetim Kurulu Başkanıydı. Ali bey 3 dönem başkanlık yaptıktan sonra, 2002 yılında yapılan genel kurulda Başkan oldum ve o zamandan bu yana görevime devam ediyorum.

E.K.-T.B.: Fizik mühendisleri odasının (FMO) görev ve sorumlulukları nelerdir? Kısaca bahsedebilir misiniz?

A.Z.: FMO 6235 sayılı yasayla kurulmuş, Türk Mimarlar ve Mühendisler Odaları Birliği'ne bağlı, Tüzel kişiliği olan bir meslek odasıdır. Meslek odasının dernekten farklı olarak ayrı bir sorumluluğu vardır. Yasayla kurulmuş, kamu kurumu niteliğinde bir kuruluştur. Burada meslektaşlar arasındaki işbirliğini geliştirmek, meslekle ilgili alanlarda diğer kuruluşlarla işbirliği yapmak, meslektaşları çalıştıkları alanlarla ilgili yeni gelişmeler hakkında bilgilendirmek, ilgili kamu kuruluşları ile işbirliği içerisinde ortak çalışmalar yapmak ve meslek alanlarıyla ilgili sempozyum, kongre türü çalışmalar düzenlemek gibi sorumluluklarımız var, ama esas olarak meslektaşların haklarını korumak olduğunu söyleyebilirim.

E.K.-T.B.: Peki gençlerle iletişiminiz nasıl? Gençler odanızda aktif olarak görev alıyorlar mı?

A.Z.: Aslında TMMOB ana yönetmeliği değiştirilerek "Öğrenci Üyelik" diye bir tanım getirdi. Biz de FMO olarak yö-

netmelik değişimine giderek Öğrenci Üyeliliği başlattık. Yaklaşık 8 yıldır öğrencileri mesleği tanımaları ve meslektaşlarının hangi alanlarda neler yaptıklarını görmeleri amacıyla FMO'ya kabul ediyoruz. Aslında bizim için önemli bir adım oldu, çok fazla bölümümüz yok, Gaziantep Üniversitesi, Hacettepe, İstanbul Teknik ve Ankara Üniversitesi'nde bölümümüz var, bir de Gümüşhane'de Medeniyet Üniversitesi'nde Bölüm açıldı ama henüz öğrenci alınmadı. Yaptığımız son istatistiklere göre yılda yaklaşık 250 öğrenci alınmakta ve 4 yıl sonunda üniversitelerden 120 civarında mezun verilmektedir. Bu öğrenciler için öğrenci kurultayı oluşturduk, Foça'da şimdiye kadar iki defa, masraflarını %90'a kadar bizim karşıladığımız yaz kampları yaptık. Gerek burada gerek kendi üniversitelerinde kalite yönetim sistemi, optik, aydınlatma konularında bazı eğitimler veriyoruz.

Şubat ayında yine bir etkinlik yapacağız. Bizim öğrencilik yıllarımızda böyle eğitimler yoktu, hatta FMO'dan bile habersizdik. Öğrencilerimiz için bir farkındalık yaratmayı çok istiyoruz, fakat buradan şunu da belirtmek isterim ki öğrencilerimizden belki derslerin zorluğundan dolayı, belki de hayattaki başka mücadelelerinden dolayı çok da iyi geri dönüşler alamıyoruz, belki biz de iyi duyuramıyor olabiliriz. Ama

bu etkinliklere devam etmek zorundayız, onları odaya kazandırmalıyız, çünkü gelecekte bu odayı yönetecek ve mesleğe sahip çıkacak olanlar onlar.

E.K.-T.B.: Kimler FMO'ya üye olabilir?

A.Z.: 1954 yılında TMMOB kurulduğunda toplamda 10 tane oda vardı, yani Türkiye'de 10 tane mühendislik dalı vardı. Şu anda 106 tane mühendislik disiplini var. Özel üniversitelerin açılmasıyla öğrencileri cezbetmek için eskiden sadece ders adı olan gri alanlar doldurularak, mühendislik disiplini haline getirildi. TMMOB da buna uygun olarak oda sayısını arttırdı, fakat 106'ya çıkmasına imkan yok. Şu anda 24 oda var, dolayısıyla bazı odalarda farklı mühendislik dalları bir arada bulunuyor. FMO 1970 yılında Elektrik Mühendisleri Odasından ayrılarak kuruldu ve üyeleri arasında Fizik Mühendisleri, Nükleer Enerji Mühendisleri ve Matematik Mühendisleri bulunmaktadır.

E.K.-T.B.: Aslında bir sonraki sorumuz FMO üyeleri arasında neden Nükleer Enerji ve Matematik Mühendislerinin de bulunduğuydü. Bu soruya da cevap vermiş oldunuz. FMO



olarak diğer Sivil Toplum Kuruluşları ile ilişkileriniz nasıl?

A.Z.: FMO olarak diğer odalarla ilişkilerimiz oldukça güçlü. Medikal Fizik Derneği gibi içerisinde bizim de üyelerimizin olduğu bazı dernekler var. Ben bu işe 1996 yılında başladım fakat bizden önceki yönetim kurulları Medikal Fizik Derneği ile birlikte çalışmaya başlamış. Özellikle bu konuda Gönül Buyan'ın çok büyük katkıları olmuştur. İletişim içerisinde olduğumuz bir diğer dernek de Radyasyondan Korunma Uzmanları Derneği'dir. Mümkün olduğunca bu derneklerin çalışmalarına katkıda bulunmaya çalışıyoruz. Bunların dışında Uygulamalı Matematikçiler Derneği de birlikte çalıştığımız dernekler arasındadır.

E.K.-T.B.: Görev süreniz boyunca FMO olarak medikal fizik alanına yaptığınız destek ve teşvikler nelerdir?



A.Z.: Ülkemizde periyodik kongre yapmanın, yaşayan biri olarak, oldukça zor olduğunu biliyorum. Medikal Fizik Derneği iki yılda bir kongre düzenleyerek bunu başarıyor. Bende çoğunlukla bu kongrelere katılıyorum. Oda olarak bu kongrelere maddi-manevi destek olmaya çalışıyoruz. Benden önceki

yönetim kurulundaki arkadaşlar, tedavi amaçlı kullanılan cihazlara Kalite Uygunluk Belgesi (KUB) verilme prosedürünü geliştirmiş. TAEK radyasyondan korunma ve radyoterapi yönetmeliği kapsamında bu belge istenmektedir.

E.K.-T.B.: Radyasyon onkolojisinde kullanılan yüksek teknolojiye sahip cihazların çoğunluğu yurt dışından birçok testten geçirilerek ülkemize getiriliyor. Kurulumdan sonra ise yine pek çok kabul testleri yapılıyor. Bütün bunlardan sonra bu cihazların KUB verilmesi için ayrıca testlere tabii tutulma sebebi nedir?

A.Z.: Radyoterapi cihazları ile hastalara çok yüksek dozlar verilmekte. Bu dozların mutlaka planlana ve belirlenen noktalara verilmesi gerekmektedir. Burada yapılacak küçük hata veya cihazdan gelebilecek çok az da olsa sistematik bir hata sağlam organların fazla doz almasına sebep olabilir. Kişilerin yapabileceği hatalar eğitim ile giderilebilir ama cihazdan gelebilecek bir hatanın mutlaka önceden yapılacak testler ile giderilmesi gerekmektedir. Cihazlar ilk yapıldığında tüm testleri olumlu olabilir. Ancak de monte olup tekrar kurulduğunda bu testlerin mutlaka yapılması gerekmektedir. Bu testleri performans testleriyle karşılaştırmamak gerekmektedir.

TAEK Radyasyon Korunma ve Radyoterapi yönetmeliğinde KUB testlerinin yapılması veya yetkilendirilen kuruluş tarafından yapılması şeklinde ifade edilmiştir. Bunun TAEK tarafından yapılması yerine bağımsız, konuda uzman ve kamu yararına görev yapan bir kuruluşun yapmasının daha doğru olacağı değerlendirilmektedir. Bu kapsamda FMO olarak Medikal Fizik Komisyonu organizasyonunda ve değerlendirmesi kapsamında 1996 yılından beri bu testler uzmanlarımız marifetiyle titiz bir şekilde yapmaktadır.

E.K.-T.B.: KUB testleri genellikle bölüme ait ekipmanlarla (iyon odası, fantom vs.) yapılmakta. Bu testlerin FMO'ya ait bağımsız ekipmanlarla yapılmasına nasıl bakıyorsunuz? Bu yönde bir çalışmanız var mı?

A.Z.: Bu konuyu aslında biz daha önce konuşup tartıştık. Biliyorsunuz bu ekipmanlar sıcaklık-basınçtan bile etkilenen çok hassas ekipmanlar. Dolayısıyla biz bunların bir yerden bir yere taşınmasının güç olduğuna karar verdik. Bu nedenle KUB için başvuru yapan kurumlara, kullanılacak cihaz ve ekipmanların kalibrasyonlarının yapılmış olması gerektiğini iletiyoruz. İdeali sizin söylediğiniz şekilde olsa da, bir su fantomunun buradan mesela Erzurum'a götürülmesi oldukça zor olduğundan, kurumların kendilerine ait TAEK sertifikalı ekipmanlarını kullanmak durumundayız.

E.K.-T.B.: KUB hazırlanış prosedürü nasıldır?

A.Z.: KUB'u en çok faaliyet gösteren komisyonlarından biri olan Medikal Fizik Komisyonu ile birlikte hazırlıyoruz. Hızla değişen teknoloji ile birlikte çok farklı cihazlar üretilmekte ve bu cihazların ISO vb. standartları olmadığı için, bu cihazlara uygun testler; IAEA, ICRP ve IPEM'in tavsiye ve teknik raporları doğrultusunda hazırlanıyor.

E.K.-T.B.: KUB testlerinde kimler görevlendirilmekte ve görev sıralaması nasıl yapılmaktadır? Bununla ilgili bir usul ve protokolünüz var mıdır?

A.Z.: Tabii ki bir bilirkişi yönetmeliğimiz var. Bilirkişi yönetmeliğinde bu kişilerin sahip olması gereken özellikler belirtilmiştir. Bu özelliklere göre kişilerin, oda üyesi olup yükümlülüklerini yerine getirmesi, mesleğinde en az beş yıllık deneyime sahip olması, lisans alma yetkisine sahip olması gerekmektedir. Odamız çatısı altında, bu şartlara uygun 45 uzmanımız bulunmakta. Fakat görevlendirmeler, bu kişilerin uzmanlaşmış olduğu cihazlar göz önünde bulundurularak yapılıyor. Önceleri iki ayı bulabilen KUB süreci, yapılan yeni düzenlemelerle 10 güne kadar indirilebilmiş durumdadır. Eskiden çoğu radyoterapi kliniği devlet bünyesindeydi, şimdi özel sektörün de devreye girmesi ile hızla hasta alımına başlanması için KUB işlemlerinin en hızlı şekilde tamamlanması gerekiyor. Görevlendirilecek arkadaşların seçiminde uzmanlaştığı cihazlar ve gittikleri görev sayısı gibi bir takım istatistikler söz konusudur. Komisyon başkanımız Bahar Dirican, uygun arkadaşları bizzat telefonla arayarak bu süreci

hızlandırmayı amaçlamaktadır. Bu gerçekten zor bir iş, Medikal Fizik Komisyonumuzdaki arkadaşların bu işi adil bir şekilde yaptığına inanıyorum. Görev alan bu arkadaşların en büyük özelliklerinden biri de gittikleri yerde, işlerin doğru şekilde ilerlemesi için iş sırasında teorik eğitim de vermeleridir, bunun için 5 yıllık klinik deneyim önemli bir noktadır.

E.K.-T.B.: Türkiye'ye ilk kez kurulacak olan cihazlar için yapılacak KUB testlerinin hazırlanma prosedürü nedir? Nasıl ve kimler hazırlıyor? Ne gibi bir çalışma yürütülüyor?

A.Z.: Bu iş için yine Medikal Fizik Komisyonumuz görev alıyor. Üretici firma ile iletişime geçilerek ve IAEA, IPEM vb. kuruluşların raporları doğrultusunda cihazın performans testleri ile ilgili dokümanlar, bu konularda hazırlanmış makale ve yayınlar araştırılarak, test belgeleri hazırlanıyor.

E.K.-T.B.: Kalite uygunluk belgelerinin revizyonunda kullanılan yöntem nedir?

A.Z.: Belli bir süre içerisinde cihazlarda değişiklik veya yeni gelişmeler olması durumunda uzmanlardan gelen bilgilendirme veya Medikal Fizik Komisyonumuz tarafından belirlenen bu durumlar göz önüne alınarak cihaza ait gerekli yeni ölçüm parametreleri belirlenerek, ilgili KUB formu revize edilir

E.K.-T.B.: Gelişen teknoloji ile birlikte farklı markalar, farklı özelliklerde (FFF, HD-MLC'ler, vs.) cihazlar üretiyor. Siz bu farklılıklara nasıl ayak uyduruyorsunuz?

A.Z.: Bu konuda yetmişmiş Medikal Fizik uzmanlarımızdan, cihaz üretici firmalardan alınan bilgilerden, ilgili bilimsel makalelerden ve en son olarak Medikal Fizik Komisyonu tarafından bu süreci takip ediyoruz.

E.K.-T.B.: Cihazlarımızın doğru çalışmasını sağlamak kadar önemli olan bir diğer konu da bu cihazların tedavi planlama sisteminde (TPS) doğru şekilde modellenmesidir. TPS kontrolü hakkında bir çalışmanız var mı?

A.Z.: Bu konuyu daha önce çok tartıştık, kurumların kullandıkları TPS'ler birbirinden farklılık gösterdiği için dışarıdan müdahalenin zor olacağını düşünüyoruz. Öncelikle TAEK ve Sağlık Bakanlığı'nın bize TPS'nin de kontrolleri yapılmalı demesi gerekiyor. Konunun önemli olduğunun bilincinde olmakla beraber Sağlık Bakanlığı'ndaki işleyiş nedeniyle konuda ilerleme kaydetmekte zorlanıyoruz.

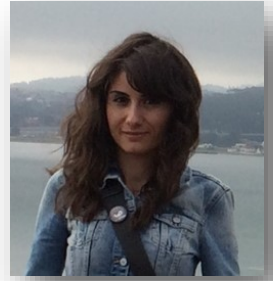
E.K.-T.B.: Sorularımız bu kadardı, zaman ayırdığınız ve misafirperverliğiniz için çok teşekkür ederiz.

A.Z.: Ben teşekkür ediyorum, Medikal Fizik Derneği çok başarılı işler yapıyor, yeni yönetim kurulunuza da başarılar dilerim. FMO bazı etkinliklerini sizlerin büyük katkısıyla düzenlemekte, biz de sizler için elimizden geleni yapıyoruz. FMO olarak her zaman sizlerle birlikteyiz.

Nadir KÜÇÜK, Esra KÜÇÜKMORKOÇ,

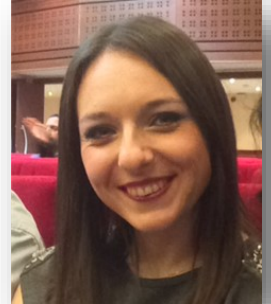
Mine DOYURAN , Tamer BAŞER

ESRA KÜÇÜKMORKOÇ: 2009 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Fizik Bölümünü tamamladıktan sonra 2010 yılında Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına başlayıp bu programdan 2012 yılında mezun oldu. 2013 yılında Medipol Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak göreve başladı. Halen burada görevine devam etmektedir.



TAMER BAŞER: 2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünü bitirdi. Bu tarihten itibaren Radyoterapi ve Radyoloji Bölümlerinde kullanılan Medikal Cihazların işleriyle ilgili çeşitli görevler aldı. 2008 yılında Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına başlayıp 2011 yılında mezun oldu. 2007-2015 yılları arasında Radontek firmasında sırasıyla CyberKnife Mühendisi ve Medikal Fizik Müdürü olarak görevler aldı. 2015 yılında Ankara Memorial Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Medikal Fizik Sorumlusu olarak göreve başlayıp halen devam etmektedir.

MİNE DOYURAN: İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümünü 2010 yılında bitirip, aynı yıl Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına başladı. 2012'de mezun olup, 2013 yılında Aynı üniversitede öğretim görevlisi olarak göreve başladı. 2014 yılında bu görevinden ayrılarak halen çalıştığı Medipol Üniversitesi Hastanesi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev almaktadır.



NADİR KÜÇÜK: 1974 yılında İstanbul'da doğan Nadir KÜÇÜK 2000 yılında İstanbul Üniversitesi Çapa Onkoloji Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik yüksek lisans programını bitirmiştir. 1996-2005 yılları arasında Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi'nde, 2005-2014 yılları arasında Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi'nde görev yapmıştır. 2014 yılı başında Medipol Üniversitesi Hastanesi'nde göreve başlamış olup halen burada devam etmektedir.

AYIN RAPORU: AAPM TASK GROUP 71

Monitor Unit Calculations for External Photon and Electron Beams: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71

AAPM TG71, 2014 yılı Mart ayında mesleğimizle ilgili en son raporu olan RPT 258'i yayınladı. Rapor radyoterapide kalite kontrolünün en temel ögesi olan MU hesaplamasındaki belirsizlikleri ortadan kaldırmak, hem foton hem de elektronlarda MU hesabına bir formalizm getirmek için hazırlanmıştır.

MU hesabının tüm ayrıntıları ile incelendiği raporda, tüm radyoterapi sürecince ICRU tavsiyesi olan dozun %5 doğruluk içinde kalmasının önemi ve tedavinin başarısını doğrudan etkileyeceğinden, elle veya tedavi planlamasında hesaplanan MU değerlerinin kontrol edilmesi gerekliliği vurgulanmaktadır. Raporda MU hesabı konusunda sadece alışıktığımız konformal radyoterapi değil IMRT için de öneriler ve örnekler yer almaktadır.

Biz de dergimizin ilk sayısında radyoterapinin en temel ögesi olan MU hesabının tüm detaylarıyla incelendiği bu raporun bize önerdiklerini klinik pratikte kullanabileceğimiz şekilde özetleyerek sizinle paylaşmak istedik. Yazı ile ilgili tüm katkılarınızı bir sonraki sayıda tartışmak üzere [medfizonline@gmail](mailto:medfizonline@gmail.com) mail adresine gönderebilirsiniz.

Daha önceki yıllarda elle hesaplanan MU değerinde, cihazın kabul ölçümleri sırasında su fantomu ile yapılan ölçümler kullanılırdı. Dolayısıyla hasta için tedavi MU değeri, hastanın düz geometrik konturlu ve homojen bir yapı varsayımı ile hesaplanırdı. Tedavi planlama sistemlerinin (TPS) gelişmesi ile sadece iki boyutta saçılımı ve hastanın dış konturu dikkate alınarak MU hesaplamasında doğruluk artırılmasına karşın heterojenite düzeltilmesi dikkate alınmıyordu. Günümüzde görüntü tabanlı planlama sistemleri ve gelişmiş hesaplama algoritmaları kullanılarak TPS'lerde MU hesaplanmasına karşın TG40 ve TG114'ün hazırladıkları raporlarda MU hesabının ayrı bir program ile doğrulanması tavsiye edilmektedir. Bunun yanı sıra MU değerinin elle hesaplanmasında birçok yöntem olduğundan ve bu yöntemlerin uygulanmasında klinik farklılıklar oluşmasından dolayı raporda bu farklılıkların da hataya sebep olacağı belirtiliyor. Raporda vurgulanan en önemli nokta referans şartlarda MU başına dozun (D_0) 1 cGy/MU olmasına gerek olmadığı yani MU formülasyonunun klinik olarak seçilen normalizasyon şartlarının referans şartlardan farklı olması durumunda da kullanılabileceğidir. Bu nedenle eğer cihaz kabul testlerinde cihazınızı nasıl kalibre etmiş olsanız da MU formülünü uyarlayarak planlama sisteminizin hesapladığı MU hesabını kolayca kontrol edebilirsiniz.

En temel ve tüm parametreleri içerecek şekliyle hepimizin bildiği gibi, foton demetleri için izosentrik (Denk 1) ve non-izosentrik (Denk 2) tekniğe göre MU formülü aşağıdaki gibidir:

Denk (1):

$$MU = \frac{D \cdot 100\%}{D'_0 \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot PDD_N(d, r, SSD) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \cdot \left(\frac{SSD_0 + d_0}{SSD + d_0} \right)^2}$$

Denk (2):

$$MU = \frac{D}{D'_0 \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \cdot \left(\frac{SSD_0 + d_0}{SSD} \right)^2}$$

1. Alan Boyutu Tanımı

Denk (1) ve Denk (2)'de görüldüğü üzere çoğu parametre gerek kolimatörden gerekse fantomdan saçılan radyasyondan dolayı alan boyutuna bağlıdır. Formüldeki alan boyutu, düzensiz ve/veya kare olmayan alanlarda kare eşdeğer alan hesaplaması ile belirlenir. Bu nedenle planlama sisteminde kare eşdeğer hesabının nasıl yapıldığı, blok etkisinin ve heterojenite etkisinin kare eşdeğer alanda nasıl hesaplandığı bilinmelidir.

S_c değeri alan boyutuna, cihazın kolimasyon sisteminden (Jaw ve MLC) saçılmasına bağlıdır. Farklı alan boyutunda S_c değerini belirlemek için önce kare eşdeğer (r_c) alan bulunmalıdır. Burada dikkat edilmesi gereken $5 \times 40 \text{ cm}^2$ ile $40 \times 5 \text{ cm}^2$ alan eşdeğerleri aynı olmasına rağmen saçılmanın farklı olacaktır. Bu nedenle S_c hesaplanırken kolimatör exchange faktörü dikkate alınmalıdır. Bu etki cihaza ve kafa yapısına göre değişmesine rağmen genelde $< 2\%$ dir. Rapora göre kolimatör saçılmasına katkı yapan MLC'ler farklı cihazlardaki konumlarına göre farklı değerde etki edebilirler.

Hasta cildinden saçılmaya bağlı olan S_p değerini belirlerken alan boyutu (r_d) kolimatör alan açıklığının hastada hesaplanacak noktaya göre projeksiyonun yapılması durumunda kare eşdeğer alan yaklaşımı kullanılabilir.

İzosentrik teknikte TPR için kare eşdeğer alan, hasta cildindeki alan boyutunun hesaplanacak noktadaki projeksiyonu kullanılarak hesaplanırken SSD tekniğinde PDD_N kare eşdeğer alan hasta cildindeki alan boyutu kullanılarak hesaplanır.

2. Radyolojik Derinlik Belirlenmesi:

Denk (1) ve Denk (2) ile MU hesaplarken dozun homojen bir fantomda ölçüldüğü yaklaşımı yapılır. Ancak hasta homojen olmadığından farklı heterojenitelere göre düzeltme faktörü kullanılmalıdır. Raporda en sık kullanılan TAR/RTAR ve Batho metotları ile radyolojik derinlik belirleme ve bununla hesaplanacak CF heterojenite faktöründe basitçe anlatılmaktadır.

3. Elektron Demetleri için MU Hesabı:

AAPM TG 70 elektron demetleri için Out-put faktörünü Denk (3)'daki gibi tanımlar.

Denk (3):

$$S_e(r_a, SSD) = \frac{D/MU(d_m(r_a), r_a, SSD)}{D/MU(d_m(r_0), r_0, SSD_0)} \\ = \frac{D'(d_m(r_a), r_a, SSD)}{D'_0},$$

Standart SSD tekniğinde MU Hesabı: Sabit SSD ve d_{max} derinliğine normalize edilmiş PDD değerleri kullanılarak MU Denk (4) ile hesaplanır. Denk (3) ile belirlenen output değeri hem kolimatör açıklığının etkisini hem de aplikatör boyutunun etkisini yani saçılan dozu içerir. Eğer korumalı bir alan varsa PDD değeri aplikatör boyutundaki alan boyutu için değil bloklu alan için ölçülen değer olmalıdır.

Denk (4):

$$MU = \frac{D \cdot 100\%}{D'_0 \cdot PDD(d, r_a, SSD_0) \cdot S_e(r_a, SSD_0)},$$

Extended SSD tekniğinde MU Hesabı: Standart SSD' den farklı bir SSD' de tedavi yapılacaksa SSD ve buna bağlı olarak alan farklılığının MU hesabına katılması gerekir. Raporda klinikte sıkça kullandığımız Efektif SSD ve Air-gap yöntemi kullanılarak MU hesabı verilmektedir.

Rapor medikal fizikçiye hem tüm merkezlerde standardı sağlamak adına hem de en başta da vurguladığımız tedavide doğruluğu arttırmak adına MU hesabında dolayısıyla tüm planlamada kullanılan parametrelerin ölçüm şartlarını da ayrıntılı olarak sunmaktadır. Ölçümlerde Scp değerinin su eşdeğeri fantomda ve referans derinlikte, Sc değerinin havada mini fantomla ölçülmesi öneriliyor. MU hesaplamasını merkezi eksendeki noktalar için tarif eden raporda eğer off-axis bir noktada MU hesaplanacak kullanılacak formüllerde medikal fizik uzmanına sunulmaktadır.

4. Tedavi Planlama Sistemi

Planlama sistemlerinde çoğunlukla düzeltme tabanlı ya da model tabanlı hesaplama algoritmaları kullanılır. Düzeltme tabanlı algoritmalarda hastadaki doz, su fantomunda ölçülen demet bilgileri demet geometrisine, blok ya da wedgelere, hasta konturuna ve heterojeniteye göre düzeltilerek tekrar oluşturulup hesaplanır. Model tabanlı algoritmalarda ise doz, radyasyonun izleyeceği yol modellenerek hesaplanır. TPS' de algoritma ne olursa olsun planlama sonrasında tedavi alanından hastaya iletilecek MU hesaplanır. Kullanıcı bu MU değerini bağımsız bir hesaplama programı ya da manuel hesaplama ile doğrulanmalıdır. TG53 raporunda TPS sistemlerinin kalite kontrol ölçümleri tüm ayrıntıları ile anlatılmaktadır. TPS' de hesaplanan fiziksel ve radyolojik derinliklerin doğruluğu, kare eşdeğer alanların ve her ne kadar farklı TPS' lerde kafadan saçılma modellerinin farklı olmasına karşın S_c değerinin doğruluğu, S_p ve TPR (PDD) değerlerin kare eşdeğer alanlar için doğruluğu ve output değerleri kontrol edilmelidir.

5. IMRT alanları için MU Hesaplanması

Raporda IMRT alanlarında bağımsız MU hesaplama için herhangi bir tavsiyede bulunulmadan sadece bu hesaplamalar için kullanılan yöntemlerden bahsedilmiştir. Daha ayrıntılı bilgi için TG219' un bu yılın sonunda çıkaracağı raporda sağlanacağı belirtilmiştir. IMRT iletim metotları farklı

olduğundan (Statik, Dinamik, helikal ve serial tomoterapi, VMAT) MU hesabı her yöntem için farklıdır. Statik IMRT tekniğinde Xing ve ark., Kung ve ark., ve Boyer ve ark. yaptıkları çalışmalarla geliştirilen leaf-sequence modelinde K tedavi alanında M beamlet sayısı olduğunda ve bu segmentte MU değeri f_k olduğunda ($f = MU_k/MU$), m. segmentten doz dağılımına katkı d_m^0 olarak isimlendirildiğinde yoğunluğu ayarlı alandan gelen toplam doz değeri Denk (5) ile belirlenir.

Denk (5):

$$D = MU \sum_m C_m d_m^0, \quad C_m = \sum_k [\delta_{m,A_k} + \alpha(1 - \delta_{m,A_k})] f_k.$$

Daha sonra Yang ve ark. tarafından bu yöntemin geliştirilmesi ile segment içinde herhangi bir noktada ya da off-axis noktalarında doz hesaplanır. Bu yöntemle CORVUS sisteminin hesapladığı MU kontrol edildiğinde ölçümlerle %3' ün altında uyum bulunmuştur.

Dinamik IMRT yönteminde alan içinde kontrol noktalarının artmasından dolayı MU hesaplama statik IMRT' ye göre daha karmaşıktır. Linthout ve ark. geliştirdikleri yöntemle BrainLab planlama sisteminde MU değerini kontrol etmişler ancak hesaplama merkezde ve homojen ortamda sınırlı tutulmuştur. Chen ve ark. Eclipse ile yaptıkları çalışmada hesaplama sadece izomerkezde sınırlı kalmamış ayrıca leaf end etkisini de içermiştir. 25 hastanın 169 yoğunluk ayarlı alanını hesaplayıp ölçümle kontrol ettiklerinde sonuçlar uyumlu bulunmuştur.

Literatürde tomoterapide MU hesabı ile ilgili fazla yayın olmamakla birlikte Ayyangar ve ark. Peacock sistemi için geliştirdikleri yöntemde açık alan beamletlerin toplanması ve pencil beam hesaplaması ile serial tomoterapi sisteminde doz kontrolü yapmışlar. Yine serial tomoterapi için MIMiC kolimatör sisteminde MU kontrolü Tsai ve ark. tarafından geliştirilen 'quasi-independent' yöntemi ile yapılırken, helikal tomoterapi sisteminde ise Gibbons ve ark. geliştirdikleri yöntemle PTV merkezindeki doz doğrulanmıştır. Raporda IMRT için uygun TG raporlarının okunması tavsiye edilirken, hasta ya özel QA yapılmasının yanında tedavi süresinin (MU, dakika..) de bağımsız olarak kontrol edilmesi önerilmektedir.

6. Kalite Temini

Raporda hasta tedavi planında TPS, ev yapımı TPS ya da look-up Tablo metotlarından herhangi biri ile hesaplanan MU değerinin TG40 raporunda önerilen ve aşağıda tablo halinde verilen kriterlere göre bağımsız bir hesaplama ve medikal fizik uzmanı tarafından eğer mümkünse tedaviye başlamadan ya da en azından ilk üç tedavi gününün içinde kontrol edilmesi önerilmektedir.

Özet olarak AAPM TG 71' in 258 nolu raporundaki tavsiyeler şöyle sıralanabilir:

- Denk (1), (2) ve (4) eşitlikleri bağımsız olarak MU hesaplamada kullanılabilir.
- Fotonlar için normalizasyon derinliği 10 cm seçilmelidir. Eğer bu derinlikten farklı bir derinlik seçilmiş ise bu derinlik d_{max} derinliğine eşit ya da daha derinde olmalıdır. Bu durumda

Parameter	Related QA
Patient surface contour	Periodic checks of caliper accuracy. Redundant patient measurements. Treatment planning system monthly QA.
Collimator setting	Monthly simulator & treatment machine QA (Tables I–III)
Dose per monitor unit (minute) on the central axis as a function of collimator settings	Part of daily & monthly machine QA for a 10×10 field (Tables I and II) and annual recommissioning for output vs field size
Depth of the calculation (prescription) point	Periodic checks of caliper accuracy. Use of both lasers and ODI during patient setup to verify depth. Repeat patient measurements during course of treatment.
Target-to-patient-surface or target-to-isocenter distance	Monthly QA on simulators and treatment machines (Tables I–III)
Relative dose factors (PDD, TPR, TMR, etc.)	Monthly x-ray and electron energy constancy checks (Table II)
Aperture size and shape	Redundant check of magnification factor.
Wedge and compensator transmission	Annual machine recommissioning. Monthly check of latches and positioning of accessories (Table II)
Blocking tray transmission	Annual machine recommissioning. Monthly check of latches and positioning of accessories (Table II)

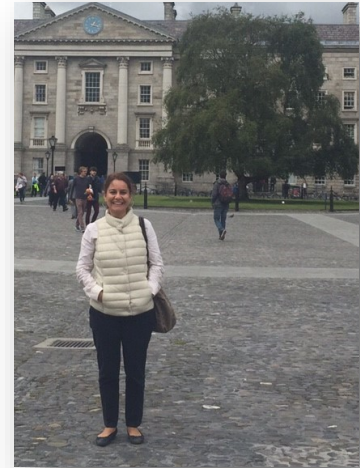
Tablo 1. AAPM TG 40 'ın 46 nolu raporunda belirlenen MU hesaplamasında etken faktörler

- PDD en küçük alan ve en uzun SSD şartlarında ölçülmelidir.
- Elektron demetleri için normalizasyon derinliği verilen bir alan için d_{max} seçilmelidir.
- TPS sisteminde MU hesabının nasıl yapıldığı firma tarafından temin edilmeli ve bu hesaplamanın doğruluğu diğer AAPM TG' ların önerdiği kalite kontrol parametreleri ile kontrol edilmelidir.
- Hastanın tedavi planının MU kontrolü ilk tedaviden önce eğer yapılamadı ise en fazla üçüncü tedavisinden önce ya da tedavi dozunun %10' u hastaya iletilmeden önce yapılmalıdır.

Yorum:

TG71' in hazırladığı bu rapor daha önce AAPM tarafından raporlanmamış MU hesabına bir formalizm ve standart getirmesi hem ölçümlerde hem de hesaplamalarda klinikler arası farklılıklarında azalacağı kanısındayız. Ayrıca rapor daha önce yayınlanan doz kalibrasyon raporları TG51 ve TG74' ün önerilerini dikkate alarak hazırlandığından, hem cihaz kalibrasyonunda ve hem de TPS'in hazırlanması sırasında alınan ölçümlerde standart getirmesi ile MU değerini herhangi bir ek ölçüm olmadan kolayca hesaplamaya olanak sağlamaktadır. Daha önce IMRT harici alanlarda MU hesabı için yayınlanan ESTRO raporunda bana göre daha karmaşık anlatılan ve bazı parametrelerin güncelliğini kaybetmesi nedeniyle kullanımı zor olan MU formalizasyonu, TG71 raporunda ortak sembol ve parametrelerin kullanımı ile açıklanmıştır.

Cemile CEYLAN



CEMİLE CEYLAN: 1977, Ankara'da doğdu. Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliğini bitirdikten sonra, yüksek lisansını Ankara Üniversitesi'nde Medikal Fizik alanında tamamladı. İlk iş deneyimi 1 yıl ve kadrosuz olarak süren Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde yaptı. Daha sonra İzmir Şifa Hastanesi'nde bir yıl çalıştıktan sonra araştırma görevlisi olarak bir yıl Utrecht Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde bulundu. 2004 yılında oğlunun dünyaya gelmesi ile İstanbul'a döndü ve Anadolu Sağlık Merkezi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalışmaya başladı. Halen meslek hayatına ASM' de devam ederken 15 yılın sonunda tekrar doktora başlayarak öğrencilik hayatına geri döndü. Sosyal hayatında gezmeyi, okumayı, oğlu ve köpeği ile vakit geçirmeyi seven biri olarak 2 yıldır oynadığı halk oyunları ile de bu topraklarda yaşanan hikâyelere dansı ile eşlik etmektedir.

SEYFETTİN KUTER OLABİLMEK



İlkemizden yetişmiş ilk Medikal fizikçi olan Doç. Dr. Seyfettin Kuter, genç Türkiye Cumhuriyeti'nin ilk yıllarında yetişenlerin çoğu gibi; idealist, yokluklara, zorluklara göğüs geren ve nesli tükenmekte olan mücadeleciler Cumhuriyet çocukları kuşağının örnek bireylerinden

biridir. Seyfettin Kuter'in çocukluktan gençliğe geçiş dönemi, İkinci Dünya Savaşı'nın ülkemize de büyük ölçüde yansıyan yokluk ve sefalet günlerine rastlar. Seyfettin Kuter savaş sonrasında girdiği İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik-Matematik Bölümü'nden mezun olduğunda, İstanbul Üniversitesi Radyoloji Enstitüsü ve Kliniği (bugünkü Onkoloji Enstitüsü)'nde radyasyon fizikçisi olarak göreve başlar. Mesleğe ilk başladığı günlerde, yetişmiş başka hiçbir örneğin bulunmadığı Medikal fizik alanında öncelikle kendini yetiştirmeye çaba gösterir. Mücadeleciler ve yorulmak bilmez kişiliğinin yanı sıra onu niteleyebilecek en temel özelliği mütevazılığıdır. Kendisini ve alanındaki olanakları geliştirmeye çalışırken bunu öylesine gösterişsiz ve sessizce yapar ki adeta çevresine verdiği ışığın arkasına gizlenir.

1953-1993 yılları arasında bilfiil çalıştığı Enstitü'de pek çok ilki başararak Medikal fiziğin ülkemizde akademik bir bilim dalı olmasını sağlar. Kurduğu İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Anabilim Dalı ile bugün Türkiye'nin her yanında eğitimlerine katkıda bulunduğu ve yetiştirdiği yüzlerce öğrencisi görev yapmaktadır. Tüm bu nedenlerle Medikal fiziğin Türkiye'deki gelişimi Doç. Dr. Seyfettin Kuter'in mesleki yaşamı ile ve bu alanda 1953'ten günümüze kadar olan gelişim ancak onun yaşam öyküsü çevresinde ortaya konulabilir.



Seyfettin Kuter hoca ile tanışıklığımız İstanbul Üniversitesi'nde yüksek lisans eğitimim ile başlar. Benim başladığım sene (1994) kendisi emekli öğretim üyesi olarak dışarıdan Enstitüsü de derslere girerdi. Mesleki anlamda birçok ilki kendi tecrübe ettiği için anlattığı her şey büyük bir heyecan yaratırdı. Her daim anlatacağı bir şey vardı, dersleri anılarını anlatmakla geçerdi, kaybolan radyasyon kaynakları, bozulan cihazlar, radyasyon kazaları gibi birçok konu hafızalarımıza kazınırdı. Nitekim şimdi ben de bu anıları genç meslektaşlarıma aktarıyorum.

İyi bir arşivciydi eline geçen hiçbir şeyi atmazdı, hele ki bunlar cihazlara ait birer parça ise hemen güzelce saklanırdı. Bu biriktirme işi o kadar ilerlemişti ki ülkenin neresinde hurdaya ayrılacak bir cihaz varsa ona ait bazı önemli parçalar bir şekilde onu bulurdu. Enstitüde göreve başladığımız ilk sene, meslektaşlarımız Halil Küçücük ve Murat Okutan'la birlikte klinikte, hurdaya çıkarılmış bir lineer hızlandırıcının parçalarını ileride müzeye dönüşecek olan odaya yığmaya başlamıştık. Bu saklama işi o kadar artmıştı ki artık Enstitüde çok fazla yer işgal ettiği için durumdan rahatsızlık

duyulmaya başlanmıştı. Daha sonra kendi adını alacak olan 'Seyfettin Kuter Radyo Teknoloji Müzesi' bu şekilde oluşmaya başlamıştı. Müze, onun bir çocuğu, belki bir çocuğun

en sevdiği oyuncuğu gibiydi, saatlerce içeride kalır her bir parça ile ayrı ayrı ilgilenirdi.

Müze koleksiyonunda, Crookes katod ışını tüpleri, gazlı Röntgen ışını tüpleri, sıcak katodlu coolidge X ışını tüpleri, kenetronlar, radyoterapi ilk döneminde kullanılan dozimetreler, iyon odaları, radyum tedavisinde kullanılan metalik aplikatörler, radyum kaynakları ve Radyoloji fiziği eğitiminde kullanılan cihaz ve aletler, ölçüm cihazları, nükleer tıp cihazları ve bu cihazlara ait elektronik komponentleri, Co-60 Teleterapi, Lineer hızlandırıcı, GE Röntgen sathi tedavi cihazı komple, Philips Super DN Röntgen cihazı imaj şiddetlendirici tüpü, Westinghouse Röntgen cihazı imaj şiddetlendiricisi tüpü, Siemens Gammatron- I Co-60 Teleco-

balt cihazı MLC kolimatörü gibi yaklaşık 100 yıllık Radyoloji malzemesi bulunur.

Kendisi ile birçok hatırı sayılır görevler yaptık, bunlardan bence önemlilerden biri ve pek çok kez çok farklı kurum tarafından referans olarak kullanılan "Coğrafi bölgelere göre Türkiye'nin cihaz alt yapısı" isimli çalışmamız uzun yıllar süren bir çalışmadır. Yaptığı işin tarihine de merak duyan bir kişiydi, Türkiye'de radyolojinin gelişimini kaleme döküp çok önemli bir kaynak yarattık. Kan ışınlama prosedürleri ile yaptığımız ortak çalışma kendisi ile yaptığımız çok önemli bir çalışma olarak bugün uluslararası bir yayın evi tarafından kitap bölümü olarak yayımlanmaktadır.

Bilgisayarların satın alınabilecek seviyelere geldiği yıllarda ağabeyim ile birlikte onun bürosu için bir adet 8088 işlemcili bir bilgisayar satın almıştık. İnternet bağlantısı da o tarihlerde ODTÜ üzerinden yapılıyordu ve bu hiç kolay bir iş değildi. Aldığımız bilgisayarı interneti bağlamak için bir internet paketi satın almıştım. Bu internet paketiyle bağlantı yollarını aradığım günlerde Seyfettin Kuter hocamızın da internete bağlanmak istediğini ve bunu nasıl yapacağını bilmediğini öğrendim. Ben de kendi satın aldığım internet paketinin ismini verince o da hemen gidip bu internet paketini almış. Bense bağlantı problemlerinden ve çıkan sorunlardan bıkip bu internet paketini çoktan terk etmiştim.

Seyfettin Hoca'nın (bu sırada 75 yaşında) internet paketi satın almasıyla benim internet mesaim bir hayli artmıştı. Resmi olarak emekliydi ama fiilen hiç emekli değildi, hastaneye hepimizden erken gelirdi. Her sabah bana elinde bir kağıt dolusu hata mesajlarıyla gelirdi, benim de çok anladığım söylenemezdi ama merakımdan pek çok yol denerdim tecrübelerimi ona aktarırdım. Eve gelip bakmamın daha doğru olacağını söylememe rağmen, her gün notlar alarak benimle çözüm yolları arardı. Sonradan öğrendim ki eşi çok titiz olduğundan evine misafir pek kabul etmezmiş. Neler yapması gerektiğini kelimesi kelimesine not ederek ertesi sabah yaptıklarını benimle paylaşırdı ve bu çözüm arayışlarımız sanırım 1 aya yakın sürdü. Ben her seferinde "Hocam ben netice alamadım bıraktım" diyerek vazgeçirmek istesem de o hiç yılmadan her sabah yeni notlarla beni bulurdu. Her sabah

abartısız, " **Ankara'yı aradım, bana bunları yapman gerek**" dediler. "**yaptım..... bağlantı kesildi**" gibi cümlelerin ardı arkası kesilmiyordu. Bir sabah vakti yüzünde gülümsemelerle geldi, ben genç yaşına rağmen uğraşmayıp terk ettiğim bağlantıyı o başarmıştı. İçimden "**pes doğrusu**" dedim.

Son zamanlarda hastalığı biraz ilerleyince artık hastaneye pek az gelir oldu, o kadar alışmıştık ki birbirimize çok sıkı bir dost gibiydik. İşyeri değişikliğimi ona bildirmemiştım, bir gün beni arayıp buruk bir sesle " **hayırlı olsun Aydın se-**

nin için" dedi sanki içinden bir şeyler kopmuştu. Aradan çok zaman geçmemişti bir Cumartesi sabahı birden aklıma düştü fakat erken olduğu için elim telefona gidip tekrar kapattım, birkaç saat sonra arayan bir başka büyüğümüzü Derviş Emre: " **Aydın, Seyfettin Hoca ölmüş**" dedi. O an yaşadıklarımız bir film şeridi gibi geçti gözümün önünden. "Keşke" deyip durdum.

Seyfettin Kuter Hoca koca bir çınar gibidir, bizse ancak o çınarın yaprakları ve belki birer dalı olabiliriz ancak. Enstitüde onunla birlikte geçirdiği-

miz vakitlerde benim gibi pek çok insana hiçbir karşılık beklemeden pek çok yardımı dokunmuştur.

Ruhun şad olsun Seyfettin Hocam.

Aydın ÇAKIR



AYDIN ÇAKIR: 1970 yılında Giresun'da doğdu. 1994 yılında İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümünü bitirdi. 1995 yılında İstanbul Üniversitesi Tıbbi Radyofizik bölümünde yüksek lisansa başladı. 1998 yılında yüksek lisansını bitirdi. 1995 -2014 yılları arasında İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji bölümünde öğretim üyesi olarak çalıştı. 2014 yılından beri de Memorial Şişli Hastanesinde sorumlu medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktadır.

AYIN TARTIŞMASI:

ABSORBE DOZ PROTOKOLLERİNİN NERESİNDEYİZ?

Radyoterapide tedavi kalitesini belirleyen iki kritik parametre geometrik ve dozimetrik doğruluktur. İlk uygulanmaya başladığı günden bu yana hem teorik hem de pratik yaklaşımlar, ek olarak teknolojik yenilikler, tedavilerdeki belirsizlikleri en aza indirmek üzere sürekli olarak güncellenmiştir.

Görüntüleme sistemlerinin gelişimine bağlı olarak hedeflerin ve sağlıklı yapıların konturlanmasındaki kesinlik, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), stereotaktik radyoterapi gibi yeni tedavi şekillerini hayatımıza sokmuştur. Bu karmaşık tekniklerin başarılı bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla radyoterapi cihazlarının da kabul limitleri 1mm ve altındaki değerlere düşürülmüş ve cihazlar çeşitli kontrol mekanizmalarıyla donatılmıştır. Bunun biz medikal fizikçilere yansması ile kalite kontrol rutinimiz oldukça yoğunlaşmış ve karmaşıklaşmıştır. Bu karmaşıklığı basitleştirmek üzere Avrupa'da Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA) ve Amerika'da AAPM gibi kuruluşlar sürekli olarak yaptıkları çalışmalar ile çeşitli protokoller yayınlamıştır. Benzer şekilde, cihaz üreticileri gibi ölçüm sistemleri üreten firmalar da yeni ve farklı ürünleri ile bu bilgi ve uygulama karmaşasına manidar katkı yapmışlardır.

Medikal Fizikçiler olarak mesleğimizi uygularken kullandığımız en temel protokoller absorbe doz ölçümüne ilişkin IAEA tarafından yayınlanmış 277, 381 ve 398 numaralı protokollerdir. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu'nun (TAEK) suda absorbe edilen doz cinsinden kalibrasyon faktörü sağlaması ile son yıllarda, en güncel protokol olan 398'in kullanımı standart olmuştur.

Protokollerin girişine kısaca baktığımızda, genel olarak amaç, ICRU tavsiyelerinde ifade edilen, dozun belirlenmesindeki doğruluğun $\pm 5\%$ içerisinde başarılmasıdır. Güncel durumda ise bu değer 2% 'ye kadar düşürülmüştür. Doğruluk için kabul limitinin bu kadar küçük olmasının temel nedeni protokolde ifade edilen teorik düzeltme faktörlerinin ve kendi ölçümlerimizdeki deneysel sistemimizin içerdiği belirsizliklerin de sonuçlarımıza bir etkisinin olmasıdır. Toplam belirsizlik değerlerine farklı protokoller için baktığımızda, örnek olarak yüksek enerjili fotonlar için 277 numaralı protokolde 3.2% , 398 numaralı protokolde ise 1.5% 'tir. Farklı fiziksel parametrelerin birbirine dönüştürülmesini içeren sabitlerin, pertürbasyon faktörlerinin, kalibrasyon faktörlerinin hesabındaki belirsizlikler biz kullanıcıların ölçümlerinden bağımsız olup 1. adım belirsizlikler olarak hepimizin karşısına çıkar. Ölçüm sistemlerimizin uzun dönem stabilitesi, cihazın ışınlama stabilitesi gibi kullanıcı tarafındaki parametreler de 2. adım belirsizliktir. Bu yazı kapsamında ele alacağımız, etki parametrelerinin saptanması ve hem enerji kalitesi hem de doz ölçümü için deneysel düzeneğin hazırlanması da 2. adımda yer alan belirsizliklerdir.

Her ne kadar 398 numaralı protokolde 2. adım belirsizlikler toplamı 1.4% olarak belirtilse de bilgiye, tecrübeye ve hassasiyete bağlı olarak bu değer minimize edilebilir. İşte bu yüzden bu yazımızın ismini " protokolün neresindeyiz? " olarak belirledik ve medikal fizikçiler olarak bizim

kontrolümüzde olan parametreleri ne kadar dikkate alıyoruz sorusunu tartışmak istedik. Elbette bu yazı bu sayı ile sınırlı kalmayacak ve siz meslektaşlarımızın olumlu ve olumsuz eleştirileri, değerli katkıları ile sonraki sayımızda sorduğumuz bu soruyu yanıtlamaya ve mevcut durumu özetlemeye çalışacağız. Okumanız bittikten sonra süreniz başlıyor!

Meslekte 10 yılını biraz aşmış bir medikal fizikçi olarak her üç absorbe doz protokolünü de yoğun bir şekilde kullanma fırsatı bulduğum için hem şanslı hem şanssız hissediyorum. Hava KERMA tabanlı 277 ve 381'den sonra 398'i kullanmaya başlamak kızgın kumlardan serin sulara atlamak gibi gelmişti. Eski protokollerdeki faktörlerin sebebini anlamak, hangi tabloyu kullanmamız gerektiğini bulmak ve en doğru değeri hesaplayabilmek adına interpolasyonlar arasında çırpınmak gerçekten de zordu. Eminim ki her birimiz ayrı ayrı havadaki KERMA'dan havadaki doza, havadaki dozdan sudaki doza geçerken gerekli faktörleri bulup çarpsak 1% belki daha fazla farklar buluruz. Doz doğruluğu için kabul kriterinin 2% olduğunu hatırlatalım! Ama durum 398'de pek te benzer değil. Elde sadece bir kq var. İşte bu noktada 2. adım olarak anlatılan ve bize bağlı olan parametrelerle ilgili teorik ve pratik tavrımız çok önemli. Sırayla bunları tartışalım:



Bütün protokollerin dozun nerede ölçüleceği konusundaki ortak tavsiyesi şudur. Ancak günlük ölçümler için birçoğumuzun elinde basit te olsa suda ölçüme olanak sağlayan su fantomları mevcut değil. Bu anlamda ortak ortamımız katı su fantomlarıdır. Katı fantomlar

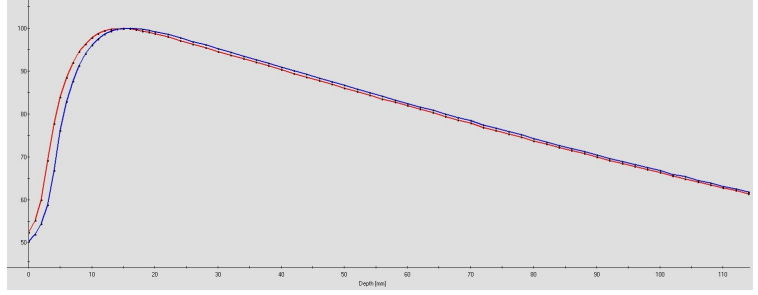
her ne kadar "su eşdeğeri" olsa da "su" değildir. Bu nedenle gerekli düzeltme faktörü hesaba eklenmelidir. Bazı üreticiler katı fantomlarla birlikte kullanıcı kılavuzu da göndermektedir. Bu kılavuzda katı fantomlar için verilen faktörlerin ölçüm derinliğine ve alan boyutuna göre değişken olabileceğini unutmamak gerekir. Yorumlamayla ilgili bir örnek olarak, kılavuzda elektronlar için enerjiye karşılık faktörlerin grafiği verilmiş, ancak enerjinin nasıl tarif edildiği verilmemiştir. Yüzeyde mi, belirli bir derinlikte mi yoksa ortalama enerji mi? Aslında ilk olarak akla nominal enerji geliyor ama şunu çok iyi biliyoruz ki 6MeV'lik nominal enerjili elektronlar her cihazda aynı davranışı sergilemiyor. Günümüzdeki pratik uygulamamız bu kılavuzda belirtilen değerlere bağlı hareket etmek. Bunları farklı enerjilerimiz için kendimiz de aynı şartlarda sudaki ve fantomdaki okumaların oranlarını kullanarak tespit etmeye çalıştık. Sadece 6MeV'lik elektrondaki farkımız 1% 'den fazla idi (1.7%). Açıkçası düşük enerjili elektronlar benim için hep bir bilinmezdir. Bu da ona güzel bir örnek oldu. Ölçmemize rağmen neden kılavuza bağlı kaldığımızın cevabını ise sabit bir standart hata ile çalışıyor olmak olarak verebiliriz. Bu faktörlerin 1.02% 'ye kadar ulaştığını görüyoruz kılavuzda. Ancak bazı üreticiler katı fantomlarla birlikte bir kılavuz göndermey-

ebiliyor. Acaba bu durumda kendi ölçümünüzü mü hesaplarınıza yansıtıyorsunuz? Yoksa gerçekten su kabul edip 1 mi alıyorsunuz?

Tartışılabilir ikinci belirsizlik çevresel düzeltme faktörleri: Sıcaklık-basınç düzeltmesi bunlar arasında ciddi olarak sonucu etkileyebileceğinden uygulamalarda doğru şekilde ölçülmelidir. Acaba hassasiyetimizi arttırmak adına fantom içerisindeki sıcaklığı ölçebilen problemler kullanabiliyor muyuz? Veya sıcaklık-basınç dengesinin tam olarak kurulabilmesi için setimizi en az 20 dk tedavi odasında bekletiyor muyuz? İnancımız bu etkilerin ihmal edilebilir düzeyde olduğu şeklinde, ancak protokollerde iklimsel ve elektronik stabilite için bunlar önerilmiş. İlgi çekici nitelikte, sıcaklıktaki 10C'lik hata, basınçtaki 1 hPa veya mmHg'lik hatadan daha büyük etki yaratmaktadır. Ben hep tersini düşünmüşümdür. İyon rikombinasyonu ve polarizasyon düzeltmeleri ölçüldüğünde ise değerler genellikle %0.5'in altındadır. Bunu biraz da yeni teknoloji iyon odaları ve elektrometrelerin bir üretim başarısı olarak kabul etmek gerekir. Kendi rutin uygulamamızda polarizasyon ve rikombinasyon etkilerini toplam faktörümüz içerisinde 1 olarak kullanmayı tercih ediyoruz. Değerin küçüklüğünden dolayı kullanıp kullanmama kararına ek olarak diğer bir tartışma bu faktörlerin her defasında ölçülüp ölçülmemesidir. Bu faktörü kullanıyorsanız düzenli olarak ölçüyor musunuz? Özellikle FFF kullanıyorsanız yüksek doz hızlarında kontrol etmek te çok fayda var diye ekliyorum ve katkılarınızı bekliyorum. Benzer şekilde puls başına çok yüksek dozlar üreten intra operatif elektron hızlandırıcılarında, doz hesabındaki en büyük çarpanlardan birisi rikombinasyon faktörüdür.

Rutin ölçümlerde merkezler arasında uygulama farklılığı yaratabilecek diğer bir konu meşhur efektif ölçüm noktasının kullanımıdır. Protokoller de kendi aralarında bu konuda farklılaşmış durumda. Biz de kullanıcılar olarak bazen bunları ölçüm setinde düzeltmeye çalışıyoruz, bazen hesaplamalarda düzeltme yapıyoruz, bazen de hiçbir şey yapmıyoruz. Acaba verdiğimiz bilimsel karar matematiksel olarak bize ne kadar hata yapıyor? Kendi kararlarımızı tartışmadan önce protokollerde neler değişmiş özetleyelim: 277'de hem foton hem de elektron enerjileri için efektif nokta düzeltmesi kullanımı vardı. Paralel plaka iyon odalarında bir fark yok ancak silindirik iyon odaları için 277'de Co-60 enerjisi için r iyon odası iç yarıçapı olmak üzere 0.5r ve daha yüksek enerjili fotonlar için 0.75r'lik pozisyon düzeltmesi ifade edilmiş. 381'de ise genel olarak 0.6r'lik düzeltme önerilmiş. Ek olarak benzer amaca hizmet eden yer değiştirme faktörü ($P_{dis} = 1 - 0.004r$) ortaya atılmış. 398'de ise silindirik iyon odaları için efektif nokta düzeltmesi absorbe doz ölçümünde sadece elektronlar ve ağır iyonlarda söz konusudur denilip yıllardır tartışılan bir mesele tamamen kapatılmış. O zamana gidip medikal fizikçilerin sevinç çığlıklarını duyar gibiyim. Elbette efektif nokta düzeltmesi su fantomu ölçümlerinde merkezi otomatik ayarlayan özel ekipmanlar ile kullanılmaya devam ediyor. Yine kişisel tecrübemizi paylaşalım: 398'den sonra zaten biz de Peff etkisini kullanmayı bıraktık. Eskiden ne mi yapıyorduk? Fotonları 10cm derinlikte ölçüp maksimum doz derinliğine çıkarken 10cm'den efektif ölçüm mesafesini çıkarıp o değer yüzde derin dozunu kullanıyorduk. Alternatif olarak yine efektif ölçüm mesafesi kadar ters kare kanunu uygulanabilir. Silindirik iyon odalarının yaklaşık 3mm'lik yarıçapı düşünüldüğünde, hem derin dozda hem de ters kare kanundaki faktörlerin

oldukça küçük olacağı malum. Üşenmeyip hesaplayalım: $3mm \times 0.6 = 1.8mm$ kadar ters karedeki düzeltme %0.3'lük doz düzeltmesi getirecektir. Katı fantomlarda zaten bu kadar küçük mesafeleri sağlamak mümkün değil ama merak edip su fantomunda bu küçük mesafeler kadar iyon odamızın pozisyonunu değiştirip ölçüm aldık. Okumalar arasındaki fark



%0.5 olarak hesaplandı. Sonuçlarımız bunlar deyip değerlendirmeyi sizlere bırakıyorum. Ek olarak, su fantomunda derin doz ölçümünde referans noktayı dedektörün geometrik merkezi seçmek ile efektif nokta seçmek arasındaki eğrilerin farklarını resimde görebilirsiniz.

Protokoller bize sağladıkları ortak bilimsel dil ile mesleğimizde her zaman başucu kitabı olarak hayatımızda var olacak. Bizlere onu doğru sıklıkta ve "anlayarak" uygulamak düşüyor. Ölçümlerimizi her defasında aynı sabit sayıyla çarpmak yerine protokolü gerçekten anlamaya çalıştığımızda hata limitlerimizin ne olabileceği konusunda değerli bir bilgimiz oluyor. Faktörün virgülden sonra ikinci mi yoksa üçüncü değeri mi değiştireceğinin klinik olarak değeri var mı bilinmez ama matematiksel olarak ta damlaya damlaya göl olacağını unutmamakta fayda var.

Bir kez daha hatırlatmak isterim: Hayatına yeni başlayan dergimizde her sayıda bir konu tartışmaya açık olacak ve sonraki sayıda, gelen bildirimler sizlerle paylaşıldıktan sonra konu sonlandırılacaktır. Bu sayımızın katkı beklenen konusu olarak yukarıda tartışmaya çalıştığım parametreler için sizlerin yorumları ve tecrübeleri nelerdir paylaşırsanız memnun oluruz.

Gökhan AYDIN

GERİ DÖNÜŞLERİNİZ VE YORUMLARINIZ İÇİN BİZE YAZIN :

medfizonline@gmail.com



GÖKHAN AYDIN: 2003 yılında Hacettepe Fizik Mühendisliği Bölümü'nden mezun olduktan sonra, o dönemdeki adıyla Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziki Yüksek Lisans Programı'na başladı. 2007 yılında uzman ünvanı aldı. 2003 – 2008 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda medikal fizikçi olarak çalıştı. 2008 yılında Acıbadem Sağlık Grubu'na bağlı Bursa Hastanesinde çalıştı. 2009'dan beri aynı grubun Acıbadem Maslak Hastanesi'nde görev yapmaktadır.

YENİ BİR YAKLAŞIM:

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLERİNİN (MRI) KULLANIMI

Radyoterapinin temel hedefi, planlanan hedef volüme, hassas, uygun, doğru ve güvenli olarak ve kritik organları mümkün olduğunca koruyacak dozu vermektir. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS), üreticilerin seçtiği değişik algoritmalar kullanarak belirlenen hedefi sağlamaya çalışır. Bu doğrultuda teknolojik olarak ortaya çıkan olanaklar, belirtilen hedefe ulaşmayı hızlandırmakta ve kolaylaştırmaktadır.

TPS’ında doz planlama yaparken altın kural olarak, değişik aralıklarındaki Kompüterize Tomografi (CT) kesitlerinden elde edilen görüntüler 3 boyutlu olarak kullanılarak tedavi planları yapılır. CT’nin uzun yıllar TPS’ında kullanımı, dokulardaki elektron yoğunluğuna (Hounsfield Units-HU-) bağlı olarak doz hesabının kolaylığı, rahat kullanımı gibi özellikleri nedeniyle olmuştur.

İlk olarak MR görüntülerinin TPS’ında kullanımı, hastanın tümör volümünün ve riskli organ volümlerinin çizilmesi aşamasında MRI ve CT görüntülerinin fusion’u ile olmuştur. Bu aşamada, rigid veya rigid olmayan (deformable image registration) fusion ile hastanın görüntüleri üst üste çakıştırılarak MRI ve CT’den elde edilen tümör ve riskli organ verileri CT görüntüsü üzerine aktarılmış ve tedavi planlaması CT üzerinden HU değerleri kullanılarak yapılmıştır.

CT ile MR görüntülerinin TPS’ında birlikte veya MRI’nin TPS’da tek başına kullanım fikri, MRI’nin radyoterapide CT’ye oranla yumuşak doku anatomisini görüntüleme yeteneğinin yüksek olması nedeniyle ön plana çıkmakta, kullanıcı ve üretici firmaları bu yönde düşünmeye yatırım yapmaya yönlendirmiştir.

Konu yalnızca düşünce ve ön uygulama aşamasında kalmamış, uluslararası meslek kuruluşlarının gündemine de gelmiştir. Örneğin, 2015 yılında, AAPM, 57. Yıllık Toplantı Programı içersine “**MRI Basic I: ve IMR Basic II: MRI Safety**” başlıkları altında eğitim kursu düzenleyerek programında uzman görüşlerine yer vermiştir.(11)

Benzer olarak AAPM, 2015 yılı sonunda 11 uzmanına “**Use of MRI Data in Treatment Planning and Stereotactic Procedures - Spatial Accuracy and Quality Control Procedures**” başlığı altındaki TG 117 raporunu hazırlamak üzere görevlendirmiştir. Diğer yandan, radyoterapide ve tedavi planlamasında MRI kullanımı konusunda ticari gelişmeler de vardır;

örneğin, 0,35 Tesla MRI Cihazı üzerine monte edilen ve 3 adet Co-60 Kaynağı kullanan, FDA onaylı tedavi cihazı ticari olarak elde edilebilmekte ve USA’da 3 merkezde çalışmaktadır (ViewRay). Benzer olarak 1.5 Tesla MRI cihazına monte edilmiş olan 6MV linac cihazı Utrecht’te üretim hazırlıklarını sürdürmektedir (Elekta) (1).

NEDEN MR GÖRÜNTÜSÜ?

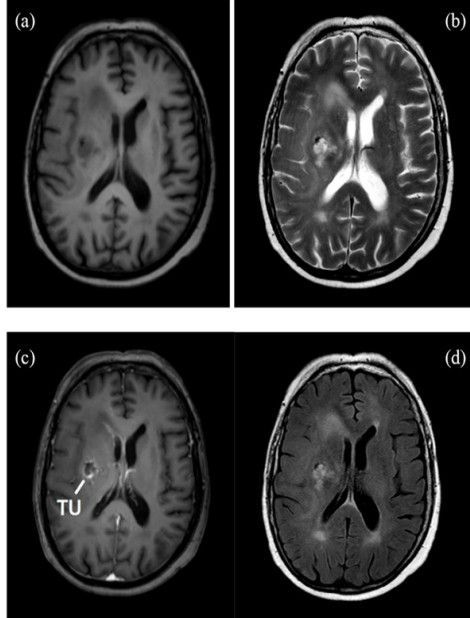
Öncelikle yukarıda da ifade edildiği gibi, CT ile mukayese edildiğinde MRI yüksek bir yumuşak doku kontrastına sahiptir (2,3,4,5,6). Bu nedenle, MRI tümör yatağı ile sağlıklı doku arasındaki sınırı belirlemede önemli bir avantaj sağlar. Örneğin bazı prostat CA vakalarında prostat içi lezyonların tesbit edilmesi mümkün olabilmekte, ek olarak mesane ve rektum daha hassas konturlanabildiği için bu organ dozları minimize edilebilmektedir.

Ancak, konturlamalarda tek başına MR görüntülerinin kullanılması ile ilgili olarak, düşük proton yoğunluğunun olduğu anatomiler ve tek fraksiyonda yüksek doz içeren tedavilerde, MRI/CT kombinasyonunun daha iyi sonuç verdiğinin unutulmaması gerektiği dile getirilmektedir(13).

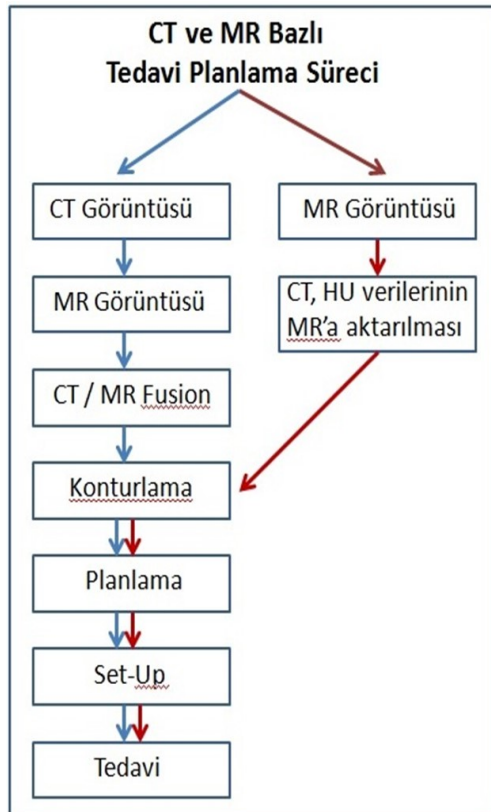
MRI düşük genlikli iyonize olmayan radyo dalgaları kullanarak, CT ise iyonize radyasyon (x-ışını) kullanmak yoluyla görüntü elde eder. MRI’daki bu özellik, genç nüfusun aldığı iyonize radyasyonun kontrol edilmesini, engellenmesini sağlamaktadır. (13)

MR görüntüleri, güçlü magnetik alan içinde, su ve yağ dokusu içinde bulunan mobil hidrojen atom çekirdeklerinin hareketi sonucunda alınan sinyaller sonucu oluşur. Kısa sürede yoğun sinyal olarak elde edilen görüntüye T1 ağırlıklı görüntü, uzun sürede yüksek yoğunluklu sinyalleri olarak oluşturulan görüntüye T2 ağırlıklı görüntü adı verilir. T1 ve T2 ağırlıklı ve kontrastlı seçenekler, FLAIR ve ek olarak fizyolojik metabolik MR teknikleri kullanıldığında tümör ve riskli organların hassas ve doğru konturlanması için önemli imkanlar doğmaktadır. (7,10).

CT’nin aksine, MR görüntülerinde, kullandığı teknoloji gereği elektron yoğunluğunu hesaplamak mümkün değildir. Bu durumda özellikle yumuşak doku kontrastının yüksek olduğu MR görüntüleri ile elektron yoğunluğunun ölçülebildiği CT görüntüleri fusion edildiğinde, karşımıza yüksek bilgi içeren ve planlama için yararlı bir CT görüntüsü çıkmaktadır. Bu yön-



Resim 1: Bir glioblastoma hastasının değişik moda çekilmiş MR görüntüleri. a) T1 modu, b) T2 Modu, c) T1+Kontrast, d) Flair. TU: Tümör.



Şekil.1: CT ve MR Bazlı Tedavi Planlama

tem halen kullanılan bir önemli seçenektir.

Bu aşamada, gelişen teknolojinin sonucu, MR görüntülerinin doğrudan planlama sisteminde kullanılma olasılığı, kullanıcıları tedavi planlama sürecinde iki seçenekle karşı karşıya bırakmaktadır.



Resim2: MR Cihazı için özel hasta sabitleme sistemi: Baş-Boyun

a. Klasik olarak, MRI üzerinde konturlanan tümör ve riskli organların, başarılı ve hassas bir rigid veya non rigid fusion işlemi ile CT üzerine eksiksiz aktararak tedavi planı yapılması,

b. Tümör volümünün ve riskli organların MR görüntüleri üzerinden konturlanıp, MR görüntülerini doğrudan, doz hesabı için kullanabilen, başka bir ifade ile MRI verilerini CT elektron yoğunluğuna dönüştüren ve planlama sürecini kısaltan hassas planlama sisteminin yaratılması. Başka bir ifadeyle MR bazlı tedavi planlaması elde edilmesi. (Şekil 1).(6,8,9).

Araştırmalarda, CT elektron yoğunluğu bilgilerini kullanarak elde edilen MR görüntüleri ile yapılan tedavi planlamaları ile CT bazlı planların karşılaştırılmaları sonucunda, gerek HU değerleri, gerekse planlamadan elde edilen tümör ve riskli organ DVH'leri arasında anlamlı farklar bulunmayan sonuçlar elde edilmiştir. (5,6,9).

MR BAZLI SİMÜLATOR:

MR görüntülerinin CT elektron yoğunluğu verilerini transfer ederek doğrudan tedavi planlama sistemlerinde kullanılması olanağı ile birlikte, hasta tedavi pozisyonlarının MR bazlı simülörlerde sağlanması gündeme gelmektedir. MR Simülörlerinde istenen özellikler şöyle sıralanabilir;

Bu amaçla üretilen MR cihazlarının masalarının konkav değil düz, sert ve karbonfiber olması ve bu nedenle görüntü kalitesinin düşmemesi beklenmektedir.(9).

MR Bore açıklığının en azından 60 cm yerine 70 cm olması hastanın rahat hareketi için gereklidir.

Baş-boyun, meme gibi hasta sabitleme sistemlerinin MR uyumlu çalışması, demir gibi bileşenlerinin olmaması istenmektedir. (3,12)

CT simülör gibi MR simülörlerindedir hasta referans pozisyonunu belirleyen lazer sistemlerinin bulunması yine önemli bir parametredir.(3,9).

MR cihazından elde edilen görüntülerde gerek hasta kaynaklı gerekse sistem kaynaklı geometrik distorsiyonun minimize edilmesi ve klinik olarak değerlendirilmesi çok önemlidir.

Hastalardaki metalik implantların MR görüntülerindeki etkisi CT gibi hala elimine edilmiş değildir.

CT'de olduğu gibi, hasta içine yerleştirilen marker'lerin MR görüntülerinde de kullanılması MR görüntü modlarının iyi seçilmesi ile mümkündür. Ancak, MR görüntülerinin sağladığı üstün

kontrast sayesinde tümör ve riskli organlar gayet güzel seçilebilmektedir.

Yukarda saydığımız özellikleri taşıyan MR Simülörleri ticari olarak geliştirilmekte ve hizmete sunulmaktadır.

MRI ve QA:

CT verileri kullanılarak MR bazlı görüntülerin tedavi planlamalarında ve MR Simülörlerinin radyoterapide rutin olarak kullanılması için gerekli QA ve QC koşullarının yerine getirilmesi ve konu ile ilgili rehberlerin yayınlanması çok önemli bir konudur ve bu yazı kapsamına alınmamıştır.

SONUÇLAR:

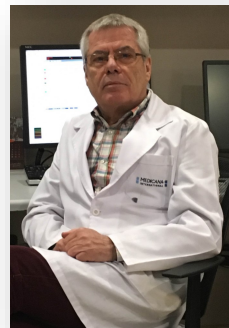
Radyoterapi yüksek seviyedeki görüntüleme tekniklerine bağlı bir sistemdir. Günümüzde planlama sistemleri CT görüntüleri üzerinde çalışmaktadır. Çok yakın gelecekte, geliştirilen algoritmalar ile MR görüntülerinin CT verileri ile eşdeğer bir değere sahip olacağı beklenmektedir. Biraz ileri gidilirse, MRI'nin tedavi planlamasında tek yöntem olacağı fikri de gündeme gelebilmektedir.

Teknolojik gelişmeler MR-Radyoterapi ilişkisi konusunda önemli bir pencere açmıştır ve bu konudaki hızlı gelişmeler sürdürülmektedir.

Haluk ORHUN

REFERANSLAR:

1. Jan Lagendijk and Bas Raay Makers. "In room magnetic resonance imaging guided radiotherapy (MRIgRT)". UMC, Utrecht.
2. Gisele C. Pereira. "The role of imaging in RT: Past, present, and future. "Hindawi Publishing Corporation Biomed Research International", Cleveland, Volume 2014, USA.
3. "Herlev radiation oncology tea explain what can bring". Field Strength, Issue 46,2012-2
4. Yue Cao and Lili Chen. "MRI in Radiotherapy treatment planning and assesment". University of Michigan, Fox Chase Cancer Center, USA
5. Jason A. Dowling at al. "Automatic Substitute Computed Tomography Generation and Contouring for Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone External Beam Radiation Therapy From Standard MRI Sequences". International Journal of Radiation Oncology*BiophysicsVolume 93, Issue 5, 1 December 2015, Pages 1144-1153
6. Peter B. Grear et al. "Magnetic resonance imaging based workflow for planning radiation therapy for prostate Ca".MJA. Volume 194. Number4. 2011.
7. MariaA. Schmidt and Geoffrey S. Payne. "Radiotherapy planning using MRI" Phys.Med.Biol. 60 (2015.) p.323-361.
8. "MRI: A Growing Modality In Radiation Therapy Highlights From Today's Cutting Edge Medical Physics Research". <http://www.aapm.org/research/spotlight/MRIMarch2015.asp>



HALUK ORHUN: Fiz. Y. Müh. Medikal Fizik serüvenine 1982 yılında Ankara Onkoloji Hastanesinde başladı. S.B Radyasyon Onkolojisi Fransız Kredisinde çalıştı. 1997'de Emekli olduktan sonra Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünün kuruluş çalışmalarına katıldı. 2001-2006 tarihleri arasında özel sektörde çalıştı. 2008'den bu yana Medica International Ankara Hastanesi Radyoterapi Bölümünde görev yapmaktadır.

KULLANICI TECRÜBESİ: GAFKROMİK FİLM DOZİMETRESİ

Film dozimetre radyoterapide kullanılan en eski ölçüm sistemleri arasındadır. Film dozimetre, radyografik filmler döneminde banyo gereksiniminden dolayı ve benzer amaca hizmet eden 2 boyutlu ölçüm sistemlerinin ortaya çıkmasından sonra popüleritesini yitirmeye başlamış olsa da radyokromik filmlerin üretilmesiyle yeniden kullanılmaya başlanmıştır. Atomik boyutta ölçüm hassasiyetine sahip olduğu için radyokromik filmler özellikle yoğunluk ayarlı tekniklerin kalite kontrolü için uzun süre referans dozimetre olarak kullanılacağı benziyor.

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG-55 çalışmasında radyokromik etki, radyasyon soğuran bir malzemenin kimyasal veya fiziksel bir işleme tabi tutulmadan renklenmesi olarak tanımlanmaktadır (1). Ashland Inc. daha önceki adıyla International Specialty Products tedavi amaçlı radyasyon demetlerinin ölçümlerine özel radyokromik filmlerin üreticilerindendir. Ürettikleri filmlere daha sık kullandığımız şekliyle gafkromik film de deniliyor. Pek çoğumuzun tezlerinde veya çeşitli çalışmalarında kullandığı EBT model filmler kırmızı kanalda doz ölçümleri açısından geniş çapta araştırılmış ve karakterize edilmiştir. 2009'un ilk günlerinde daha iyi incelenmiş EBT2 filmler 2002'de geliştirilen EBT filmlerin yerini almıştır. 2011'in sonunda ise EBT3 filmler piyasaya sürülmüştür. Filmlerin aktif katman ve yardımcı katmanlarının kalınlıkları modeller arasında farklılık göstermektedir. Ancak aktif bileşik EBT model filmlerde hep aynı kalmıştır. MD-810, MD-55, MD-55V2 ve HS filmlerde orijinal bileşik olan Pentacosa-10,12-diynoic acid (PCDA) (H (%9), C (%57), N (%16), O (%18)) kullanılırken EBT filmlerde aktif bileşik lithium pentacosa-10,12-diynoate (LiPCDA) (H (%39.7), C (%42.3), O (%6.2), N (%1.1), Li (%0.3), Cl (%0.3)) ile değiştirilerek 10 kat daha radyoduyarlı olması sağlanmıştır. Böylece maksimum soğurma olan pik dalga boyu 633 nm'den 678 nm'ye çıkmıştır.

Film dozimetrelerin pratikte kullanımında dikkat edilmesi gereken parametreler aşağıda kısaca tartışılmıştır:

Piyasada bulunan Flatbed RGB dozimetrik tarayıcılar filmleri kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) kanallara ayırıp dijitalleştirerek kullanmamızı sağlar. Radyokromik filmlerde dozimetrik verinin daha çok kırmızı kanal kullanılarak elde edilmesinin nedeni ışınlanmış bir film tarandığında kırmızı

ışığa karşılık gelen dalga boylarında filmin daha çok soğurma yapmasıdır. Diğer kanallarda da kalibrasyon ve kullanım mümkündür ancak kırmızı kanalda dozimetrenin radyasyona cevabı daha fazla olduğu için daha hassas ölçüm yapılabilir. Dozimetrik Vidar tarayıcı ise sadece kırmızı ışıkla tarama yaptığı için daha hassas ölçüm yapabilir, elektronik ve optik devreden gelen belirsizlikleri en aza indirebiliriz. Ancak bu durumda yazının ilerleyen kısımlarında neden yararlı olduğunu anlatacağım yeşil ve mavi kanal verisini alamayız. Piyasada bulunan Epson Expression 10000XL ve Epson Perfection V700 gibi RGB tarayıcıları geçirgen modda kullanmanın hem dozimetrik anlamda hem de kullanım kolaylığı olarak yarar sağlayacağı görüşündeyim.

Kırmızı kanalda 1-800 cGy, yeşil kanalda 800->4000 cGy doz aralığında radyasyonda doğrusala yakın cevap veren Gafkromik EBT nesil dozimetreler ayrıca uzaysal çözünürlüğü en yüksek dozimetrelerdir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve volümetrik yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT) gibi keskin doz gradyenti yaratabilen tedavi modalitelerinde ve özellikle stereotaktik radyocerrahi / vücut radyoterapisi (SRS/SBRT) gibi küçük alan boyutlarında yüksek fraksiyon dozları ile verilen tedavilerin kalite kontrollerinde uzaysal çözünürlüğün daha fazla önem taşıdığı tartışılmaz bir gerçektir. 72 dpi bir taramada bile piksel boyutu 0,124 mm² olarak hesaplanır. Elektron mikroskobu incelemelerinde aktif bileşiğin nm boyutlarında olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla 2 boyutlu iyon odaları gibi hacim üzerinden doğal ortalama alma dezavantajları yoktur. Ayrıca gelişmiş yazılımlarla artık her kanalda ayrı ayrı kalibrasyon yapmaya gerek yoktur. Geniş doz aralığında uygun kalibrasyon sayısı ve dozunda ışınlama yaparak tek bir taramada fakat farklı kanallarda 0 – 4000cGy arasında kalibrasyon yapabilme imkanı sağlanmıştır.

Günümüzde VMAT gibi doz hızı değişken radyoterapi tekniklerini yaygın olarak kullanıyoruz. Bu radyoterapi tekniği ile yapılmış planların dozimetrik kalite kontrolünü yaparken kullandığımız dozimetrelerin doz hızı bağımlılığı önem taşımaktadır. Borca ve arkadaşları yaptıkları çalışmada gafkromik EBT3 film dozimetrenin doz hızı bağımlılığını 100 MU/dk, 300 MU/dk ve 600 MU/dk doz hızlarında incelemişlerdir (2). 6 MV foton radyasyonu ile 4 Gy doza kadar üç farklı doz hızlarında kalibre edilmiş filmlerde maksimum hatanın <%1 olduğunu rapor edilmiştir.

Dozimetreleri kalibre ederken genelde aynı türde radyasyon ve enerji kullanarak kalibre ederiz. Kalibrasyon sonrasında o dozimetre ile farklı enerjideki bir radyasyon dozu ölçtüğümüzde farklı doz cevabı alabiliriz. Bu etki enerji bağıllığı olarak bilinir. Enerji bağıllığı iyon odası gibi dozimetrelerde özel çarpanlar kullanılarak düzeltilir. Massillon ve arkadaşları EBT3 filmlerle yaptığı çalışmada 50 kV 6 ve 15 MV x-ışını kullanarak doz-cevap eğrileri oluşturmuşlardır (3). Çalışmanın sonucunda Gafkromik EBT3 filmlerin radyoterapide kullanılan doz aralığında enerji bağımlılığının zayıf olduğu anlaşılmaktadır.

Gelen radyasyonun açısına bağlı olarak dozimetrenin cevabındaki varyasyon yön bağıllığı olarak bilinir. Dozimetreler genellikle yapısal özellikleri, fiziksel boyutları ve gelen radyasyonun enerjisine bağlı olarak yön bağımlılığı gösterir. Gafkromik EBT nesil dozimetrelerin radyoterapide kullanılan enerjilerde cevabı izotropiktir (4).

Hermida-Lopez ve arkadaşları 2014 yılında yaptıkları çalışmada EBT nesil dozimetrelerin su eşdeğerliğini ve ortamda oluşturduğu pertürbasyonu Monte-Carlo hesaplamaları ile 3 keV – 18 MeV arasında monoenerjik foton demetleri modelleyerek incelemişlerdir (5). 100 keV ve altında özellikle 10 keV altında pertürbasyon %5 - %60 arasında soğrulan dozda değişikliğe neden olurken eksternal demet radyoterapide kullanılan enerjilerde pertürbasyonun en fazla %2.5 eksik okumaya neden olacağı çalışmalarından anlaşılmaktadır. Buna göre film dozimetrenin mutlak doz ölçümünde kullanımında bir belirsizlik oluşabilir fakat klinik uygulamalarımızda genellikle kalibrasyon ortamı ile ölçüm ortamının aynı olduğu unutulmamalıdır.

Sıcaklık, basınç ve nem gibi ölçüm ortamının fiziksel nicelikleri dozimetrik uygulamalarda her zaman hesaba katmaya alıştığımız faktörlerdir. Girard ve arkadaşları "Reference dosimetry using radiochromic film." isimli makalesinde optik yoğunluktaki değişikliğin kırmızı kanalda sıcaklıkta 1 °C değişim olduğunda %0,15 olduğunu ve %80-%20 arasındaki bağıl nem varyasyonlarının %15'e kadar doz hatalarına neden olduğunu belirtmişlerdir (6).

Gafkromik dozimetrelerde renklenme polimerizasyonla oluşur. Işınlama sonrası polimerizasyon 100 µs içinde başlar. Polimerizasyon arttıkça büyüyen zincirin ucu ile monomerler arasındaki mesafe artar ve 1 saniye içinde hızlı polimerizasyon sona erer ve yerini optik yoğunluktaki logaritmik artışa

birakır. 24 saat sonra logaritmik artış doyuma ulaşır. Bu nedenle üretici kalibrasyon taraması yapmak için tercihen 24 saat ve en az 2 saat beklemek gerektiğini belirtiyor. Aksi takdirde 2 -3 dk gecikmeler bile >% 3 hata getirebilir. Bizim de yaptığımız gibi 24 saat bekledikten sonra tarama yapıldığında 2-3 saatlik gecikmeler bile doz doğruluğu etkilemez.

Film dozimetre uygulamalarında dikkat edilmesi gereken diğer bir unsur ise lateral etkidir. Menegotti ve arkadaşları 2008 yılında yaptıkları çalışmada taranan filmin pozisyonunu tarama yönüne dik (lateral) yönde değiştirdiklerinde tarayıcının cevabının da değiştiğini gözlemlemişlerdir. Bu etkiye lateral etki denilmektedir. Tarayıcının lateral kenarlarına yaklaştıkça okunan piksel değeri kırmızı kanalda %12'ye kadar farklılık göstermektedir. Filmin soğurduğu doz arttıkça lateral etki de artmaktadır. Fakat yeşil ve mavi kanal cevabı lateral etkiden 0 – 40Gy doz aralığında en fazla %2 etkilenmektedir. Normalde diacetylene polimerleri oldukça anizotropiktir. Buna rağmen filmdeki polimerlerden geçen ışık polarize olur. Lateral etkinin temel nedeni filmde geçen ışığın polarizasyonudur. Eğer radyokromik filmdeki parçacıklar gelişigüzel yönelimde olsalardı, geçen ışık polarize olmamış olurdu. Filmlerin üretiminde kaplama işlemi sırasındaki sıvı akışı ile parçacık yönelimi istenmeyerek ayarlanmış olur ve monomerler belli bir yönelimde dizilmeye zorlanmış olur. Bu nedenle Gafkromik EBT filmler polarizördür. Lateral etkinin oluşmasında tarayıcının da rolü vardır. Tarayıcıların optik yollarında aynalar ve lensler vardır. Tarama penceresinin ortasında filmde geçen ışığın optik aygıtlara gelme açısı 90°'ye yakındır. Ancak lateral kenarlara yaklaştıkça ışığın gelme açısı azalır veya artar. Filmde geçen ışığın polarizasyonundan dolayı ışığın kırılma ve yansıma özellikleri merkezden laterel kenarlara gittikçe azalır. Sonuç olarak mükemmel homojenlikteki filmi mükemmel düzlükteki bir demetle ışınlansa dahi tarama penceresinin lateral kenarına yakın olan bölgelerdeki doz merkezdeki doza göre daha fazla gözükecektir. Gafkromik filmlerin tarama yönüne bağlı olarak farklı radyasyon cevabı vermesinin nedeni de aslında ışığın polarizasyonunun filmin yönüyle değişmesidir. Bu nedenle kalibrasyon ve ölçüm taramalarını tarayıcının merkezinde ve filmin hep aynı tarafı ve yönü kullanılarak yapmak uygun olacaktır.

Mizino ve arkadaşları ışınlanmamış EBT2 filmlerin kutudan kutuya farklılığının 0.1%'den 0.4%'e kadar değişirken 0.5-3 Gy doz aralığında 5 farklı lot kutuda ışınlanmış EBT2 filmlerin farklılığının 0.2%'den 1.5%'e kadar değiştiğini belirtmişlerdir. Buna karşın ışınlanmış ve ışınlanmamış kutudan kutuya farklılığının EBT3 filmlerde 0.2%'den 0.6%'e kadar de-

ğiştiiğini vurgulamışlardır (8). Her lot için ayrı kalibrasyon yaparak üretimdeki farklılıklardan dolayı karşımıza çıkan bu belirsizlik en aza indirilebilir.

Üretici Gafkromik EBT filmlerin her yerinde aktif katmanın kalınlığının aynı olduğunu garanti etmiyor. Üretim işleminde aktif katmanda az miktarda kalınlık varyasyonu olacağını belirtiyor. Bu katman kalınlığı varyasyonunu hesaba katmak için Micke ve arkadaşları 2011 yılında çok kanallı kalibrasyon ile film inhomojetisini düzeltme yöntemini yayınlamışlardır (9). EBT filmler şeffaf iken EBT2 ve EBT3 filmlerde aktif katmana radyokromik olmayan bir çeşit sarı boya eklenerek çok kanallı analiz ile homojenite düzeltmesi yapmak mümkün olmuştur. Sarı boya mavi kanal sinyalinde doz bilgisini çekinik hale getirirken filmin aktif katman inhomojenite bilgisini baskın hale getirmiştir (Şekil 1). Böylece kırmızı ve yeşil kanaldan gelen doz verisinin mavi kanaldan gelen aktif katman kalınlığı verisi kullanılarak düzeltilmesi mümkün olmuştur. Sonuç olarak kırmızı kanala göre çok daha az lateral etki



Şekil 1. Kalibrasyon eğrisi

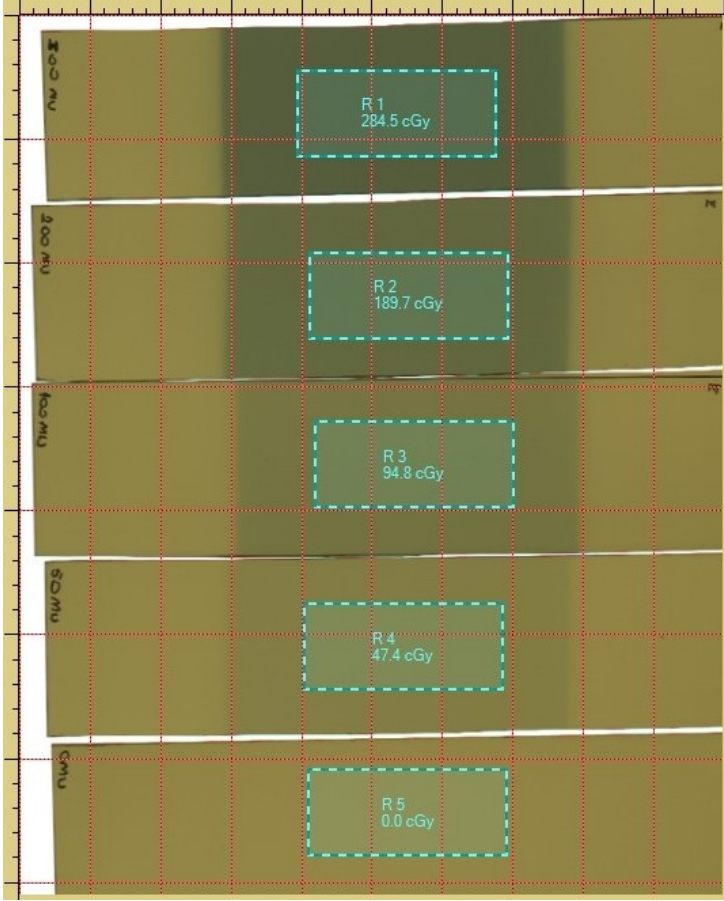
gözlenen yeşil ve mavi kanalın da doz kalibrasyonu ve ölçümlerde kullanılması mümkün olmuştur. Kliniğimizde yapılan ölçümlerde %2/2mm gama analizlerinde testi geçen ortalama piksel oranı eski alışkanlığımız olan sadece kırmızı kanal analizinde %87 iken çok kanallı analizde mavi kanal heterojenite düzeltmesi ile %97'ye ulaşmıştır.

Daha önce bahsettiğim gibi %80-%20 arasındaki rölatif nem varyasyonları %15'e kadar doz hatalarına neden olabilir. Sıcaklık ve nem değişiminden kaynaklanan hatalar ayrıca taramalar arasındaki varyasyona bağlı hatalar, filmin yaşlanmasına bağlı hatalar kalibrasyon kontrol filmleri kullanarak azaltılabilir. Bu amaçla Lewis ve arkadaşları yaptıkları çalışmada

ölçüm yapılacak olan filmde bir veya bir kaç parça filmin kesilerek kalibrasyon kontrol filmi olarak kullanmışlardır (10). Filmin ölçüm anındaki nem gibi fiziksel niceliklerden kaynaklı renk sinyalindeki değişim bilgisini içeren kalibrasyon kontrol filmlerine bilinen doz verildikten sonra taramadan alınan sinyal kalibrasyon fonksiyonunun düzeltilmesinde kullanılır. Tek taramada kalibrasyon kontrol ve ölçüm filmleri taranarak taramalar arası varyasyondan kaynaklı belirsizlikler de hesapla düzeltilmiş olur. Böylece ışınlama - tarama arasındaki bekleme süresi de kalibrasyon fonksiyonundaki düzeltme kullanılarak azaltılabilir.

Film dozimetreyi pratikte kullanırken doz verisini değiştirmemek için filmi kenarlarından tutarak veya eldiven kullanılarak çalışmak uygun olacaktır. Gafkromik film dozimetre görünür ışıktan azda olsa etkilenmektedir. Bu nedenle güneş ışığına maruz bırakmamak ve oda ışığına maruz kalma süresini sınırlamak gerekmektedir. Tarama kaynaklı hataları en aza indirmek için tarama penceresinin ortasını kullanmak, tarayıcının fotografik renk düzeltmelerini kapatmak, tarayıcıyı en az 30 dk önce açmak, 3-4 ön izleme taraması yapmak, optimum bit ve dpi değerleri kullanmak gibi yöntemler kullanılabilir. Film çok küçük parçalar halinde kesmek mekanik strese neden olacağı ve film kenarlarında bükülme oluşacağı için en az 5x5 cm² büyüklüğünde kalibrasyon filmleri kullanmanın yeterli olacağı görüşündeyim. Kendi kalibrasyonlarımızı 10" boyutunda olan gafkromik EBT3 filmleri 2"lik 5 eşit parçaya bölerek 0 – 300 cGy arasında 5 kalibrasyon noktası belirleyerek 5 cm derinlikte 10x10 cm² alanda SAD 100 cm'de yaptık (Şekil 2). Kliniğimizde film analizi amaçlı Gafkromik filmleri üreten firmanın ticari olarak kullanıma sunduğu Film QA Pro yazılımını kullanmaktayız. Ancak yurtdışı ziyaretlerimde film dozimetreden ve yazılım dilinden iyi anlayan meslektaşlarımızın kendi yazılımlarını üreterek çok kanallı analiz yaptıklarına şahit oldum. Film kaynaklı hataların analizlerimize yansımaması için artık film dozimetre tarihinde yeni sayılabilecek çok kanallı analiz yaklaşımını benimsememiz gerektiği düşüncesindeyim. Günümüzde firmalar cihazla entegre kullanımı kolay elektronik portal dozimetre sistemlerini kullanıma sunmuşlardır. Pek çok meslektaşımız gibi bizim de IMRT ve VMAT planlarının rutin kalite kontrolünde ilk tercihimiz aSi portal dozimetreler oluyor. Fakat bağımsız bir 2 boyutlu kalite kontrol ile kendini sağlama almayı kim istemez ki? Bu noktada film dozimetre iyi bir seçenek oluyor. Ayrıca film dozimetreler, aSi dedektörlerin bazı modelleri gibi saturasyon problemleri yaşamadığından özellikle SRS/SBRT gibi yüksek doz hızlı ışınlamaların kalite kontrollerinde mantıklı bir tercih sebebi olabilir. Kliniğimizde kalibrasyon eğrisini oluşturduktan 3-4 ay sonra bile kalibrasyon kontrol filmleri

kullanılarak yapılan ölçümlerde ilk günkü gama analizi değerlerini elde etmenin mümkün olduğunu gördük. Ayrıca artık gelişmiş yazılımlar ile tek taramada kalibrasyon kontrol filmleri kullanarak ışınlama sonrası bekleme süresini 15-20 dakika gibi kısa bir süreye indirdik.



Şekil 2. Kalibrasyon Filmleri

Sonuç olarak film dozimetreler kusursuz uzaysal çözünürlükleri, enerji ve doz hızından bağımsız olmaları gibi değerli özellikleri ile biz medikal fizikçiler için çok faydalı ölçüm seçenekleridir. Ancak katı hal yapıdaki bir pasif dozimetre olarak ısı, ışık, sıcaklık, nem gibi çevresel faktörleri dikkate alarak ve filmin bekleme ve işlenmesi süreçlerindeki yöntemlerimizi optimize ederek film dozimetreyi kliniğimiz için vazgeçilmez bir araç olarak kullanmak mümkündür. Günümüzde artık karmaşık elektronik ölçüm sistemlerinin bile rutin kullanıma gelene kadar ciddi bir tecrübe etme ve öğrenme süreci gerektirdiği hepimizin malumudur. Bu sistemler kadar film dozimetrisinin de çeşitli toplantılarda tartışılmasının ve gündemde tutulmasının mesleğimizi zenginleştireceği düşüncesindeyim.

Yücel AKDENİZ

Kaynaklar

- 1 - AAPM TG 55
- 2- Borca V. ve ark. , Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. , Journal of applied Clinical medical physics, 2013
- 3- Massillon K. ve ark. , Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams. , International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2012
- 4- van Battum ve ark. ,Accurate dosimetry with GafChromic™ EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable? Medical Physics, 2008
- 5 -Hernida-Lopez ve ark. , Technical Note: Influence of the phantom material on the absorbed-dose energy dependence of the EBT3 radiochromic film for photons in the energy range 3 keV–18 MeV. Medical Physics, 2014
- 6 - Girard ve ark. ,Reference dosimetry using radiochromic film. Journal of applied Clinical medical physics, 2013
- 7 - Menegotti ve ark. , Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. ,Medical Physics. ,2008
- 8 - Mizino ve ark. ,Comparing Homogeneity Between Gafchromic Film EBT2 and EBT3. ,Medical Physics, 2014
- 9 - Micke A ve ark. ,Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. ,Medical Physics, 2011
- 10 - Lewis ve ark. , An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. ,Medical Physics, 2012



YÜCEL AKDENİZ: Medikal Fizik Uzmanı Yücel Akdeniz 1983 yılında Afyonkarahisar'da doğmuştur. İlk, orta ve lise öğrenimini doğduğu ilde tamamlamıştır. Hacettepe Üniversitesinde Fizik Mühendisliği eğitimini 2008 yılında bitirmiştir. Aynı üniversitenin sağlık bilimleri enstitüsünde radyoterapi fiziki üzerine yüksek lisansını yapmıştır. Halen Çukurova Üniversitesi Fizik Bölümünde doktora eğitimine devam etmektedir. 2009 yılından bu yana Acıbadem Sağlık Grubunda Acıbadem Adana Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

SERBEST KÜRSÜ: BİR MEDİKAL FİZİK EKİP HASTALIĞI

KOLEKTİF NARSİSİZM ve GRUPLAR

Son yıllarda tıpkı kişilerdeki “ben-narsisizmi” gibi gruplarda da “biz-narsisizmini” ortaya koyan araştırmalar dikkat çekicidir.

Kolektif narsisizm kavramıyla, üyelerin özdeşim içinde oldukları grubun üstün ve güçlü özelliklerine yönelik fazla abartılmış, gerçeklikten kopuk bir inanca sahip olmaları ve bu doğrultuda davranışları kastedilmektedir.

Bilişimsel Sınıflandırma

İnsanların kendilerini, fiziki ve sosyal dünyayı anlamaya çalışırken, verileri algılama, seçme, yorumlama, çıkarsama, anımsama ve kullanma biçimlerine topluca “**biliş**” diyoruz.

Bilişin temelinde “**sınıflandırma**” (kategorizasyon) yatar. Gerek fiziki gerek sosyal dünyayı, temel özellikleri doğrultusunda sınıflandırırız. Eşyalar, hayvanlar, bitkiler, binalar vs. gibi, insanları da ilk bakışta en dikkat çeken cinsiyet, renk, milliyet, etnik köken gibi özellikleriyle sınıflandırırız.

Bunun işlevi, belleğimizde oluşturduğumuz genel kategoriye uygun olarak karşılaştıklarımızı yalınlaştırmak; algılama, anımsama, düşünme ve tepki verme süreçlerini hızlandırmaktır. Bu anlamda, sınıflandırma hem yararlı hem de zorunlu bir doğal süreçtir.

Bununla birlikte iş yaşamında, bu otomatik bilişsel sürecin sonuçları bazen basit bir anlamının çok ötesine giderek diğerleriyle kurduğumuz ilişki biçimini tümünden etkiler.

Sınıflandırma ve Önyargının Oluşumu

Önyargının ilk adımı grupların yaratılması, yani belirli özelliklere dayanarak bazı insanları bir gruba koymaktır. Diğer bir deyişle, önyargı, kişileri bireysel varoluşlarından değil, grup aidiyetlerinden hareketle değerlendiren bir tutumu, genellikle olumsuz ve dogmatik düşünce ve davranışları ifade eder. Çoğu önyargı toplum-sallaşma sırasında öğrenilir.



Bizim Grubumuz ve Diğerleri

“**İç-grup**” terimi, olumlu duygulara sahip olduğumuz, bizi diğer gruplardan ayıran belirgin özelliklerin olduğuna inandığımız, kendimizi ait ve adanmış hissettiğimiz gruplar için kullanılır. “**dış-grup**” ise, kendi grubumuzun dışındaki herhangi bir alternatif grup olup, üyesi olmadığımız, bizim için anlam ve önem taşımayan, özelliklerini çok bilmediğimiz, yine de kimi zaman hakkında belirgin duygu ve düşüncelere sahip olduğumuz gruptur.

Araştırmalar, tüm kültürlerde, genel olarak insanların iç-grup üyelerini, dışarıdakilere göre çok daha olumlu değerlendirdiklerini ve daha fazla yardım etme eğiliminde olduklarını göstermekte. Bununla birlikte, grup-İçi ile grup-dışı arasına çekilen çizginin kalınlığını, kültürel etmenler, iç-grubun normları, liderlik tarzı ve üyelerin kişilik özellikleri belirler.

“Unutulmamalıdır ki, ne insan biliş sisteminin çalışma biçimi, ne de gruplar arasındaki kaçınılmaz “farklar” tek başlarına önyargı ve ayrımcılığın nedeni değildir. Demokratik ve evrensel hukuk kurallarının herkesin ve her grubun haklarını koruyan, her türlü ayrımcılığı yasaklayan koruyucu şemsiyesi yetersiz kaldığında, farklı özellikleri olan grupların ve kişilerin iş hiyerarşisi içinde “aşağıda” ve “dezavantajlı” olarak konumlandırılmaları ayrımcılığı doğurur.”

İç-grup Yanlılığı, Dış-grup Homojenliği

İç-grubun üyesi olarak tanımlananlara olumlu duygu ve davranışlar sergilenip kayırmacılık yapılırken, dış-grup üyelerinin birbirlerine gerçekte olduğundan daha fazla benzediği (homojen olduğu) algısının yaygın olduğu ise bir başka bulgudur. Ayrıca, iç-grupla “**özdeşim**” düzeyi ne denli yüksekse, dış-gruplara yönelik “**negativizm**” (nefret, düşmanlık, önyargı, ayrımcılık) o denli artmaktadır. İç-gruba yönelik algılanan bir “**tehdit**” gruba yönelik bağlılık ve özdeşimi daha da arttırmakla kalmaz, dış-gruplara yönlendirilmiş “**nefret**”, “**önyargı**”, ve “**ayrımcılığı**” da besler.

Bununla birlikte, kuşkusuz ne tüm insanlar ne de tüm gruplar diğerlerine karşı önyargılara ve bunların sonucunda açıkça ortaya konan ayrımcı tutum ve davranışlara sahipler.

İnsanların doğal bir bilişim ve bellek sistemi özelliği olan sosyal sınıflandırma, ancak uygun sosyal, tarihsel ve ekonomik iklimlerin, bazı baskın grup dinamiklerinin etkisiyle keskin uçlara ve diğerlerine yönelik ayrımcılıklara evrilir.

Kolektif Narsisizmin Diğer Sonuçları:

Kolektif narsisizmi yüksek grupların, düşük olanlara kıyasla, dış grupları daha çok tehdit olarak algıladıkları; dış-grupları hoş görmekten ve bağışlamaktan kaçındıkları; savaş ve askeri saldırganlığı, toplumsal egemenliği, sağ-kanat otoriterliği ve kör yurtseverliği (hiçbir durumda ülkesi hakkında eleştirel bir konum alamama) benimsedikleri ortaya konmuştur.

Biz-narsisizmi, bir grup yetke ve güze sahip olduğunda ve egemen konumda olduğu zaman son derece yıkıcı sonuçlar yaratabilir.

Sosyal Kimlik ve Kolektif Narsisizmin

Yeniden Üretimi:

Grupların biz-narsisizmlerinin yanı sıra, **“sosyal kimlik kurgularının”** biz-narsisizminden de söz etmek gerekir. Örneğin; ırkçılık, cinsiyetçilik, milliyetçilik, homofobi, kadın düşmanlığı radikal dincilik gibi konular, bizatihi bağımsız bir yapı gibi kolektif narsisizmi üretir ve bu konulara ilişkili bireylere toptan olarak ayrımcılık uygular. Bir anlamda onları gayri meşrulaştırır. Bu süreç, bu kez, dışlanan ve ayrımcılığa uğratılan grupların biz-narsisizmlerini besleyip, iç-grupta var olanı da yeniden üretir. Bu kısır döngü, iç-grup ve dış-grup uzlaşımını çok zorlaştırır; barış süreçlerinin tüm taraflarca içselleştirilerek yaşama geçirilmesi çok zaman alır. Özellikle de uzun süre boyunca **“dışlayıcı/muhafazakar”** türden ayrımcılığın sergilenmiş olduğu süreçlerin sonunda uzlaşım ve barış, neredeyse olanaksızdır.

Sonuç:

Unutulmamalıdır ki, ne insan biliş sisteminin çalışma biçimi, ne de gruplar arasındaki kaçınılmaz “farklar” tek başlarına önyargı ve ayrımcılığın nedeni değildir. Demokratik ve evrensel hukuk kurallarının herkesin ve her grubun haklarını koruyan, her türlü ayrımcılığı yasaklayan koruyucu şemsiyesi yetersiz kaldığında, farklı özellikleri olan grupların toplumsal hiyerarşi içinde “aşağıda” ve “dezavantajlı” olarak konumlandırılmaları ayrımcılığı doğurur.

Ayrımcılığı yaygınlaştırırsa, farklılıkların algılanma biçimleri; bazı grup özelliklerinin diğerlerinden üstün olduğuna dair inançlar; her düzeyde erkin, “farka” ve “farklı olana” yaklaşımı; siyasi erkin birleştirici veya bölücü-dışlayıcı “biz-onlar” yaklaşımı; dışlayıcı, ayrımcı söylemsel yapı, grupların ürettiği kolektif narsisizmdir.

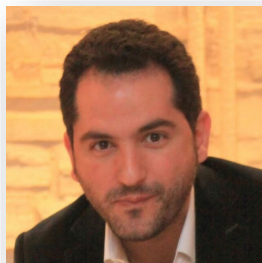
Antidemokratik Gruplar ve Kolektif Narsisizm

İç dinamikleri gereği **“antidemokratik”** grupların kolektif narsisizmi sergileme olasılığı, demokratik gruplara göre çok daha güçlüdür.

Demokratik gruplarda lider daha çok koordinatör görevi görür. Önemli kararlarda lider dâhil tüm üyelerin katkısı ve söz hakkı eşittir. Herkesin görüş, öneri ve eleştirilerini paylaşmaları özellikle teşvik edilir. Kararlar, tartışılarak ve oydaşım sağlanarak alınır.

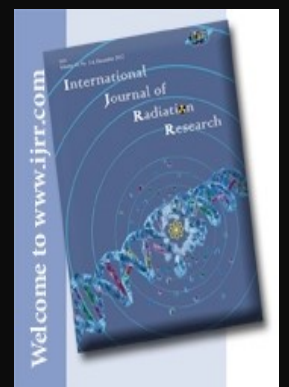
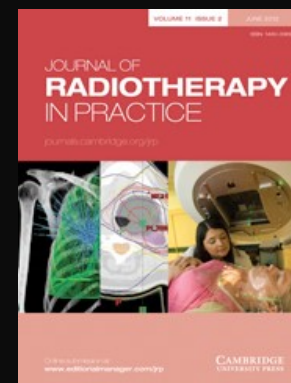
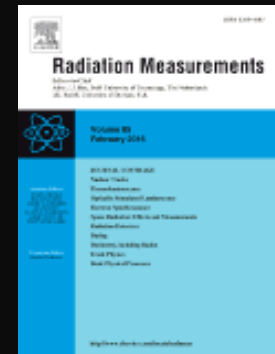
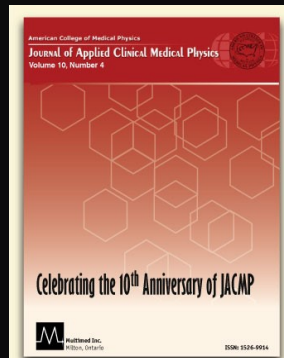
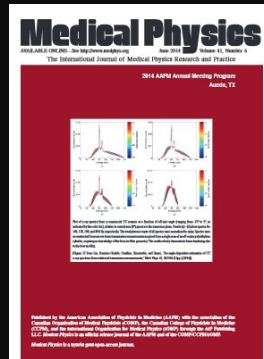
Öte yandan antidemokratik grupların dinamikleri incelendiğinde, aşağıdaki ortak özellikler görülmektedir:

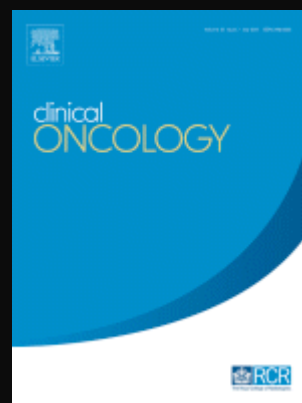
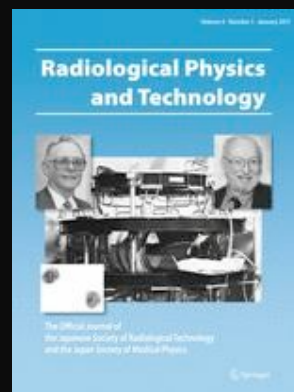
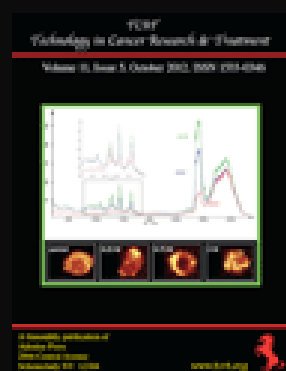
- Grup aidiyetine aşırı düzeyde önem ve değer atfetme
- Grubun, ödül ve ayrıcalıkları dış gruba oranla daha fazla hak ettiği inancı
- Üyelerden grup amacına, etkinliğine, kararlarına, yazılı ya da sözel tüzüğüne koşulsuz bir kabul, uyum ve biat göstermeleri beklentisi
- Mutlak disiplinin doğal, haklı ve gerçekçi olduğuna dair ortak değerler ve normlar
- Normlardan sapan üyelerin suçlanarak ceza görmesi, gruptan dışlanması
- Dışarıya karşı, grup içinde yaşanan her sorunun gizlenmesi, üstünün kapatılması eğilimi
- Dış-grupları ve üyelerini küçümseme, aşağılama, varlıklarına değer vermeme. Aynı duyguyu, dış-gruplara **“yansıtmanın”** sonucu, onların da kendilerine yönelik benzer olumsuz düşünceler taşıdığına, kendini düşman algıladığına dair inanç
- Toplu olarak tüm grup ya da grubun saygın bir üyesi başkaları tarafından engellendiğinde, karşı çıkıldığında, eleştirildiğinde, kınandığında, sınırlandığında ya da cezalandırıldığında, kibir, öfke, saldırganlık ve güçlü savunularla tek vücut olarak hareket etme
- Liderinin beklenti, talep, yönerge ve kararlarına ve/veya çoğunluk kararlarına koşulsuz kabul ve uyum



GÖRKEM GÜNGÖR: 1981 Gölcük'te doğdu. 1999 yılında İçel YKAL'den mezun olduktan sonra, 99 senesinde Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliğini kazandı. 2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziki Yüksek lisans programına girdi. Aynı yıl H.Ü. Tıp fakültesinin mühendis kökenli ilk asistanı oldu. 2007 yılında istifa edip Acıbadem Sağlık Grubu'nda kurulacak olan radyoterapi bölümlerinden sorumlu medikal fizik uzmanı olarak çalışmaya başladı. Ayrıca 2010 yılında Acıbadem Üniversitesinde medikal fizik yüksek lisans programında öğretim görevlisi olarak çalışmaya başladı. 2008 yılından bu yana Acıbadem Maslak Hastanesinde görev yapmaktadır.

IMPACT FACTOR DEĞERİNE SAHİP ULUSLARARASI DERGİLER







medfizonline@gmail.com

BİZE YAZIN

Sorularınızı Bekliyoruz!

Ayın tartışma konusu: "Absorbe doz protokollerinin neresindeyiz?" Hepimizin kendi kendine sorduğu bir sorudur bu aslında. "Ben ne kadar doğru yapıyorum?" Bu ve bunun gibi soruların ve belirsizliklerin aynısını Gökhan Aydın da sordu. Yalnız bir farkla... Bu sefer, bu soruyu aynı zamanda size de sordu... Düşüncelerinizi merakla bekliyoruz.

Bu sayımızda, sadece Gökhan değil, AAPM TG 71 konusuyla Cemile Ceylan ve kullanıcı tecrübesi konusunda Film dozimetreyi konu alan Yücel Akdeniz de sorularınızı ve görüşlerinizi bekliyor...

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

medfizonline@gmail.com



YAZARIMIZ OLUN

Yazarlarımızı Bekliyoruz!

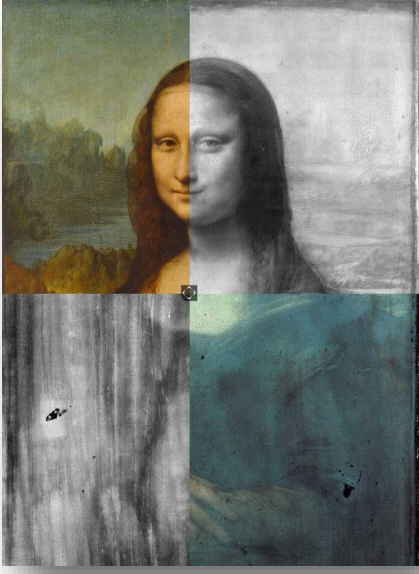
Bu dergi hepimize ait. Bu dergi okumaktan zevk alan, yazmaktan zevk alan, dinlemekten zevk alan, düşünmekten, öğrenmekten, yeni bir bilgi keşfetmekten, korkusuzca eleştirmekten, uzlaşmaktan, araştırmaktan, dostluktan ve dost olmaktan, var olmaktan ve medical fizik uzmanı olmaktan zevk alan herkese aittir.

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.

medfizonline@gmail.com





Mona Lisa (La Gioconda veya La Jocenda) , 1504 Leonardo Da Vinci, Lourve Müzesi

Da Vinci'nin en bilinen eserinin, X ışını ve kızılötesi görüntüleme teknikleri kullanılarak elde edilmiş son halidir. Resmin, X ışını ve kızıl ötesi görüntülerinin görüntü kılavuzluğu (Image Guidance) tekniği ile füzyon yapılarak birbirleri ile eşleştirilmiştir. Bu sayede bu gizemli ve paha biçilmez resmin, bir çok sırrı ortaya çıkmıştır.

medfizonline@gmail.com

