

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERĐİ

HAZİRAN—TEMMUZ 2021

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 33



Çin Tibet' te ay doğuşu

BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- TÜRK RADYASYON ONKOLOJİSİ DERNEĞİ BAŞKANI PROF. DR. GÖKHAN ÖZYİĞİT İLE RÖPORTAJ
- PET/BT KABUL TESTLERİ VE KALİTE GÜVENCESİ: AAPM TG-126 RAPORU
- YÜZEYEL BRAKİTERAPİ: AAPM VE GEC-ESTRO ORTAK RAPORU TG-253
- FULL REPORT OF AAPM TG-235 RADIOCHROMIC FILM DOSIMETRY: AN UPDATE TO TG-55



BAŞ EDİTÖR

Haluk Orhun

orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

Boran M. Güngör

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçük

halilkucuk@gmail.com

Mertay Güner

mertayguner@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Türkey Toklu

turkaytoklu@yahoo.com

DERGİ TASARIM VE YAZI

Ebru Oruç Bakır

Mertay Güner

Esra Küçükorkoç

Mustafa Çağlar

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Canan Köksal Akbaş

Esil Kara

Fusun Tokatlı

Mustafa Demir

Şilem Ertürk

Sinem Akyol

Umut Efe Dokurlar

Yücel Akdeniz

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

SOSYAL MEDYA

Aykut Oğuz Konuk

Yılmaz Şahin

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **TÜRK RADYASYON ONKOLOJİSİ DERNEĞİ BAŞKANI PROF. DR. GÖKHAN ÖZYİĞİT İLE RÖPORTAJ**
- **KOCAELİ DEVLET HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ**
- **RADYOTERAPİDE FİZİK PLAN VE FRAKSİYONASYON ŞEMASI DEĞERLENDİRME İÇİN STRATEJİLER: AAPM TG-275 RAPORU, 1-4.BÖLÜM**
- **BEO OSL İLE IN-VIVO DOZİMETRİ**
- **PET/BT KABUL TESTLERİ VE KALİTE GÜVENCESİ: AAPM TG-126 RAPORU**
- **YÜZEYEL BRAKİTERAPİ: AAPM VE GEC-ESTRO ORTAK RAPORU TG-253**
- **FULL REPORT OF AAPM TG-235**
- **RADIOCHROMIC FILM DOSİMETRY: AN UPDATE TO TG-55**
- **KORONA GÜNLERİNDE RESİM**
- **MEDİKAL FİZİK İLİ İLGİLİ YAYIN YAPAN DERGİLER**

e-posta: medfizonline@gmail.comweb: www.medikalfizik.org

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

BASIM

e-kopya

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MERHABA

3. Sayımızla tekrar birlikteyiz. Bir başka ifade ile 5.5 yıllık serüvenimize ulaşmış oluyoruz, yoğun, keyifli ve paylaşımcı bir çalışma ortamı sayesinde. Her aşamada meslektaşlarımızın katkıları bizlere bu mutluluğu yaşattığını vurgulamak gerekiyor.

MedFiz@Online e-dergisinin hem günceli yakalama, hem de yazı trafiğini ayarlama aşamasında en sıkıntılı olduğumuz konunun sayfa sayısını belli bir sayının üstüne çıkarmama çabası olarak gözüküyor. Pek de kolay değil.

33. Sayımızda, yeni seçilen TROD (Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği) Yönetim Kurulu Başkanı Prof. Dr. Gökhan Özyiğit hocamızla bir röportaj yaptık ve kendisine sorular yönelttik. Ortaya zevkle okunan bir yazı çıktı. Böylece, dergimizin yeni seçilen TROD Başkanlarıyla görüşme geleneğini sürdürmüş olduk.

TROD Yönetim Kurulu'na yeni dönemde başarılar diliyoruz MedFiz@Online ekibi olarak.

TROD Yönetim Kurulu, Medikal Fizik Çalışma Grubu Başkanı olarak meslektaşımız Prof. Dr. Hilal Acar'ı görevlendirdi. Çalışma grubunun amacı, medikal fizik alanında yapılacak çalışmalara yön vermek ve kongre ve bilimsel kurslar hakkında görüş oluşturmak şeklinde tanımlanmış. Çalışma grubunun değerli çalışmalara imza atacağına inanıyoruz.

Bilindiği gibi, IOMP (International Organisation for Medical Physics) kuruluşu tarafından 26-30 Nisan 2021 tarihleri arası "Medikal Fizik Haftası" olarak belirlenmişti. IOMP Covid-19 sınırlaması nedeniyle bu haftayı beş adet online webinar ile değerlendirdi.

Webinar'ların konuları gerçekten güncel sorunlara ayrıldığı için meslektaşlarımızı bilgilendirmek istedik.

- Asırlık teknolojinin yerini alma potansiyeli taşıyan yeni bir kaynak: Monokromatik X-Işınları
- Medikal fizik ve Yapay Zeka uygulamaları.
- Hastaların radyasyondan korunması: WHO ve ICRP'nin katkıları.
- Temas korunması hasta güvenliğini artırır mı?
- Radyonükleit tedavisinde sosyal mesafe.

Tüm webinar'lara IOMP sitesindeki kayıtlardan ulaşılabilir.

RADKOR (Radyasyondan Korunma Uzmanları Derneği) 29 Mayıs tarihinde "Radyasyondan Korunmada Güncel Yaklaşımlar Çalıştayı" konu başlığı ile bir toplantı düzenledi.



Günümüzün Radyasyondan Korunmada öne çıkardığı sorunlara değinen çalıştayın programında yer alan konular şöyle sıralanmış;

- Radyolojik Korunmada Yeni Yaklaşımlar, Radyasyondan Korunmada Teknolojik Gelişmeler/, ALARA İlkesi ve Pratik Uygulamalar, Radyolojik Uygulamalarda Gerekçeleştirme ve Etik Yaklaşımlar,

AAPM ve ICRP'den Tıpta Güncel Radyasyon Kullanımının Etik Yönleri,

- Endüstriyel Uygulamalarda Radyasyondan Korunma,
- Düşük Doz Radyasyonun Sağlık Etkileri/Yeni Yaklaşımlar,
- Radyasyondan Korunma Uzmanlarının Eğitimi,
- Radyasyondan Korunmada Yeni Güncellemelerin Gereksinimi,

Nükleer Düzenleme Kurumunun Güncel Yaklaşımları,

Tanısal Uygulamalarda Radyasyondan Korunmada Güncel Yaklaşımlar,

Tedavi Uygulamalarında, Radyasyondan Korunmada Güncel Yaklaşımlar,

Endüstriyel Uygulamalarda, Radyasyondan Korunmada Güncel Yaklaşımlar,

Gelecek sayımızda, ilgili çalıştay hakkında detaylı bilgileri vermeyi planlıyoruz.

Bu sayımızın kapağında ilk kez medikal fizik temasını içermeyen bir fotoğraf kullandık. Görüşlerinizin nasıl olacağını merak ediyoruz.

Yeni sayımızda buluşmak üzere.

Saygılarımızla.

Haluk Orhun

KOCAELİ DEVLET HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ



Med. Fiz. Uzm. Umut Efe Dokurlar

Kocaeli Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü 2007 yılında kurulmuştur. Bölümümüzde güncel durumda bir adet Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı, bir adet Tomotherapy Hi-Art tedavi cihazı ve bir adet Shimadzu marka CT-Simülatör cihazı bulunmaktadır. Kliniğimizde 4 Radyasyon Onkoloğu, 4 Medikal Fizik Uzmanı, 11 Radyoterapi Teknikeri, 1 Hasta Kabul Personeli ve 1 Temizlik Personeli görev yapmaktadır. Tomoterapi cihazımızda yoğunluklu olarak Prostat, Baş-Boyun, Pelvik Bölge hastalarımız tedavi görürken Lineer Hızlandırıcı cihazımızda Akciğer, Meme ve Palyatif hastalar tedavi görmektedir. Bu cihazlarımızda günlük ortalama 60 hasta tedaviye alınmaktadır.

Cihazlarımız

Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

- 6 MV, 18 MV Foton Enerjileri
- 6,9,12,15 MeV Elektron Enerjileri
- 80 MLC
- iViewGT (2-Boyutlu Hasta Görüntüleme Sistemi)
- XVI (3-Boyutlu Hasta Görüntüleme Sistemi)

Tomotherapy Hi-Art Tedavi Cihazı

- 6 MV Foton Enerjisi

Dozimetrik Ekipmanlarımız

- IBA Blue Phantom 2
- IBA I'mRT MaTriXX
- 40x40 ve 30x30 Katı Fantom Setleri
- IBA DOSE-1 Elektrometre
- IBA CC13,FC65-P,PPC40 İyon odaları
- PTW UNIDOSE Elektrometre
- PTW TM 30013, TM 31010, TM 31015 İyon

Odaları

- PTW 2-D ARRAY SEVEN29
- PTW MP3-T Su Fantomu
- STANDARD IMAGING TomoElectrometer
- STANDARD IMAGING A1SL, A17 İyon Odaları

Klinik Kadro**Radyasyon Onkolojisi Uzmanları**

- Uzm. Dr. Abdullah YILMAZ
- Uzm. Dr. Arzu ERKAL
- Uzm. Dr. Çiğdem KILIÇ EDİNCİK
- Uzm. Dr. Mehmet Tamer TUNCER

Medikal Fizik Uzmanları

- Umut Efe DOKURLAR
- Fikri KURT
- Adem GÜNEN
- Pınar HARMANKAYA

Radyoterapi Teknikerleri

- Özgür KAYACAN
- Mesut EKEREL
- Aynur GÜLSOY
- Merve Gonca KILIÇ
- Fatih KILIÇ
- Şenol KAYIM
- Volkan ÇAKIR
- Fatih YILDIRIM
- Engin DEĞMEZ
- Esra POLAT OYAN
- İrem YAŞAR

Hasta Kabul Personeli

- Yalçın DUYSU

Temizlik Personeli

- Zeyti USTA

**Med. Fiz. Uzm. Umut Efe Dokurlar**

20012 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu.

2014 yılında Ege

Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Bölümünde yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2015 yılında Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesinde çalıştıktan sonra 2016 yılı itibariyle Kocaeli Devlet Hastanesinde görev yapmaya başladı.

TÜRK RADYASYON ONKOLOJİSİ DERNEĞİ BAŞKANI Prof. Dr. GÖKHAN ÖZYİĞİT İLE RÖPORTAJ



Resim 1. TROD genel kurulu sonrası dernek merkezinde ilk TROD yönetim kurulu toplantısı, uzman ve asistan temsilcilerinin katılımlarıyla gerçekleştirildi.

Bu sayımızda Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD) başkanlığına yeni seçilen hocamız Sayın Prof. Dr. Gökhan Özyiğit hocamızı konuk etmekteyiz. Kendisi ile keyifli bir röportaj yaptık. Sorularımıza içtenlikle cevap verdi. Şimdiden söyleyelim, keyifle okuyacaksınız.

Soru 1. TROD başkanlığına seçildiğiniz için MedFiz@Online ailesi olarak sizi ve yönetim kurulunuzu tebrik ederiz. TROD Başkanlığınızın daha ilk günlerinde davetimizi kabul edip sorularımızı yanıtladığınız için çok teşekkür ederiz. COVID-19 ile mücadelede ülkemiz radyasyon onkolojisi bölümleri nasıl bir sınav veriyor? Dernek olarak nasıl destek oluyorsunuz?

Cevap 1: Radyasyon Onkolojisi özellikli bir branş, çok sayıda bilinmez olduğu bir ortam içinde sağduyulu kararlarla süreci bu ana kadar hasarsız bir şekilde

yürüttüğümüzü söyleyebilirim. Ülkemizde ilk Covid-19 olgusunun bildirildiği günden bu yana radyasyon

onkolojisi hizmetleri kesintisiz devam ediyor. Pandeminin hemen başında ulusal kılavuzları hazırlayarak, web sitemizde yayınladık. Sağlık Bakanlığımız ile yakın iletişimde kaldık. Üyelerimizle iletişim kanallarımızı açık tutmaya gayret ettik. Eğitim programlarımızı azaltmak bir yana, daha da arttırdık. Doğal olarak tüm eğitimler çevrimiçi platformlara taşındı. Ancak şunu hatırlatmak isterim ki, pandemi öncesi ayda 1-2 aktivite yaparken, salgın döneminde hemen hemen her hafta aktivitelerimiz oldu. Sadece ulusal değil, uluslararası ortak etkinlikler de gerçekleştirdik. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongremizi sanal ortama taşıdık. Gerçekten yüksek katılımlı, başarılı ve geri dönüşleri çok olumlu oldu.

Radyoterapi Fiziği programını daha önce yüz yüze iki günlük bir kurs dâhilinde yaparken, bu program tam beş ay ve her salı akşamı olacak şekilde düzenlendi. Size bu noktada bazı rakamlar vermek istiyorum.

Kursumuza 200 civarında kayıt oldu. Kursların tamamı kayıt altına alındı. Bu kayıtların sonradan izlenme sayıları inanılmaz. Çok başarılı çevrimiçi iki sınavımız 170'in üzerinde katılımı gerçekleştirildi. Katılımcıların sınavda göstermiş oldukları üstün başarı eğiticilerimizin konularını ne kadar iyi aktardıklarının objektif bir göstergesi. Bu konuda bizlere destek veren tamamı doktoralı radyoterapi fizikçisi arkadaşlarımıza çok teşekkür ederiz. Elbette çevrim içi kursun fikir babası, programın hazırlayıcısı ve yürütücüsü Prof. Dr. Yavuz Anacak hocamıza teşekkürü bir borç biliriz.

Son olarak belirtmem gereken çok önemli bir husus var. İki yılı YK üyesi ve iki yılı Başkan Yardımcısı olmak üzere dört yıldır dernekte aktif görevdeyim. Ancak başkanlık görevini bir ay önce devir aldım. Dolayısı ile pandemi sürecindeki tüm bu başarıların asıl mimarları bir önceki dönem başkanımız Prof. Dr. Yavuz Anacak ve 2019-2020 dönemi yönetim kurulumuzdur. Belki de TROD tarihinin en zorlu döneminde görev yapan Yavuz hocamıza ve yönetim kurulu üyelerine bu bağlamda en içten duygularla minnettarlığımızı ifade etmek istiyorum.

Soru 2. TROD Başkanı olarak seçildiğiniz bu zor dönemde COVID-19 engeline rağmen yeni projeleriniz olacak mı?

Cevap 2: TROD tarihinin bahsetmiş olduğum zorlu süreci halen devam ediyor ve ne zaman biteceği de belirsiz. Geçen yıl pandeminin başında, Hacettepe'de çalışma arkadaşlarıma 'Her zorluk yepyeni fırsatları da beraberinde getirir.' demiştim. Tarihe baktığımızda her büyük salgının bitiminde (veba salgınları, İspanyol gribi vb.) dünyada çok büyük değişimlerin olduğunu

görüyoruz. Bu bağlamda zorluklar yenilikleri de beraberinde getirir. Onun için Covid-19'u bir engel olarak görmüyorum. TROD birlik ve beraberlik içinde **tek uzmanlık derneği** olduğu müddetçe aşamayacağı engel yoktur. Altını çizdiğim ve kalın harflerle belirttiğim ibareye özellikle tüm üyelerimizin dikkatini çekmek isterim. Çünkü bürokratlar, diğer sivil toplum kuruluşları veya derneklerle görüşmelerde ilk soracakları klasik sorudur: 'Tek uzmanlık derneği misiniz?'. Başkent Ankara'da siyasiler ve bürokratlarla iç içeyiz. Bu da ayrı bir avantaj. Tabi bu avantajı kullanmayı bilerseniz.



Resim 2. TROD başkanı ve üyelerinin T.C. Sağlık Bakanlığı Sağlık Hizmetleri Genel Müdürü Prof.Dr. Ahmet Tekin'i makamında ziyaret etti.

Bu noktada tekrar sorunuza dönecek olursam, yeni projelerimiz elbette var. Ancak üyelerimizin birliği ve beraberliği sayesinde bu projeler bir anlam kazanacaktır. Kapsayıcı olma, temsilde adalet ve liyakat en önemli değerlerimiz. En büyük projemiz ülkemizin bayrağını ve TROD'un logosunu kendi misyon ve vizyonlarımız çerçevesinde her yerde dalgalandırmaktır. Eğer bir gün Antarktika kıtasında da radyoterapi imkânı olursa oraya bile gidebiliriz. Bu uluslararası açılım hamlesinde aslında tüm

paydaşlarımız ile beraber güçleneceğiz. Mevcut durumda gerek insan kaynakları gerekse radyoterapi alt yapısı açısından 'muasır medeniyetler' ile aramızda çok fazla bir farkın olduğunu düşünmüyorum.



Resim 3. TROD ile Elekta firması arasında 82 ülkeyi kapsayan dev iş birliği, TROD başkanı Prof. Dr. Gökhan Özyiğit ve Elekta TIMEA-Asya-Pasifik Japonya Başkanı Habib Nehme'nin imzaladıkları memorandum ile başladı.

Kongre Bilimsel Başkanlığını yaptığım ve ESTRO, IASCL gibi derneklerle beraber TROD olarak da desteklediğimiz 'Uluslararası Arap-Afrika Uluslararası Kanser Kongresi'ne toplamda dört kontur/plan değerlendirme kursu yaptık. Kongre programına da ciddi katkılarımız oldu. Bu platforma bu yılda desteklerimi sürecek. Benzer şekilde ProKnow platformu üzerinden üç kontur/planlama değerlendirme kursu gerçekleştirdik. Nijerya'dan meslektaşlarımıza serviks kanserinde konturlama/plan değerlendirme eğitimi verdik. Bu platformu Kuzey Amerika kıtası dışında ilk başarı ile test eden ve başarılı bir şekilde kullanan dernek TROD'dur. Dünyada ilk olarak bu platform web adresi 'TROD' adı altında ayrıca tescil edildi. Yani bir firmanın reklamını yapma kaygısı olmadan bu platformu bağımsız bir

şekilde kullanma hakkı edindik. Pakistan ve Slovakya'ya haziran ayı ortası rektum kanseri eğitimi vereceğiz. Yine haziran sonu Afrika'da bazı ülkelere baş-boyun konturlama kursu düzenliyoruz. Arnavutluk ve Mısır'a da bu yıl içinde ek kurslar yapmayı planlıyoruz. Özetle TROD'un artık bu yıldan itibaren uluslararası eğitim aktiviteleri için de bir takvimi olacak.

Ulusal düzeyde ise elbette ana misyonumuz olan üyelerimizin özlük haklarının korunması noktasında projelerimiz olacak. Ankara'nın konum avantajını sonuna kadar kullanacağız. Kadro/unvan katsayımız ile ilgili başvurumuzu Sağlık Bakanlığımıza yaptık. SUT ile ilgili aleyhimize olan maddeler için Danıştay nezdinde yürütmeyi durdurma/iptal için davayı açtık. Başkan adaylığı yazımda belirttiğim gibi bundan sonra da aleyhimize olan tüm konularda bu hakkımızı derhal kullanacağız. Aslında küresel düzeyde güçlenen TROD, ülke içinde de güçlenecektir. GROG'u coşturuyor, gençlerimizi uçuşa geçiriyoruz. Bu hareketlilik ve enerji -emin olun- TROD'un kurumsallığına da çok olumlu etkileri olacak. Pandemi şartları izin verirse, GROG Hatay ve Kapadokya buluşmalarını bir yıl içinde gerçekleştireceğiz. Bilimsel ve sosyal açıdan onları büyük yenilikler bekliyor. Zaten bu programların çoğu başladı bile. Mentörlük programı, makale saatleri, kültürel geziler (Temmuz ayında Saffet Emre Tonguç'la Kültürel Boğaz Turu gibi), yeni radyobiyoji programı bunlardan sadece birkaçı. Bu arada iletişim araçlarını ve sosyal medyayı çok önemsiyoruz. Bu konuda çok hızlı işe başladık. Takipçi sayılarında ASTRO ve ESTRO'yu daha ilk ayımızda geçtik. Sosyal medya timi kurduk. Ayın konuklarında İnstagram canlı yayınları başlıyor. Eylül ayında ünlü belgeselci doğa insanı arkadaşım Serdar

Kılıç ile doğa kampından canlı yayın yapacağız. Çok aksiyonlu ve sürprizlerle dolu bir yayın, kaçırmayın derim. Kişisel gelişimi önemsiyor ve konuklarımızı bu bağlamda seçiyoruz. Göreve başladıktan bir ay sonra TROD için kurumsal Zoom hesabı aboneliği aldık. Aynı anda 10 farklı odada 300 kişiye kadar ulusal ve uluslararası aktiviteler yapabileceğiz. Çalışma gruplarımızın artık toplantı yapamama bahanesi kalmadı. Bazı yurt dışı kursları doğrudan kendimiz yapacağız. Eğitim programlarımızın tamamına yakını bu platform üzerinden yapılacak. Burayı nasıl etkin kullanacağımızı göreceksiniz. Web sitemiz ile bizzat ilgileniyorum. Tasarımı ve yeni yüzüyle bambaşka bir fonksiyon üstlenecek. Bu arada şunu belirtmem gerek kişisel sosyal medya hesabım yok. Twitter, facebook gibi mecralarda yokum, olmayı da düşünmüyorum. İnstagram hesabını -hesabım diyemiyorum- ise yapılan işleri görmek ve takip edebilmek için açtım. Her ne kadar kişisel hesap olsa da kurumsal temsiliyet hesabı olarak kullanmaya çalışıyorum. Yani paylaşımlar ve mesajlar hep TROD odaklı. Yani şahsi hesabımdan da sadece TROD izlenecek. Sosyal medyaya uzağım, ama teknolojiye çok yakınım. Hatta sıfırdan bilgisayar parçaları toplayıp, tüm donanım ve yazılım kurulumunu rahatlıkla yapabilirim.

Soru 3. Yakın dönemde gerçekleştirdiğiniz üç etkinliğiniz gerçekten dikkat çekiciydi. Birincisi Linak üreticisi Elekta firması ile yaptığınız iş birliği, diğerleri Pakistan Radyasyon Onkolojisi Derneği ve Advanced Integrated Cancer Foundation ile imzalanan işbirliği memorandumları. Bu etkinlikleri TROD'un global dünyaya açılımları

olarak değerlendirilebilir miyiz? Başka girişimler de olacak mı?

Cevap 3. İlk rüzgârı alıp yelkenleri alabildiğince doldurmak ve dikkat çekici yeni başlangıçlar her zaman çok önemlidir. Ama o rüzgârı, motivasyonu kaybetmemek gerek. İşte bu noktada izninizle bir önceki sorunuzla bağlantılı olarak cevabıma devam etmek istiyorum. 2018 yılında başkan adaylığı yazımı şu şekilde bitirmiştım: 'Son olarak uluslararası arenada da derneğimizi daha üst noktalara taşımak için, tanınmış üst düzey hocalarımızla beraber geçmişte olduğu gibi gelecekte de önemli çalışmalara imza atacağımızdan emin olabilirsiniz.' (<https://trod.org.tr/haber.php?id=1422>).

İşte bu bağlamda bahsetmiş olduğunuz iş birliklerinin hazırlık aşaması yıllar önce başlamıştı. Yani alt yapı çoktan ilmek ilmek örülmüştü. Geçmişteki bazı söylemler bana o zaman da çok doğru gelmezdi. Örnek: 'Bu makaleyi biz yazsak kabul etmezler.' 'Bizi niye konuşmacı ve oturum başkanı olarak ESTRO'ya almıyorlar?'. Haklılık yanları elbette vardı. Ancak bu negatif enerjili yaklaşım tarzını çok yapıcı bulmuyorum. Bireysel çabalarım ile 2010'lu yılların başında bizim GROG benzeri bir yapı olan 'ESTRO Young Task Force' grubuna Doğu Avrupa ülkelerinden seçilen o dönem tek üyeydim. ESTRO'da oturum başkanı da oldum ve yine benzer şekilde uzun yıllardır aralıksız ESTRO Baş-boyun kanserleri bildiri seçim komitesindeyim. Uluslararası kitapları da unutmayalım. Ancak geçmişte de *bireysel* olarak bu işler yapıldı. Kanımca burada temel sıkıntı **kurumsallık**. Yani bu tür işler kurumsal olmadığı sürece, bireylerle gider ve o bireylerle beraber de sonlanır. İşte gençlerimizin önlerini açmak adına,

ülkemizde uluslararası repütasyonu yüksek hocalarımızın potansiyellerini TROD bünyesinde toplayacağız. Burada egolar katıyetle bir kenara bırakılmak zorunda. Yani A kişisi B kişisi değil, kurumsal olarak sadece ülkemiz ve TROD logosu olacak. Bu bağlamda küresel açılımımızın önemli etik kuralları olacak. Aynı zamanda bu açılımın ulvi bir sosyal sorumluluk projesi olduğunu da unutmamak gerek. Özetle bu proje mülkiyetiyle TROD'a ait bir projedir. Kişilere kesinlikle bir değer aktarımı söz konusu değildir.



Resim 4. Arap-Afrika Kanser Kongrelerinin düzenleyici kurumu Mısır-Kahire merkezli "Advanced Integrated Cancer Foundation" ile iş birliği memorandumu TROD başkanı ve AICF başkanı tarafından imzalanarak yürürlüğe kondu.

Bu iş birliklerinin elbette devamı gelecek. 84 ülkeye ulaştık. Dünya yüzölçümünün yarısından fazlası. İkinci fazı Uzak Asya, Japonya, Avustralya ve Pasifik bölgesini kapsayacak. Balkanlar, Doğu Avrupa'ya da açılacağız. Adım adım, ama kararlı bir şekilde ilerliyoruz. Türkiye'de radyasyon onkolojisi alanında çok güçlü insan kaynağı ve cihaz alt yapısı olduğunu belirtmiştim. İşte bu potansiyeli kullanarak TROD'u küresel bir değer yapmakta azimliyiz. Bu arada Kuzey

Amerika başta olmak üzere bu iş birlikleri duyuldu. ASTRO ve AAPM'in bizden sonra benzer iş birliği yapmak için hazırlıklar yaptığını öğrendik. Uluslararası Atom Enerji Ajansı en üst düzeyde ilk aktivitemize katılarak, projenin içeriğini bizzat görmek istedi. TROD olarak takip edilmek güzel bir duygu. Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre kanser ölümlerinin %70'i bizim ilk anlaşmayı yaptığımız bölgede. Hâlbuki kanserin en az %30'u önlenbilir ve önemli bir kısmı da tedavi edilebilir. Bizim TROD olarak asıl amacımız en samimi duygularla kanser tedavisindeki üst düzey bilgimizi oralara aktarmak. Yine kalın harflerle altını çizerek belirteyim -satmak- değil **aktarmak**. İşte bahsetmiş olduğum ulvi duygular da burada başlıyor. İki yıl ABD'de çalışmış biri olarak şunu net ifade edeyim ki, gittiğimiz yerlere biz insanlığımızla, en ulvi ve kalbi duygularımızla gidiyoruz. Kimseye tepeden bakmıyoruz. Dolayısıyla bizi taklit etmeye çalışanların bu duygularla hareket etmedikleri müddetçe benzer başarıyı gösterebilecekleri kanaatinde değilim. Üstelik bu coğrafyada bizlerin ortak tarihsel ve kültürel bağlarının olduğunu da unutmamak gerekir. Bu da diğer bir önemli avantaj.

Soru 4. Radyasyon Onkolojisi Bölümleri teknolojinin inanılmaz gelişmesinden hızlı bir şekilde etkileniyor. Örneğin, Proton terapi, MRI Linak'lar, Flash Terapi vs. gibi. Bu etkileşimin ülkemize yansımaları nasıl değerlendiriyorsunuz?

Cevap 4: Radyasyon onkolojisi teknoloji ve cihaz bağımlısı bir branş. Dolayısı ile en ileri teknolojilerin ülkemizde olması çok önemli. Ülkemizde insan kaynakları ve teknolojik alt yapı birlikte güçlü olduğu

için TROD yukarıda bahsetmiş olduğum küresel açılımları yapabiliyor.

Soru 5. Teknolojinin diğer bir ayağı “Yapay Zekâ” ve bileşenleri “Machine Learning” ve “Deep Learning”. Yapay Zekâ görüntüleme, teşhis, otomatik konturlama, tedavi planlama, kalite kontrol, veri toplama gibi alanlarında yeni bir çığır açılıyor. Yapay zekâ konusunda ülkemizdeki çalışmaları yeterli buluyor musunuz? Radyasyon onkolojisi özelinde bu konuda ülkemizde neler yapılabilir?

Cevap 5: Sorunuza sondan başlayayım. Göreve başlar başlamaz konu ile yakından ilgilenen yönetim kurulu üyemizden bahsetmiş olduğunuz konularla ilgili bir fizibilite raporu hazırlamasını rica etmiştim. Gelen raporu inceledikten sonra hızlıca yönetim kurulumuza sunduk. Koordinatörümüzü atadık. ‘Yapay Zekâ ve Bilişim’ grubumuz oluşturuldu. Hatta mayıs ayı içerisinde Dr. Luca Boldrini ile ilk webinarımızı düzenledik bile. Yapay zekâ başta olmak üzere tüm bu teknolojiler ülkemizin en hızlı şekilde ilerleyebileceği ve kolaylıkla dünyada öne çıkacağı alanlar. TROD bünyesinde büyük çaplı projeler ve çalışmalar da hızla başlatılması planlanıyor.

Soru 6. Teknoloji ve yapay zekâ platformu, radyasyon onkologları ve medikal fizikçilerin ortaklaşa iş birliğini eskisinden daha fazla gerekli kılıyor. Bu iş birliği ile ilgili düşüncelerinizi açıklayabilir misiniz?

Cevap 6: Tamamen katılıyorum. Hatta bu bir zorunluluk. Bahsettiğim grubumuzda medikal

fizikçilerimiz de var. Biz birlikte varız. Şunu en içten duygularıyla ifade etmek isterim ki, radyasyon onkologları ve medikal fizikçiler bir bütünün ayrılmaz parçaları. Hatta yeni düzenlemelerimiz ile medikal fizikçi üyelerimize çok daha fazla olanaklar sunabileceğiz. Bunu da yaşayarak göreceğiz.

Soru 7. 2021 Yılında düzenleneceği duyurulan “Radyasyon Onkolojisi Kongresi” ile ilgili bizleri kısaca bilgilendirebilir misiniz?

Cevap 7: Aslında UROK 2021 geçen yıl yapamadığımız fiziki kongre formatında olacak. Genel Kurul nedeniyle geciken çalışmalar yeniden başlatıldı. Yeni bildirimler alınacak. Kongre Başkanımız Prof. Dr. Yavuz Anacak hocamız. Elbette pandemi koşullarına göre sanala dönüşme ihtimaline hazırlıklıyız. Bunun dışında bir kısıtlama olmadığı müddetçe yüz yüze bir kongre olacak.

Bu kongreye yetişir mi bilemiyorum, ancak daha önce olduğu gibi medikal fizik oturumları için ayrı bir salon açılması gerektiğini düşünüyorum. Eski format kanımca daha iyiydi. Sanırım üç UROK önceydi. Medikal fizikçilerimizden bu talep gelmişti. Yani mevcut format biz radyasyon onkologlarının talebi değildi. Bunun da canlı şahidiyim. Sonucun ise arzu edildiği gibi olmadığını düşünüyorum. Elbette medikal fizikçilerimizle ortak oturumlarımız entegrasyon açısından şart. Ancak ayrı bir salonun medikal fizikçilerimizin UROK’a katılımını arttırmanın yanı sıra, bizleri hem bilimsel hem sosyal açıdan bir araya getireceğini ve yeniden birbirimize kavuştuğumuz bir UROK formatı sağlayacağına eminim. Çünkü bu atmosferi yıllarca yaşamış bir nesilden geliyorum.

Soru 8. MedFiz@Online e-dergisi 5.yılıni bitirerek 32. Sayısına ulaştı. Tamamen amatör bir ruhla çıkardığımız dergimizi izliyor musunuz? Dergimizle ilgili düşünceleriniz nelerdir?

Cevap 8: Diğer sorularınıza bayağı uzun cevaplar verdim. Bu sorunuza çok kısa bir cevap vereyim; 'İlk sayınız 5 yıl önce Hacettepe Tıp Fakóltesi, Radyasyon Onkolojisi tanıtımı ile başlamıştı.' Anabilim Dalı Başkanlığımızın ilk dönemi idi. Dile kolay 32 sayı. E-postama düştükçe hızlıca okuyorum. şimdi ise TROD Başkanı olarak bu sorulara cevap vermek benim için büyük bir onur. Sizleri yürekten tebrik ediyorum.

RADYOTERAPİDE FİZİK PLAN VE FRAKSİYONASYON ŞEMASI DEĞERLENDİRME İÇİN STRATEJİLER: AAPM TG-275 RAPORU, 1-4.BÖLÜM

AAPM TG 275 raporunun ilk dört bölümünü bu sayımızda sizinle paylaşıyoruz. Kalan diğer bölümleri 34. Sayımızda sizinle paylaşacağız. Yazının şekil, tablo ve referanslarını raporun orijinalinde bulabilirsiniz. Keyifle okuyacağınıza inanıyoruz.

Arş.Gör.Dr. Canan Köksal Akbaş

1.GİRİŞ

Radyoterapi tedavi planlarının ve fraksiyonasyon şemalarının (chart) yetkili bir medikal fizikçi tarafından değerlendirilmesi, güvenli ve yüksek kalitede bir tedavinin sağlanmasında önemli bir bileşendir. Bu bileşen, hataları ve kalite eksikliklerini (boşluklarını) tespit etmek için en etkili güvenlik bariyerlerindedir (1). Konu ile ilgili birçok rehberde ve raporda tavsiyeler bulunmaktadır (AAPM TG-40, ACR-ASTRO kılavuzlar) (2,3). Plan ve chart değerlendirilme büyük ölçüde insan denetimine dayanır ve performansta bazı farklılıkların/eksikliklerin olduğuna dair bazı kanıtlar bulunmaktadır. Gopan ve ark.(4) plan ve chart değerlendirmede tespit edilebilir hataların sadece % 38'inin değerlendirme prosedüründe belirlendiğini öne sürdü. Benzer şekilde, Ezzell ve ark. (5) RO-ILS verileri ile 2018 yılında yaptıkları çalışmada, üç yaygın hata yolunu belirledi ve hataların %25 ile %37'sinin normal kontrollerden geçtiğini gösterdi. Bunların bir kısmı iş yükü stres faktörlerinden kaynaklanıyor olabilir. Mazur ve arkadaşları (6), NASA tarafından

geliştirilen bir iş yükü göstergesini kullanarak, medikal fizikçilerin radyasyon onkolojisindeki tüm meslek grupları arasında en yüksek iş yükü göstergelerine sahip olduğunu buldu.

Yukarıdaki hususlar göz önüne alındığında plan ve chart değerlendirme kritik bir güvenlik adımı olmaktadır. Plan ve chart değerlendirme medikal fizikçinin mesleki görevlerinin önemli bir parçasıdır. Bununla birlikte, konuyla ilgili çok az literatür ve kılavuz vardır. Bu konu ile ilgili olan AAPM TG-40 raporu 1994 yılında yayımlandı ve o zamandan günümüze dek teknolojiye ve dolayısıyla iş akışında değişiklikler oldu. Bu nedenle, TG-275'in amacı, plan ve chart değerlendirme konusunda pratik, kanıta dayalı öneriler sunmak ve böylece radyasyon tedavisi alan hastalar için tedavinin güvenliğini ve kalitesini arttırmaktır.

TG, plan ve chart değerlendirme için önerileri geliştirirken riske dayalı bir yaklaşım benimsemiştir, yani tavsiyelerin geliştirilmesi için tedavi sürecindeki potansiyel riskleri analiz etmiştir. Bu risk temelli yaklaşım, AAPM TG-100 tarafından desteklenmektedir (7). Sonuç olarak, bu rapor, öneriler geliştirmek için yalnızca fikir birliği görüşüne dayanan önceki TG raporlarının çoğundan farklıdır. Bu raporun bir taslağı, 2 haftalık bir açık-yorum dönemi boyunca yorum için tüm AAPM üyelerine sunulmuştur ve rapor, bu yorumlara yanıt olarak revize edilmiştir.

1.A. TG Görevleri

TG görevleri şunlardır.

1. Plan ve chart değerlendirmenin kullanımını

destekleyen mevcut verileri ve önerileri gözden geçirmek ve bunları gerçekleştirmek için niteliklerle ilgili mevcut önerileri gözden geçirmek.

2. Plan ve chart değerlendirme ile ilgili olarak mevcut uygulamalar hakkında anket bilgileri sağlamak.
3. İlk plan ve chart kontrolünde, haftalık chart kontrolünde ve tedavi sonu chart kontrolünde fizik değerlendirmelerin etkili kullanımı için risk temelli öneriler sağlamak.
4. Plan ve chart değerlendirmeyi kolaylaştıran sistem tasarımı ve işlemleri için yazılım satıcılarına önerilerde bulunmak.

Bu TG, foton ve elektronlarla eksternal radyoterapiyi (EBRT) ve proton radyoterapisini inceler. Eksternal radyoterapi; tüm doz fraksiyonasyon rejimlerini ve üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), elektron ışınları, proton ışınları, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), volumetrik ark tedavi (VMAT), görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT), stereotaktik radyocerrahi (SRS) ve stereotaktik beden radyoterapi olmak üzere yaygın tedavi yöntemlerini içerir. TG ayrıca brakiterapiyi de değerlendirdi, ancak tavsiyeler en çok kullanılan HDR jinekolojik uygulamalarla sınırlıdır. Rapor; ilk, haftalık ve tedavi sonu olmak üzere üç zamanda plan ve chart değerlendirmeyi içerir. Bu rapor, TG-40'ın diğer bölümlerinin iyileştirilip genişletilmesine benzer şekilde [Bölüm 2, TG-142 (8) Bölüm 3 TG-53 (9) ve Bölüm 5, TG-59 (10) tarafından], TG-40 Bölüm 6'nın B ve C bölümlerinin kapsamını genişletmektedir.

Bu rapor esas olarak klinik pratikte ya da eğitimde olan medikal fizikçiler için hazırlanmıştır. Rapor ayrıca

dozimetristler, teknisyenler, doktorlar ve plan /chart değerlendirmede yer alan diğer profesyonellerin yanı sıra kalite yönetimi ile ilgilenenler için de yararlı olabilir.

Yasal Uyarı: Bu TG'daki öneriler yönetmelikler oluşturmak için kullanılmamalıdır. Bu öneriler, yetkili medikal fizikçilerin (qualified medical physicists, QMP'ler) ve diğerlerinin kendi kliniklerinde/ kurumlarında kullanmaları ve yorumlamaları için kılavuzlardır. Her kurum, bu önerilerin kullanımı değiştirebilecek kuruma özgü veya devlet denetimine bağlı ihtiyaç ve gereksinimlere sahip olabilir.

2. GEÇMİŞ DENEYİMLER

2.A. Fizik Plan ve Chart Değerlendirme: Terimlerin Tanımı

Fizik plan ve chart değerlendirme, güvenli ve yüksek kalitede bir tedavinin sağlanmasına yardımcı olmak için hastanın tedavi planının ve doz-fraksiyonasyon çizelgesinin (chart) bir QMF veya uygun olduğu durumlarda QMF'nin görevlendirdiği kişi tarafından değerlendirilmesi olarak tanımlanır.

Bu raporda belirtildiği gibi plan/chart değerlendirmenin birçok yönü vardır. Değerlendirilen faktörlerin örnekleri arasında teknik parametreler (örneğin, veri aktarım bütünlüğü gibi), hesaplamaların doğruluğu, görüntü rehberlik talepleri ve bunların departman prosedürü ile tutarlılıkları ve en iyi şekilde uygulanması, plan kalitesi ve klinik faktörlerin uygun şekilde değerlendirilmesi yer alır. Plan / chart değerlendirmenin bazı yönleri, medikal fizikçinin alanı dışında kalmaktadır. Doktorların diğer tedavi yöntemlerinin (örneğin kemoterapi, cerrahi) kullanımına ilişkin değerlendirmeleri ve tanı veya patolojinin değerlendirilmesi bunlara örnektir. Bu tür

öğeler ya medikal fiziğin kapsamı dışındadır ve/veya bu öğelerin plan / chart değerlendirmenin sırasında gözden geçirilmesi mümkün değildir. Bunlar göründükleri gibi bu raporda vurgulanmıştır.

Bu rapor, plan / chart değerlendirmenin üç yönünü ele almaktadır: (a) ilk değerlendirme, yani hastanın tedavisine başlamasından önce, (b) tedavi sırasında haftalık değerlendirme ve (c) tedavinin tamamlanmasından sonra yapılan tedavi sonu değerlendirme.

Bu TG'nun görevleri plan ve chart değerlendirme sürecine odaklanırken, tedavi planlama süreci boyunca kalite güvence (QA) süreçlerini iyileştirme olasılıkları vardır ve bunlar bu raporun çeşitli noktalarında vurgulanır ve tartışılır. Bu, raporun temel önerilerinden birini oluşturur (Bölüm 7): "Pratik uygulamalarda, fizik değerlendirilmeleri mümkün olduğunca iş akışına dahil edilmeli ve uygulamalar yalnızca tedavi planlamasının sonunda yapılan değerlendirilmeye dayanmamalıdır"

Bu rapor; tedavi yönetim sistemini, tedavi verilmiş sisteminin bölümlerini (kayıt ve doğrulama sistemi) ve onkolojiye özgü elektronik tıbbi kaydı (EMR) içeren genel bir terim olan "Onkoloji bilgi sistemi" ne (OIS) atıfta bulunmaktadır. İkincisi, hem radyasyon onkolojisine (RO) özgü sistemleri (örneğin, Aria veya Mosaiq) hem de kurumsal çapta sistemleri (örneğin, EPIC veya Cerner) içerir. Bu terminoloji, AAPM Bilgi Teknolojileri Çalışma Grubu tarafından belirtilen terminoloji ile tutarlıdır (11).

2.B. Fizik plan / chart değerlendirme ile ilgili veriler

Fizik plan / chart değerlendirme medikal fizikçinin önemli bir sorumluluğudur ve rutin olarak klinikte

gerçekleştirilir. 1994 yılında TG-40'ta sağlanan chart kontrol kılavuzlarının yayınlanmasından bu yana, radyasyon onkolojisi alanında teknolojik bir devrim yaşanmıştır. Bu teknolojik devrim, çok daha karmaşık tedavilerin yapılması, uygulamalarda farklılıkların artması ve satıcıların özgün sistemler sunması gibi sonuçlar meydana getirmiştir. Bu faktörler, tedavi sürecinde çok çeşitli hata yollarına sebep olur.

Literatür, hataların çoğunun tedavi öncesi süreçlerden kaynaklandığını göstermektedir (12, 13). Bir çalışmada, araştırmacılar akademik bir merkezde 5 yıllık bir dönemdeki 2506 olay/kaza raporunu analiz ettiler ve klinik olayların yarısından fazlasının tedaviye hazırlık sürecinden kaynaklandığını bildirdiler (12). Novak ve ark. (13) ramak kala olaylar için olay oluşumu ve tespit süreci adımlarını belirledi. Ramak kala olaylarının başlangıç noktasının en sık tedavi planlama sürecinde (% 33) olduğunu ve en yüksek risk indeksine sahip hataların görüntüleme ve simülasyon sürecinde kaynaklandığını bulmuşlardır. Ek olarak the Radiation Oncology Incident Learning System (RO-ILS)'den The Quarterly Report Q4 2016 raporu, veritabanındaki 2681 eski olaylardan, tedavi planlamasının olayların meydana geldiği en yaygın aşama olduğunu ve diğer raporlarla tutarlı olduğunu belirtti (14). En fazla sayıda hata, planlama ve tedavi öncesi işlemlerde ortaya çıktığı için, iş akışının bu noktasında veya öncesinde, yani tedavi planlamasının bitiminde veya öncesinde ve hasta tedavisine başlamadan önce, kalite yönetimi süreçlerinin iyileştirilmesine ihtiyaç vardır.

izik kontrolleri en etkili kalite kontrollerden (QC) biri olmasına rağmen, fizik kontrolleri sırasında hataları tespit etme hassasiyetinin %38 ile %75 arasında

değiştirdiği gösterilmiştir (1,4,5). Ford ve ark. (1) olabilecek önemli olayları/kazaları tespit etmek için 15 farklı kalite kontrol aracının etkililiğini inceledi. İlk fizik plan kontrollerinin ve haftalık fizik kontrollerinin sırasıyla birinci ve ikinci en etkili QC kontrolleri olduğunu bulmuşlardır. Bu kontroller diğer QC kontrollerine göre etkili olsa da, ilk fizik kontrolünün hassasiyeti %62 ve haftalık kontrolün hassasiyeti de yaklaşık %43 olarak hesaplandı. Gopan ve ark. (4) kurumsal bir olay öğrenme sisteminde toplanan 3 yıllık önemli ramak kala olaylarını analiz etti. Fizik plan incelemesiyle potansiyel olarak tespit edilebilen yüz yirmi beş olay tespit edildi, ancak bu 125 olaydan sadece 47'si (% 38) incelemede gerçekte tespit edildi. Ezzell ve ark.'nın (5) RO-ILS verileriyle ilgili 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada, üç yaygın hata yolu tespit edildi. Bunlardan ikisi, ilk fizik plan ve chart değerlendirmesinde önce ortaya çıkan hata türleriydi. Bu hataların %25 ve %37'si tüm normal kontrollerden, yani fizik ve diğer kontrollerden geçti. Bu vakaların çoğunda, problemleri tanımlamak için kontroller yapıldı, ancak bunlar fizik plan/chart değerlendirmede önce tanımlanmamışlardı. Birlikte ele alındığında, bu çalışmaların sonuçları, plan/chart değerlendirme süreçlerinin iyileştirilmesi gerektiğini göstermektedir. Standardizasyon ve otomasyon dahil olmak üzere çeşitli yöntemlerle performansı artırmak için iyileştirmeler yalnızca kontrol edilenlerin içeriğinde değil, aynı zamanda kontrollerin uygulanmasında da gereklidir.

Fizik plan kontrolleri, planlama süreci ile hasta tedavisi arasında önemli bir QC adımı olduğundan, bunların etkinliğini güçlendirmeye yönelik çabalar makuldür. TG-275'in amacı, medikal fizikçilere TG-100 tarafından sağlanan risk değerlendirme çerçevesini kullanarak

fizik plan/ chart değerlendirme sürecinin etkinliğini artıracak rehber sunmaktır (7).

2.C. Kurumların önerilerinin özeti

1994 yılında, AAPM TG 40, radyasyon onkolojisi için kapsamlı kalite güvencesi (QA) raporu yayınladı (2). Rapor, her kurumun kendi kalite çizelgesi ve prosedürlerini chart değerlendirme ve meslektaş denetimi faaliyetleri için geliştirmesini tavsiye etmektedir. Buna ek olarak, hasta kimlik verileri, onaylanmış reçete, planlama dokümantasyonu ve tedavi alanı parametreleri gibi öğeler dahil olmak üzere yapılacak değerlendirme türleri ve doğrulanacak chart bileşenleri hakkında ayrıntı bilgi sağlar.

TG-40, medikal fizikçiye monitör unit (MU) hesaplamalarındaki tutarsızlıkları belirlemek ve yüzde beş veya daha büyük olan farklılıkları çözmek amacıyla ilk plan hesaplamalarının bir incelemesini tamamlamasını önerir. İlk plan değerlendirme, üçüncü fraksiyondan veya verilen dozun yüzde onu verilmeden önce tamamlanmalıdır. Haftalık chart değerlendirmeleri ve tedavi sonu değerlendirmeleri önerilir. Haftalık chart değerlendirme süreci, tutarsızlıkları tespit etmek ve yeni alanların veya daha önce tedavi edilen alanların doktor tarafından değiştirilip değiştirilmediğini belirlemek için tedavi edilen alanların planlanan alanlarla karşılaştırılmasını içermelidir.

AAPM TG-40 raporuna ek olarak, American College of Radiology (ACR), American Society of Radiation Oncology (ASTRO) ve AAPM ile işbirliği içinde radyasyon onkolojisi için uygulama kılavuzları yayınladı (3). Kılavuzlar, tedavi parametrelerinin başka bir yetkili kişi veya yöntem tarafından bağımsız olarak

doğrulanması için hasta güvenlik önlemlerinin ve süreçlerinin uygulanmasını ve ilgili tüm brakiterapi tedavi parametrelerinin, her tedavi prosedüründen önce bağımsız olarak radyasyon onkoloğu ve medikal fizikçi tarafından doğrulanmasını tavsiye eder. Medikal fizikçilerin, plan uygulamasını değerlendirmesinin yanı sıra tedavi kayıtlarını sürekli olarak gözden geçirmek için chart değerlendirme protokolleri oluşturmalarını tavsiye ediyorlar. ACR-AAPM EBRT raporu, TG-40 ile uyumlu olarak, tedavi planlama sisteminin hesapladığı MU değerlerinin üçüncü tedaviden önce veya beşten az fraksiyon veriliyorsa ilk tedaviden önce doğrulanması gerektiğini vurgular (15). ACR-ASTRO uygulama parametreleri, IMRT için fizik plan ve chart değerlendirmesi konusunda rehberlik sağlamaz, ancak "Hastaya özgü plan QA'nın tedavi başlamadan önce gerçekleştirilmesi gerektiğini" belirtir (16). ACR-AAPM, devam eden chart kontrollerinin en az haftalık olarak yapılmasını önerir (15).

AAPM'den yakında çıkacak olan Tıbbi Fizik Uygulama Kılavuzu (Medical Physics Practice Guideline) (MPPG) 11 de plan ve chart değerlendirme konusunu ele almaktadır. TG 275 ile eşzamanlı olarak geliştirilmesi için AAPM tarafından onaylanan MPPG 11.a, plan ve chart değerlendirme için mesleki sorumlulukları, bu tür değerlendirmelerin zamanlamasını dikkate alacak ve gerekli minimum kontrol listelerini sağlayacaktır. İçeriği, eksternal radyoterapi ve HDR brakiterapiyi kapsar. TG 275, sadece önerileri değil, aynı zamanda belki de daha da önemlisi, önerileri geliştirmek için veriler de sağladığı için içerik bakımından biraz farklıdır. Bu veriler, resmi bir risk değerlendirmesini (Bölüm 4) ve ayrıca mevcut plan uygulamaları ve chart değerlendirmesini (Bölüm 3) içerir.

2.D. Değerlendirmeyi desteklemek için otomasyon ve araçların incelenmesi

Yeni teknolojinin hızla gelişmesi ve hasta tedavilerinin artan karmaşıklığı nedeniyle, chart değerlendirmeye yönelik mevcut yöntem, muhtemelen 10 yıl sonra var olacak olanlardan farklı olacaktır. Şimdide, mevcut paradigma değişiyor. Jaw / MLC dinamik hale geldiğinden veya tedavi masası dört ile altı serbestlik derecesinden hareket ettiğinden, jaw ve MLC pozisyonları veya masanın dikey konumu gibi basit parametrelerin doğrulanması zor veya imkânsızdır. Volümetrik modüle edilmiş ark terapisinin (VMAT) benimsenmesi, adaptif radyoterapinin entegrasyonu ve manyetik rezonans (MR) güdümlü teknolojilerin kullanılmasının yaygınlaşması verifikasyonu daha da karmaşık hale getiriyor. Bu değişiklikler meydana geldikçe, fizik plan / chart değerlendirmesi ile ilgili çeşitli işlevleri yerine getirmek için otomasyona olan bağımlılığın artması kaçınılmazdır.

Literatüre bakıldığında, bu otomasyonun neye benzeyebileceğine dair birkaç örnek mevcuttur. Bildiğimiz kadarıyla otomatik hata tespitinin ilk raporu, prostat kanserinin box tedavisine uygulanan ışın enerjisinde ve MU'daki aykırı değerleri tespit etmek için bir "clustering" (kümeleme) algoritması kullanan Azmandian ve ark.'nın (17) 2007 yılında yaptığı çalışmasıdır. O zamandan beri, tedavi planlama sisteminde (TPS), OIS'de veya her ikisinde birden çalışan çeşitli otomatik algılama yaklaşımlarına ilişkin çok sayıda çalışma yapılmıştır (18-28).

Iowa Üniversitesi'ndeki araştırmacılar, tedavi override, tedavi verilisindeki (delivery) tutarsızlıklarının, zamanlama çizelgesinin (scheduling) ve masa pozisyonundaki sapmaların ve diğer doğrulama

kontrollerinin tespiti dahil bir dizi kontrolü otomatikleştirmek için tedavi yönetim sistemini (treatment management system) sorgulayan bir sistem tasarladılar (26). Sistem, olayları araştırmak için daha fazla ve onları aramak için daha az zaman harcanabilir şekilde chart kontrollerinin öngösterimini (prescreen) kullanılır. Michigan Üniversitesi'ndeki araştırmacılar da benzer bir sistem geliştirdiler ve bu sistemde amaç tekrarlayan kontrolleri bilgisayar sistemine aktarmaktır. İdeal olarak, otomasyonla kazanılan zaman, daha yüksek düzeyde insan etkileşimi ve bilgiye dayalı karar vermeyi gerektiren bir görev olan plan kalitesinin değerlendirilmesine harcanır (18). St. Louis'deki Washington Üniversitesi'ndeki araştırmacılar, teknik detayların doğrulanmasına ve veri aktarımına odaklanan kapsamlı yazılım sistemi tasarladılar (24,2,28). Numaradan numaraya (number-to-number) karşılaştırma veya basit mantıksal test içeren bu tür öğeler, kontrollerin güvenilirliğini artırabilen otomasyon için ideal adaylardır. Sistem, boyutu ve kapsamı açısından dikkat çekici olmakla birlikte, aynı zamanda birkaç farklı veri türünün birkaç farklı yazılım platformunda birleştirilmesi gibi temel bir zorluğu da vurgulamaktadır. Bu zorluk, büyük bir akademik ortamın dışında geliştirilmesi zor olabilen özel bir yazılım gerektirir. Massachusetts General Hospital'daki araştırmacılar, verileri elde etmek, düzenlemek, kontrol etmek ve görüntülemek için evrensel bir çerçeve (framework) geliştirerek bu uyumsuzluğu gidermeye çalıştılar (21). Sistemin çok yönlülüğü, plan dokümantasyonunu tedavi yönetim sistemi ile karşılaştırmak için kullanılan PDF ayrıştırma yoluyla sağlanır. Çerçeve, belgelerin biçimi aynı kaldığı sürece özel kodlamanın çoğunun dışa

aktarılmasına izin verir. Bu şekilde otomasyon, standardizasyonun sağlanmasına yardımcı olur. 2016 yılı itibarıyla sistem sekiz ayrı tesiste uygulanmış ve 8000'in üzerinde plan kontrolü sağlanmıştır (22). Yukarıda belirtilenlere ek olarak otomatik kontrol konusunda başka çalışmalar da vardır. Dewhurst ve ark. (19) bir TPS içinde çalışan bir dizi 31 kontrol geliştirdi. Benzer şekilde, Covington ve ark. (18) otomatik bir plan kontrol aracı sunar ve tespit edilen hataların sayısının bu sistemin uygulanmasından sonra iyileştiğini gösterir. Otomasyonun bir başka alanı, cihaz öğrenme algoritmalarını (machine-learning algorithms) kullanarak konturların QA'sidir (29,30). Bu önceki yayınların ve diğer hususların değerlendirmesine dayanarak Tablo S1.A. ii, otomatikleştirilebilecek kontrol türlerinin bir tahminini içerir.

Yerel olarak geliştirilen programlara ek olarak, fizik plan / chart değerlendirmesinin belirli yönlerini otomatikleştiren, satıcı tarafından sağlanan bir dizi ç ö z ü m b u l u n m a k t a d ı r (e . g . , "ClearCheck", Radformation Inc., "Mobius3D/MobiusFX", Varian MedicalSystems, and "PlanCheck/PlanIQ", Sun Nuclear Corp.). Bu programların temel özellikleri, radyasyon onkolojisi kliniğine aşına olan yazılım sistemleriyle iletişim kurma, verilerin çıkarılması ve sınıflandırılması ve verilerin ilgili temellerle (baseline) karşılaştırılmasıdır. Örnek olarak doz-hacim histogramı (DVH) değerlerinin belirli kısıtlamalarla (established constraints) karşılaştırılması ve plan parametrelerinin (algoritma, doz hızı, vb.) departman kılavuzlarında belirlenenlerle karşılaştırılması verilebilir. Bir başka yeni özellik, makine günlük dosyalarına ve / veya elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID) dozimetrisine dayanan

tedavi QA'ini gerçekleştirme yeteneğidir (31,32). Sonuçlar bir gama analizi olarak veya modifiye edilmiş bir DVH olarak sunulabilir. Son olarak, IHE-RO (Integrating the Healthcare Enterprise Radiation Oncology) girişimi, tedavi uygulama cihazının (ör. linac) tedaviden hemen önce bir QA yöneticisi uygulamasını (TPS veya bağımsız bir yazılım) sorguladığı ve temel tedavi veriliş parametrelerinin, tedavinin kayıtlı "altın" versiyonu ile tutarlı olduğunu doğruladığı bir sistem önerdi.

Otomasyon, plan / chart değerlendirmesinin güvenilirliğini ve verimliliğini artırmanın yanı sıra, kişiler tarafından kolayca görülemeyen hataları tanımlamak için kullanılabilen verilerin toplanmasını kolaylaştırır. Bu amaçla kullanılan iki yöntem, istatistiksel süreç kontrolü (SPC) (17,20) ve Bayesian ağlarını kullanan makine öğrenimidir (23,33). İlkinde, hem inter-plan hem de intra-plan karşılaştırmalara dayalı aykırı değerleri belirlemek için kümeleme (clustering) yöntemleri kullanılır. İkincisinde, bireysel tedavi parametreleri için olasılık dağılımları, tahmin edici network aracılığıyla bağlanır. Verilen herhangi bir değişken durumun olasılığı spesifik tedavi paradigmaları için türetilen hata algılama eşikleri (thresholds) ile karşılaştırılabilir. SPC ve makine öğrenimi modelleri, hastanın izole bir chart değerlendirmesi yoluyla şu anda erişilebilenin ötesine geçen bir analiz derinliği sunar.

Otomasyon, plan ve chart değerlendirmesinin verimliliğini ve etkinliğini artırmak için büyük umut vaat ederken, bunun sınırlamalarının farkında olmak önemlidir. Düzgün bir şekilde uygulanmazsa veya test edilmezse, sistematik olarak tanımlanamayan hatalara yol açabilir.

3. PLAN VE CHART DEĞERLENDİRME İÇİN MEVCUT UYGULAMALARIN ARAŞTIRILMASI

TG'nun önemli bir görevi, medikal fizikçi topluluğu arasında ilk plan kontrolü, haftalık ve tedavi sonu chart kontrol süreçleri için mevcut uygulamaları belirlemek üzere bir anket yapmaktır. Bugüne kadar, bu konuyla ilgili bilinen tek veri, Kanada'nın Ontario eyaletindeki 15 kanser merkezinde bir anket çalışması yapan Medical Physics Community of Practice Chart Checking Practices Working Group'tan (CCPWG) (34) ve yanıt veren kurumların çoğunda bir ilk plan değerlendirmenin yapıldığını bildiren 2015 AAPM Safety Profile Assessment çalışmasından gelmektedir (35). TG-275 anketinin amacı, genel olarak AAPM üyeliğinde medikal fizik topluluğuna uygulanacak tavsiyelerde bulunmak için geniş ve çeşitli bir nüfus örneklemini kullanarak mevcut uygulamaların temelini sağlamaktır.

TG-275 anketi 103 çoktan seçmeli sorudan oluşuyordu; soruların 55'i demografik olarak katılımcıların grubunu ya da klinik uygulamasını karakterize ediyordu ve 48'i de AAPM konsensüs belgesinden çizilen klinik süreç haritası sırasına göre sunulan tüm eksternal ışın tedavileri (fotonlar, elektronlar ve protonlar) için plan / chart değerlendirme süreçleri üzerinedir (36). Kontrol edilecek veya gözden geçirilecek toplam 261 madde; 151'i ilk plan kontrolü sırasında, 52'si haftalık chart kontrolü sırasında ve 15'i tedavi sonu chart kontrolü sırasında olmak üzere süreç odaklı 48 soru arasında dağıtıldı. Kırk üç ek madde protona özgü kontroller olarak tanımlandı. Katılımcılardan, değerlendirme süreçlerinin bir parçası olarak kontrol ettikleri maddeleri seçmeleri istendi. Anket, Şubat 2016'da

radyasyon onkolojisi alanında çalışan tüm AAPM üyelerine yayınlandı ve 7 hafta boyunca açık tutuldu. % 33 yanıt oranı ile 1526 katılımcı ankete katıldı (radyasyon onkolojisinde çalışan tahmini 4500 AAPM üyesine göre). Katılımcılardan 1310'u Amerika Birleşik Devletleri'nden, 60'ı Kanada'dan ve 107'si diğer 35 ülkedendi (49 katılımcı ülkesinin neresi olduğu sorusuna cevap vermedi). 47 katılımcı proton tesisine sahip olduklarını ve bu tedavinin uygulanmasında deneyimli olduklarını bildirdi - yalnızca bunlar araştırmanın ek proton bölümüne katkıda bulundu. Katılımcıların kurum türüne göre dağılımı şöyledir: % 39'u yerel hastaneler, %31'i üniversite hastaneler (academic-affiliated hospitals), %19'u serbest klinikler, %7'si devlet hastaneleri, %2'si danışmanlık grupları, % 0.1'i satıcılar ve %1.6'sı diğer. Hasta yükü açısından bakıldığında, ankete yanıt verenlerin 39'u günde <50 hasta, %34'ü günde 51 ila 100 hasta ve %27'si günde >100 hasta tedavi eden merkezlerdir. TG - 275 anketinin tasarımı, geliştirilmesi ve ayrıntılı sonuçları bu raporun ötesindedir. Ankete dayalı ek ayrıntılar ve yaklaşımlar ayrı olarak yayınlanacaktır. Anket sonuçlarını içeren tablolar, bu yayınlı birlikte Supplementary Material file Dataset-S4'te bulunmaktadır.

4. RİSK ANALİZİ

4.A. FMEA kullanarak risk analizi yöntemleri

TG, öneriler geliştirmek için risk temelli bir yaklaşım benimsemektedir. Bu yaklaşımın mantığı, en yüksek riskli konuların anlaşılması ve bu konuların anlaşılmasıyla tavsiyelerin geliştirilmesine dayanmaktadır. Riski değerlendirmek ve ölçmek için, Failure Mode and Effects Analysis (FMEA) metodu, AAPM TG-100'de açıklandığı gibi kullanıldı (7). Kısaca,

bu yöntem potansiyel hata modlarını (yani tedavi sürecinde yanlış gidebilecek şeyler), nedenlerini toplamayı içerir. Genellikle hata modlarının tanımlanmasında TG-100'de desteklendiği gibi bir süreç haritası kılavuzluk etmektedir. Bununla birlikte TG, klinikler arasındaki farklılıklar nedeniyle, genel düzeyde ortak bir süreç haritası oluşturmanın mümkün olmadığını ortaya koymuş olup; FMEA tatbikatlarına katılanların kendi süreç haritalarını geliştirmelerini ve bunları kullanmalarını teşvik etmektedir. Hata modu / nedenleri elde edildikten sonra, ciddiyet (S), oluşum (O) ve tespit edilebilirlik (D) için puanlanır. Belirli bir hata modu / neden kombinasyonu için, düşük bir S skoru (örneğin, 1) minimum sonuçlara karşılık gelir; düşük bir O skoru, düşük bir meydana gelme olasılığına karşılık gelir ve düşük bir D skoru, kolay tespit edilebilirliğe karşılık gelir. Bu üç değer (S•O•D) sonucu, hata modlarını sıralamak için kullanılan risk öncelik numarası [the Risk Priority Number (RPN)]'dır. Bu risk sıralamalı liste plan/chart değerlendirme ile ilgili önerilerin geliştirilmesinde rehberlik edebilir. FMEA ve puanlama sistemi hakkında daha fazla bilgi için TG-100 raporu Bölüm 5.B'ye bakınız (7).

Bu çalışmayı desteklemek için, TG-275 ile işbirliği içinde AAPM Genel Merkezi IT personeli tarafından web tabanlı bir FMEA yazılım aracı geliştirildi. Bu yazılım, hata modlarının toplanmasına, birden fazla kullanıcı tarafından FMEA puanlamasına, puanların ortalamasına ve hesaplanmasına ve sıralanmış listelerin oluşturulmasına imkan sağlar. Yazılım TG-275 amaçları için tasarlanmış olsa da, TG'lar ve diğer uygulamalar için de yararlı olabilir. Foton / elektron EBRT (a), proton radyoterapi (b) ve brakiterapi (c) (jinekolojik malignitelerin tedavisi için HDR) için ayrı

FMEA çalışmaları yürütüldü.

4.B. Hata modlarının elde edilmesi ve ulusal bir veri tabanına göre doğrulama

FMEA'daki ilk ve en önemli adımlardan biri, potansiyel hata modlarını ve bunlara neden olan faktörleri belirlemektir. Bu işlem ilk olarak foton / elektron EBRT ve proton terapisi için TG üyelerinden olası hata durumları elde edilerek gerçekleştirildi. Şirket içi olay öğrenme sistemlerine (inhouse incident learning systems) sahip TG üyeleri, ilgili hata durumlarını toplamak için veritabanlarını da sorguladı. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) tarafından yürütülen uluslararası gönüllü olay raporlama sistemi, Radyasyon Onkolojisinde Güvenlik (SAFRON) çalışması da ilgili hata modları için sorgulandı (37). Hata modları / nedenleri listesi, her bir TG üyesinin klinik merkezlerindeki diğer profesyonel personelden bilgi toplanarak daha da geliştirildi.

Foton / elektron EBRT ve proton tedavisi için hata modları ilk plan / chart değerlendirme ile ilgili olanlar ve haftalık veya tedavi sonu (end-of-treatment, EOT) değerlendirme ile ilgili olanlar olarak ayrıldı. Hata modlarının her ikisine de ait olduğu bazı vakalar bulunmaktaydı (ilk veya haftalık değerlendirmede tanımlanabilir).

Foton / elektron EBRT hata modları listesi, ASTRO ve AAPM sponsorluğunda ulusal bir sistem olan RO-ILSTM: Radyasyon Onkolojisi Olayı Öğrenme Sistemindeki (Radiation Oncology Incident Learning System), olaylarla karşılaştırılarak doğrulanmıştır (14,38). Olaylar, o dönemde yaklaşık 170 tesisi içeren 2 yıllık Ocak 2014 - Aralık 2015 dönemine aitti. Bu dönemde toplam 1.295 RO-ILS raporu vardı ve bunların 203'ü (%16) danışma konseyinden en az bir

hakem tarafından yüksek öncelikli EBRT ile ilgili olaylar olarak değerlendirildi. Bu 203 rapordan 113'ü ilk fizik plan / chart değerlendirmede tespit edilebilir olarak değerlendirildi (diğer olayların ya değerlendirmeden sonra meydana gelmeleri, örneğin hastanın set-upu, ya da fizik plan / chart değerlendirme kapsamı dışında olması nedeniyle tespit edilemediğine dikkat edilmeli). Bu hata modları daha sonra yukarıda belirtildiği gibi TG tarafından tanımlanan EBRT hata modları ile çapraz karşılaştırıldı. İyi bir uyum bulundu. RO-ILS'de tespit edilen 113 rapordan 97'si TG tarafından aynı nedensel modellerle zaten tanımlanmıştı. Ek 16 ROILS hata modu, 10 yeni hata modu ve altı yeni sebep ortaya koydu. Ancak sonraki puanlamada, tüm bu yeni hata modlarının çok düşük RPN puanlarına sahip olduğu bulundu. Gelecekteki çabalar RO-ILS veya diğer sistemler aracılığıyla daha fazla hata modu tanımlayarak FMEA'yı geliştirebilse de, bu alıştırma, TG hata modu toplama yönteminin geçerliliğini kanıtlamıştır.

Brakiterapi uygulamalarının çeşitliliği nedeniyle, bu rapor jinekolojik malignitelerin (HDR-GYN) tedavisi için en yaygın kullanılan teknik olan HDR'ye odaklanmaktadır. Beş işlem adımını içeren üst düzey bir süreç haritası oluşturuldu: (a) aplikatör yerleştirme, (b) görüntüleme, (c) tedavi planlama, (d) tedavi öncesi QA ve (e) tedavi sonrası QA. Bu kategoriler içinde birkaç alt süreç tanımlandı ve hata modlarının toplanmasına yardımcı olmak için kullanıldı. Süreç haritası ile medikal fizikçinin sorumlulukları arasındaki ilişki göz önüne alındığında, hata modlarının tespit edilebileceği üç QA eylemi bulunmaktadır, ilk plan değerlendirme, tedavi öncesi QA ve tedavi sonu chart değerlendirme. Bu çalışma için, odak noktası özellikle plan ve chart değerlendirme ile ilgili yönler

üzerindeydi ve bu nedenle hata modları yalnızca yukarıda bahsedilen 1-3 arası adımlar (ör. ilk fizik değerlendirmede uygulanan hata modları) ve 5. adımdakiler (ör. tedavi sonu kontrolleri için geçerli olanlar) için toplandı. 4. adımda meydana gelen hata modlarının (ör. yanlış transfer tüpü) bir tedavi sonu chart değerlendirme sırasında değerlendirilmesi çok zor olacaktır ve bu nedenle FMEA'ya dahil edilmemiştir. Ayrıca, HDR brakiterapisi genellikle birkaç fraksiyonla uygulandığı için, haftalık chart kontrolü genellikle hasta tedaviyi tamamlayana kadar gerçekleşmez. TG, her kliniğin, HDR brakiterapi tedavileri için tedavi sırasında fizik chart değerlendirme etrafında bir politika ve prosedür geliştirmesini önerir. Örneğin, nispeten az sayıda HDR brakiterapi tedavisi uygulayan merkezler, ilk tedavi uygulamasından sonra her bir fraksiyon için chart değerlendirmeyi seçebilirken, daha yüksek sayıda HDR brakiterapi tedavisi uygulayan merkezler, erken değerlendirme için başka bir çözüm bulabilir.

Hata modları ilk olarak, AAPM'nin brakiterapi alt komitesinden (AAPM's Brachytherapy Subcommittee) gönüllülerle işbirliği içinde TG üyelerinin deneyimlerine dayanarak tanımlanmıştır. Nükleer Düzenleme Komisyonu (NRC) Nükleer Malzemeler Olay Veritabanına (Nuclear Regulatory Commission (NRC) Nuclear Materials Event database) dahil edilen HDR olaylarının incelenmesi, yerel olay öğrenme sistemlerinde bulunan olaylarda olduğu gibi daha fazla girdi sağladı. Son olarak, daha önce jinekolojik HDR ve brakiterapi tedavisi planlaması için yayınlanmış olanlarla hata modlarının toplanmasını doğrulamak için bir literatür taraması yapıldı. Bunu yapmak için, TG tarafından toplanan bu hata modları, bu konuyla ilgili literatürde listelenen hata modlarıyla

karşılaştırıldı (39-41). Plan / chart değerlendirme için geçerli olmayan maddeleri içeren literatürde bulunan daha geniş hata modları kapsamına atfedilen farklılıklarla iyi bir uyum bulunmuştur. Her bir hata modunun birden fazla nedeni vardır ve teoride bunların her biri ayrı ayrı puanlanmalıdır (ortaya çıkma sıklığı özellikle farklı nedenlere göre değişebilir). Burada, puanlamada yalnızca en yüksek dereceli hata modu-neden kombinasyonları dikkate alınmıştır.

4.C. Hata modlarını puanlama

Hata modları, TG üyeleri ve sekiz radyasyon terapisti, üç doktor ve üç dozimetrist dahil olmak üzere çeşitli kurumlardan 15 gönüllü tarafından puanlandı. Tüm katılımcıların puanlarının ortalaması alındı. TG-100'de ana hatları verilen 10 puanlık puanlama sistemi son puanlama için kullanıldı (7). Bir ciddiyet skoru atanırken, hata modu tanımlanmamış ve hastaları etkilemiş gibi kabul edildi. Puan, makul olarak en olası senaryoyu varsaymıştır (ör, neredeyse her zaman 10 puan veren en kötü durum senaryosu değil). EBRT için ciddiyet skorları SRS / SBRT ve diğer fraksiyonasyon şemalarından farklı olmalıdır, ancak bunlar burada ayrı olarak değerlendirilmemiştir. Değerlendirme noktasına kadar gerçekleşen hata modu için tespit edilebilirlik puanları belirlendi. Burada amaç değerlendirme için en iyi uygulamaları geliştirmek olduğundan, değerlendirme kısmı olayın tespit edilebilirlik puanına dâhil edilmemiştir. Olay puanları, tahmini olay sıklığını fizik plan / chart değerlendirme noktasına kadar derecelendirir. Puanlamadan önce tüm hakemlere eğitim kılavuzları gönderildi.

Foton / elektron EBRT için skorumu iki aşamada gerçekleştirildi. İlk aşamada S, O ve D puanları üç puanlık bir ölçeğe (düşük / orta / yüksek, 1/2/3) çevrildi. Bu yaklaşım, hata modlarının ilk listesi çok

uzun olduğundan puanlamayı kolaylaştırmak için seçilmiştir (594 hata modu / nedensel çift). TG daha sonra TG-100 tarafından savunulan on puanlık ölçeklerle daha fazla analiz ve puanlama için en yüksek dereceli hata modlarının bir alt kümesini seçti. Bu puanlama yönteminin (3 puan ve ardından on puan) standart olmayan bir yöntem olduğunu ve literatürde başka bir yerde görülmediğini, ancak çok sayıda hata modu ve puan veren çok sayıda kişi olması nedeniyle bir gereklilik arz ettiği için kullanıldığı bilinmelidir. TG'nun FMEA sonuçlarının, TG üyelerinin çeşitli klinik sistemleri ve deneyimleri arasında bir ortalamayı temsil ettiği ve bu nedenle bir klinikteki aykırı değerlerin (ör. çok yüksek puanlar) ortalamalara yansıtılmadığı bilinmelidir. Hata modlarının en yüksek %40'ı ve ciddiyet (önem) skorları $\leq 2,4$ olan tüm hata modları seçildi ve bunlar "yüksek riskli" hata modları olarak anılacaktır. Üç puanlık puanlama alıştırmaları, çoğu durumda nedensel faktörlerin çökebileceğini de göstermiştir. Yani, birden çok farklı nedeni olan hata modları, puanlama için gruplandırılabilir. Teorik olarak bunların ayrılması gerekmesine rağmen (yani, bir hata modu için çeşitli nedensel faktörler farklı oluşum puanlarına sahip olabilir), pratikte farklılıkların anlamlı olmadığı bulundu. Haftalık foton / elektron EBRT, proton radyoterapi ve brakiterapi için skorum, tekniklerde özel uzmanlığa sahip farklı gönüllü gruplarıyla birlikte benzer şekilde ilerlemiştir. Tüm durumlarda on puanlı TG-100 puanlama ölçekleri kullanılmıştır.

Proton tedavisi FMEA puanlaması, ABD'deki proton terapi merkezlerinde çalışan 11 gönüllü klinik medikal fizikçi tarafından gerçekleştirildi. Her gönüllü AAPM web tabanlı puanlama sistemine erişti ve on puanlık ölçeklerle ciddiyet, oluşum, tespit edilememe

açısından hata modunu bir neden ile gözden geçirdi / puanladı. Adaptif planlama kullanıldığında, tespit edilebilirlik puanı, çoğu proton terapi merkezinde rutin olarak kabul edilen tekrarlanan CT/CBCT görüntüleri kullanılarak düzenli olarak planlanmış bir plan değerlendirmesi olarak kabul edilir. Proton radyoterapisinin hızla geliştiği ve donanım ve yazılımın farklı merkezler veya farklı satıcı uygulamaları arasında daha az standardize edildiği bir gerçektir. Sonuç olarak, her merkezde benimsenen şirket içi uygulamalara bağlı olarak iş akışı ve FMEA puanları değişebilir. Bununla birlikte, bu hata modları kümesi, çok sayıda merkezin geniş deneyimlerini temsil eder ve daha ileri, daha ayrıntılı analizler için bir başlangıç noktası olarak hizmet eder.

HDR-GYN için puanlama, on puanlık TG-100 puanlama sistemi kullanılarak tek aşamada tamamlandı. Puanlar, sıklıkla HDR-GYN brakiterapi uygulayan AAPM üyeliğinden dört gönüllü medikal fizikçi ve TG üyeleri tarafından sağlandı.

Son listeler aşağıdaki sayılarda yüksek riskli hata modlarına sahiptir: foton/elektron EBRT ilk değerlendirmede 112, foton/elektron EBRT haftalık ve tedavi sonu değerlendirmede 55, proton tedavisi için 24 (foton/elektron EBRT hata modlarının çoğu da geçerlidir) ve HDR brakiterapide 48.

Tablo S1.A.i, RPN'ye göre sıralanmış foton / elektron EBRT ilk plan / chart değerlendirme ile ilgili hata modlarını listeler. Yalnızca RPN ≥ 100 olan hata modları (112 içinden ilk 46'ya karşılık gelir) listelenir ve tam liste tamamlayıcı veri olarak mevcuttur. En yüksek dereceli hata modlarının yaklaşık yarısını seçmek için 100 değeri seçildi. Foton / elektron EBRT ile ilgili hata modları haftalık kontrol için Tablo S1.B.ii'de ve tedavi sonu (EOT) kontrolleri için Tablo

S1.C.ii'de gösterilmektedir.

Tablo S2.A.i, proton radyoterapi ilk plan / chart değerlendirme için ek hata modlarını gösterir. Foton / elektron EBRT için birçok hata modunun proton radyoterapisine de uygulandığına dikkat edin. Bunlardan birkaçı Tablo S2.A.i'ye dahil edilmiştir çünkü FMEA puanları proton terapisine karşı foton / elektron terapisi bağlamında çok farklı olabilir. Bununla birlikte, proton tedavisi için hata modları düşünüldüğünde, foton EBRT hata modlarının (Tablo S1.A.i) de dikkate alınması gerektiği unutulmamalıdır. Tablo S3.A.i, yukarıda Bölüm 4.B'de tartışıldığı gibi hem ilk plan değerlendirmeyi hem de tedavi sonu değerlendirmeyi içeren HDR-GYN brakiterapi hata modlarını listelemektedir. İlk on hata modunun RPN değeri 78.9 ile 131.8 arasında değişiyordu. Bu, EBRT için toplanan en yüksek hata modlarına kıyasla, özellikle ciddiyet derecesindeki düşük puanlar nedeniyle bir düşüşü temsil eder.

4.D. FMEA sonuçları ve anket ile çapraz korelasyon

Foton/elektron EBRT durumunda, FMEA risk değerlendirmesinin sonucunu mevcut plan/chart değerlendirme uygulamalarına ilişkin anketle çapraz ilişkilendirmek mümkün olmuştur (Bölüm 3). Bu amaçla, anket verileri yalnızca ABD veya Kanada'da çalışan olarak tanımlanan 1370 katılımcıdan alınmıştır. Bu alt küme, bu ortamda kliniklerden gelen girdilerden geliştirilen hata modlarına ve ayrıca ankete katılanların çoğunun ABD ve Kanada'dan olması gerçeğine uyacak şekilde seçildi. Her hata modu için, hangi kontrollerin bu hata modunu ele alabileceğini belirlemek mümkündür. Tablo S1.A.ii, her bir kontrol ile hitap ettiği hata modları arasındaki ilişkiyi gösterir. Kontrollerin çoğu birden fazla hata modunu ele alır. Ortalama olarak kontrol ögesi başına

2,9 hata modu vardır (0-12), bkz. Tablo S1.A.ii. Tersine, her hata modunda ortalama 4,1 kontrol (0-29) vardır, bkz. Tablo S1.A.i.

Şekil 1, hata modunun RPN'si ile her kontrol ögesinin kullanım sıklığı arasındaki ilişkiyi gösterir (ankette ölçüldüğü gibi). Birden fazla hata modunun belirli bir kontrol için geçerli olduğu durumlarda, yalnızca en yüksek RPN değeri çizilir. İlgi çekici olan bu grafiğin sağ üst çeyreğidir (yani, $RPN \geq 100$ ve kullanım oranı ≥ 60) çünkü bu, merkezler arasında rutin kullanımda olan bir kontrolün olduğu yüksek riskli hata modlarını temsil eder. Ayrıca, rutin olarak yerinde kontrollere sahip olmayan yüksek riskli hata modlarına sahip alt sağ çeyreklik de ilgi çekicidir. Bu hata modlarından bazıları, doktorlar ve diğerleri tarafından ele alınan hasta değerlendirmesiyle ilgili hata modları gibi bir fizik değerlendirmenin kapsamı dışındadır. Bununla birlikte, bu çeyrekteki diğer hata modları, açık bir şekilde medikal fiziğin kapsamı dahilindedir ve bu raporda vurgulanan kontrol sürecindeki iyileştirme fırsatlarını temsil eder.

Şekil 1'in sol alt ve sol üst kadrani da dikkate alınmaya değerdir. Bunlar, kontrollerin yürürlükte olduğu düşük riskli hata modlarını temsil eder. Özellikle, $RPN = 0$ modları ilgi çekicidir çünkü bunlar çok düşük riski temsil eder ve riskin gerçekten sıfır olup olmadığını kontrol etmenin değeri sorgulanabilir. Bu bağlamda iki soru yardımcı olabilir. Birincisi, risk gerçekten sıfır mı? Bazı kliniklerde süreçler, prosedürler ve sistemler farklı olabileceğinden, TG-275'ten $RPN = 0$ puanı doğru olmayabilir. İkincisi, kontrol farklı hata modları üzerinde etki ediyor mu? Bu TG'dan alınan analiz, birçok kontrolün birden fazla hata modunda çalıştığını göstermektedir (kontrol ögesi başına ortalama 2,9 hata modu, 0-12). Bu nedenle, $RPN = 0$

hata modunda çalışan bir kontrol, farklı bir yüksek riskli hata üzerinde de çalışabilir ve bu da onu önemli bir kontrol haline getirir.

Unutulmaması gereken bir diğer nokta da, birçok hata modunun onları tanımlayabilecek birden fazla kontrole sahip olmasıdır (ortalama olarak, hata modu başına 4,1 kontrol vardır). Bununla birlikte, çok az kontrolün yapıldığı bazı hata modları vardır (bazen sadece bir tane). Bu hata modları daha dikkatli değerlendirilmelidir çünkü bu durumlarda kontrolün etkili bir şekilde çalıştığına daha fazla güven vardır.

HDR-GYN brakiterapi için plan/chart değerlendirme uygulamaları üzerine bir anket yapmak TG'nin kapsamı dışındadır. Bu raporun amaçları doğrultusunda, TG, bir fizik plan değerlendirme sırasında en sık kontrol edilen öğeleri belirleyen brakiterapi kontrol listelerinin bir özetini oluşturmuştur. Bu kontrol listeleri TG üyeleri, AAPM üyeliğinden gönüllüler ve Amerikan Brakiterapi Derneği tarafından sunulan belgeler tarafından sağlanmıştır. Tablo S3.A.i, HDR-GYN hata modları ile karşılık gelen ana kontrol listesi ögesi arasındaki ilişkiyi gösterir. 53 hata modu arasından 27'si, ana kontrol listesinde bulunan QA kontrollerine doğrudan bağlanabilir. Ana kontrol listesinde yer almayan hata modlarının çoğu, tedavi eden onkolog ile QA için doğru koordinasyon gerektiren bir alan olan aplikatör yerleştirme kalitesiyle ilgilidir. "Konektör uçları arasında yanlış seçim", "aplikatöre yerleştirilmiş veya tam olarak yerleştirilmemiş yanlış referans işaretleri" ve "hatalı plan normalizasyonu" dahil olmak üzere diğer birkaç hata modu teknik ile ilgilidir. Bu öğeler, RPN değerine göre sıralanmış en yüksek hata modlarına ek olarak iyileştirme hedeflerini temsil eder.



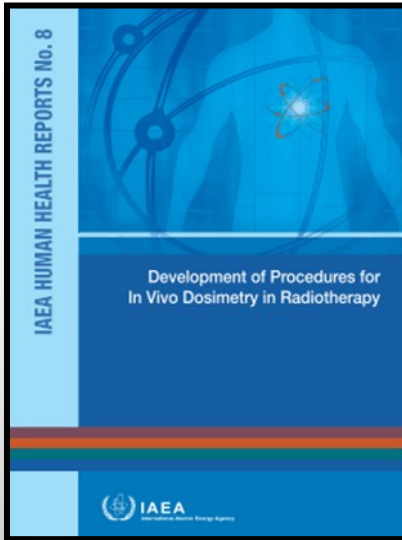
Arş.Gör.Dr. Canan Köksal Akbaş

1986 yılında doğan Canan Köksal Akbaş, 2009 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Mühendisliği'ni bitirdi. 2012 yılında İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği'nde yüksek lisansını yaptıktan sonra aynı bölümde 2019 yılında doktora bölümünü bitirdi. Halen İstanbul Üniversite İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsü, Temel Onkoloji Ana Bilim Dalı'nda Dr. Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.

BEO OSL İLE IN-VIVO DOZİMETRİ

Med. Fiz. Uzm. Esil Kara

In-vivo dozimetri, radyoterapi uygulamalarının amaçlandığı gibi yapıldığından emin olmak için tedavi sırasında hasta üzerindeki radyasyon dozunun ölçülmesini içerir. Risk altındaki organların (göz, rektum, cilt gibi) dozlarını kontrol etmek için in vivo dozimetri kullanmak yaygın bir uygulamadır. Bu dozimetri sisteminin radyoterapide farklı kullanım amaçları vardır. Ancak birincil amacı, radyoterapi sürecinin kalite güvencesidir (QA) ve bir radyoterapi bölümünün kalite yönetiminin önemli bir parçası olarak kabul edilir [1]. World Health Organization (WHO), International Commission on Radiological Protection (ICRP), International Atomic Energy Agency (IAEA) ve diğer kuruluşların tavsiyeleri ile in vivo dozimetri kullanımı daha yaygın hale gelmiştir.

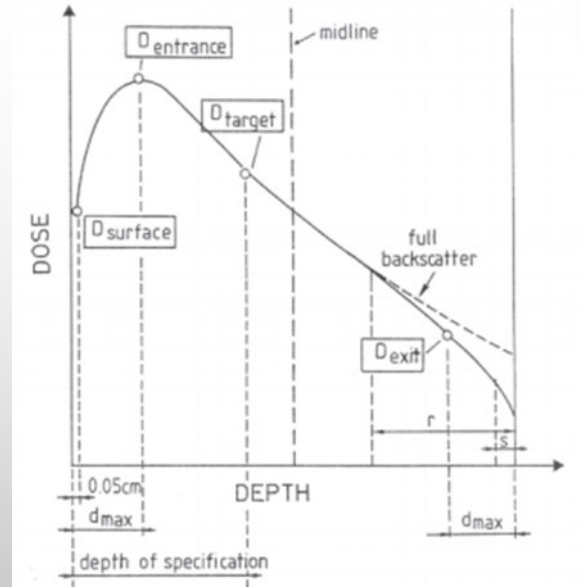


Diğer bir ifadeyle, in-vivo dozimetri, tedavi hazırlama ve uygulama zincirinin genel doğrulaması için kullanılır. Tedavi sırasında birçok de ğ i ş k e n d e n etkilenen radyasyon dozunu ölçebilir.

Hasta doz ölçümlerinin sonuçları, planlama ve uygulamanın doğruluk ve kesinliğinin değerlendirilmesi için gerekli bilgileri sağlar. In vivo dozimetrenin başka bir amacı da belirli bir kurumda radyasyon tedavisindeki belirsizliklerin tahmini için kullanımıdır. Sistematik hataların tespiti ve

radyoterapi gören hastaların istenmeyen ışınlanmalarının önlenmesi için iyi bir araçtır. Tek dozun yanlış uygulanmasını engelleyemese de bu tür bir olayın birçok tedaviyi veya birçok hastayı etkilemesi olasılığını en aza indirebilir. In vivo dozimetri, tedavinin erken döneminde radyasyonun yetersiz veya aşırı dozunu tespit edebilir, böylece sonraki fraksiyonlarda düzeltmeler yapılabilir.

Giriş dozu ölçümleri, demet kalibrasyonundaki ve cihaz çıkış dozundaki hataların ve yanlış aksesuar kullanımının yanı sıra yanlış tedavi mesafesi kullanımı gibi hasta setup hatalarının tespit edilmesini sağlar. In vivo çıkış doz ölçümleri ise, giriş doz ölçümlerinde bulunan hatalara ek olarak, radyolojik hasta kalınlığındaki farklılıklar ve hasta anatomisindeki heterojenlikler hakkında bilgi verir.



Şekil 1. in vivo dozimetride tek demet için farklı dozların şematik gösterimini görebilirsiniz.

Yüzey dozu (D_{surface}) giriş yüzeyinden 0,05 cm aşağıda tanımlanırken, giriş dozu (D_{entrance}) d_{max} derinliğinde, çıkış dozu (D_{exit}) ise çıkış yüzeyinden d_{max} derinliği

kadar içeride tanımlanır. Orta hatta $D_{entrance}$ 'a simetrik olan bu D_{exit} tanımı, karşılıklı iki demet kullanımında nokta tanımlamalarını basitleştirmek ve hedef doz D_{target} 'in yerini belirlemek için kullanılır [2].

Radyoterapi ışınlamalarının in vivo dozimetresinde en çok kullanılan sistemleri termoluminesans dozimetre (TLD), diyot, Metal Oksit Yarı iletken alan etkili transistör (Mosfet) ve OSL olarak sıralayabiliriz. Yarı iletken diyotlar anlık doz okuma imkânı sunarken ısıya bağlılık, doz hızına bağlılık ve yüksek atom numarası gibi dezavantajları bulunmaktadır [3]. Mosfetler de anlık okuma verebilmektedir ancak ısıya bağlılık, enerjiye bağlılık ve sınırlı ömür gibi dezavantajları bulunmaktadır [4]. OSL malzemelerinin soğurulan dozu saklama ve daha sonra uygun dalga boyuna sahip başka bir ışık kaynağı ile uyarıldığında ışık olarak serbest bırakma yeteneğini kullanan bir radyasyon ölçüm tekniğidir.[5] OSL oda sıcaklığında kullanılır ve soğurulan radyasyon doz değeri herhangi bir azalığa uğramadan iki yıl için bir karanlık bir ortamda saklanabilmektedir. Hassasiyeti TLD den daha yüksektir ve ısıl sönülmeye ihtiyaç duymamaktadır. Bu özellik de OSL maddesini TLD den daha hassas ve güvenilir yapmaktadır [6]. OSL maddesi için çeşitli maddeler üretilip çalışılmıştır. Bu zamana kadar yaygın olarak $Al_2O_3:C$ OSL dozimetrik ölçümlerde kullanılmaktaydı. Ancak BeO üzerinde yapılan yeni çalışmalar ve ortaya konulan yeni sonuçlar BeO OSL'nin $Al_2O_3:C$ OSL'nin alternatifi olabileceğini tespit etmiştir. [7] BeO OSL'nin etkin atom numarasının dokuya çok yakın olması (BeO $Z_{eff}=7,13$; $Al_2O_3:C$ $Z_{eff}=11,28$; su $Z_{eff}=7,4$) [8], enerji bağımlılığın düşük olması, daha yüksek dozlarda lineer cevap vermesi ve optik duyarlılığının daha yüksek olması gibi özellikleri nedeniyle radyoterapi

uygulamaları için daha tercih edilebilir hale gelmektedir. IAEA Rapor 8 ve AAPM 191 de radyoterapiye kullanılacak in vivo dozimetri sistemlerinin performans özelliklerinin test edilmesi için yapılması gereken testler, elde edilmesi gereken faktörler belirlenmiştir [1][11].

Klinikte rutin kullanıma geçmeden önce BeO OSL sistemi için yapılması gereken testleri aşağıdaki gibi sıralayabiliriz.

- Doz-Cevap Eğrisinin Lineerliğinin Testi
- Enerji ve Demet Kalite bağımlılığı
- Hassasiyet Testi
- Açısal Bağımlılığın testi ve faktörünün belirlenmesi
- Artırımlı ya da Biriken Doz-cevabının incelenmesi
- Doz Hızına Bağlılık
- Işınlama sonrası okuma zamanına bağlılık
- Sönümlenme faktörünün bulunması
- Optik Tavlama ve Yeniden Kullanım kabiliyeti değerlendirilmesi
- Kaynak-Cilt Mesafesine Bağlılığın testi ve faktörünün belirlenmesi
- Alan Boyutunun Etkisi ve faktörünün belirlenmesi
- Yüzde Derin Doz (PDD) Ölçümleri
- Giriş ve Çıkış Dozu Ölçümleri

Klinik koşullar referans koşullardan farklı olduğunda BeO OSL sistemi için elde edilen düzeltme faktörlerinin kullanımı ölçüm doğruluğunu artıracaktır. Özellikle in vivo dozimetrisinin yaygın olarak kullanıldığı tüm vücut ışınlamalarının (TBI) ölçümleri için kullanılacak BeO OSL'lerin tedavi koşullarında faktörlerini belirlemek çok önemlidir. TBI karmaşık bir

tedavi şeklidir, tedavi mesafesi ve alan boyutu rutin olarak uygulanan işlemlerden farklıdır. Bu nedenle referans uzaklık ve alan açıklığı için elde edilen faktörlerin TBI uygulamaları için kullanımı uygun değildir. Ganapathy ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde ettikleri PDD eğrisi TBI için kullanılacak sisteminin kalibrasyon ölçümlerinin TBI masasında yapılmasının önemini göstermektedir. Çalışmada rutin olarak kullanılan referans koşullarında (10x10 alan açıklığı ve SSD 100 cm) elde edilip mayneord faktörü ile tedavi uzaklığına ait düzeltme yapılarak elde edilen PDD eğrileri, TBI tedavi masasında elde edilen ile karşılaştırılmıştır. İki PDD eğrisi arasındaki farkın, derinlik arttıkça belirginleştiği tespit edilmiştir. Ayrıca, iki eğri arasında dmax derinliğinde de 4 mm'lik bir fark ortaya konulmuştur [12].

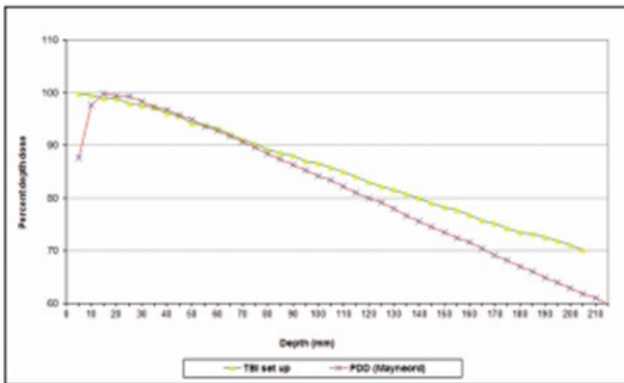


Figure 1: Comparison of PDD curve obtained at TBI setup and PDD curve obtained at 100 cm SSD and converted using Mayneord factor

Sonuç olarak radyoterapi uygulamalarının kalite güvencesini sağlamak için yapılan in vivo dozimetri kapsamlı bir çalışma ve özen gerektirmektedir. Kullanılacak dozimetrelerin kalibrasyonlarının ölçüm şartlarında yapılması doğru sonuca ulaşılması için çok önemlidir.

Kaynaklar

1. Development of Procedures for In vivo Dosimetry in Radiotherapy, IAEA Human Health

Reports No:8, 2013.

2. Van Dam J., Marinello J., Methods For In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy, Estro Booklet, 2006
3. Yıldız D., Precise Tedavi Planlama Sisteminin 6 Mv Ve 18 Mv Foton Enerjilerinde Toraks Tümörleri Tedavisindeki Doz Dağılımının Film Dozimetri, Elektronik Portal Görüntüleme Ve İn-Vivo Dozimetrik Sistemleriyle Kalite Kontrolü, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans tezi, 2008
4. Doğan Y., Dedektörler Ve Ölçüm Teknikleri, IAEA, Absorbe Doz Protokolleri Ve Klinik Pratikleri Toplantısı, İstanbul, Aralık 2018
5. Akselrod MS, Kortov VS, Kravetsky DJ and Gotlib VI (1990) Highly sensitive thermoluminescent anion defect-Al₂O₃:C single crystal detectors. Radiat. Prot. Dosim. 33:119-122.
6. Viamonte A, da Rosa LAR, Buckley LA, Cherpak A. and Cygler JE. (2008), Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. Med. Phys. 35(4):1261- 1266.
7. A. S. Pradhan, J. I. Lee, and J. L. Kim, Recent developments of optically stimulated luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications, J Med Phys. 2008 Jul-Sep; 33(3): 85-99.
8. "Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications", by E. G. Yukihiro and S. W. S. Mckeever, John Wiley & Sons Ltd, 2011.
9. El Naqa I, Li R, Murphy M. Machine Learning in

Radiation Oncology: Theory and Applications.
Cham: Springer;2015. 336 p.

10. Andrieu C, DE FREITAS N., et al., An Introduction to MCMC for Machine Learning, Machine Learning, 50, 5–43, 2003
11. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs, 2019
12. K. Ganapathy, P. G. G. Kurup, V. Murali, M. Muthukumaran, N. Bhuvaneshwari, J. Velmurugan, Patient dose analysis in total body irradiation through in vivo dosimetry, Journal of Medical Physics, Vol. 37, No. 4, 214-8, 2012



Med. Fiz. Uzm. Esil KARA

Esil Kara 1982 Sinop doğumlu. 2005 yılında ODTÜ Fizik bölümünden mezun oldu. 2006 yılından beri ONKO Ankara Onkoloji Merkezinde görev yapıyor. Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilimdalı'nda yaptığı yüksek lisansını 2009 da tamamladı. Aynı bölümde 2017 yılında doktora eğitimine başladı ve hala devam ediyor. 2018 yılından itibaren Kuru Ankara Hastanesinde de yarı zamanlı olarak görev yapıyor. Evli ve 10 yaşında bir erkek çocuğunun annesi.

PET/BT KABUL TESTLERİ VE KALİTE GÜVENCESİ:

AAPM TG-126 RAPORU

Prof.Dr.Mustafa Demir / Sinem Akyol

Amaç: Hastaların optimum şartlarda görüntülemesinin yapılması için Pozitron Emisyon Tomografisi / Bilgisayarlı Tomografi sistemlerinde kalite güvence programı oluşturulmasıdır. Bu makalede PET/BT sistemlerinin kabul ve kalite güvence (QA) testleri hakkındaki AAPM Task Grubu (TG) 126 raporu özetlenmiştir.

Metot: TG 126, PET/BT kabul testleri ve kalite güvence (QA) prosedürlerini geliştirmekle görevlendirilmiş olan bir çalışma grubu olarak, özel fantomlar veya lisanslı yazılım araçlarına ihtiyaç duymadan NEMA NU 2 standartlarına bağlı kalarak PET/BT sistemlerinin QA testlerini özetlemiştir.

Sonuçlar: Bu raporda medikal fizikçilerin yapabileceği şekilde düzenlemiş olan PET/BT kabul testlerinden elde edilen temel ölçümler ve periyodik takip ölçümlerin karşılaştırıldığı sekiz performans değerlendirmesi verildi. Bu değerlendirmelerin her biri için, beklenen test süresi, gerekli malzemeler ve önerilen değerlendirme ölçütleri (başarılı / başarısız) olarak belirtildi.

Çıkarımlar: Bu rapor, diğer kuruluşların önerdiği prosedürleri ve gereksinimleri basitleştirmiş olup satıcılar ve kullanıcılar için de PET / BT sisteminin periyodik değerlendirmelerinde bir kılavuz niteliği taşımaktadır.

Anahtar Kelimeler: kabul testleri, PET, PET/BT, kalite güvencesi

Pozitron emisyon tomografisi/bilgisayarlı tomografi (PET/BT) görüntüleme teknolojisi vücut içindeki radyoaktif izleyici dağılımını görselleştirerek hastalıkların tanısında önemli bir rol oynar. Eksiksiz uygulanan kalite güvence (QA) programı tanıda güvenilir sonuçlar sağlanmasına yardımcı olur. Kalite güvence programı, ekipman ve yazılım paketlerinin satın almadan önce üzerinde anlaşılan ve tedarik sözleşmesinde belirtilen üretici spesifikasyonlarını karşılayan kabul testleri (temel ölçümler) ile başlar. Daha sonra düzenleyici kurumlar ve akreditasyon kurumları ile uyumluluğun sağlanması ve tarayıcı performansının ilk değerlendirmeden sapıp saptığını kontrol etmek için periyodik olarak günlük, haftalık, üç ayda bir, altı ayda bir ve yıllık izleme (periyodik takip ölçümleri) ile sürdürülür.

Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (AAPM) Task Grubu 126 (TG 126), "PET/BT Kabul Testleri ve Kalite Güvencesi" başlığı altında farklı üreticilerin PET / BT sistemlerini kapsayacak şekilde bir kalite güvence (QA) programında önermiştir. Bu program kolayca uygulanabilen standartlaştırılmış bir dizi kabul ve periyodik testi bir arada değerlendirmektedir ¹. Geçmiş dönemlerde, birkaç ajans bu tür QA programları için öneriler yayınladı ²⁻¹⁰. 1990'ların başından bu yana, PET / BT sistemlerini test etmek için en yaygın olarak uygulanan ve atıfta bulunulan referans, "Medical Imaging and Technology Alliance" tarafından ortaya konan "National Electrical Manufacturers Association (NEMA) Standards Publication NU 2 Performance Measurements of

Positron Emission Tomographs (PET)"dir. Bununla birlikte, NEMA NU 2 ve benzer diğer standartlar özel yazılımlar, ekipman ve fantomlar gerektirdiği için takip edilmesi ve uygulanması kolay olmayabilir ¹¹.

TG 126 üyeleri bu raporu NEMA dokümanlarının ruhuna uyacak şekilde hazırlamışlar, temel performans ölçütlerini test etmek için özel ekipman ve yazılım satın alınmasını gerektirmeyen prosedürler geliştirmişlerdir. TG 126 tarafından önerilen prosedürler, PET/BT'nin temel performans özelliklerini yapmak için kolayca elde edilebilen fantomlar ve yazılımlar kullanır. Örneğin, sayım hızı performans değerlendirmesi testinde kullanılan özel 70 cm uzunluğunda silindirik polietilen fantom ve çizgisel kaynağın kullanıldığı ve çekim süresi çok uzun süren bir test yerine, ~19 cm uzunluğunda silindirik su dolu bir fantom kullanılarak işlem basitleştirilmiş ve süre kısaltılmıştır. Ek olarak, görüntü kalitesi değerlendirmesi artık ek bir NEMA / Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC) fantomu yerine Amerika Birleşik Devletleri'nde PET akreditasyonu için kullanılan hazır "American Collage of Radiology (ACR)" fantomu ile gerçekleştirilmektedir. TG 126, her test için, nitelikli bir medikal fizikçinin öncelikle kabul testi sırasında temel ölçümler yapmasını ve ardından tüm takip ölçümleri için tarayıcıya ve bölgeye özgü başarılı / başarısız kriterlerini oluşturmak üzere bu raporda önerilen limitlerin kullanmasını önermektedir.

Bu kılavuz, farklı modlarda çalışan klinik PET / BT'lerin PET gantrilerinin kalite kontrolü (QC) için rehberlik sağlar. Ayrıca 3 boyutlu (3D) veri toplama, çözünürlük sağlama, ya da uçuş süresi ve çeşitli tarayıcı modelleri ve üreticileri arasında doğrudan karşılaştırmalar yapmayı amaçlar. Okuyucu, klinik bir PET / BT'nin ¹²⁻¹⁴

BT gantrisinin değerlendirmesini ve radyoterapi sırasında PET / BT kullanımı konusunda rehberlik etmesi için diğer kaynaklara yönlendirilmiştir ^{15,16}. Bu rapordaki tüm testler, AAPM *Professional Policy 17* "Klinik Medikal Fizik Uygulama Kapsamı" ¹⁷ tarafından tanımlandığı gibi, piyasada bulunan çok sayıda PET platformları hakkında kapsamlı bilgi ve deneyime sahip nitelikli medikal fizikçiler tarafından geliştirilmiştir. TG 126 "PET / BT Kabul Testi ve Kalite Güvencesi" tarafından oluşturulan rapor, AAPM Nükleer Tıp Alt Komitesi (NMSC), Görüntüleme Fiziği Komitesi (IPC), Bilim Konseyi (SC) ve İcra Kurulu (EXCM) tarafından gözden geçirildi ve Ekim 2019'da yayınlandı ¹. Yazıda TG 126 raporuna genel bir bakış sağlanmıştır. Bölüm 2, kapsamlı bir PET / BT Kalite Güvence (QA) programı için önerilen periyodik testleri özetlemektedir. Bölüm 3, bu Task Grubu tarafından belirlenen sekiz adet basitleştirilmiş PET performans değerlendirmesi için gerekli ekipmanı, süreyi ve önerilen limitleri açıklamaktadır. Fantom hazırlama, görüntü elde etme ve analiz ile ilgili daha fazla ayrıntı (örnek veri toplama ve analiz çalışma sayfaları dahil) tam raporda bulunabilir ¹. Son olarak, Bölüm 4, satıcıya özgü kalite kontrol değerlendirmelerinin kısa bir listesini sağlar.

Kalite Güvence Programına Genel Bakış

Bu raporun odak noktası, uzaysal çözünürlük (rezolüsyon), PET / BT hizalaması, duyarlılık (sensitivity), sayım hızı performansı, düzeltmelerin doğruluğu, görüntü kontrastı, saçılma / zayıflatma (atenüasyon) düzeltilmesi ve görüntü bütünlüğünü değerlendirmek için basitleştirilmiş PET kalite kontrol testleridir. Bunlar, bir PET / BT sistemi kalite güvence programı için önerilen tüm testlere ve bunların

Tablo 1. PET bileşeni Kalite Güvencesi Programının önerilen periyodik testleri ve sıklıkları

Sıklık	Önerilen Periyodik Testler
Yıllık	PET Uzaysal Rezolüsyon PET Hassasiyet ^a PET Sayım Performans PET Düzeltmelerin Doğruluğu PET Görüntü Bütünlüğü ^d Kaynak Yer Değişirmesi Görüntü İzleme Monitörü (TG-18) Ağ ve İş Bağlantısı Değerlendirmesi ^b . Acil Durum Butonları
6 Ayda Bir	Koruyucu Bakım ve Muayene
3 Ayda Bir	PET & BT Kaydı. ^c PET Görüntü Kontrastı PET Saçılma/Atenuasyon Düzeltmesi PET Kalibrasyonu ^a PET Normalizasyon ^a
Haftalık	PET Güncelleme Kazançları PET Senkronize Sistem Saatleri PET Rastlantı Zamanlaması
Günlük	BT Kalite Kontrol Bilgisayarları Yeniden Başlatma Hasta Verisi Arşivleme . Yerel, Ağ ve Film Sargılarını Temizle ^d PET Kalite Kontrol CT Isınma Döngüsü ve Kalibrasyonları. ^d Planlayıcı Temizleme. ^d

^a Veya Detektör Modülü Değiştirilirse

^b Veya Elektronik Kart Değiştirilirse

^c Veya Portal Açılırsa

^d Philips, bunun yerine 3 ayda bir test önerir.

sıklığına genel bir bakış sağlar. Basitleştirilmiş testler, özel klinik PET, PET / BT ve (PET / MR) sistemlerinin çoğu için kullanılabilir. Raporun tamamı farklı üretici firmaların diğer periyodik PET kalite kontrol prosedürlerini de kapsar.

Kabul testleri ve yıllık testler, ayrıntılı idari bilgiler (örn. sistem seri numarası ve yazılım sürümü) ve test sonuçlarının özetlerini içeren, yetkili bir fizikçi tarafından imzalanmış kapsamlı bir raporla sonuçlandırılmalıdır. Raporlar, bu ölçülen sonuçları

üretici tarafından sağlanan standartlarla ve yerel düzenleyici yönergelerle ilişkilendirmeli, testlerin başarılı olup olmadığını özetlemeli ve düzeltici eylemler önermelidir.

Önerilen Performans Değerlendirmeleri

Bu raporda önerilen sekiz adet basitleştirilmiş PET kalite kontrol testinin özeti ve bunlarla ilgili ölçüm performans metrikleri Tablo 2' de verilmiştir. Ek bir basitleştirme olarak değerlendirmeler, aynı veri toplama ile gerçekleştirilebilecek değerlendirmelere karşılık gelen A – D grupları halinde düzenlenir. Testin kısa ömürlü radyoizotop kullanımına bağlı olduğu göz önüne alındığında, önce gerekli tüm ekipmanlar ve fantomlar toplanmalı (Tablo 3) ve 18F-florodeoksiglukoz (18F-FDG) siparişi için bir program oluşturarak gereksiz gecikmelerden kaçınılmalıdır. Fantomları hazırlamak ve konumlandırmak, verileri yeniden yapılandırmak ve analiz etmek için gerekli tahmini süreler Tablo II'de verilmiştir. Ancak tekrarlanabilecek testlerin dikkate alınması, bunun için ekstra zaman ve fazladan radyofarmasötik ayrılması önerilir.

Bu Task Grubu, listelenen fantomları ucuza almayı ilke edinmiş, temel ve takip ölçümlerinin tutarlı ekipmanlarla yapılmasını sağlamak için her kullanıcının tüm fantomları satın almasını tavsiye etmektedir. Hassasiyet değerlendirmesi için önerilen içi boş tüp, en küçük alüminyum NEMA NU 2 hassasiyet fantomudur, ancak her kuruluş herhangi bir malzemedan ve en azından görüş alanının aksenel kapsamını görebilecek uzunlukta bir tüp kullanma seçeneğine sahiptir. Bir kılcal konumlandırma cihazı tipik olarak satın alınan tarayıcıya dahildir. Tüp konumlandırma cihazı basit bir gerdirme çubuğu

olabilir.

Herhangi bir performans değerlendirmesinden önce, tüm sistem bileşenleri uygun çalışma durumunda olmalıdır (yani, işleyen veri toplama, yeniden yapılandırma, görüntüleme ve analiz). Bu, koruyucu bakım, kalibrasyon ve PET bileşeninin, BT bileşeninin, doz kalibratörünün ve ekran monitörlerinin periyodik kalite kontrol testini içerir (ayrıntılar AAPM TG 181, TG 39 ve TG 18 raporlarında mevcuttur). PET testinden önce yıllık BT testi (lazer, masa hareketi ve "X-ray Açık" ışıklarının değerlendirilmesi dahil) yapılmalıdır. Tarayıcının görsel ve mekanik olarak incelenmesi, tarayıcının performansını etkileyebilecek veya bir güvenlik endişesi oluşturabilecek sorunları belirleyebilir. Son olarak, doz testi ve görüntü alma zamanlamasındaki tutarsızlıkları önlemek için tüm saatler konsola senkronize edilmelidir.

PET ve BT görüntüleri üzerindeki kantitatif ölçümler, açık kaynaklı yazılım (örneğin ImageJ, NIH²¹) veya diğer PET / Nükleer Tıp görüntüleme yazılımı kullanılarak elde edilebilir. Herhangi bir analizden önce kullanıcı, yazılımın görüntü verilerini içe aktarırken çekime özgü DICOM yeniden ölçeklendirme parametrelerinin uyguladığını doğrulamalıdır. Bu adım ImageJ'de otomatik olarak gerçekleştirilmez ancak bir DICOM yeniden ölçeklendirme makrosu aracılığıyla gerçekleştirilebilir²².

Tablo 2. Ölçülen metrik sayısının (N) özeti, önerilen limitler ve fantom hazırlama ve performans değerlendirmeleri için veri toplama ve analiz için gereken beklenen süreler. Metriklerin tanımı ve hesaplamaları tam raporda bulunabilir.

Ölçülen Performans Metrikleri					
Performans Değerlendirmesi	N	Kısaltma	Tanım	Önerilen Limit	Süre (sa)
A Uzaysal Çözünürlük PET/BT Kayıt	9 6	FWHM: d_c	Ortalama Yarım Maksimumda Tam Genişlik PET'den BT'ye merkez mesafesi	$\pm 5\%$ Takip ve Başlangıç ≤ 1 PET Voksel Boyutu	1.5
B Hassasiyet	2	-S:	Ortalama Hassasiyet	$\pm 5\%$ Takip ve Başlangıç	1
C Sayım Oranı Performansı Düzeltilmelerin doğruluğu Görüntü Tekdüzeligi	2+ 1 #slice 5	R_{FNEC} SUV: IU_L IU_{AXIAL}	Gürültü Eşdeğeri Sayım Oranı Standartlaştırılmış Uptake Değeri Dilim içi İntegral Tekdüzelik Dilim arası İntegral Tekdüzelik	$\pm 5\%$ Takip ve Başlangıç 0.90–1.10 $\leq 5\%$ $\leq 5\%$	2.0-18 ^a
D Görüntü Kontrastı Saçılma/Atenuasyon Düzeltmesi	1 1 1	$SUV_{max}^{rot,25}$ $SUV_{max}^{rot,25/16}$ SUV_{mean}^{bgd}	25 mm sıcak kürede maksimum SUV 25 mmlik sıcak kürenin 16 mm'ye oranının maks. SUV'ları Background ortalama SUV değeri	1.18–2.8 ^b >0.7 0.85-1.15 ^b	1.5

^a Yaklaşık 18 saat yalnızca temel ölçümler için gereklidir.

^b ACR PET Akreditasyon Başarılı / Başarısız Kriterlerinden uyarlanmıştır.

18

Tablo 3. Önerilen PET performans değerlendirmeleri için gerekli malzemeler

18 F-FDG Aktivitesi							
Performans Değerlendirmesi	Fantom		(MBq)	(mCi)	Şırıngalar (cc)	İğnele r (ebat)	Diğer
A Uzaysal Çözünürlük, PET/BT Kayıt	Kılcal Borular	$\varnothing_{in} \leq 1 \text{ mm}$ $\varnothing_{out} \leq 2 \text{ mm}$	185-370 (per mL)	5-10 (per mL)	3-5	20-23	Kılcal konumlandırma cihazı CT kontrast ortamı Critoseal®
B Hassasiyet	İçi Boş Tüp	$\varnothing_{in} = 3.9 \text{ mm}$ $\varnothing_{out} = 6.4 \text{ mm}$ $L = 700 \text{ mm}$	5.5-7.0	0.15-0.2	3-5	20-23	Tüp konumlandırma cihazı Level Critoseal®
C Sayım Oran Performansı Düzeltilmelerin Doğruluğu Görüntü Tekdüzeliliği	Right Dairesel Silindir	$\varnothing_{out} = 20 \text{ cm}$ $L = 19 \text{ cm}$	-740	-20	3-5 & 60	20-23	
D Görüntü Kontrastı Saçılma/Atenuasyon Düzeltmesi	PET ACR Fantom		185	5	5 & 60	18	1000 mL poşet (ya da şişe) Kalem, bant & marker
Fantom boyutları; iç çap (\varnothing_{in}), dış çap (\varnothing_{out}) & Uzunluk (L)							

Satıcıya Özel Kalite Kontrol Değerlendirmeleri

Her PET / BT sistemi için kalite kontrol testlerinin değerlendirilmesi ve sıklığı kendi üreticisi tarafından belirlenir. Bu nedenle bu işlemlerle ilgili her fizikçi günlük, haftalık, aylık, üç aylık ve altı aylık değerlendirmelerle ilgili tüm bilgiler için üretici talimatlarına başvurmalıdır. Raporun tamamı, General Electric (GE), Phillips ve Siemens sistemleri için tipik olarak gerçekleştirilen tüm testlere genel bir bakış ve kısa bir açıklama sağlar. Tablo 4 bu testlerin bir özeti sunmaktadır.

Tablo 4. Satıcıya özgü kalite kontrol testlerinin ve tekrarlanma

Sıklık	GE Sistemleri	Phillips Sistemleri	Siemens Sistemleri
Günlük	Zamanlama Testi Enerji Testi Rastlantı Testi Teklik Testi Ölü Zaman Testi	Zamanlama Testi Enerji Testi Emisyon Testi Donanım Sensor Testi PMT Kazanç Kalibrasyonu	Zamanlama Testi Gürültü Testi Verimlilik Testi Rastgele Test Saçılma Oranı Testi
Haftalık	Teklik Kazanç Güncellemesi	None	Uniformity Normalizasyonu Zaman Uyum Testi "Kısmi Kurulum" Testi
Aylık	None	Detektör Uniformity Testi SUV Kalibrasyon Doğrulaması	None
3 Ayda Bir	Kuyu Sayacı Kalibrasyonu	None	"Tam Kurulum" Testi
6 Ayda Bir	None	SUV Kalibrasyon Güncellemesi Sayım Oranı Düzeltmesi	None

ÇIKARIMLAR

Bu raporların özetinde AAPM TG 126 tarafından önerilen PET / BT performans değerlendirmelerine (ve önerilen sınırlara) genel bir bakış sağlamaktadır. Günümüzde mevcut PET/BT sistemlerinin ve gelecekte kullanılacak PET / BT sistemlerinin performansı iyileştirmek amacıyla tavsiyeler hazırlamak, test prosedürlerinin sonuçlarını genelleştirmek AAPM TG 126'nın amacı olacaktır.

Kaynaklar

1. Mawlawi OR, Jordan DW, Halama JR, Schmidlein CR, Wooten WW. PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance: The Report of AAPM Task Group 126, 2019. [Online]. Available: <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=193>
2. Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffman EJ, et

Performance standards in positron emission tomography. J Nucl Med. 1991;32:2342–2350.

3. International Electrotechnical Commission. IEC Standard 61675-1: Radionuclide Imaging Devices - Characteristics and Test Conditions - Part 1: Positron Emission Tomographs; 1998
4. International Atomic Energy Agency. IAEA Health Human Series No. 1: Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. Vienna, Austria; 2009.
5. International Atomic Energy Agency. IAEA Health Human Series No. 27: PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts, Vienna, Austria; 2014.
6. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs," Washington DC, USA;

- 1994.
7. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, Rosslyn, Virginia, USA; 2001.
 8. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2007: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, Rosslyn, Virginia, USA; 2007.
 9. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2012: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, Rosslyn, Virginia, USA; 2013.
 10. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2018: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, Rosslyn, Virginia, USA; 2018.
 11. Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, et al. PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. *J Nucl Med.* 2002;43:1398-1409.
 12. Lin P-JP, Beck TJ, Borrás C, et al. AAPM Report No. 39: Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, New York: New York, USA; 1993.
 13. American College of Radiology. Computed Tomography Quality Control Manual, Reston, Virginia, USA; 2017.
 14. Samei E, Bakalyar D, Boedeker KL, et al. Performance Evaluation of Computed Tomography Systems: The Report of AAPM Task Group 233, Alexandria, VA; 2019.
 15. Das SK, McGurk R, Miften M, et al. Task Group 174 report: utilization of [18F] fluorodeoxyglucose positron emission tomography ([18F] FDG-PET) in radiation therapy; 2019.
 16. Olch AJ, Gerig L, Li H, Mihaylov I, Morgan A. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. *Med Phys.* 2014;41:1-30.
 17. American Association of Physicists in Medicine. Definition of a Qualified Medical Physicist; 2019. [Online]. Available: https://www.aapm.org/medical_physicist/fields.asp#nuclear
 18. American College of Radiology. PET Accreditation Program Testing Instructions, Reston, Virginia, USA; 2018.
 19. Carey JE, Byrne P, DeWerd L, Lieto R, Petry N. AAPM Report No. 181: The Selection, Use, Calibration, and Quality Assurance of Radionuclide Calibrators Used in Nuclear Medicine, vol. 181, no. 181; 2012.
 20. Samei E, Badano A, Chakraborty D, et al. Assessment of display performance for medical imaging systems: executive summary of AAPM TG18 report. *Med Phys.* 2005;32:1205-1225.
 21. Rasband WS. ImageJ; 1997. [Online]. Available: <http://imagej.nih.gov/ij/>
 22. National Institutes of Health. ApplyDicomRescaleSlope; 2019. [Online]. Available: <https://imagej.nih.gov/ij/macros/>

ApplyDicomRescaleSlope.txt



Prof. Dr. Mustafa Demir

1984 İÜ Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 1986'da İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında Fizikçi olarak çalışmaya

başladı. Aynı bölümde çalışırken İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik Anabilim Dalından 1989'da yüksek lisansını, 1994' de doktorasını tamamladı. 1996'da doçent, 2002' de Nükleer Tıp Profesörü oldu. Halen aynı anabilim dalında öğretim üyesi olarak çalışmaktadır.



**Yüksek Lisans Öğrencisi
Sinem AKYOL**

1998 yılında İstanbul'da doğdu. 2020 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden mezun oldu. Aynı

yıl İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı. Halen eğitimine devam etmektedir.

YÜZEYEL BRAKİTERAPİ: AAPM VE GEC-ESTRO ORTAK RAPORU TG-253

Med. Fiz. Uzm. Şilem Ertürk

Task Grup 253 numaralı yüzeysel brakiterapi raporunda, vücut yüzeyindeki lezyonları tedavi etmek için kullanılan yaygın tedavi yöntemleri ve aplikatörler tartışılmaktadır. Raporun ilk yayını 27 Ağustos 2020'de yapılmıştır. Bu yazıda ilgili raporda verilen bilgilerin özet bir şekilde aktarılmıştır. Brakiterapinin yüzeysel lezyonlarını tedavi etmek için kullanımının 20. yüzyılın başlarına kadar uzanan bir geçmişi vardır. Katı konik aplikatörler, özelleştirilmiş yüzeysel kalıpları ve flep tipi aplikatörler kullanılarak uygulanan brakiterapi yöntemi, bazal hücreli ve skuamöz hücreli karsinomların tedavisinde başarıyla kullanılmaktadır. Yüzeysel brakiterapi, küçük sığ lezyonları olan veya önceki ameliyatların veya diğer komorbiditelerin başarısızlığı nedeniyle ameliyat edilemeyen büyük lezyonları olan hastalarda tercih edilen bir yöntemdir.

Sığ tümörlerin (≤ 5 mm derinlik) tedavisi için kullanılan katı konik aplikatörler, radyonüklid bazlı veya minyatür elektronik yüksek doz hızlı (HDR) brakiterapi (eBT) kaynakları ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Termoplastik kalıp (mold) ve flep tipi aplikatörler en yaygın olarak HDR ^{192}Ir kaynakları ile (ve daha yakın zamanda HDR ^{60}Co kaynakları ile) kullanılır ve genellikle düzensiz şekilli daha büyük yüzeysel lezyonlarını tedavi etmek için kullanılır. Son yayınlar, mekanik modellerden üretilen üç boyutlu (3D)-baskılı aplikatörlerin kullanıldığını da göstermiştir. Bu 3 boyutlu aplikatörler, kateter yerleştirme için daha fazla seçenek sunarak, daha özelleştirilmiş bir doz

dağılımı ile mevcut ticari flep tarzı aplikatörlere göre kişiselleştirilmiş bir çözüm olma potansiyeline sahiptir.

2. KAYNAK TİPLERİ

2.A. HDR ^{192}Ir Kaynakları

2.A.1. mHDR-v2

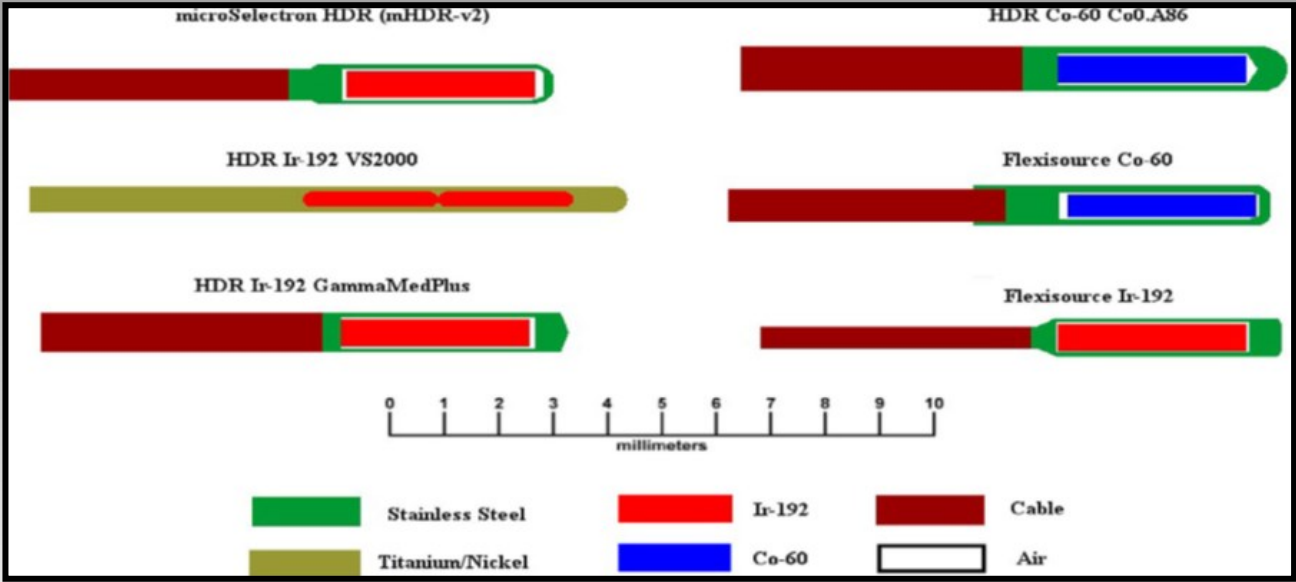
Elekta'nın microSelectron HDR (mHDR-v2) kaynak modeli 3,5 mm uzunluğunda ve 0,65 mm (22.42 g/cm³) çapındaki iridyum metal silindirden oluşmaktadır. Dış paslanmaz çelik kapsül çapı ve uzunluğu sırasıyla 0,90 ve 4,5 mm'dir. Kaynağın fiziksel ucundan, aktif kaynak çekirdeğinin yüzeyine olan mesafe 0,2 mm'dir. Kaynak kapsülü 0,70 mm çapında çelik bir kabloyla kaynaklanmıştır.

2.A.2. VS2000

HDR ^{192}Ir VS2000 kaynak modeli (Varian Medikal Sistemleri), iki adet 0,34 mm çapında ve 2,5 mm uzunluğunda yarım küresel uçlu iridyum silindirinden oluşmaktadır. Kaynak, kaynağa yakın esnek bir kısımdan ve proksimal olarak yerleştirilmiş daha sert bir kısımdan oluşan 0.59 mm dış çaplı bir nitinol kablosunun ucunda kapsüllenmiştir. Kapsül, aktif çekirdeğin uzak ucunun 1 mm ötesine uzanır ve 0.59 mm çapında, 0.705 mm uzunluğunda, 0.59 mm çapında yarı küresel uca sahip bir silindiridir.

2.A.3. GammaMedplus

HDR ^{192}Ir GammaMedplus kaynak modeli (Varian) 3,5 mm uzunluğunda ve 0,7 mm çapında bir aktif çekirdekten oluşur. Fiziksel kaynak 4.52 mm uzunluğunda ve 0.9 mm çapındadır. Kaynağın fiziksel ucundan aktif kaynak çekirdeğinin uzak yüzüne olan



Şekil 1. Aynı ölçekte gösterilen yüksek doz oranlı kaynakların şematik çizimi.

mesafe 0,62 mm'dir. Kaynak kapsülü, 0,9 mm çapında örgülü çelik bir kabloya kaynaklanmıştır.

2.A.4. Flexisource

HDR ¹⁹²Ir Flexisource modeli (Elekta) 22.42 g/cm³ yoğunluğa, 3.5 mm uzunluğa ve 0.6 mm çapa sahip merkezi bir silindirik aktif ¹⁹²Ir çekirdekten oluşur. Aktif çekirdek 0.85 mm dış çapa ve 8.0 g/cm³ yoğunluğa sahip bir silindirik paslanmaz çelik kapsül içinde yer alır. Kaynak kapsülü, 0,50 mm çapında paslanmaz çelik bir kabloya kaynaklanır.

Tasarım ve malzemeler Şekil 1'de şematik olarak gösterilmiştir.

2.B. HDR ⁶⁰Co Kaynakları

2.B.1. Flexisource Co-60

Flexisource Co-60 HDR kaynak modeli (Elekta), 3,5 mm uzunluğunda ve 0,5 mm çapında kobaltdan yapılmış merkezi silindirik bir aktif çekirdekten oluşur. Çekirdek 0,9 mm dış çapa sahip silindirik paslanmaz çelik kapsül ile kaplanmıştır. Kaynak kapsül, 0,72 mm çapında paslanmaz çelik bir kabloya kaynaklanmıştır.

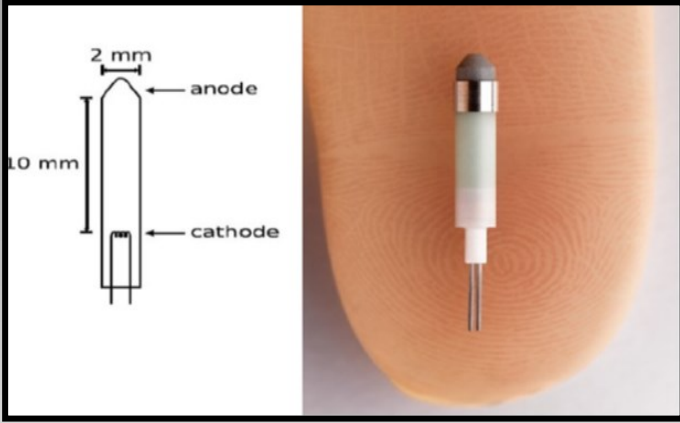
2.B.2. Co0.A86

HDR⁶⁰Co Co0.A86 kaynak modeli, 3,5 mm uzunluğunda ve 0,5 mm çapında kobaltdan yapılmış aktif bir çekirdeğe sahiptir. Çekirdek, dış çapı 1 mm olan ve yuvarlak bir kapsül ucuna sahip 0.15 mm kalınlığında silindirik paslanmaz çelik bir kapsül ile kaplanmıştır. Kaynak kapsülü, 1 mm çapında dokuma çelik bir kabloya kaynaklanır. Geometrik tasarım ve malzemeler Şekil 1' de gösterilmektedir.

2.C. eBT Kaynakları

2.C.1. Axxent Model S700

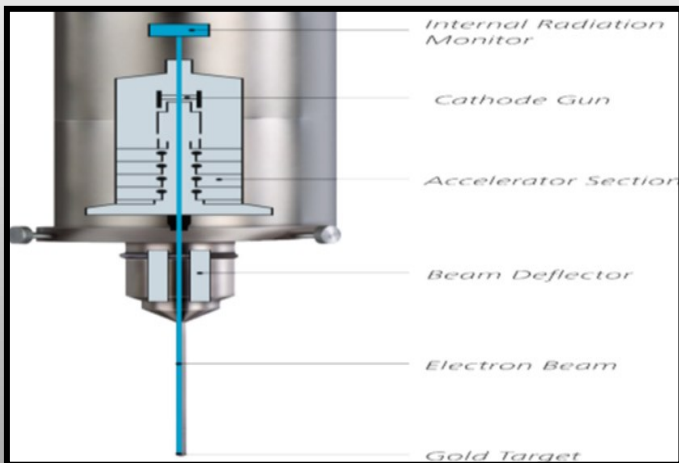
Axxent model S700 x-ışını kaynağı esnek bir soğutma kateterinde minyatür bir x ışını kaynağıdır. Kaynak, 5.6 mm çapında bir kateter içine yerleştirilmiş 10 mm uzunluğunda ve 2 mm çapında bir vakum tüpüdür. Kaynak, seramik bir x-ışını geçirgen anodun iç yüzeyindeki bir tungsten ince film hedefine çarptırılan, 300 µA elektron ile 50 kVp'de çalıştırılır (Şekil 2).



Şekil 2. (a) Axxent modeli S700 x-ışını kaynağının kesiti. (b) X-ışını kaynağının gerçek boyutu.

2.C.2. INTRABEAM (Zeiss)

INTRABEAM sistemi, 50 kVp foton yayan portatif bir x ışını kaynağıdır (model XRS4).Kaynak (Şekil 3), kaynağın (ve aplikatörün) konumlandırılmasına izin veren eklemlilerle monte edilmiştir. XRS4 kaynağı, ince bir probun ucu etrafında küresel olarak simetrik bir doz dağılımı oluşturur (100 mm uzunluk ve 3,2 mm çap). Elektron ışını 50 kVp'de hızlandırılır ve düşük enerjili bir bremsstrahlung foton spektrumu üretmek için altın bir hedefe çarptırılmak üzere ince proba yönlendirilir. Sudaki nominal doz oranları sırasıyla 10, 20, 30 ve 40 mm'de 214, 34, 11 ve 5 Gy h^{-1} 'dir. Havada, referans yarı değer katmanı (HVL) (mmAl) 0.64'tür ve etkin enerji 20.4 keV'dir.



Şekil 3. INTRABEAM modeli XRS4 kaynak şeması.

2.C.3. Esteya

Esteya eBT sistemi, 69,5 kVp x-ışını kaynağı kullanan yüzey brakiterapi tedavisi için kullanılan bir ünedir.

Esteya eBT sistemi, bir tedavi ünitesi, bir kontrol bilgisayarı, bir tedavi kontrol paneli ve bir QA cihazından oluşur. Tedavi ünitesi hareketlidir ve x-ışını kaynağını tutan aplikatör ayarlanabilir bir konumlandırma kolu üzerine monte edilmiştir. Bu kol, çeşitli tedavi pozisyonlarına izin veren hareket özgürlüğüne sahiptir. Kontrol eden bilgisayar, hasta yönetim bilgilerini, tedavi planlamasını ve sunumunu, kullanıcı yönetimini, QA ve sistemin kendi kendine testini içeren bir yazılıma sahiptir. QA cihazı, output, flatness ve yüzde derin doz (PDD) sabitliği için günlük kalite kontrollerini gerçekleştirmek için kullanılır. Üniteye kaynak-yüzey mesafesi (SSD) 60 mm'dir. X ışınının HVL'si nominal olarak 1,8 mm'dir. Doz oranı, 6 ila 7 Gy'lik tipik reçete dozu için yüzeyde maksimum 198 Gy h^{-1} olacak şekilde ayarlanabilir. Tedavi yüzeyinde tek tip (uniform) bir doz profili oluşturmak için alüminyum düzleştirici filtre kullanılır. Tüm aplikatör çapları için yarı gölge <1 mm'dir. Aplikatörün dışında ölçülen radyasyon sızıntısı (10 mm'lik aplikatörün kapalı çıkışında, mümkün olduğunca kenara yakın olarak tanımlanmıştır) 6 mGy h^{-1} 'den daha azdır ve ihmal edilebilir olarak değerlendirilebilir.

3.A. Radyonüklid Bazlı Kaynaklara Sahip Aplikatörler

3.A.1. Leipzig ve Valencia Tarzı Katı Konik Aplikatörler

Şu anda, HDR ^{192}Ir kaynağıyla kullanılmak üzere tasarlanmış iki adet konik yüzey aplikatörü üreticisi bulunmaktadır; Elekta ve Varian Medikal Sistemleri.

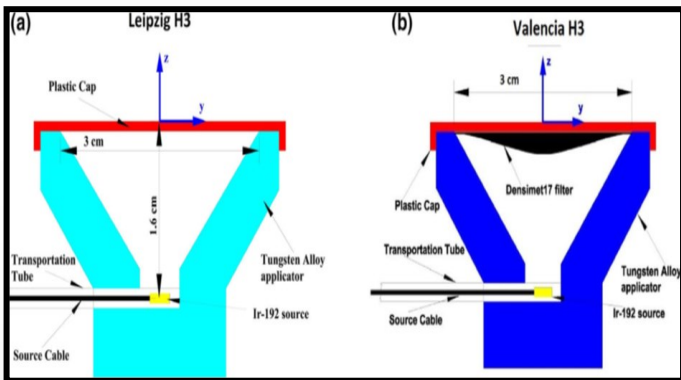
Elekta firmasında, paslanmaz çelik-tungsten alaşımından üretilen iki set konik yüzey aplikatörü mevcuttur. Leipzig [Şek. 4 (a) ve 5 (a)] ve Valencia [Şek. 4 (b) ve 5 (b)]



(a)

(b)

Şekil 4. a) Yatay 30 mm çap (H3, sol) ve dikey 20 mm çap (V2, sağ) plastik kapaklı Leipzig aplikatörleri. (b) yatay 30 mm çap (VH3, sol) ve 20 mm çap (VH2, sağ) Plastik kapaklı Valencia aplikatörleri.



Şekil 5. Yatay 3 cm çaplı aplikatörün enine kesit görünümü (a) Leipzig yatay tip 3 cm çapında ve (b) Valencia yatay tip 3 cm çapında (VH3)

Leipzig aplikatörleri iki tiptedir: kaynak eksenine tedavi yüzeyine paralel olan yatay (H) tip ve kaynak eksenine tedavi yüzeyine dik olan dikey (V) tip. Her iki Leipzig aplikatör tipi üç ayrı çapta gelir: 10, 20 veya 30 mm. Her aplikatör, koninin iç duvarından kaynaklanan ikincil elektron kontaminasyonunu azaltmak için aplikatörün ucuna yerleştirilmiş bir plastik tedavi başlığına sahiptir. Bu 1,1 mm kalınlığındaki kapak eğer mevcut değilse, istenen dozdan 10 kat artış

gözlemlenebileceğinden tedavi için gereklidir. Her aplikatörün nominal yüzeyden cilde mesafesi (SSD) 16 mm'dir.

Valencia aplikatörü, Leipzig H tipi aplikatöre benzer; ancak çıkış penceresine yerleştirilmiş bir yassılaştırma filtresi vardır. Filtrenin temel amacı, işlem yüzeyinde daha yüksek bir doz homojenliği ve düzlüğü sağlamaktır.

Varian Medikal Sistemleri ayrıca paslanmaz tungsten alaşımından üretilmiş iki aplikatör takımı sunmaktadır. Bir set, H tipinden oluşur ve GammaMed ve Varisource serisi sonradan yükleyicilerle kullanım içindir. Diğer set dikey (V) tipten oluşur ve yalnızca GammaMed serisi ile kullanım içindir (Şekil 6).



(a)

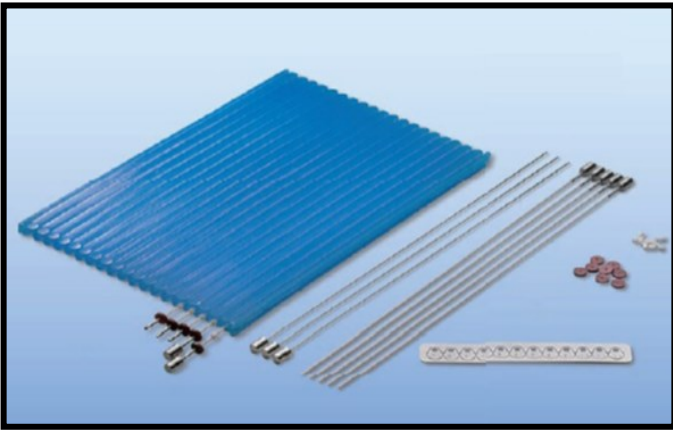
(b)

Şekil 6. Varian (a) H-tipi yüzey aplikatör seti (b) V-tipi yüzey aplikatör seti.

Yatay aplikatörlerde kaynak eksenine, 12,5 mm nominal SSD'ye sahip bir kaynak kılavuz tüpünde tedavi yüzeyine paralel olarak konumlandırılır. Alanı belirli bir çapa ayarlamak için çapı 30 ila 45 mm arasında değişen uçlar mevcuttur. Elekta aplikatörlerinin aksine, ilgili tedavi başlığı veya filtresi yoktur, ancak her bir insertin distal tarafına iliştilmiş, tedavi sırasında yüzey temasını sağlamaya yardımcı olan ince bir polikarbonat pencere vardır.

3.A.2. Özel Kalıp ve Flep Stili Aplikatörler

Yüzey kalıpları kullanan radyonüklid bazlı HDR brakiterapi ilk olarak Joslin ve arkadaşları tarafından tanıtıldı. Bu tip aplikatörler, burun, kafa derisi veya kulak gibi geniş veya kavisli yüzey alanlarını tedavi ederken çok kullanışlıdır. Bu aplikatörler, kalıplanabilir bir malzemeden (tipik olarak balmumu veya suya eşdeğer bir polimer) yapılır. Yüzey kalıplarına benzer şekilde, flep tarzı aplikatörler ticari olarak mevcuttur ve kateterler için sabit bir geometriye (bir satıcıdan diğerine değişir) sahiptir. Mevcut olanlar arasında Elekta Freiburg flep, Varian kateter flep seti (Şekil 7) ve Mick Radio-Nuclear Instruments'tan Harrison-Anderson-Mick (HAM) bulunmaktadır.



Şekil 7. Varian Medikal Sistemleri, Flep tarzı aplikatör örneği.

Freiburg kanat, birbirine bağlanan silikon kauçuk kürelerden yapılmıştır. Kateterler için sağlanan önceden delinmiş delikler, kateter düzlemi ile cilt arasında 5 mm ile 10 mm aralıktadır. Varian kateter flebi, kateterler arasında 5 mm'lik bolus eşdeğeri malzemeden yapılır ve flebin merkez ekseninde ciltten 5 mm uzaklıkta bulunur. HAM kanat aplikatörü silikon kauçuk malzemeden yapılmıştır ve birbirine paralel yerleştirilmiş ve deriden 10 mm aralıklı ve 5 mm

aralıklı bir kateter dizisine sahiptir. Bu özellikler Tablo I' de özetlenmiştir.

TABLE I. Summary of flap-style applicators.

Name	Manufacturer	Spacing between catheters (mm)	Space from flap middle axis to skin (mm)
Freiburg flap	Elekta	10	5
Catheter flap	Varian	5	5
HAM	E&Z BEBIG	10	5

Flep tarzı aplikatörler, daha büyük yüzey lezyonlarının tedavisi için daha uyumlu bir şekil elde etmek için dikkatlice kesilebilir. Bu flep tarzı aplikatörler, daha tekrarlanabilir bir geometri oluşturmak için maskelere veya diğer hareketsizleştirme cihazlarına sabitlenebilir (dikilebilir). Özel bir kalıbın avantajı, kalıbın kalınlığını ayarlayarak doz dağılımını değiştirme yeteneğidir (Şekil 8).



Şekil 8. Kişiselleştirilmiş kalıp örneği.

3.B.1. Xoft (İCAD)

Axxent kaynağıyla kullanılan standart yüzey aplikatör seti (Şekil 9), 10, 20, 35 ve 50 mm çapında dört koni içerir. Her koninin entegre bir düzleştirme filtresi vardır. Kaynak, 2 mm derinlikte %10'luk tek tip bir doz profilinin verilmesini sağlayan koninin içindeki

düzleştirme filtresinin üzerinde ortalanır. Nominal SSD'ler 10, 20, 35 ve 50 mm çaplı aplikatörler için sırasıyla 20.7, 20.6, 20.6 ve 30.3 mm'dir. Koni, aplikatör kaynak kanalının bir ucuna bağlanır ve diğer ucu, tedavi için kaynağı yerinde kilitlemek üzere tasarlanmış bir adaptöre bağlanır.



Şekil 9. Xoft sistemiyle kullanım için yüzey aplikatörleri.

Risk altındaki organları (OAR'lar) ve normal dokuları korumaya yönelik açıklığı şekillendirmek için ek özelleştirilmiş kurşun korumalar (Axxent FlexiShield; 50 kVp'de 0.45 mm kurşun eşdeğeri, 1 mm fiziksel kalınlık) kullanılabilir. Radyonüklid bazlı HDR brakiterapi gibi, tüm tedavi alanı ile aplikatör uç kapağı arasında yakın temas çok önemlidir. Bir hava boşluğunun varlığı, doğru şekilde değerlendirilmezse hedefin düşük doz almasına neden olacaktır. Klinik gözlemler, 1 mm düzeyinde bir hava boşluğu varsa, doz düşüşünün %10 kadar olabileceğini göstermiştir.

3.B.2. INTRABEAM

INTRABEAM sistemi, yüzey lezyonlarının tedavisinde kullanılmak üzere iki tip aplikatör sunar; "düz (flat)" aplikatör ve "yüzey" aplikatörü (Şekil 10).



Şekil 10. INTRABEAM düz (sol üst) ve yüzey (sağ üst) aplikatörleri. Sol alt: Konum işaretleyicili düz 50 mm aplikatör. Sağ alt: Konum işaretli 40 mm yüzey aplikatörü.

Aplikatör, ana gövde (aplikatörün metal silindirik kısmı), bir metal koni, bir düzleştirme filtresi ve bir metal kapaktan oluşur. Metal koni, tedavi alanı dışındaki radyasyon emisyonlarının %90'ından fazlasını absorblayan 0.05 mm Pb eşdeğeri koruyucu malzemeden yapılmıştır. Konum işaretleyicileri, aplikatörün hedef alana doğru yerleştirilmesi ve sabitlenmesine kılavuzluk eden, aplikatörlerin dış çaplarıyla eşleşen yeniden kullanılabilir metal halkalardır. Örneğin vücut yüzeyine bir bantla veya açıkta kalan yüzeye dikilerek bir konum işaretleyicisi sabitlenebilir.

İki tip aplikatör, aplikatör konisine yerleştirilmiş bir düzleştirme filtresi kullanarak aplikatörün çıkış yüzeyinde (yüzey aplikatörü) veya aplikatör çıkış yüzeyinden 5 mm derinlikte (düz aplikatör) düz bir radyasyon alanı oluşturur. Düz aplikatör içindeki düzleştirme filtresi polieterimidden yapılmıştır (yoğunluk 1,27 g/cm³). Mevcut koni boyutları, yüzey aplikatörü için 10–40 mm ve düz aplikatör için 10–60 mm arasındadır. SSD ve filtre kalınlığı aplikatör boyutuna göre değişir. Düz ve yüzey aplikatörleri, intraoperatif radyoterapi sırasında (cerrahi olarak

uygulandığı yüzeylerde) tümör yatağında veya vücut yüzeyinde çeşitli tedavi bölgelerinde kullanılabilir.

3.B.3. Esteya Yüzey Aplikatörleri

Esteya x-ışını kaynağı ile kullanılan alan boyutu, tedavi için seçilen yüzey aplikatörü tarafından belirlenir. İstenilen hedef boyutuna ve gerekli marjına uyacak beş yüzey aplikatörü vardır: 10, 15, 20, 25 ve 30 mm. Her aplikatörün Şekil 11'de gösterildiği gibi uyumlu bir plastik kapağı vardır.



Şekil 11. Uygun plastik kapaklı yüzey aplikatörleri.

Ek olarak, daha uzun bir kolimatöre sahip daha küçük boyutlu üç aplikatör (10, 15 ve 20 mm) mevcuttur ve diğer aplikatörlerle aynı SSD'ye sahiptir (Şekil 12)



Şekil 12. 10, 15 ve 20 mm yüzey aplikatörleri; iki farklı tasarım, aynı SSD.

Yüzey aplikatörü, aplikatörün tüm uzunluğu boyunca tungsten koruyucu ile donatılmıştır, böylece saçılan radyasyonu sınırlandırır. Biyouyumlu, sterilize edilebilir ve değiştirilebilir bir yüzey aplikatör kapağı, lezyonlar ve hastalar arasında çapraz kontaminasyonu önlemenin yanı sıra ikincil elektron katkısını önlemeye yardımcı olur.

4. APLİKATÖRLERİN DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİ

Bu raporda yüzey aplikatörlerinin klinik uygulaması için gerekli olan dozimetrik özelliklerini, output faktörlerini, PDD'yi, ışın profillerini ve doz dağılımlarını ele alan çeşitli yayınlar değerlendirilmiştir. Kullanıcılara, aplikatörlerini devreye alırken bu yayınlara başvurmaları önerilmektedir. Bu bölüm, ilgilenilen yüzey aplikatörleri için ilgili yayınlara genel bir bakış sağlar ve bir aplikatör içindeki kaynak konumu, PDD, profiller ve output dahil olmak üzere yüzey aplikatörlerini devreye almak için gereken geliştirilmiş ölçüm türlerini listeler.

ÖNERİLEN DOZİMETRİ UYGULAMALARI

4.D.1. Radyonüklid Bazlı Kaynaklara Sahip Aplikatörler

SID (source to index distance) belirleme, HDR radyonüklid kaynakları ile kullanılan aplikatörler için gereklidir. SID ölçümleri, 1 mm çözünürlük ile farklı SID ayarları ile alan düzlüğünü değerlendirmek için yeterince hassas bir yöntemle yapılmalıdır. Radyokromik film veya 2D Array cihazı (yoğunluk ayarlı tedavi planı doğrulaması için kullanılanlar gibi) SID doğrulaması için kullanılabilir. Klinik olarak en çok arzu edilen doz dağılımıyla sonuçlanan SID (mümkün olan en düz alan) kaydedilmeli ve uygulanmalıdır. Kaynak telleriyle donatılmış son yükleyicileri kullanırken veya istenen ilk bekleme konumuna yerleşmeden önce programlanan bekleme konumunu aşan kabloları kontrol ederken, kullanıcıların kullandığı her aplikatör için SID varyasyonunu değerlendirmeleri önerilir. Bu amaçla, birden fazla geçiş boyunca dikey tip aplikatörler içindeki kaynak konumunun bir belirsizlik analizi tamamlanmalıdır.

Flatness ve simetri her aplikatör boyutu için değerlendirilmelidir ve bu değerlendirme radyokromik film ile yapılabilir. Her bir aplikatör boyutu için PDD eğrileri de ölçülmeli ve yayınlanmış makaleler veya üretici tarafından sağlanan, genellikle Monte Carlo (MC) temelli verilerden alınan referans verilerle karşılaştırılmalıdır. Bu, özellikle küçük aplikatörler için hacim ortalamalarına dikkat edilerek küçük iyon odaları ile yapılabilir. Bu tür bir ölçüm için film kullanıldığında, film, belirli bir aplikatör boyutu için radyasyon alanını tamamen kaplayacak küçük parçalara kesilir ve daha sonra katı fantom parçalar arasında derinliğe yerleştirilir. Bir PDD ölçümü için film kullanılıyorsa, kullanıcılar film konumlandırma, suya eşdeğer olmayan malzeme için düzeltme faktörleri ve piksel yoğunluğunu doz dönüşümüne kadar içeren ancak bunlarla sınırlı olmayan belirsizlik kaynaklarını değerlendirmelidir.

Her aplikatörün outputu (sudaki doz oranı) ölçülmeli ve referans verilerle karşılaştırılmalıdır. Raporda tartışılan iyon odaları kullanılabilir, ancak iyon odalarının kalibrasyon protokollerindeki ($N_{D,w}$ ve N_K) farklılıklarını iyi anlamak gerekir. Su ölçümlerinde doz oranı, yerleşik bir kalibrasyon ve işlem protokolü mevcutsa film ile de tamamlanabilir. Bu raporda ilgi duyulan düşük enerjili kaynaklarla mutlak değerlendirme amacıyla EBT3 gibi radyokromik film kullanılırken, enerji bağımlılığı (<100 kV enerjiler için >%5 olarak rapor edilir) dikkate alınmalı ve düzeltilmelidir.

PDD ve output ölçümleri için kullanılan fantom, sıvı su veya katı olabilir.

4.D.2. eBT Tabanlı Aplikatörler

eBT işlemleri, belirli bir süre boyunca uygulanan bir

ışın akımına dayandığından, doğruluğu, tekrarlanabilirliği ve doğrusallığı belirlemek için periyodik kontrol edilmelidir. Bu işlem kararlı ve tekrarlanabilir sinyal seviyesine sahip bir iyon odasıyla yapılabilir.

Her aplikatörün ışın kalitesi HVL açısından değerlendirilmelidir. TG 61 ve TRS-398 raporu, Al filtrelerden 50 cm'lik kaynağa ve filtrelerden dedektöre 50 cm'lik minimum mesafeyle bir ölçüm geometrisini gösterir. İyon odası, saçılma kaynaklarını en aza indirilecek şekilde havada konumlandırılmalıdır. Raporda bu testin, mevcut en küçük aplikatör ile yapılması önerilmektedir. Hacim ortalamasını en aza indirmek için iyon odası boyutu ve hizalama dikkate alınmalıdır. Bunlara bağlı bir dozimetri protokolünün (TRS-398) uygulanması için gerekli düzeltme faktörlerini elde etmek için bir HVL değeri gereklidir. Suda kalibre edilmiş bir iyon odası kullanan mutlak doz veya output belirlemeleri için, bu düzeltme faktörlerinin havada kalibrasyondan elde edilenlere kıyasla önemli ölçüde daha düşük olduğuna dikkat edilmelidir. Referans HVL değerleri genellikle üreticilerden veya hakemli yayınlardan elde edilebilir ve ölçülen değerlerle karşılaştırılabilir. Bununla birlikte, karşılaştırma, ölçüm kurulumundaki farklılıkları ve sonuçta ortaya çıkan belirsizlik kaynaklarını dikkate almalıdır.

İyon odasındaki efektif noktadan referans noktasına kadar olan okumayı düzeltmek için havadaki sanal odağın değerlendirilmesi gerekir. Sanal odağın konumunu belirlemek için aşağıdaki Eşitlik 1 kullanılabilir.

$$r_d = r_0 \times \left(\frac{SSD + d_c}{SSD + d_c + d} \right)^2 \rightarrow \frac{1}{\sqrt{r_d}} = \frac{1}{\sqrt{r_0}} + \frac{1}{(SSD + d_c)\sqrt{r_0}} \times d. \quad (1)$$

Flatness ve simetri, her aplikatör boyutu için değerlendirilmelidir; diğer kaynak /aplikatör kombinasyonları için tarif edildiği gibi enerji bağımlılığı not edilerek radyokromik film ile elde edilebilir. PDD ayrıca yukarıda radyonüklid bazlı aplikatörler (film ile) için açıklanan benzer yöntemler kullanılarak elde edilmeli ve referans verilerle karşılaştırılmalıdır.

Output veya mutlak doz hızı belirleme, eBT kaynakları ile kullanılan aplikatörler için en zorlu yönlerden biridir. Kullanılan iyon odasına ve akredite bir kalibrasyon laboratuvarından bir kalibrasyon faktörünün mevcudiyetine bağlı olarak, üç seçenek vardır:

1. Suda soğrulan dozda kalibre edilmiş bir iyon odası kullanarak outputu katı fantomda ölçün. Örneğin, model 34013 iyon odası veya daha yüksek buildup'a sahip yeni model 34013D kullanılabilir (TG 61 tavsiyelerini yerine getirir). Bu iyon odası, akredite bir laboratuvarında absorbe edilmiş bir doz su standardı ile kalibre edilmelidir. Örnek olarak, PTW'den alınan bir kalibrasyon sertifikası, kaliteye göre tipik olarak %1'den küçük olan ve kullanıcının kendi HVL'sine göre hesaplaması gereken bir düzeltme katsayısı içerir. Bazı malzemeler için % 5'ten daha büyük sapmalar bildirildiğinden, ölçümler için kullanılan herhangi bir katı fantomun malzeme bileşimi dikkate alınmalıdır.

Suda soğrulan dozun radyasyon süresi t'ye bölünmesiyle elde edilen doz oranı, TRS-398 formalizmine dayanan aşağıdaki değiştirilmiş ifade ile verilmektedir (eşitlik 2):

$$\dot{D}_w = \frac{M_Q N_{D,w} Q_0 k_{Q,Q_0} \left(\frac{SSD + d_c}{SSD} \right)^2}{t} \quad (2)$$

burada M_Q , detektörün ilgili derinlikte basınç, sıcaklık ve elektrometre kalibrasyonu için düzeltilmiş okumasıdır. Doz ölçümlerinde kullanılan polaritenin kalibrasyondaki ile aynı olduğu ve doz hızının birkaç Gys^{-1} 'den düşük olduğu göz önüne alındığında, polarite ve iyon rekombinasyon etkileri ihmal edilebilir. TRS-398 tarafından verilen ifadenin bu durumda $((SSD + d_c) / SSD)^2$ faktörüyle düzeltilmiş olduğunu unutmayın.

2. Diğer bir seçenek, hava-kerma ile kalibre edilmiş bir iyon odası ile havada ölçüm yapmaktır. Sudaki mutlak doz oranını elde etmek için, etkin noktayı hesaba katmak için ters kareye ek olarak geri saçılma düzeltmesi ve kütle zayıflama katsayısı oranı düzeltmesini uygulayan TG 61 metodolojisinin kullanılması gerekir. Fantom yüzeyindeki düzeltilmiş emilmiş doz oranı şu şekilde verilir (Eşitlik 3):

$$\dot{D}_w = \frac{M_Q N_K B_w P_{stem,air} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \left(\frac{SSD + d_c}{SSD} \right)^2}{t} \quad (3)$$

burada B_w , SSD, alan boyutu (kolimatör çapı) ve HVL'ye bağlı olan ve TG 61 raporundaki tablo V kullanılarak her bir kullanılabilir kolimatör için belirlenebilen geri saçılım faktörüdür;

$$\left(\frac{\mu_0 \bar{A}}{q} \right)_{air}^w$$

HVL'ye bağlı olan ve TG 61'in raporundaki tablo IV kullanılarak belirlenebilen, suyun havaya kütle enerji soğurma katsayısı oranıdır;

$P_{stem,air}$, kalibrasyon ve ölçüm arasındaki iyon odası sapından foton saçılmasındaki değişikliği hesaba katan gövde düzeltme faktörüdür (esas olarak alan boyutundaki değişiklik nedeniyle).

3. Bazı aplikatörler ve iyon odaları için, Fulkerson ve ark. MC simülasyonları ile belirlenen hava içi ölçümlere veya hava-kermaya ve sıvı suya düzeltme faktörlerine dayalı bir yöntem geliştirdi.

TLD'ler, eBT aplikatörlerinin yakınında mutlak dozu ölçmek için başka bir radyasyon detektörüdür. Radyonüklid bazlı kaynaklara sahip aplikatörlerle karşılaştırıldığında, soğrulan dozu eBT kaynaklarının yakınında doğru bir şekilde ölçmek daha da zordur. Bunun nedeni, daha yüksek doz gradyanları ve daha büyük belirsizliklere sahip birkaç enerjiye bağlı düzeltmedir. Doz gradyanlarının daha da yüksek olduğu aplikatörler aracılığıyla kaynak k olimasyonu başlatıldığında durum daha belirgin hale gelir. Hava iyon odaları ve radyokromik film gibi radyasyon detektörlerinin faydası ve daha düşük belirsizlikleri göz önüne alındığında, eBT aplikatörlerinin yakınında absorbe dozu ölçmek için TLD'lerin kullanılması tavsiye edilmez.



**Med. Fiz. Uzm.
Şilem Ertürk**

1985 yılında Iğdır'da doğdum. 2010 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik M ü h e n d i s l i ğ i Bölümü'nden mezun

oldum. 2012 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik yüksek lisans eğitimimi tamamladım. 2013 yılından itibaren Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktayım.

FULL REPORT OF AAPM TG-235

RADIOCHROMIC FILM DOSIMETRY: AN UPDATE TO TG-55

Dr. Medikal Fizik Uzm. Yücel Akdeniz

Merhaba, bu yazımızda daha çok gafkromik film dozimetre adıyla kullandığımız asıl adı radyokromik film (RCF) olan dozimetre ile ilgili yakın zamanda yayınlanan AAPM Görev Grubu 235 raporunu inceleyeceğiz. Bilindiği gibi, başlangıçta GAF (General Aniline & Film Corporation) tarafından üretilen RCF'ler daha sonra ISP Technologies Inc. (Wayne, NJ) tarafında üretildi. Şimdi ise Ashland Inc. (Bridgewater, NJ) tarafından üretiliyor ve RCF dozimetresinde en çok bu firmanın ürünleri kullanılmaktadır. Bu nedenle Görev Grubu 235 raporu, Ashland, Inc. üretimi GafChromic™ filmlerine odaklanmaktadır.

Radyokromik film dozimetrisi, geniş aralıktaki doz değerlerinde doğruluk düzeyinin yüksek olması, uzaysal çözünürlüğü ve farklı ölçüm koşullarına uygunluğu nedeniyle tercih edilmektedir. 1998'de AAPM Görev Grubu 55'in RCF dozimetrisi üzerine Rapor No. 63'ün yayınlanmasından bu yana, RCF'ler için kimya, kompozisyon ve okuma sistemleri önemli ölçüde gelişmiştir. Doğru RCF dozimetrisi, okuma sistemlerinin seçimi, çalıştırılması ve kalite kontrolün yanı sıra RCF seçimi, işleme ve kalibrasyon yöntemleri, kalibrasyon eğrileri, doz dönüştürme yöntemleri, düzeltme metodolojilerinin anlaşılmasını gerektirir. Bu düzeyde bilgi edinmek, bazı deneyimli meslektaşlarımız için bile kolay değildir.

AAPM Görev Grubu 235 raporu, bu konuları kapsamlı ele almış ve son 20 yılda değişen RCF'lerin modelleri, dozimetrik özellikleri, avantajları ve dezavantajları,

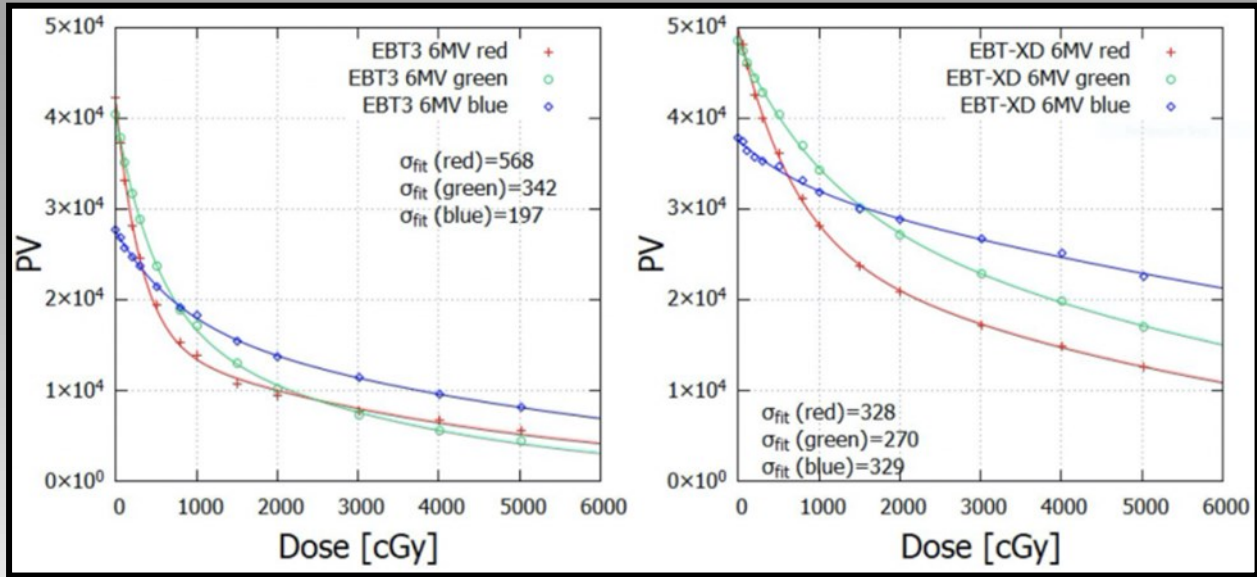
dozimetrenin genel ve temel bileşenleri hakkında temel bilgiyi sağlamaktadır. Ayrıca bu rapor, radyasyon tedavisindeki klinik uygulamalar için veri işleme, analiz ve düzeltme metodolojileri için özel kılavuzlar da sağlamaktadır.

Yazımız Görev Grubu 235'in raporunun özel bir özeti formunda, klinik kullanımda ve araştırmalarımızda en çok kullanılacağı düşünülen tarayıcı- film türü kombinasyonuna yönelmiş ve kalibrasyon yöntemlerini inceleyen bir Türkçe kaynak olacaktır.

Mevcut RCF Modelleri ve Dozimetrik

Karakteristikleri

Günümüzde mevcut RCF modelleri arasında HD-V2, MD-V3, EBT2, EBT3, laminasyonsuz EBT3, EBT3F, EBT3P, EBT3+, EBT3+P, EBT-XD ve RTQA2, radyoterapi için ve radyoloji uygulamaları için XR-RV3, XR-QA2, XR-CT2 ve XR-M2 tasarlanmıştır. 2015 yılının başlarında, kompozisyon ve yapı açısından EBT3'e benzer yeni bir film modeli olan EBT-XD üretildi. Bu filmin aktif bileşeninin küçültülmüş kristal boyutu onu daha az hassas hale getirir. Böylece, 10 Gy'nin üzerindeki dozlarda doz yanıt eğrisinin artan eğimi, 10 Gy'nin üzerindeki doz ölçümleri için daha uygun hale gelmiş oldu. Şu anda, stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) ve stereotaktik radyocerrahi (SRS) gibi yüksek dozları uyguladığımız tedavi yöntemleri için bir QA alternatifi olarak EBT-XD film karşımıza çıkmaktadır. EBT-XD ve EBT3 ürün ailesinin tüm üyeleri, tarama kaynaklı bir artefakt olan Newton halkalarının oluşumunu önleyen mikroskobik silika parçacıkları içeren özel bir yüzeye sahip bir polyester alt tabaka



Şekil 1. RGB kanallarında EBT3 ve EBT-XD filmler için doz yanıt eğrileri (a) 6 MV foton ile ışınlanmış EBT3 (b) 6 MV foton ile ışınlanmış EBT-XD.

kullanır. EBT3 ailesinin tüm üyeleri aynı aktif katmana ve alt tabakalara sahiptir ancak film boyutu ve diğer özellikler açısından farklılık gösterirler.

Bazı çalışmalarda doz verileri yalnızca kırmızı kanal kullanılarak elde edilmektedir. EBT3 film modelleri için kırmızı kanaldaki dinamik aralık yaklaşık 10 Gy'ye kadar olan ölçümler için ideal olarak uygunken (Şekil 1), daha yüksek dozlarda RCF cevabı bir noktada doyacaktır. Yeşil ve mavi renk kanalları kullanılarak daha geniş bir dinamik aralık elde edilebilir. Düz yataklı tarayıcıların RGB özelliği ile her üç renk kanalındaki doz yanıt eğrileri RCF dozimetresi için yararlı olabilir. Bazı araştırmacılar üç kanalda kullanıldığı teknikler geliştirmiştir.

Çalışılan doz aralığı için bir film modeli seçimi söz konusuysa, taranan RCF'lerde kontrastın (renk kanallarında doz-yanıt eğrisinin eğiminin) doz arttıkça doyuma ulaşacağı unutulmamalıdır. Bu nedenle, ilgilenilen dozlar doyuma daha yakınsa, daha düşük hassasiyete sahip bir film daha iyi bir seçim olabilir. Bu nedenle >10 Gy'lik dozlar için EBT-XD genellikle

EBT3'e tercih edilir. 0,04 - 40 Gy'lik kullanılan doz aralığına sahip EBT-XD modeli, tek fraksiyonlu SRS ve SBRT uygulamaları için tasarlanmıştır. EBT3 ailesi ise, 0,01 - 20 Gy doz aralıklarıyla çoğu klinik radyoterapi uygulaması için kullanışlıdır.

Radyoterapide, öncelikle megavoltaj (MV) radyasyon kaynaklarının doz ölçümü önemlidir. Bununla birlikte, dozun bir kısmı daha düşük enerjili saçılmış radyasyondan gelir. Mevcut, EBT3 gibi RCF'ler, minimum enerji bağımlılığına sahip olacak ve suya yakın dansitede yani yumuşak doku eşdeğeri olacak şekilde tasarlanmıştır. kV ve MV enerjisindeki fotonlarda zayıf enerji bağımlılığı, EBT3 dâhil olmak üzere birkaç RCF modeli için rapor edilmiştir. RCF'lerin EBT3 ve EBT-XD gibi yeni versiyonları, MeV mertebesinde 40 keV'a kadar neredeyse enerjiden bağımsızdır (%1-5 arasında). XR-QA2 ve XR-RV film modellerinin literatürdeki enerji bağımlılığı çalışmaları kV enerji aralığı ile sınırlı kalmıştır. Bu filmler genellikle kV görüntüleme ve IGRT'de konum doğruluğu ve doz değerlendirmesi için kullanılırlar. Bu modeller için, aktif katmandaki yüksek Z elementleri ve opak beyaz

alt katmandaki baryum sülfat nedeniyle, güçlü enerji bağımlılığı bildirilmiştir.

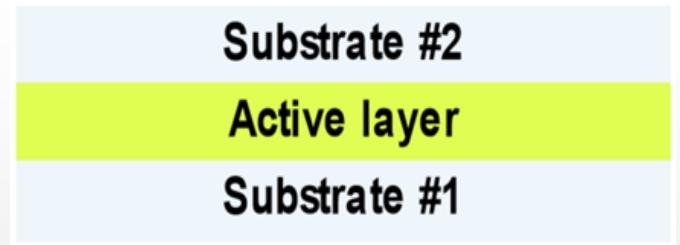
Mevcut RCF'lerdeki aktif bileşen olan Pentacosa-10-12-diyonik asit (Li-PCDA) bir lityum tuzudur. Polimerleşir ve soğrulan iyonlaştırıcı radyasyon dozu ile orantılı olarak renk değiştirir. Belirli bir doz ister tek bir fraksiyonda isterse birkaç fraksiyonda uygulansın, radyasyona bağlı net yanıt, ışınlama sonrası OD (Optik dansite) büyümesinin meydana gelmesi için yeterli süre bırakıldığında aynıdır. Ayrıca, deneysel veriler RCF'lerdeki diasetilen aktif bileşenlerinin doz hızı bağımlılığı olmadığını göstermiştir. EBT3 OD'deki değişiklik ışınlamadan sonra geçen zaman ile logaritmik orantılıdır. EBT3 için yapılan çalışmalar, ışınlamadan sonraki 24 saat ile 14 gün arasında OD'nin yaklaşık % 2,5 oranında arttığını ve sonraki 6 ay boyunca da yine yalnızca % 2,5 oranında arttığını göstermiştir. Bu nedenle 24 saat sonra ölçüm belirsizliği azalacaktır ve ışınlamadan sonraki 24 saatlik süreden sonraki saatlerde tarama zamanının ölçülen yanıt üzerinde çok az etkisi olacaktır.

Avantajları ve Sınırlamaları

RCF'ler geniş doz aralığında yüksek uzaysal çözünürlükleri nedeni ile radyoterapide iki boyutlu doz dağılımlarının ölçülmesinde kullanılabilir. Gümüş tabanlı radyografik filmlerin aksine banyo gerektirmezler. Oda ışığına hassasiyeti minimum düzeydedir. Karanlık odaya ihtiyaç duymamaları nedeniyle kalibrasyon için gerekli olan kesme ve işaretleme işlemleri önemli bir süre için (1 saatten fazla olmamak şartıyla) oda ışığında yapılabilir. Kullanılmadığı zamanlarda siyah zarflı ambalajında kutu içerisinde tutulmalıdır. Oda sıcaklığında tutulması gerekmektedir. 60 °C üzerindeki sıcaklıklara

çıkması durumunda kalıcı değişikliklerin olduğu ancak oda sıcaklığı bölgesindeki (<40°C) değişikliklerin lineer ve geri çevrilebilir olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca, RCF'lerin cevabı, ortamdaki bağıl nemdeki büyük değişikliklere yanıt olarak değişebilir (>% 60). Bu durum, aktif katmanın nem içeriğinin değişmesinden kaynaklanmaktadır. Değişiklikler yavaş gerçekleşir, örneğin günler boyunca ve geri dönüşümlüdür. En iyi sonuçlar için kontrollü bir sıcaklık ve bağıl nem ortamında RCF'lerle çalışılması önerilir.

Şekil 2' de görüldüğü gibi radyoterapide kullanılan çoğu RCF aktif katmanı mekanik hasardan korumak için iki polyester alttaş ile sandviçleşmiş yapıdadır. Bu yapı sayesinde su sadece kenarlardan aktif katman içine sızabilir. EBT3 film için su sızma hızı saatte 1mm'dir. Çoğu RCF modeli de su sızması bakımından EBT3 ile benzer karakterdedir. Bu özellik RCF filmlerin su fantomunda kısa süreli kullanımına olanak sağlar.



Şekil 2. Sandviç yapıdaki radyokromik filmin gösterimi.

Üretici fabrikasyon sürecinden dolayı aktif katman kalınlığının film boyunca aynı olmadığını bildirmektedir. Radyoterapi için tasarlanmış bütün güncel RCF'ler sarı marker boya içerir. Bu boya sayesinde, bir EBT3 film RGB düz yataklı tarayıcı ve çok kanallı bir dozimetri yöntemi ile birlikte kullanıldığında, aktif katman kalınlığı varyasyonundan kaynaklanan doz yanıtı hatası düzeltilebilir.

Lateral response artefact (yanal cevap farklılığı) (LRA) RCF ile doz belirlemede önemli bir etkidir. Bu etki düz

yataklı tarayıcılarda filmlerin boyutları, oryantasyonu ve tarayıcı yatağı üzerindeki pozisyonu hakkında sınırlamalar getirebilir. Filmi tarayıcı yatağının merkezinden uzak film yerleştirmenin >5 Gy dozları tek kanallı dozimetri ile belirlemede %10'luk doz hatalarına neden olabilir. Bu etki, çok kanallı dozimetri kullanılarak hafifletilebilir veya belirli bir tarayıcı kullanılarak belirli bir film modeli için etki karakterize edilip tek seferlik bir prosedürle ortadan kaldırılabilir. Tarayıcı için elde edilen 2-B düzeltme katsayıları matrisi daha sonra o film modeli için LRA'yı gidermek için uygulanabilir.

RCF'nin tepkisi, tarama yönüne bağlıdır. "Dikey" yönelimde, RCF sayfasının uzun kenarı tarama yönüne paralel iken, "yatay" yönelimde yaprağın kısa kenarı taramanın yönüne paraleldir. Belirli bir çalışmada kullanılan tüm filmlerin tarayıcıda aynı yönelimle tarandığından emin olmak önemlidir. Bu etki, aktif bileşenin çubuk benzeri kristallerinin fabrikasyon sırasında yöneliminden kaynaklanmaktadır.

Okuma Sistemleri ve Veri Toplama Prosedürleri

Bir radyokromik dozimetri sistemi, RCF ve okuma sistemi (spektrofotometre, dansitometre veya tarayıcı gibi) olmak üzere iki bileşenden oluşur. RCF dozimetri sisteminin optimal performansı, kullanılan radyasyon tipine ve enerjisine uygun film modeli seçilerek ve radyokromik değişimini ayırt eden okuma sistemini eşleştirerek elde edilebilir. Günümüz tarayıcılarından alınan büyük miktarda veri nedeniyle, veri analizi yazılımları kolay ve güvenli bir dozimetri için gerekli hale gelmiştir.

Büyük bir ışınlanmış filmi göz önüne aldığımızda, önemli olan şey, uygun bir okuyucu sistemi kullanılarak 2B doz bilgilerinin yüksek çözünürlükle

OD veya PV (*Pixel value*) olarak haritalandırabilmektir. Raporda, RCF dozimetrisi için kullanılan okuma sistemleri olan tek noktalı yoğunluk ölçerler ve 2B film tarayıcılar incelenmiştir. Veri toplama prosedürü (film konumlandırma dâhil) okuma sisteminin türüne göre değiştirebilir. Ölçüm doğruluğunu iyileştirmek için, kalibrasyon, ölçüm ve ışınlanmamış referans filmlerin aynı model ve üretim lotunda olması ve okuma sistemi-veri toplama prosedürlerinin kalibrasyonda ve ölçümde kullanılan tüm filmler arasında tutarlı olması önerilmektedir.

RCF dozimetresi için bir okuma sistemi seçerken ve çalıştırırken, önemli olan bir parametre de görüntünün sinyal çözünürlüğüdür (bit derinliği). 16 bitlik bir tarayıcı, iletilen veya yansıtılan ışığın yoğunluğunu ölçer ve PV'leri 0 ila 65535 ($2^{16}-1$) arasında ölçekler. Burada sınırlar, tam karanlık ve zayıflatılmamış ışık kaynağının yoğunluğu ile temsil edilir. Eşitlik 1'de verilen OD ve PV arasındaki ilişkiye bağlı olarak, 16 bit derinlik için OD değerleri 0 - 4.8 aralığına karşılık gelir.

$$OD = \log_{10} \frac{2^{16} - 1}{PV} \quad (1)$$

Düz yataklı tarayıcılar, kanal başına 8 bit modunda da çalıştırılabilir. Görsel gösterim için 8 bit tarama yeterli olabilirken, dozimetrik çalışmalarda 8 bitlik moda karşılık gelen OD kalibrasyon çözünürlüğünü azaltılır. 16-bit tarama, RCF dozimetresinde daha iyi doz ayrımı sağlar.

Literatür incelendiğinde araştırmacıların tek noktada ve 2B ölçümler almak için çeşitli tarama/okuma cihazları kullandığı görülmektedir. 2B tarayıcılar, RCF'nin aktif katmanından geçerek veya yansıyarak

detektöre iletilen ışığın özelliklerini ölçer. Çıktı, dijital bir görüntüdür. Vidar tarayıcılar, nokta detektör tarama cihazları, davul tarayıcılar ve düz yataklı tarayıcılar bu amaçla kullanılmıştır. Raporunda günümüze kadar kullanılmış diğer tarayıcılar hakkında geniş yer verilmiştir. Ancak yazımızda, günümüzde RCF dozimetrisinde en sık kullanılan düz yataklı tarayıcılara daha çok yer ayırmak istedik.

Renkli Düz Yataklı Tarayıcılar: Yansıtma ve İletim modu

Renkli düz yataklı tarayıcılar, dijital görüntüleme ve fotoğrafçılıktaki geniş uygulamaları nedeniyle diğer dozimetrik tarayıcılara göre makul fiyatlıdır. En sık Epson marka modeller (2450, 4870, 4990, 1680, 827 V700, V750, V800, GT-X970, 10000XL, 11000XL, ES-2200) kullanılırken, Microtek ScanMaker, HP Scanjet, Nikon Super Coolscan ve Agfa Arcus ürünleri de kullanılıyor. Bu modellerin tarama penceresi boyutları farklılık gösterse de genellikle A3 boyutuna (22 cm x 31 cm) kadar tarama özelliklerine sahiptirler. Literatürde dozimetrik amaçlı en çok Epson 10000XL ve Epson 11000XL A3 tarayıcının kullanıldığı görülmektedir. Raporun yazıldığı sırada Epson 12000XL modeli de tanıtılmıştır.



Şekil 3. Epson marka 12000XL model düz yataklı tarayıcı.

Pek çok düz yataklı tarayıcıdaki ışık kaynağı, tüm görünür dalga boylarında ışık yayımı olan geniş spektrumlu bir floresan tüp veya beyaz bir LED dizisidir. Düz yataklı tarayıcıların optik bileşenleri, bir ışık kaynağı, aynalar, lensler ve doğrusal bir CCD sensör dizisinden oluşur. Bir tarama sırasında, ışık kaynağı ve sensör düzeneği ışık kaynağına ve sensör dizisi eksenine dik bir yönde hareket ederken, RCF tarayıcının cam yatağında sabit kalır. VIDAR tarayıcıların aksine, düz yataklı tarayıcıları genellikle, renk kanalı başına 16 bit RGB özelliğine sahiptir. CCD dizisi, her biri kırmızı, yeşil veya mavi olan üç optik filtreye sahip paralel sensör hattından oluşur. Bunlar Kırmızı (600-700 nm), yeşil (500-600 nm) ve mavi (400-500 nm) dalga bantlarında hassastırlar. Bu tarayıcıların RGB yeteneği, raporun ilerleyen kısımlarında değinilecek çok kanallı dozimetri yönteminin uygulanması için tercih edilir.

Tüm düz yataklı tarayıcılar, yansıtma modunda tarama yapabilir. Tarayıcı üreticileri filmin arkasına (tarama penceresinin üstüne) yerleştirilmek üzere yansıtıcı bir beyaz plastik levha sağlar. Kendinden beyaz bir alt tabakaya sahip RCF modelleri (RTQA2, XR-RV3 ve XR-QA2) yansıtma modunda tarama yapılır ve filmin turuncu tarafı tarayıcı tabanındaki cam pencereye bakar. Şeffaf filmler (tüm EBT modelleri) de yansıtma modunda taranabilir. Detektöre ulaşan ışık beyaz film alt tabakadan ya da tarayıcının beyaz kapağından yansıtılmış ve filmin aktif katmanından iki kez geçmiş olacaktır. Düz yataklı bir tarayıcı satın alırken, özellikleri okumak önemlidir, çünkü tüm düz yataklı tarayıcılar için iletim modu taraması standart değildir ve ayrı bir adaptör (cam yatağın üzerinde ışık kaynağı olan kapak) satın alınmalıdır. Ayrıca film kıvrılmasını önlemek amacı ile geçirgen cam plaka da sağlanabilir.

Böylece film cam tarayıcı yatağı ve sağlanan cam plaka arasına sıkıştırılmış olur.

Tarayıcı üreticileri, farklı modellere ve bilgisayar işletim sistemlerine özel tarama yazılımı sağlar. RIT113, FilmQAPro, OmniPro I'mRT, Mephysto mc2, DoseLab Pro ve SNC Patient gibi bazı yazılım paketleri film dozimetrisi için modüllere sahiptir.

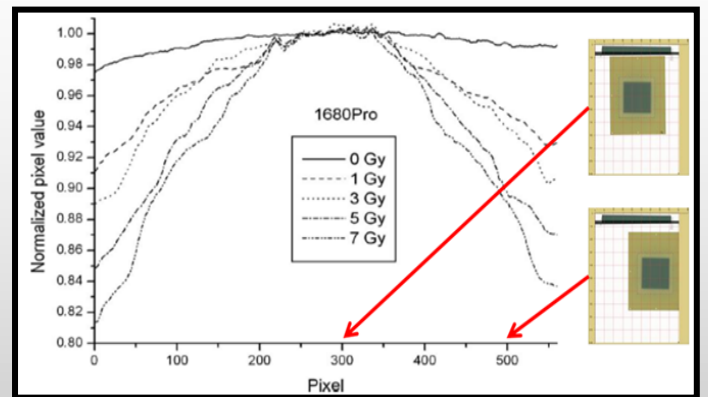
EBT2 gibi asimetric polyester alt tabaka katmanlarına sahip RCFler için, yansıma modu ile tararken ince veya kalın polyester tarafı tarayıcı cam yatağına bakarken farklı okumalar elde edildiği, ancak iletim modu ile tararken fark olmadığı bildirilmiştir. EBT3 gibi simetric yapıdaki filmler için böyle bir etki söz konusu değildir.

Son araştırmalar, EBT3 filmde ölçülen PV'lerin film ile tarayıcıdaki ışık kaynağı arasındaki mesafeye bağlı olduğunu gösterdi. Detektör perspektifinden bakıldığında, film tarayıcıdaki flüoresan ışık kaynağına yaklaştıkça daha parlak görünür. EBT3 film ve bir Epson 10000XL tarayıcı için, ışık kaynağına olan mesafedeki her milimetresi için azalma PV'ler kırmızı, yeşil ve mavi kanallar için sırasıyla yaklaşık %1.2, %1.2 ve %1.4 artar. Bu davranış, Callier etkisi olarak bilinir ve doz belirsizliği filmin tarayıcı cam yatağına düz olarak oturmamasından kaynaklanır. Çözümü ise filmin üzerine 3-4 mm şeffaf cam plaka yerleştirmektir.

Lewis ve Devic taramadan taramaya farklılığın, bir taramanın başlangıcından diğerine olan zaman çok kısa aralıklar olduğunda (yaklaşık 45 saniye), % 5'i aşan doz belirsizliğine yol açacağını göstermiştir. Taramadan taramaya farklılığın telafisi, tarama penceresine bir referans film eklenerek çözülmüştür. Kalibrasyon filmiyle aynı üretim lotundan ışınlanmamış bir film bu amaç için kullanılır. RCF

dozimetrisinin netOD veya netPV'ye dayalı olması istenir. Tekrarlanan taramanın ardından, ışık kaynağından gelen enerji, tarayıcıdaki filmin sıcaklığını artırabilir. Buchauer ve ark. sıcaklıkla olan değişikliğin zamanla tersine çevrilebilir olduğunu göstermiştir. Işınlanmamış bir referans filmde, ölçüm süresi boyunca sıcaklık farklılıklarının etkisi telafi edilebilir. Referans filmin tepkisinin EBT, EBT3 ve EBT-XD modellerinin için 100 veya daha fazla taramadan sonra önemli düzeyde değişmediği bildirilmiştir.

Düz yataklı tarayıcıların uzunlamasına yanıtı, yani tarama yönüne paralel yanıt, doz belirsizliği üzerinde önemli bir etkisi yoktur ve çok kararlıdır. Bununla birlikte, büyük bir film (tarama penceresi boyutuna yakın boyutta) tarandığında, LRA (lateral response artifact) önemli bir doz belirsizliği kaynağı olabilir. Menegotti ve ark. 2008 yılında yaptığı çalışmada tarayıcının lateral kenarlarına gittikçe tarayıcının aynı filme verdiği cevabın dramatik olarak değişebileceğini bildirmişlerdir (Şekil 4).



Şekil 4. Epson 1680 marka tarayıcı-kırmızı kanal için LRA haritaları

LRA, muhtemelen bu spektral bantlardaki daha zayıf optik absorpsiyon nedeniyle, yeşil ve mavi renk kanallarında kırmızı kanala kıyasla daha az belirgindir. LRA'nın belirli özelliklerinin tarayıcıya bağlıdır fakat

EBT3 film lotundan bağımsız olduğunu rapor eden çalışmalar mevcuttur.

Van Battum ve diğerleri, LRA'nın nedenlerini, tarayıcının merkezi ile film arasındaki optik yol içinde farklılıklara ve tarayıcının optik ayna sisteminin filmden gelen ışık polarizasyonuna bağlamışlardır. İletilen ışığın polarizasyonu daha yüksek film dozlarında arttığından, LRA da doza bağımlıdır. Yeşil ve mavi kanallarda daha yüksek PV olması bu spektral bantlarda daha az LRA ile karşılaşılmasına neden olur.

Kalibrasyon Filmlerinin Işınlanması ve Kalibrasyonu

RCF dozimetrisi dört ana adım gerektirir;

- Doğru veri toplama ve film okuma,
- Uygun film kalibrasyonu,
- Uygun dokümantasyon ve standartlaştırılmış prosedürler,
- Işınlama sonrası doz yanıtının oluşturulmasında uygun veri işleme ve analizi.

Prensip olarak, doz hızının bilindiği herhangi bir radyasyon alanı, kalibrasyon filmlerinin ışınlanması için kullanılabilir. Bununla birlikte, belirli bir radyasyon tipinin kullanımını sınırlayabilecek bazı hususlar vardır. Örneğin, kullandığımız doz hızı, ölçülebilecek makul bir zaman çerçevesinde tüm filmleri ışınlamak için yeterli olmalıdır. Uygun film kalibrasyonu için, radyasyon alanının kalibrasyon filmlerinde bir *region of interest* (ROI) üzerinde homojen bir doz (doz profilinde %3'ü geçmeyen varyasyonla) vermesi önemlidir. ROI, PV histogramında standart sapma açısından yeterince küçük normal bir dağılımla sonuçlanmasına yetecek kadar büyük olmalıdır.

Kalibre edilmiş bir linac veya Co-60 üniteleri, doğru film kalibrasyonu için uygundur. Kalibrasyonda kullanılan radyasyonun seçiminde brakiterapi gibi özel uygulamalarda deneysel koşullarda kullanılanla aynı veya benzer enerji özelliklerine sahip bir radyasyon ışını kullanılmasına özen gösterilmelidir. Bu durum, I-192 ve C131 gibi düşük enerjili foton kaynaklarına sahip belirli brakiterapi uygulamaları için özellikle önemlidir.

Eksternal Foton Demeti – Kalibrasyon Işınlaması

Demet Eksenine Dikey Yerleştirilen Film Parçaları

Aynı modelin aynı üretim lotundan bir veya daha fazla film tabakasından kesilmiş çok sayıda film parçası, demet merkezi eksenine dik olarak konumlandırılmış olarak bir referans alan boyutu ile ışınlanır. MV demetler için film, TG-51 veya TRS-398 gibi protokolleri takip ederek, iyon odası ölçümlerine dayalı olarak dozun bilindiği suya eşdeğer katı fantomda belirli bir derinliğe yerleştirilir. KV ışınları için ise film, TG-61 protokolünü takip ederek belirli bir mesafede iyon odası ile belirlenen hava kerma ile bulid-up olmadan konumlandırılır. Hem MV hem de KV ışınları için homojen doz ROI üzerinden ortalaması alınan OD veya PV değerleri kullanılarak karakterize edilir. Ortalama PV veya OD değerleri, MV ışınları için bilinen doza karşı ve KV ışınları için bilinen hava kermaya karşı çizilir.

Demet Eksenine Paralel Yerleştirilen Film Parçaları (Yüzde Derin Doz Yaklaşımı)

Tek bir film, suya eşdeğer bir katı fantom içinde dikey sıkıştırılarak ışınlanır. Film, MV ışının merkez eksenine paralel olarak konumlandırılır. Bir okuma sisteminden elde edilen film verilerinin, tercih edilen küçük bir ROI

(0,2 x 0,2 cm²) veya biraz daha büyük bir ROI (0,8 x 0,8 cm²) üzerinden ışın merkezi eksenini boyunca çeşitli noktalarda ortalaması alınır. Ortalama netOD değerleri daha sonra sudaki bilinen PDD'lere karşı çizilir. Birden fazla film parçası kullanılabilir. Bir film parçası, bir referans alanın merkezinde (örneğin 10 x 10 cm²) ve bir derinlikte (örneğin d_{maks}) elektron ışını merkez eksenine dik olarak konumlandırılan film ile bir seferde ışınlanır. TG-51 yönergelerine veya TRS 398'e uygun olarak suya eşdeğer bir katı fantomda iyon odası ile belirlenen doza karşı bir okuma sisteminde ROI üzerinden elde edilen film verileri işlenerek grafiğe dökülür.

Eksternal Elektron Demeti – Kalibrasyon Işınlaması

Birden fazla film parçası kullanılabilir. Bir film parçası, bir referans alanın merkezinde (örneğin 10x10 cm²) ve belirli bir derinlikte (örneğin d_{maks}) elektron ışını merkez eksenine dik olarak konumlandırılarak ışınlanır.

Temel olarak foton demetlerinde olduğu gibi elektron demetleri, brakiterapi kaynakları ve proton demetleri için kalibrasyon uzayda konumu ve dozu bilinen bir noktaya film dozimetre yerleştirilerek yapılır.

Veri İşleme ve Analizi

RCF'den gelen verilerin işlenmesi ve analiz edilmesinin ilk adımı, filmin içerdiği bilgileri OD veya PV olan dijital bir matrise dönüştürmektir. Düz yataklı tarayıcılar için, film okuma prosedürlerinden elde edilen görüntü verileri, 48 bit teknolojisi kullanılarak karakterize edilir. Taranan görüntünün her renk kanalından 16 bit derinliğe sahip görüntü verileri elde edilir. Elde edilen veri dosyaları, kullanılan sisteme bağlı olarak çeşitli formatlarda olabilir. RCF'leri

taramanın en yaygın kullanılan yöntemi, düz yataklı bir tarayıcı kullanmaktır. Bu nedenle, tipik veri formatı, sıkıştırılmamış TIFF'dir. Her TIFF dosyası bir başlık bloğu ve bir TIFF etiket görüntüleyici kullanılarak görüntülenebilen çoklu görüntü verileri içerir. TIFF formatı bazı programlar, önemli bilgilerin başlık içinde nerede bulunduğunu belirler, renk kanalı bilgilerini elde edebilen olduğundan faydalıdır. MATLAB (MathWorks, Natick, MA) veya IDL (Exelis VIS, Boulder, CO) gibi programlama yazılımı ürünleri, film analiz yazılımı oluşturmak için uygundur. Alternatif olarak, ImageJ, ImageMagick (imagemagick.org) ve radiochromic.com gibi yazılımlar mevcuttur ve görüntü analizi için de kullanılmıştır. FilmQAPro (Ashland), RIT113 (RIT), OmniPro I'mRT (IBA Dosimetry), Mephysto mc2 (PTW), Film Analysis (Sun Nuclear), TomoTherapy Film Analyzer (Accuray Inc., Madison, WI) ve DoseLab Pro (Mobius) da kullanılmıştır. Herhangi bir görüntü analizinde olduğu gibi, RCF dozimetri verileri gürültüye tabidir. Gürültünün kaynağı, filmin homojen olmaması, toz veya filmin kendisindeki parmak izleri, Newton'un halkaları veya tarayıcı dalgalanmaları gibi birçok faktörden kaynaklanabilir. Filmin uygun şekilde kullanılması, toz veya döküntüden kaynaklanan gürültüyü azaltabilir. Diğer gürültü kaynakları, medyan veya Wiener filtrelerinin uygulanmasıyla azaltılabilir. Tarayıcı dalgalanmalarından kaynaklanan gürültü, gerçek tarama elde edilmeden önce birden fazla ısınma taraması alınarak ve birkaç taramadan gelen sinyalin ortalamasını alarak azaltılabilir. Ayrıca tarama çözünürlüğünün düşürülmesi, sonuçta, piksel ortalamasını kullanarak ölçülen paraziti azaltacaktır.

Doz Cevabı ve Kalibrasyon Eğrisi

Işınlanmış bir RCF'nin yanıtını mutlak doza dönüştürmek için bir doz yanıtı veya kalibrasyon eğrisi gereklidir. RCF dozimetresinin kullanıldığı her film modeli, film grubu ve okuma sistemi için bu tür kalibrasyon eğrilerinin farklı olacağı vurgulanmalıdır. Aynı film modeli, radyasyon yöntemi ve enerji için doz yanıt eğrileri, belirli okuma cihazına ve ayrıca okuma işleminde kullanılan renk kanalına (RGB) göre değişir. Aynı modelin ayrı tarayıcılarında taranan aynı filmlerin ölçülen yanıtı da farklı olabilir. Bu nedenle, bir tarayıcı kullanılarak elde edilen bir kalibrasyon eğrisinin uygulanması, aynı marka ve modelde olsa bile bir başkası için geçerli olmayacaktır.

Absorbe edilen doz ve film yanıtı arasındaki ilişki belirlendikten sonra, kalibrasyon fonksiyonu, film yanıtının ışınlanmış filmlerde absorbe edilen doza dönüştürülmesi için gerekli bilgiyi sağlar. Genel olarak, kalibrasyon işlevi doğrusal değildir. Bilinmeyen bir dozun belirlenmesi aslında, kalibrasyon fonksiyonunun bir çözümünün bulunmasıdır. Ölçüm filmindeki bir net OD veya PV'ye karşılık gelen doz değerini bulmak için polinomlar, güç fonksiyonları, rasyonel fonksiyonlar, üstel fonksiyonlar veya diğer deneysel uydurma fonksiyonları üretilebilir.

Düzeltilme Yöntemleri

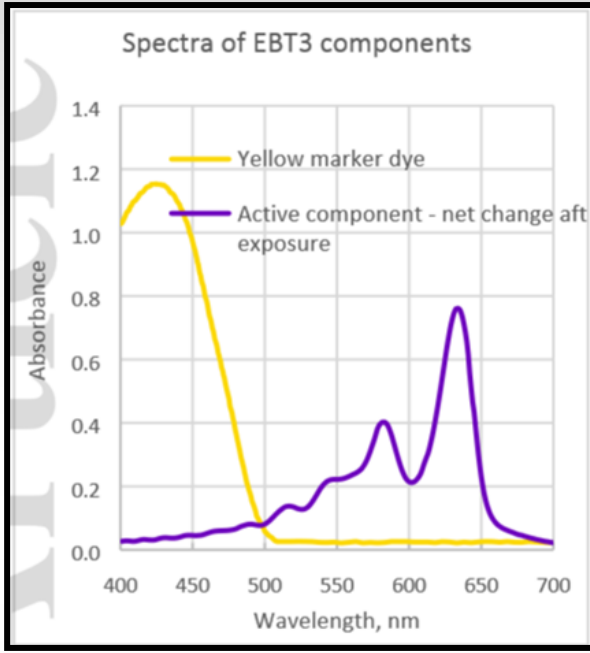
Triple-Channel Yöntemi

Üretici RCF'lerdeki aktif katman kalınlığının homojenliğini garanti etmez. Araştırmacılar tarayıcıların bazı özelliklerini kullanarak aktif katmanın kalınlık düzeltilmesi yapacak bazı yöntemler geliştirmişlerdir. RGB özelliğine sahip renkli düz yataklı tarayıcıların büyük bir avantajı, kırmızı, yeşil ve mavi spektral bantlardaki absorbe değerlerini ölçme

becerileridir. Bu sinyaller eşzamanlı olarak ölçülür ve doğal olarak kaydedilir. Renkli tarayıcıların kullanılması, dinamik RCF aralığının daha yüksek dozlara genişletilmesine izin verir ve birden fazla renk kanalının kullanılması, dozdan bağımsız atrefaktların kaldırılmasına olanak sağlayarak dozimetrik doğruluğu artırabilir. HD-V2, MD-V3, EBT2, EBT3 ve EBT-XD filmlerdeki aktif bileşen, homojen olarak ilave edilmiş sarı bir işaret boyası içerir. Şekil 5'te gösterildiği gibi, bu boya, net mavi optik yoğunluğa nispeten küçük bir katkı sağlayarak, aktif bileşenin aksine mavi renk kanalında yüksek soğrulma sağlar. Doza bağlı olarak tüm kanallarda soğrulmada bir değişiklik varken, mavi kanaldaki genel sinyale aktif katmanın kalınlığına duyarlılık hakimdir. Bunun aksine, kırmızı ve yeşil kanallardaki genel sinyaller, kalınlıktaki farklılıkların aksine doza daha çok bağımlıdır. Mavi kanal ile kırmızı veya yeşil renk kanalından gelen sinyallerin bir kombinasyonunun kullanılması, her noktada iki soğrulmanın da ölçümünü sağlar. Bu, ölçülen bir soğrulma değerini etkileyen iki değişkenin (doz ve aktif katman kalınlığı) hesaba katılması RCF'lerdeki kalınlıktaki küçük homojen olmayan etkilerin telafi edilmesini ve böylece doz ölçümünün güvenilirliğinin artırılması sağlar.

Üç kanallı yöntemler, dozu hesaplamak için üç RGB renk kanalının tamamında kalibrasyonlardan gelen doz yanıtını kullanır. Genel olarak konuşursak, çift kanallı yöntem yalnızca aktif film tabakasının kalınlığındaki varyasyonların neden olduğu belirsizlikleri azaltabilir. Üçlü kanallı dozimetri, film yanıtına doza bağlı katkıları doza bağımlı olmayan herhangi bir durumdan ayırarak cevabı iyileştirmeyi amaçlamaktadır. Bu, yalnızca film kalınlığındaki değişikliklerden değil, aynı zamanda okuma

sistemindeki artefakt veya gürültüden de kaynaklanabilir. Filmde soğrulan dozun renk kanalından bağımsız olması gerektiğinden, üç kanallı yöntemler, ayrı ayrı renk kanallarından gelen dozlar arasındaki farkı en aza indiren disturbans değerini bulmaya çalışır. Değer bulunduğunda, sonuçtan dozdan bağımsız yanıtları ayırarak ve kaldırarak, doz haritasındaki gürültü azaltılır.



Şekil 5. Işınlamadan sonra EBT3 film spektrumundaki net değişim, sarı çizgi (işaretleyici boya), mor çizgi (Aktif bileşen).

LRA düzeltmesi

RCF'yi sayısalılaştırmak için renkli düz yataklı tarayıcılar kullanıldığında, düzgün şekilde ışınlanmış bir filmin tepkisi, ışık kaynağına paralel bir eksen boyunca tarayıcı merkezinden mesafeye göre değişebilir. RCF'ler tarayıcı merkezinin 5-7 cm yakınına yerleştirildiğinde düşük dozlar (<1 Gy) için, LRA hatası küçüktür (<% 1). Ancak, film yanıtındaki hata büyüklüğü, artan dozla (> 1Gy) ve tarayıcının yanal merkezinden uzaklaştıkça artar. LRA düzeltmesi olmadan, tarayıcının yan kenarlarına yakın yerlerde %

30'dan fazla ve merkez ile kenar ortası arasında % 10'a kadar dozimetrik hata meydana gelebilir.

Uygulamaya ve istenen doğruluğa bağlı olarak, LRA için düzeltme yapılması gerekebilir. Yazarlar LRA'yı başarılı bir şekilde düzeltmek için bazı metodolojiler yayınlamıştır. Bu yöntemlerin çoğu farklı dozlara ışınlanmış ve tarayıcı üzerinde farklı lateral konumlarda taranmış bir dizi film görüntüsü kullanır. Daha sonra, tarayıcı merkezinde elde edilecek doğru değerle eşleşecek şekilde, tarayıcı merkezinin lateral pozisyonunda ölçülen OD veya PV'yi düzeltecek bir düzeltme matrisi tanımlanabilir. Bazı çalışmalarda sadece kırmızı kanal LRA düzeltmeleri bulunmaktadır. Buna karşılık, Lewis ve Chan tarafından yapılan çalışmalarda, kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç renk kanalının tümü için LRA düzeltmesini rapor etmiş ve LRA düzeltme faktörlerinin tarayıcıya ve renk kanalına bağlı olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle, özellikle geniş alanlarda doz doğruluğunu elde etmek için kullanılan tarayıcının kendisine özgü LRA düzeltme faktörlerini belirlemesi gerekmektedir.

Single-Scan tekrar kalibrasyon yöntemi

Lewis ve Micke tarafından önerilen "Single-Scan" protokolünde, taramalar arası değişkenliği, çevresel koşul etkilerini ve ışınlama sonrası bekleme süresini azaltmak için bir doz düzeltme re-kalibrasyonu yöntemi kullanılır. Bu yöntemde, ölçümünden hemen sonra bir parça RCF (re-kalibrasyon filmi) bilinen bir doz ile ışınlanır. Ölçüm filmi ve re-kalibrasyon filmi tarayıcı yatağına birlikte yerleştirilerek taranır. Re-kalibrasyon filminden gelen verileri kullanarak bir algoritma mevcut kalibrasyon eğrisini manupile ederek değiştirir. Lewis ve Ruiz-Morales tarafından önerilen, klinik vakalara uygulanan birkaç farklı

yeniden re-kalibrasyon algoritması mevcuttur.

RCF Dozimetrisi İçin Genel Kurallar

Bu bölümde RCF dozimetrisinde genel kabul görmüş kurallara yer verilmiştir. Mümkün olduğunca kısaltmaya çalışarak AAPM Görev Grubu 235 raporunu özetlemeye çalıştık.

Okuma Sistemlerinin Çalıştırılması ve QA Yönergeleri

Yeni tarayıcıların kullanılmaya başlanması ve periyodik kontroller için QA programları oluşturulması tavsiye edilir. Bu amaçla *gray scale* veya renkli *step tabletler* (Stouffer T1530CC) ve renkli filtreler geliştirilmiştir (GAMColor filter foil, CineFilter foil). Bir tarayıcının X ve Y yönlerindeki gerçek uzaysal çözünürlüğü, 2"x2" Pozitif, USAF Resolution Target (Edmund Optics, 1617 Barrington, NJ) gibi bir test hedefi taranarak veya Stouffer 1-T çözünürlüğü kullanılarak test edilebilir. Ayrıca yeni bir tarayıcı devreye alırken doğrusal XY ölçeklendirmesi ve görüntülerin karelikliği kontrol edilmelidir.

Işık Kaynağının Isıtılması ve Kararlılığı

Düz yataklı tarayıcılardaki ışık kaynakları, tarayıcı açık kalsa bile kalıcı olarak "açık" değildir. İyi bir uygulama için bir filmi yerleştirip taramadan önce, ışık kaynağı kararlılığını elde etmek ve standart sayıda ısınma taraması yapmak gerekir. Genellikle 5-10 ısınma taraması yeterlidir ve tarayıcı açıldıktan sonra elektroniğin ısınması için en az 30 dakika beklemek iyi bir uygulamadır. Birden fazla ardışık taramada, yaklaşık 1 °C'lik bir sıcaklık artışı gözlenmiştir. Kullanıcılar, sürekli taramanın sıcaklık farklılıklarına ve dozimetredeki cevap değişikliklerine yol açabileceğinin yanı sıra, sıcaklık artışlarının aynı zamanda ortam oda sıcaklığındaki değişikliklerden de

kaynaklanabileceğinin farkında olmalıdır. Sıcaklık etkilerini ortadan kaldırmanın yöntemi, ışınlanmamış bir referans filmi ve bilinen bir dozda (aynı üretim lotundan) ışınlanmış bir filmi, aynı anda tarayıcı yatağına yerleştirip ölçüm filmi ile birlikte taramaktır. Böylece dozimetrenin cevap değişikliği gözlemlenip kalibrasyon foksiyonu uyarlanabilir ya da tarayıcının soğuması beklenebilir.

Tarayıcı Üzerinde Film Pozisyonu

Yazımızın önceki kısımlarında bahsettiğimiz LRA'dan dolayı kalibrasyon ve ölçüm taramaları tarayıcı yatağının ortasında yapılması uygundur. Film oryantasyonu (Dikey veya yatay) ise mutlaka her taramada aynı olmalıdır. Düz yataklı tarayıcılarda film üzerinde 3-4 mm şeffaf cam plaka kullanılması önerilir. Cam plakanın ağırlığı filmi düzleştirir ve tarayıcı camının yüzeyi ile aynı düzlemde sabit ve tekrarlanabilir bir yükseklikte olmasını sağlar. Kişisel tecrübelerime göre bu film kenarlarındaki yapışkan bant ile de sağlanabilir.

Işılama sonrası bekleme zamanı

One-scan protokol kullanılmıyorsa ışılama sonrası polimerizasyonun tamamlanması için en az 24 saat beklenilmesi gerekmektedir.

Film Kesme, Etiketleme ve Saklama

Filmler parçalara kesildiğinde, her bir parça orijinal yaprakla ilişki kurmak için etiketlenmelidir. En iyi uygulama, uzun/kısa kenarları orijinalin uzun/kısa kenarlarıyla eşleşecek şekilde dikdörtgen parçaları kesmektir ve/veya marker kalemlerle koordinat işaretlemesi yapılabilir. Film keserken tüm kenarlarda ROI ötesinde en az 5 mm'lik bir kenar boşluğu bırakılmalıdır. Filmler karanlık ortamda zarf içinde

saklanmalıdır. Çalışma süresince görünür ışığa maruziyeti mümkün olduğunca azaltılmalıdır. %20-%60 bağıl nem düzeyinde ve oda sıcaklığında saklanmalıdır.



**Dr. Medikal Fizik Uzm.
Yücel Akdeniz**

Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden 2008 yılında mezun oldu. Aynı üniversitede Radyoterapi Fiziği yüksek

lisans programını 2011'de tamamladı. 2020'de Çukurova Üniversitesinde Fizik doktora programını bitirdi. Dr. Yücel AKDENİZ, 2009 yılının bu yana Acıbadem Adana Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

KORONA GÜNLERİNDE RESİM

Prof. Dr. Z. Füsün Tokatlı

“SANAT GÜZELLİĞİN İFADESİDİR...BU İFADE SÖZ İLE OLURSA ŞİİR, NAĞME İLE OLURSA MUSİKİ, NAKŞ İLE OLURSA RESSAMLIK, OYMA İLE OLURSA HEYKELTIRAŞLIK, BİNA İLE OLURSA MİMARLIK...OLUR.”

Korona hayatımıza girdiğinden beri hepimiz evlere kapandık. Vaktimizin büyük bir çoğunluğunu evimizde, sevdiğimizimize bile mesafe bırakarak geçirdik. Bu günleri fırsata çevirip üretmeyi hiç bırakmayanlar oldu. Radyasyon onkolojisine yıllarını vermiş ve herkes tarafından çok sevilen Z. Füsün Tokatlı hocamız hobi yazımızda korona günlerinde yaptığı resimleri ve resme olan ilgisini bizimle paylaştı.

Resime ilgim çocukluk yıllarımdan başlar, ailemin kadınlarıyla 3-4 yaşlarında İstanbul'da meşhur bir gazinoda Zeki Müren'i dinlemeye gitmiş ve dönüşte gazetenin kenarına apartman topuklu meşhur kıyafetiyle onu çizmişim...Teyzem ressamdır onu uzun süre saklamış ama şimdi kayıp. Podyumda mankenleri resmettiğimde ise 7 yaşında imişim...İlkokul yıllarımda resim atölyesine gitmişim ama uzun süreli devam edememişim, lise yıllarımda da resim derslerinde çok başarılı idim. Ama Tıp sevdam üstün gelip de kendimi doktorluğa adayınca uzunca bir süre çizimlerim sadece hasta dosyalarındakilerle sınırlı kaldı.

2020'de pandeminin patlamasıyla malum evlere kapandık ve evdeki işler bitince, izin kullandığım

MUSTAFA KEMAL ATATÜRK

dönüşümlü çalıştığımız bu dönemde sosyal medyada gezinirken özel bir sanat merkezi ve hocasını buldum ve yeniden resime dönüş hikayem böylece başlamış oldu. Tam bir yıldır özel ders olarak her türlü resim tekniğini baştan öğrenme şansım oldu. Sulu boya, pastel, kara kalem, füzen, yağlı ve akrilik boya teknikleri ile çalıştım. En çok kara kalem ve akrilik çalışmayı sevdim...



PABLO PICASSO'nun da dediği gibi **"SANATIN AMACI RUHUMUZU GÜNDELİK HAYATIN TOZLARINDAN TEMİZLEMektir"**. Gerçekten de işten eve geldiğimde resim yapmak için heyecanla şövalenin karşısına oturuyor ve her şeyi unutup renklerin ve çizgilerin içinde yolculuğa çıkıyordum. Ürettikçe üretmek istiyordum, bağımlılık böyle bir şeymiş demek ki...



Resim yapmak kolay değildi tabii ki, bunun için çok mesai harcamak, sabırla çizmek, boya karıştırmak, ton elde etmek için uğraşmak gerekir. İlk başlarda yaptığım resimlerle son yaptıklarımı karşılaştırdığımda aslında ne kadar çok şeyi bilmediğimi ve kendimi geliştirdiğimi görerek mutlu oldum. Genellikle ünlü ressamların eserlerini yaparak başladım. Reprodüksiyonlar çok şey öğretiyor, özellikle tonlamalar, renklerin ve ışığın geçişleri, oranlamalar, perspektif...

Bu dönemde sadece resim yapmakla kalmadım, resim

sanatı tarihi ile ilgili birçok kitap okudum. Ünlü ressam ve heykeltıraşların hayat hikayeleri, resim sanatının barok dönemden başlayarak çağdaş sanata kadar olan aşamalarını gerek kurs alarak, gerekse literatürden okuyarak anlamaya ve öğrenmeye çalıştım. Ünlü ressamların eserlerinin analizlerini yapan sanat tarihçilerini dinleyerek bir esere nasıl bakılması ve nasıl yorumlanması gerektiğini öğrendim. Bundan sonra sanırım bir galeri ya da müze gezerken eserlere daha farklı gözle bakacağım. Rönesans döneminin şaheserleri içinde kaybolmak, sadece resim değil heykellerin muhteşemliği karşısında afallamak, ressamların boya karıştırmaları o dönemlerde kendilerinin yaptıklarını öğrenmek, yıllarca bir eser yaratmak için o zor dönemlerde olağanüstü efor sarf ettiklerini bilmek beni hem şaşırttı hem de duygulandırdı. Leonardo Da Vinci, Caravaggio, Michelangelo'nun eserleri beni benden aldı...





gördüğümde çok etkilenmişim. Birçok eserini çalışma imkânım oldu ve altın ve simli sulu boya takımı olarak aynı şekilde yapmaya çalıştım.



Bundan sonra da resim yapmaya devam edeceğim ve kendi tarzımı geliştirmek için daha çok çalışmam gerektiğini de biliyorum...

Sevgili MedFiz ailesi <http://ardeutku.wordpress.com> adresinden paylaştığım resimlerimi takip edebilirsiniz...

Güzelliklerle ve sağlıkla kalın...



Empresyonistler, Post empresyonistler, Ekspresyonistler, Fovistler benim en çok beğendiğim akımlar oldu. Van Gogh, Monet, Matisse, Manet, Renoir, Cezanne en çok resimlerini yaptığım ressamlardır. Ama tabii ki Secession akımının öncüsü Gustav Klimt'i anmadan edemem. Viyana'da ilk kez yıllar önce müzesini gezdiğimde ve eserlerini



W.KANDINSKY demiş ki, **“RENK VE ÇİZGİLER MÜZİKAL NOTALARDIR, RENKLER TUŞLARDIR, GÖZ ÇEKİÇTİR, RUH DA BİRÇOK TELİ OLAN PİYANODUR”**



Prof. Dr. Z. Füsun Tokatlı

1985 yılında İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi'nde tıp eğitimini bitirdikten sonra 1991 yılında Sağlık Bakanlığı Şişli Etfal Hastanesi'nden uzmanlığını aldı. 1993-2021 yılları arasında sırasıyla Vakıf Gureba Hastanesi, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi ve Medicana Int. İstanbul hastanesinde görev yaptı. 2006 yılında doçent ve 2016 yılında Profesör olan Fusun Tokatlı halen Medikal Park Florya hastanesinde görev yapmaktadır.

MEDİKAL FİZİK İLİ İLGİLİ YAYIN YAPAN DERGİLER

Başlık	Kısa Başlık	ISSN
Acta Oncologica*	ACTA ONCOL	0284-186X
Advances in Radiation Oncology	ADV. RADIAT. ONCOL.	2452-1094
Applied Radiation and Isotopes	APPL. RADIAT. ISOT.	0969-8043
Australasian Physical & Engineering Sciences In Medicine	AUSTRALAS. PHYS. ENG. SCI.MED.	0158-9938
Biomedical Physics & Engineering Express	BPEX	2057-1976
Brachytherapy	BRACHY.	1538-4721
British Journal of Radiology*	BRIT J RADIOL	0007-1285
Computer Methods and Programs in Biomedicine	COMPUT METH PROG BIO	0169-2607
Cureus Journal of Medical Science	CUREUS	2168-8184
International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology	IJMPCERO	2168-5436
International Journal of Particle Therapy	IJPT	2331-5180
International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*	INT J RADIAT ONCOL	0360-3016
International Journal of Radiation Research	IJRR	2322-3243
Iranian Journal of Medical Physics	IJMP	2345-3672
Japanese Journal of Medical Physics	J-STAGE	1345-5354
Journal of Applied Clinical Medical Physics	JACMP	1526-9914
Journal of Biomedical Physics & Engineering	JBPE	2251-7200
Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences	JMIRS	1876-7982
Journal of Medical Physics	J MED PHYS.	0971-6203
Journal of Medical Radiation Sciences	JMRS	2051-3909
Journal of Medicine and Applied Science	MEDAPPSCI	**
Journal of Radiation Research*	J RADIAT RES	0449-3060
Journal of Radiotherapy in Practice	J RADIOTHER PRACT	1460-3969
Medical & Biological Engineering & Computing	MED. BIOL. ENG. COMPUT.	0140-0118
Medical Dosimetry	MED. DOSIM.	0958-3947
Medical Engineering & Physics*	MED ENG PHYS	1350-4533
Medical Physics International	MED PHYS INT	2306-4609
Medical Physics*	MED PHYS	0094-2405
Physica Medica: European Journal of Medical Physics*	PHYS. MEDICA.	1120-1797
Physics & Imaging in Radiation Oncology	PHIRO	2405-6316
Physics in Medicine & Biology*	PHYS MED BIOL	0031-9155
Polish Journal of Medical Physics and Engineering	PJMPE	1898-0309
Practical Radiation Oncology*	PRACT RADIAT ONCOL	1879-8500
Progress in Particle and Nuclear Physics*	PROG PART NUCL PHYS	0146-6410
Radiation Measurements	RADIAT. MEAS.	1350-4487
Radiation Oncology Journal	RADIAT ONCOL J.	2234-1900
Radiation Oncology*	RADIAT ONCOL	1748-717X
Radiation Physics and Chemistry	RADPHYSCHEM	0969-806X
Radiation Research*	RADIAT RES	0033-7587
Radiotherapy and Oncology*	RADIOTHER ONCOL	0167-8140
Seminars In Radiation Oncology*	SEMIN RADIAT ONCOL	1053-4296
The Lancet Oncology*	LANCET ONCOL	1470-2045
Turkish Journal Of Oncology	T J ONCOL	1300-7467

* TUBİTAK tarafından yayın desteği verilen dergiler.

** Yayın hayatına yeni başlayan dergi.

BİZE YAZIN

Sorularınızı Bekliyoruz!

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

medfizonline@gmail.com



YAZARIMIZ OLUN

Yazarlarımızı Bekliyoruz!

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

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

Siz, değerli meslektaşlarımızı yazarımız olarak bekliyoruz.





Çin Tibet' te ay doğuşu