

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

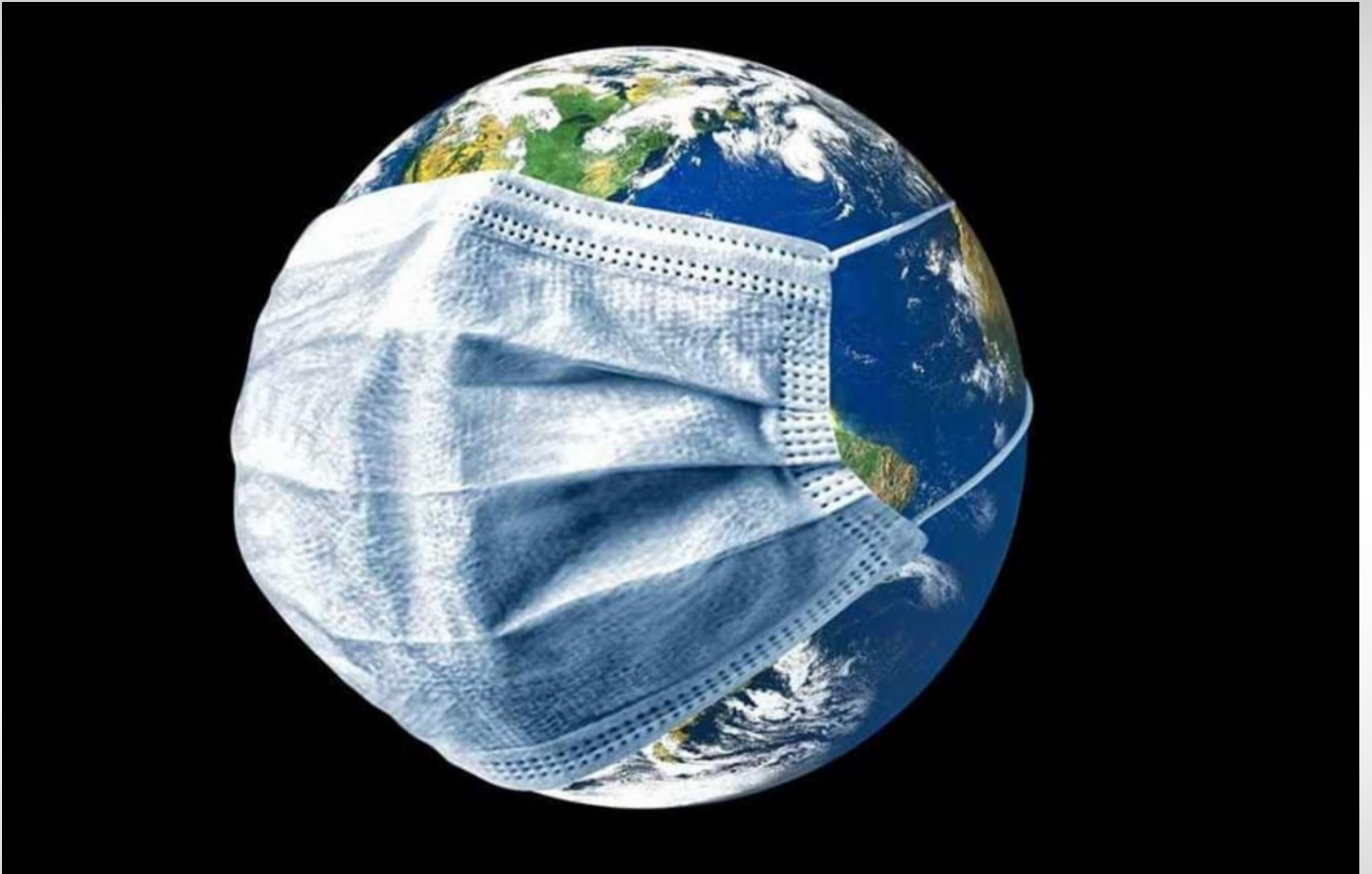
e-DERGİ

HAZİRAN– TEMMUZ 2020

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 27



BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- COVID-19 SALGININDA RADYASYON ONKOLOJİSİ UYGULAMALARI
- İMPLANTE KALP PİLİ VE DEFİBRİLATÖRÜ OLAN RADYOTERAPİ HASTALARININ TEDAVİ YÖNETİMİ
- MEDİKAL FİZİKTE KULLANILAN MONTE CARLO SİMÜLASYONUNUN MATEMATİKSEL TEMELİ
- MONACO TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ

BAŞ EDITÖR**Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

EDITÖR GRUBU**Boran M. Güngör**

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçücük

halilkucucuk@gmail.com

Mertay Güner

mertayguner@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Türkey Toklu

turkaytoklu@yahoo.com

DERGİ TASARIM VE YAZI**Ebru Oruç Bakır****Mertay Güner****Esra Küçükmorkoç****Mustafa Çağlar****BU SAYIDAKİ YAZARLAR****Adem Özöndel****Gizem Bakıcıerler Aybars****İsmail Faruk Durmuş****Kadir Akgüngör****Kubilay Öner****Serap Çatlı Dinç****Sinem Karahan**

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

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

İÇİNDEKİLER

- **MEDİKAL FİZİK: NASIL BİR GELECEK BEKLEMELİYİZ?**
- **COVID-19 SALGININDA RADYASYON ONKOLOJİSİ UYGULAMALARI**
- **İSTANBUL BAKIRKÖY DR. SADİ KONUK EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **İMLANTE KALP PİLİ VE DEFİBRİLATÖRÜ OLAN RADYOTERAPİ HASTALARININ TEDAVİ YÖNETİMİ**
- **PROF. DR. EMİN DARENDELİLER'İN ARDINDAN....**
- **MEDİKAL FİZİKTE KULLANILAN MONTE CARLO SİMÜLASYONUNU MATEMATİKSEL TEMELİ**
- **MONACO TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ**
- **VARIAN EĞİTİM PROGRAMLARI**
- **RT SON GELİŞMELER**
- **HOBİ: KİTAP YAZMAK**

e-posta: medfizonline@gmail.com

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

e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MEDİKAL FİZİK: NASIL BİR GELECEK BEKLEMELİYİZ?

1 4 Mayıs 2020 tarihinde yapılan WEBINAR'da Prof. Kwan-Hoong Ng* **"Nurturing Future Generations of Medical Physic Leaders"**

başlıklı bir sunuş yaptı. Sunuşu Türkçeye şöyle tercüme edebiliriz: **"Medikal Fizik Liderlerinin Gelecek Nesillerini Yetiştirmek"**. Bu başlıktan hemen şöyle bir yorum çıkartabiliriz; medikal fizik halen gelişmesini tamamlamamış ve gelecek için önemli beklentileri olan bir meslek olarak tanımlanabilir.

Medikal fiziği böyle önemli kılan gerekçe ise Prof. Ng'ye göre medikal fiziğin tıp'la fizik arasında çok önemli bir köprü olduğudur. Devam edersek, medikal fizikçilerin tıpta devrimsel gelişmelere neden olan yeni teknolojilerin oluşmasında öncü olma rolünü unutmamak gereklidir. Bilimsel ilerlemelerdeki değişimlerin hastaların yaşam kalitelerini düzelttiğinin de altını çizmek önemli bir sonuçtur.

Prof. Kwan-Hoong Ng, medikal fizikçilerin moleküler evrim ve yapay zekâ (artificial intelligence) konularının tam ortasında yer aldığını not edip nanoteknoloji, ilaç keşifleri, pre-klinik görüntüleme, optik görüntüleme ve bioinformatik gibi yeni teknolojiler üzerine hazırlık yapmalarını önermektedir. Ek olarak, medikal fizikçilerin sağlık hizmetlerinde olası politik ve finansal sınırlamaları optimize etme gibi bir görevi de olacaktır. Böylece yeni jenerasyonunun yaratıcı (inovatif) özelliği ve yeni teknolojileri geliştirme yeteneği yükselecektir. Medikal fizikçilerin multi-disipliner ve cross-disipliner yapıların içinde olması yaratıcı araştırmaları destekleyen bir ortam yaratmaktadır.

Hedeflediğimiz geleceği yaratmada yeni medikal

fizikçi liderlerine ihtiyacımız olduğunu ifade ediyor ve şu sloganı atıyor; genç ve genç olmasına bakılmaksızın, enerjik, mesleğe bağımlı, tutkuları olan, geleceği kurabilecek liderleri hedeflemeliyiz. **Mentor**'lara ihtiyacımız var; rehber olacak, ilham verecek ve geliştirecek. Mentor'u "Kurumların ve kişilerin herhangi bir konu hakkında karar alırken, kişisel deneyimlerini aktaran, iş birliği yapan, yol gösteren ve kaynakların doğru kullanılmasını sağlayan, sürecin verimli bir şekilde ilerlemesini sağlayan kişi" olarak ifade edebiliriz.

Hedeflenen özelliklere sahip medikal fizikçiler yetiştirmek için gerekli eğitim reformunu sağlamak gerektiği gündeme gelmektedir. Bu amaçla, medikal fizik akademik programlarına çağdaş yeni bilimler olan moleküler biyoloji, biyoloji sistemleri, nanoteknoloji, yeni materyeller, biyoinformatics, veri analizi, yapay zekâ (artificial intelligence), radiomics vb. gibi derslerin eklenmesi düşünülmelidir.

Toplum içinde medikal fizikçilerin etkin olabilmesi için, sosyoloji, insanlık, tarih, ekonomi gibi sosyal derslere de ihtiyaç vardır. Bu derslere ek olarak Prof. Ng, medikal fizikçilerin diğer bilim alanları olan, mühendislik, biyomedikal mühendislik, surgery, cardiology, nöroloji gibi bilimsel alanlarla iş birliği içinde olmaları gerektiğini vurguluyor.

Son olarak, medikal fizikçilerin şu özelliklerini geliştirmeleri öneriliyor; pozitif ve proaktif davranış, interpersonal yetenekler, zaman yönetimi, conflict resolution, ekip çalışması, self motivasyon vb. gibi.

Aynı zamanda medikal fizikçilerin diğer bilim alanlarındaki meslektaşlarıyla aktif tartışma ortamı, iş birliği yaratmaları isteniyor.

Kwan-Hoong Ng, sunuşunun řu cümle ile bitiriyor: **“To achive more, we should imagine togather and change”**. Şöyle tercüme edebiliriz: **“Daha fazlasını başarmak için bir araya gelmeyi ve değışmeyi hayal etmeliyiz”**.

Bu sayımızda editör grubu tarafından hazırlanan COVID-19 salgını ile ilgili olarak bir yazı hazırladık. Salgında, başta medikal fizikçiler olarak radyasyon onkolojisi bölümlerinde çalışan tüm sağlık personelini ilgilendiren önlemlere ilişkin bir bakış açısı sunmaya çalışıyoruz okurlarımıza. Yazı, teknik önlemlere ilişkin uygulamalara yer verirken, çalışanlar, yönetim ve devlet üçgeninin bu aşamada yüklendiğı sorumluluklara da yer veriyor. WHO gibi uluslararası kuruluşların bakış açılarını sunmaya gayret ediyor.

COVID-19 yazısına ek olarak radyasyon onkolojisi bölümlerinden gelen salgın koşullarında çalışma ortamı resimlerine de yer veriyoruz. Bir hatıra olarak anılmak üzere.

COVID-19 salgınında büyük bir özveri ile çalışan meslektaşlarımıza ve tüm sağlık çalışanlarına radyoterapi ekiplerine, virüs nedeniyle hastalanan meslektaşlarımıza, arkadaşlarımıza ve sağlık ekiplerine sağlık dolu günler diliyoruz.

Genç yaşta kaybettiğimiz Prof. Dr. Emin Darendeliler hocamızın anısı önünde saygı ile eğiliyoruz.

Son olarak, meslektaşlarımız, salgın ile ilgili deneylerini aktarmak ve ek bilgiler eklemek isterlerse gelecek sayılarımızda bu tür yazılara yer vermek istediğimiz burada belirtmek isteriz.

Saygılarımızla.

Haluk ORHUN

Kaynak

- * Prof. Kwan-Hoong Ng: PhD, DABMP, FlnstP, Profesör: Department of Biomedical Imaging, University of Malaya, Malaysia. International Organization for Medical Physics (IOMP) tarafından verilen Marie Sklodowska-Curie ödülü sahibi. 1996’dan beri WHO medikal radyasyon uzman ekibi üyesi, 1997’den beri Physics in Medicine& Biolog board üyesi.

COVID-19 SALGININDA RADYASYON ONKOLOJİSİ UYGULAMALARI

Dergimizin elinizdeki 27. Sayısında koronavirüsün global salgını hakkında özellikle teşhis ve tedavide radyasyon kullanılan bölümlerde koronavirüse karşı alınan önlemler ve bu alanda yayınlanmış rehberlere yer vermek istiyoruz. Amacımız bu tür salgınlarda elde edilen deneyimleri kayıt altına almak siz değerli okurlarımızla paylaşmaktır. Özellikle beklentimiz Covid-19 virüsünün daha fazla tehdit ettiği radyasyon onkolojisi bölümlerinde radyoterapi ekiplerinin ve meslektaşlarımızın uyguladıkları ülke ve dünya boyutundaki önlemleri ve yapılan uygulamaları sizlere aktarmak istiyoruz.

Yazımız bir uygulama rehberi olmayıp sadece Covid-19 salgını ile ilgili mevcut girişimleri genel olarak değerlendirmek ve ilgili sağlık personeline bir bakış açısı sağlamaktır.

Şüphesiz ulusal düzeyde Sağlık Bakanlığı'nın yönergeleri, hastanelerde yönetimlerin önerileri öncelikli olarak eksiksiz uygulanmalıdır.

Giriş

Covid-19 çok hızlı yayılan ve kontrolü zor olan bir hastalıktır. Ülke düzeyinde bu hastalığın üstesinden gelebilmenin temelde üç boyutu vardır. Devlet, işveren ve çalışanlar tarafından uygulanan korunma önerilerinin birlikteliği ve uyumu çok önemli bir bakış açısı ve başarı şartıdır.

Yönetimler ve yöneticiler, salgın hastalıkla ve Covid-19 özelinde yapacakları mücadele için yeterli bütçe, yeterli personel ve yeterli zaman ayırmaları çok önemlidir.

Sağlık personelinin önemi

Sağlık personellerinin bir bölümü, radyoterapi, nükleer tıp, radyoloji ve girişimsel işlemler sırasında olası radyasyon risklerine karşı ek olarak Covid-19 salgını bağlamında Corona virüsüne bağlı sağlık riskleri ile karşı karşıyadır. Radyasyon onkologları, medikal fizikçiler ve teknikerler bu risklere maruz kalan en önemli ekip içinde yer almaktadır.

Bu nedenle normal işleyişe ek olarak radyasyon kullanarak teşhis ve tedavi uygulaması içinde yer alan ve hasta ile yakın takipteki bu ekip ile ilgili virüse karşı özel korunma önlemlerinin alınması gereklidir. Doğal olarak yayınlanan rehberler salgına karşı önemli yol gösterici nitelik taşısa da her uygulama kendi içinde yaratıcı ve değişik uygulamaları barındırmaktadır.

WHO (Dünya Sağlık Örgütü) 19 Mart 2020 tarihinde "Koronavirus (Covid-19): Mesleki sağlık ve güvenlik açısından, haklar, sağlık personelinin rolleri ve sorumlulukları" (Coronavirus disease (Covid-19) outbreak: rights, roles and responsibilities of health workers, including key considerations for occupational safety and health)" başlıklı bir rehber hazırladı(1).

Rehberin girişinde şu görüşlere yer verildi: Sağlık çalışanları Covid-19 salgın olayının ön saflarındadır ve bu nedenle çalışanlara hastalığın bulaşma riski oldukça yüksektir. Onlar hastalığa bulaşma riski altına sokan tehlikelere maruz kalmaktadır. Tehlikeler

Bu belge, iş sağlığı ve güvenliğini korumak için gereken özel tedbirler de dâhil olmak üzere sağlık çalışanlarının hak ve sorumluluklarını vurgulamaktadır.

Belgede sağlık çalışanlarının yönetim ve yöneticilerden beklentileri özetle şöyle sıralanmaktadır:

- Mesleki güvenlik ve sağlık risklerine karşı, en düşük riski sağlamak üzere koruyucu ve önleyici tedbirler alınmalıdır.
- Covid-19 ile ilgili olarak tüm talimatlar, bilgiler ve korunma ve bulaşmaya yönelik eğitimler uygulanmalıdır.
- Covid-19 hastalığını tedavi edenlere ve rutin işlerde çalışanlara korunma ve önleme yönelik tüm uygun kişisel korucu ekipman yeterli düzeyde sağlanmalıdır.
- Hastalığın önlenmesine ve uygulanan tedavi ile ilgili yapılan ölçüm ve uygulama sonuçları personele bildirilmelidir.
- Hastalanan personele evde yeterli süre dinlenme, sağlıklı işçilere işyerinde çalışırken daha fazla mola alma hakkı verilmelidir.
- Sağlık çalışanlarına öz değerlendirme, semptom bildirme ve hasta olduğunda evde kalma konusunda tavsiyelerde bulunulmalı, hastalandığında tüm sağlık desteğini sağlamalıdır.
- Ruhsal destek, danışmanlık hizmeti verilmeli, yöneticilerle sürekli işbirliği olanaklarını gerçekleştirilmelidir.

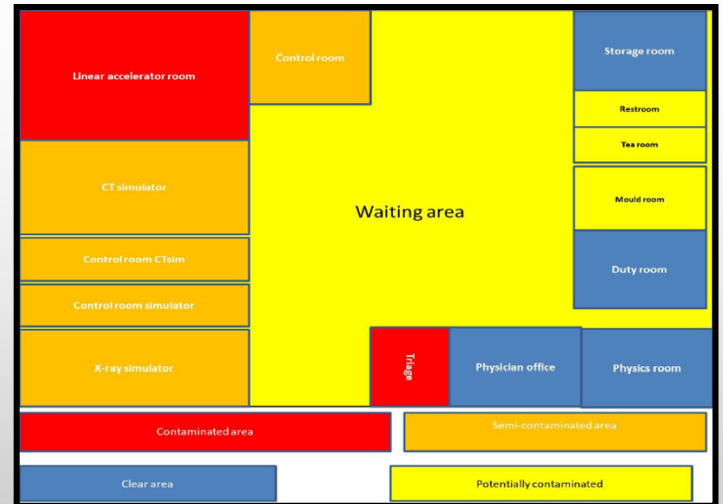
Aynı belgede sağlık personelinin sorumlulukları ise özetle şöyledir:

- Tüm mesleki sağlık riskleri ile ilgili ülke boyutunda ve yerel yöneticilerince alınan

tedbirlere uymalı ve rutin ve tazeleme eğitimleri takip etmelidir.

- Kişisel koruyucuları prosedürlere uygun olarak kullanılmalıdır.
- Hastalık belirtileri için kendi kendini izleme ve kendini izole etme ve eğer varsa, durumu yöneticilere bildirilmelidir.
- Hastaları protokollara göre tedavi etmek, hastalıkla ilgili gerekli değişiklikleri bildirme, hastaya gerekli saygı ve dostluk gösterme ve hasta gizliliğini koruma, mental sağlığı koruma sağlanmalıdır.

Ülke genelinde sağlık otoritelerinin ve işyeri düzeyinde lokal yöneticilerin önerileri ile çalışmamak üzere, teşhis ve tedaviyi güvenli kılmak ve sağlık personelinin mümkün en az riske maruz bırakmak için aşağıdaki temel yaklaşımların uygulanması gerekli olmaktadır (3).



Resim 1: Radyasyon Onkolojisi bölümleri, temiz (mavi), kontamine (kırmızı), yarı kontamine (turuncu) ve potansiyel olarak kontamine (sarı) olmuş alanlar olarak sınıflandırılmalıdır(5).

Önceliklendirme

Bölümlerde risk analizi yapılarak tedavi dâhil gerekli ve acil olan hizmetlerin öncelikli olarak sürdürülürken, az riskli ve gecikmelere olanak sağlayacak hizmetlerin belirli bir süre ertelenmesi sağlanabilir. Hastalarla ilgili önceliklendirme kararı Radyasyon Onkolojisi uzmanına ait olup hastaların verebilecekleri bir karar değildir. Hastaların teşhis ve tedavilerini geciktirmeleri istenmeyen zararlı sonuçlar doğurabilir. Önceliklendirme aşamasında yakın RT merkezleri ile haberleşerek hasta paylaşımı yapılabilir. İtalya deneyimi (25).

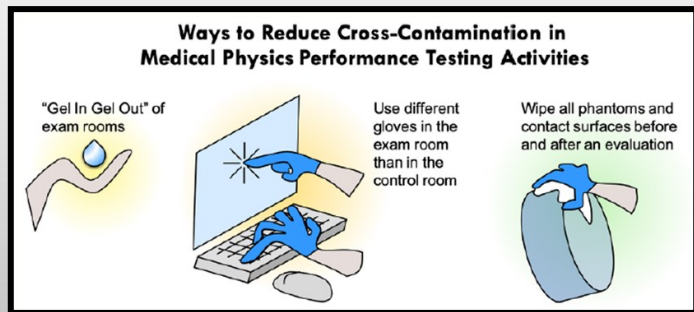
Ertelenmeyen Hizmetler

Risk analizi sonucunda, ertelenmesi mümkün olmayan hizmetleri sürdürülmelidir. Örneğin radyoterapi ve nükleer tıp cihazlarının kalite kontrolü ve dozimetrik kontroller, tedavi planlaması, cihazlardaki bakım ve sonrası kontroller gibi.

Seçilen tedavi tekniklerinin ve teşhislerin gözden geçirilip mümkün olabilen daha kısa tedavi protokollerinin seçilmesi.

Sağlık Personelinin Hasta İle Haberleşmesi

Kesinlikle yüz yüze temastan kaçınılmalı, telefon, konferans yöntemleri kullanılmalıdır.



Resim 2: Covid-19: Medikal fizikçilere uyarılar. Medikal fizik uygulamalarında uyulacak kurallar: Tedavi odalarına girişte ve çıkışta el koruması, kontrol odası ve tedavi odalarında ayrı eldiven, yüzeylerle temas eden tüm fantomların dezenfekte edilmesi.

Çalışanların Covid-19'a Karşı Risk Analizi

Sağlık personelinin risk analizi yapılarak korunması gereklidir (4).

Evde Çalışma

Mümkünse evden çalışarak virüsün daha da yayılmasını önlenmesi ve yalnızca gerektiğinde klinik alanlara gidip servis taleplerinin karşılanması gereklidir.

Ekipmanlarla İlgili Risk Değerlendirilmesi

Radyoterapi uygulamasında kullanılan tedavi cihazları (örneğin lineer hızlandırıcılar) bölümün yapacağı risk değerlendirilmesi sonucu tedavilerden sonra dezenfeksiyona tabi tutulmalıdır. Dezenfeksiyon, COVID-19 teşhisi konmamış ve konmuş hastalar için farklılık arz eder.

Özellikle lineer hızlandırıcıların dezenfeksiyonunda üretici firmanın önerileri ve/veya rehberleri dikkate alınmalıdır. Örneğin dezenfeksiyona uygun olmayan bölümler (elektrikli bileşenler), bazı kimyasallara karşı dayanıksız bölümler önceden belirlenmelidir. Böylece tedavi cihazlarına yanlış dezenfeksiyon ve yanlış kimyasal seçimi nedeniyle zarar verme olasılığı ortadan kalkar.

Benzer olarak cihazların dezenfeksiyonunun kimler tarafından yapılacağı ve kullanılacak kişisel koruyucular öngörülmelidir.

Dezenfeksiyonun tekrarlanma süresi Covid-19 bulaşmış veya bulaşmamış hastalara göre, her tedaviden sonra, günde birkaç kez veya gün sonu olarak saptanabilir (19). Hasta sabitleme sistemleri yine Covid-19 bulaşmış veya bulaşmamış hastalara göre belirlenen dezenfeksiyon sıklığına göre tercihan her gün tekrarlanmalıdır.

Medikal Fizik Uygulamaları ile İlgili Program

Medikal Fizikçisinin Covid-19 mücadelesindeki yeri ve önemi: Medikal Fizikçinin, radyoterapi bölümlerinde, çok boyutlu ve kompleks bir görevi vardır. Özel tedavilerde hasta ile yüz yüze gelmek (brakiterapi, hasta hareketlerinin düzenlemesi, in-vivo dozimetri gibi.), radyasyon güvenliği, hastaya özgü planlama değerlendirmeleri, rutin tedavi ve QA cihazları kalibrasyonları, hasta planları yapma ve değerlendirme, yeni cihazların kabul testleri, eğitim ve öğretim, idari görevler (faturalandırma, kayıtların tutulması, prosedürlerin oluşturulması ve yazılması, Covid-19, idari toplantılar gibi) vardır. Bu görevlerde radyasyon onkolojisi ekibi ve diğer uzmanlık alanlarıyla birlikte çalışmak zorundadır(23). Görüleceği üzere medikal fizik ile ilgili görevlerin birçoğu birincil ya da öncelikli işler içinde yer almaktadır.

Covid-19 döneminde medikal fizikçilerin evden çalışma olasılığı ve evden çalışmanın yarar ve zararları ile ilgili AAPM'in Medikal Fizik dergisinin referansta verilen sayısında mükemmel bir görüş/karşıt görüş tartışması mevcuttur (26). Bu yazı incelendiğinde medikal fizikçilerin klinikte fiilen yaptığı birçok uygulamayı uzaktan erişim ile yapılabileceği fakat kabul testleri, cihaz kalibrasyonları ve cihaz/hasta QA'ı gibi birçok konu başlığında hastanede olmasının gerekliliği vurgulanmaktadır.

Vardiyalı Çalışma

Radyoterapi hizmetinin kesintisiz devam edebilmesi için radyoterapi uygulamalarında dönüşümlü (vardiyalı) sisteme geçilerek, tedavi ekiplerinin birbirinden ayrılması sağlanmalıdır.

Tedavi İle İlgili Önceliklendirme

Kanser tedavisi ile Covid-19 hastalığına yakalanma hastanın morbitidy/mortality risk katsayısını

yükseltmektedir. Bu nedenle, hastanın radyoterapi planının Covid-19 nedeniyle değiştirilmesi risk ve fayda açısından önemli bir denge sağlayacaktır (21).

Kanser hastası tedavilerinde bir değerlendirme yapılarak öncelikli tedavi değerlendirilmesi RT Bölümlerinde yapılmalıdır, örneğin, halen tedavisi süren hastalar, acil tedavisine başlaması gerekli hastalar, tedavisinin gecikmemesi gerekli hastalar, tedavisine ara verilebilecek hastalar, acil palyatif hastalar, Covid-19 teşhisi konulmuş hastalar gibi.

Yeni Tedavi Şemaları

Bu konuda bir uzmanlık derneği olan Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD)'un yayınladığı COVID-19 ile ilgili radyoterapi önerileri büyük önem taşımaktadır. Aşağıda TROD'un radyoterapi uygulaması ile ilgili önerileri sunuyoruz.

"Uluslararası tüm radyasyon onkolojisi derneklerinin Covid-19 pandemisi sırasında radyoterapi uygulamalarına ait en önemli önerisi hipofraksiyone tedavi şemalarının kullanımı olmuştur. Günlük pratiğimizde hipofraksiyone tedaviler giderek daha fazla yer almakla birlikte henüz pek çok tümörün tedavisinde konvansiyonel fraksiyonasyonun yerini almamıştır. Ancak bu durum hipofraksiyone şemaların değerini azaltmamaktadır. İçinde bulunduğumuz olağanüstü durumda hipofraksiyone tedavi birkaç açıdan önem kazanmaktadır:

- Tedavinin daha kısa sürede sonlanarak hastaların merkeze geliş sayısının azalması ve hastanın kontaminasyon riskinin azalması
- Merkezde tedavide olan hasta sayısının azalmasına bağlı olarak personelin iş yükünün ve kontaminasyon riskinin azalması
- Covid-19 pozitifliği nedeniyle personelde olacak eksilmeler ile baş edebilmenin

sağlanması.

Bazı hipofraksiyone şemaları uygulamak elbette altyapı ve deneyim gerektirmektedir. Her merkez kendi olanakları, deneyimi ve altyapısını değerlendirerek uygun şemayı seçmelidir. TROD önerilerinin tavsiye niteliğinde olduğu unutulmamalıdır. ABD’de bir grup radyasyon onkoloğu tarafından Covid-19 pandemisi için özel olarak hazırlanan ve interaktif olarak güncellenen hipofraksiyone radyoterapi tablolarının linkini referanslarda bulabilirsiniz (12,13,16).”

Kanser hastalıkları bazında alınacak tedavi önerileri yine TROD web sitesinde yer almaktadır. TROD Yönetiminin radyoterapi bölümlerinde çalışan personelin diğer bölümlerinde çalıştırılmaları uyarısı uyulması gerekli önemli bir konudur.

GAP Hesaplaması

Radyoterapide önceden belirli protokollere göre tanımlanmış tedavinin kesilip belli bir süre ara verilmesi istenmeyen bir durumdur. Ancak Covid-19 nedeniyle bazı programlanmış hastaların tedavilerinde istenmeyen kesikliklere rastlanabilmektedir. Böyle bir senaryo ile karşılaşıldığında medikal fizikçiler kesikliye uğrayan tedavinin yerine geçebilecek yeni tedavi programı hazırlama ile karşı karşıya kalabilmektedirler. Yeni program oluşturulurken gerekli olan parametreler ve hesaplama yöntemi referanslarda yer alan iki örnek rehber yardımı ile hayata geçirilebilir (7,8).

Eğitim Programları

Zorunlu Covid-19 eğitimleri dışındaki tüm eğitimler ertelenmeli veya on-line olarak uzaktan yapılmalıdır.

Bölümde Bulunan Stajyer Ve Öğrenciler

Bu dönemde, bölümde zorunlu personel dışında stajyer, öğrenci, hasta yakını, ziyaretçi gibi personel bulunmamalıdır.

Hasta Ziyaretçileri Ve Lokantalar

Tüm hasta ziyaretleri önlenmeli ve personel lokantaları ve kafeleri kapatılmalıdır.

RT Bölümündeki Yerleşim Alanları Ve Dezenfeksiyon

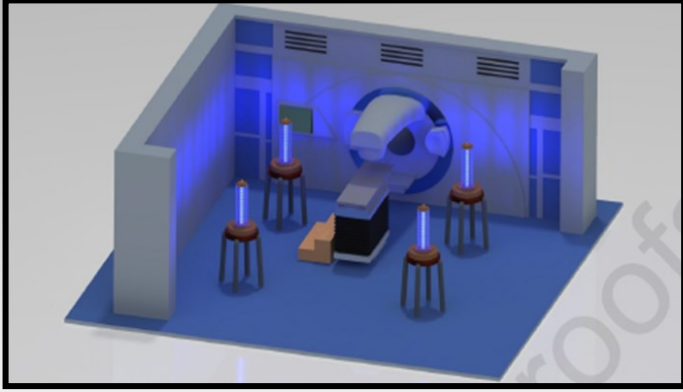
RT Bölümü, risk analizine göre temiz, kontamine, yarı kontamine ve potansiyel olarak kontamine olmuş alanlar olarak ayrılmalı ve her alan için kullanım (kişisel koruyucu v.s.) prosedürü tanımlanmalıdır (Resim 1). Belirlenen tüm alanlar saptanan protokollere göre rutin olarak dezenfeksiyona tabi tutulmalıdır (Resim 2). Dezenfeksiyon için kullanılacak yöntem ve kullanılacak solüsyonlar önceden tanımlanmalıdır. Yerleşim alanlarındaki dezenfeksiyonların tekrarlanma aralığı bölüm risk analizi sonunda belirlenmelidir. Örneğin her günün sonunda, günde iki kez, her tedavi sonunda gibi.

Dezenfeksiyon kapsamına girecek yerler şöyle sıralanabilir: Tedavi cihazları ve kontrol konsolları, hasta sabitleme sistemleri (Covid-19 hastaları ve diğer hastalar için ayrı ayrı olmak üzere), yerler, tüm bölüm havalandırması ve atıklar. Bu arada, tüm kullanılan yüzeyler, kapı ve musluk kolları, telefonlar, klavyeler unutulmamalıdır. Bölümler arası geçiş zorunlu olmadıkça yapılmamalı ve mümkünse hasta ve sağlık personeli giriş çıkışları ayrı olmalıdır.

Tedavi cihazlarının ve kullanılan hasta sabitleme sistemleri ile kişisel koruyucuların dezenfeksiyonu için Ultraviyole ışınlarının kullanılması da önerilmektedir (11). Bu konuda kullanılacak teknik parametreler ve müsaade edilen dozlar ve UV’nin çalışanlar üzerindeki

olumsuz etkileri önceden belirlenmeli ve ölçülebilmelidir (Resim 3) (20).

Çin WHUAN deneyiminde tedavi odalarını havaları 1 saatlik UV uygulaması ile temizlenmiştir (20).



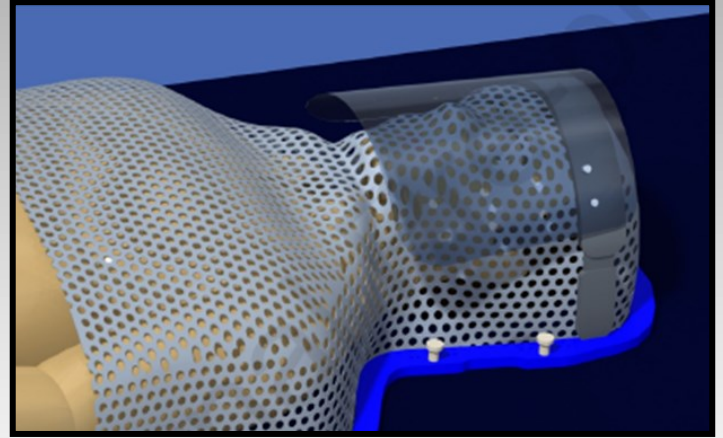
Resim 3: Çin WUHAN deneyiminde tedavi odaları havalarının UV ile dezenfeksiyonu (20).

Kullanılacak Kişisel Koruyucular

Radyasyon Onkolojisi bölümlerinde çalışan tüm personel risk analizi sonrası çalıştıkları işler ile ilgili bir sınıflandırmaya tabi tutulmalıdırlar. Örneğin birinci seviye, ikinci seviye korunma gibi. Her seviye için kullanılacak kişisel koruyucu malzeme önceden tanımlanmalıdır. Özellikle kontamine veya yarı kontamine olarak belirlenen bölümlere giriş ve çıkış sırasında değiştirilecek kişisel koruyucular sağlık personeline önceden bildirilmelidir.

Genel olarak COVID-19 salgını için kullanılan kişisel koruyucular şöyle sıralanabilir: Disposable yüz maskesi (N95 gibi), baş koruyucu kep, günlük özel hastane çalışma elbisesi, şeffaf yüz siperliği, etrafı kapalı plastik gözlük, disposable ve/veya başı da örten izolasyon elbisesi, ekstra latex eldiven, ayakkabı ve sabolar. Kişisel koruyucuların hangi sıklıkla değiştirileceği ve temizliği bir eğitimle önceden tanımlanmalıdır (5). Hasta sabitleme sistemleri ile Covid-19 korunmasına karşı kullanılan koruyucuların

birlikte kullanımı bölümden bölüme değişiklikler arz etmektedir (**Resim 4 ve Resim 5**). Kişisel koruyucuların lineer hızlandırıcılar aracılığı ile dezenfeksiyonu istenen bir yol değildir.



Resim 4: Hasta ile RTT arasında plastik şeffaf engel (11)



Resim 5: Termoplastik altında yüz maskesi kullanımı (24).

Radyasyon Onkolojisi Hastaları

Radyasyon onkolojisi bölümleri, tedaviden önce mutlaka ve tedavi sırasında rutin olarak tüm hastalara Covid-19 testi uygulanmalıdırlar(9). Her hastaya tedaviye ilk girişte ve her tedavi öncesi ateş ölçümü yapılmalıdır. Covid-19 testi pozitif çıkan hastaların

tedavisi ayrı bir lineer hızlandırıcıda veya günün sonunda yapılmalıdır.

QA ve QA Ekipmanları

Radyasyon onkolojisi bölümlerinde, QA doğal olarak temel güvenlik için bir önceliktir. Salgın ortamında, daha etkin bir QA yöntemi uygulamak gereklidir. Örneğin daha az zamanda ve daha az personelle yapılabilecek ölçümler, hafta sonlarına kaydırılacak uygulamalar tercih edilebilir. Tedavi cihazlarının örneğin 3 aylık bakımları daha az sürede cihazlarla minimum dokunma sağlayarak yapılabilir veya biraz ötelenebilir. Önerilen uygulamalar ile QA süresi %80-%50 gibi bir aralığa düşürülebilir. Tüm bu çalışma programları medikal fizikçinin önderliğinde yapılan risk analizi sonunda sağlanabilir.

Bu dönemde yapılan tüm uygulamaların kayıt altına alınması ve hangi tolerans seviyesinde gerçekleştiği çok önemlidir.

QA Cihazlarının mümkünse çalışma ortamından uzak bir yerde saklanması ve bazı ölçümlerin ayrı mekanlarda yapılması tercih edilebilir.

Tüm QA cihazlarının dezenfeksiyona tabi tutulması bir zorunluluktur. QA çalışması için özel maske ve eldiven kullanılmalı, bu aşamada başka bir uygulama yapılacak ise koruyucular değiştirilmelidir (23).

Özellikle üretici firma bakım ve onarım ekipleri ve kişisel dozimetre ölçüm ekipleri radyasyon onkolojisi korunma prosedürlerine göre gerekli çalışma programlarını oluşturmaktadır. Örneğin kısa ve az personelle çalışma, uygulama aralıklarını uzatma gibi.

Radyoterapi Teknikerleri İçin Öneriler

Radyoterapi teknikerleri (RTT) hasta ile en yakın temasta olan personeldir. Bir anlamda cephedeki sağlık personeli olarak görebiliriz. Bu nedenle RTT'lerin Covid-19 salgınına karşı çok sıkı güvenlik

önlemleri altında çalışmaları gereklidir. Bu güvenli çalışma hastadan RTT'ye bulaşmayı önleyeceği gibi, virüsün RTT'den hastaya bulaşmasının da önüne geçecektir.

Hasta Alımı

RTT tedaviye gelen hastaya Covid-19 belirtileri yaşıyıp yaşamadığı, Covid-19 testi yaptırıp yaptırmadığı, veya Covid-19 hastası biriyle temas içinde olup olmadıkları, tedavi öncesi seyahat edip etmediği, öğrenilmelidir(7). Hastaların RT bölümüne girerken ateş ölçümü yapılmalıdır. Hastalar mutlaka yüz maskesi veya siperliği takmalıdır. Kesinlikle gerekli olmadıkça bölümdeki refakatçilere izin verilmemelidir. Bu tarama hastanın radyoterapi bölümüne girmeden ilgili hemşire veya bir görevli tarafından yapılabilir. Ancak RTT burada kilit personeldir.

RTT İş Akışı

Tedaviye ihtiyaç duyan şüpheli veya onaylanmış hastalar mümkünse ayrı bir girişle ayrı bir linak üzerinde tedavi edilmelidir. Değilse, günün sonunda tedavi edilmelidir. RTT'ler, bir ekipten diğerine personel geçişi olmayan ekiplere bölünmelidir. RTT'ler yüz maskeleri takmalı ve bölümdeki tüm hastaları ve kendilerini korumak için uygun el hijyenine kesinlikle uymalıdır. Tedavi edilmesi gereken şüpheli veya onaylanmış Covid-19 hastaları için ulusal veya WHO önerilerine göre tam kişisel koruyucu giymelidir. Kişisel koruyucuların bir kısmını veya tamamını çıkarmadan önce ve sonra sıkı el hijyeni uygulanmalıdır.

Hasta termoplastik maskeleri birbirinden belirli mesafelerde saklanmalı ve her tedaviden sonra dezenfekte edilmelidir (Resim 6).



Resim 6: Maskeler üst üste konmamalıdır. Termoplastik maskeler için de sosyal mesafe önemlidir.

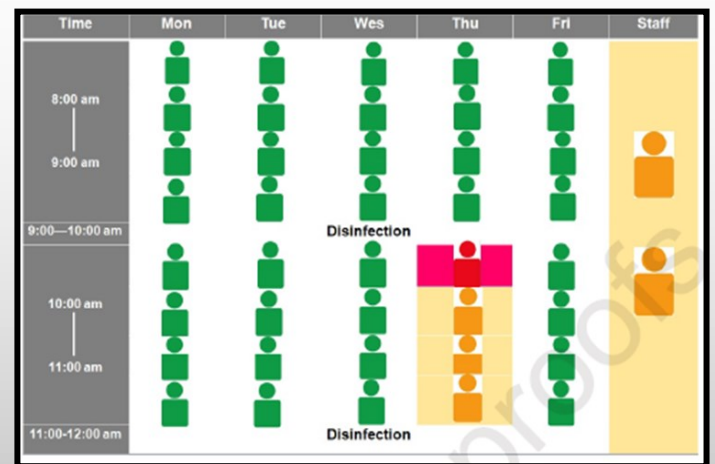
Uzaktan Çalışma

Tedavi planlaması yapan RTT'ler mümkün olan yerlerde uzaktan çalışmalıdır. Linak ve simülasyon için yedek personel ihtiyaç duyulana kadar evden çalışmalıdır. Bu personele idari görevler için uzaktan erişebilmelidir. RTT liderliğindeki klinik inceleme ve takip randevuları, radyasyon onkologları ile fikir birliği içinde telefon görüşmeleri / sanal toplantılar biçiminde düşünülmelidir. Ekip toplantıları uzaktan çalışma yoluyla yapılmalıdır.

RT Uygulaması

Tedavi için minimum personel sayısı ile çalışılmalıdır. RTT'lerin hastalarla sohbet edebilmesi en aza indirilmeli maskeye ek olarak mümkünse arada bir koruyucu (yüz siperliği gibi) bulunmalıdır. COVID-19 şüphesi almış veya doğrulanmış hastaların

tedavisinden sonra ayrıntılı tedavi odaların dezenfeksiyonu gereklidir (Resim 6, Resim 7) (2).



Resim 7: Radyasyon Onkolojisi Bölümü tedavi odaları dezenfeksiyonu ve personel dağılımı.

Wuhan deneyimi.

Global haberleşme ve Deneyim Aktarımı

Radyasyon Onkolojisi alanında ülkeler boyutunda veya ülkeler arası örgütlenmeler, Covid-19 salgınında önemli işbirlikleri içine girmişler ve çok değerli deneyimlerini paylaşmışlardır. Ülkemizde Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD), IAEA ve benzer kuruluşlarla ve ülkemiz RT merkezleri ile webinarlar aracılığı ile önemli temaslarda bulunmuşlar ve katılımlarda yer almışlardır. Bu girişimleri pandemi salgınının bizlere bıraktığı katkı ve yeni işbirlikleri olarak görmek gereklidir. TROD'un ve IAEA'nı web sitelerinden bu webinarlara ulaşmak mümkündür

Covid-19 ve Etik Yaklaşımlar

Kanser hastasının önerilen tedaviyi seçme veya reddetme hakkı vardır.

Kıt kaynakların bir pandemide yer alması, sağlık yararlarının maksimize edilmesine dayanmalıdır. Bu sırada adil ve tutarlı bir önceliklendirme programı geliştirilmelidir (22). Bu program hastaya zarar vermemeli ve şeffaf olmalıdır (17,18)

Salgın sırasında, tüm sağlık personeli kendisinin korunduğuna karşı hiçbir endişe taşımamalıdır.

Son Söz

Pandemi, bizlere, kendimizi korurken karşımızdaki toplum üyelerini de korumayı tekrar öğretti. Bu yaklaşımı "dayanışma" olarak da niteleyebiliriz.

Covid-19 salgınından sonra radyasyon onkoloji bölümleri eski normal süreçlerine kavuşması herhalde mümkün olamayacaktır. Belki yeni dönemde yeni bir düzleme oturtulacaktır. Gelecek, yeni normali yaratıp bu yolda yürümeyi olanaklı kılacaktır diye düşünüyoruz.

Çok genel olarak bakarsak, Covid-19 ve çevre ilişkisi, insanlığın daha güvenli bir ortamda yaşaması için sosyal ve teknik olarak yeni çözümler bulmaya yönlendirmektedir.

Kaynaklar

1. WHO Rights, roles and responsibilities of health workers, including key considerations for occupational safety and health: Interim guidance. 19 March 2020
2. ESTRO: COVID-19 RECOMMENDATIONS FOR RTTS (ESTRO RTT Committee)
3. EFOMP
4. Risk assessment and management of exposure of health care workers in the context of COVID-19 Interim guidance 19 March 2020
5. AFOMP GUIDELINES ON RADIATION ONCOLOGY OPERATION DURING COVID-19
6. https://scontent.fbtz110.fna.fbcdn.net/v/t1.09/92240401_10222233048084283_689254650_8550307840_n.jpg?_nc_cat=111&_nc_sid=8024bb&_nc_ohc=k56nLq7ioMcAXEAMco&_nc_ht=scontent.fbtz110.fna&oh=8488832cb42d1cdd88ff6fc42ebe49f1&oe=5EDB0FD6
7. Summary - COVID-19 Resources - American Society for Radiation Oncology (ASTRO) - American Society for Radiation Oncology (ASTRO).
8. The timely delivery of radical radiotherapy: guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions. www. rcr.ac.uk

9. UCSD Cancer Center Covid-19 Policy Summary – 24 April 2020
10. AAPM COVID-19 Information for Medical Physicists
11. Prevention and control measure to avoid cross infection during radiotherapy in coronavirus disease 2019 (COVID-19) epidemic in Wuhan, China
12. TROD Covid-19 Pandemisi Sirasında Radyoterapi Önerileri
13. https://docs.google.com/spreadsheets/d/1KicEMU_ZZ5rcpCEmNDelQcDOdYqZ4iMzh64bx36ac58/edit#gid=158651227414.
14. COVID-19: Cleaning and Disinfecting of Varian Product
15. COVID-19 rapid guideline: delivery of radiotherapy NICE guideline Published: 28 March 2020.
16. COVID-19: Global Radiation Oncology's Targeted Response for Pandemic Preparedness Richard Simcock, Toms Vengaloor Thomas, Christopher Estes Mercy, Andrea R. Filippi, Matthew A Katz, Ian J Pereira, Hina Saeed
17. Marron JM, Joffe S, Jagsi R, et al: Ethics and Resource Scarcity: ASCO Recommendations for the Oncology Community During the COVID19 Pandemic. J Clin Oncol doi:10.1200/JCO.20.00960
18. Ethical Issues in Radiation Oncology During a Pandemic Joel E. Tepper, MD.
19. COVID-19: Cleaning and Disinfecting of Varian Products CTB Information
20. Infection prevention and control measures during COVID-19 from medical physics perspective: A single institution experience from China
21. COVID-19: Global Radiation Oncology's Targeted Response for Pandemic Preparedness
22. Ethics and Resource Scarcity: ASCO Recommendations for the Oncology Community During the COVID-19 Pandemic
23. COVID-19 pandemic planning: considerations for radiation oncology medical physics
24. Advances in Radiation Oncology Practical Challenges of Mask-to-Mask Encounters with Patients with Head and Neck Cancers Amid the COVID-19 Pandemic.
25. Covid-19 Outbreak In Northern Italy: First Practical Indications For Radiotherapy Departments, Andrea Riccardo Filippi, Elvio Russi, Stefano Maria Magrini, Renzo Corvò
26. Lincoln et al. "Telecommuting: A viable option for medical physicist amid the COVID-19 outbreak and beyond." Med. Phys. 47(5) May 2020

İSTANBUL BAKIRKÖY DR. SADİ KONUK EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

RASYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ



Hastanemizin kuruluşuna ilişkin öneri Sağlık Bakanlığı'na 1965 yılında yapılmış, 1969 yılında hastane hizmete hazır hale gelmiştir. 1970 yılında 100 yataklı Tropikal Hastalıklar Hastanesi olarak açılmıştır. 30 Eylül 1985 yılında genel amaçlı Devlet Hastanesi'ne dönüştürülen 150 yataklı hastanemiz, 2000 yılına kadar bu statüde hizmet vermiştir. 1998 yılında 75. Yıl Kadın Hastalıkları ve Çocuk Hastanesi, hastanemiz bünyesine katılmıştır. Hastanemiz 28 Eylül 2000 tarihinden itibaren Prof. Dr. Erşan AYGÜN'ün kurucu başhekimliğinde Eğitim ve Araştırma misyonunu da üstlenerek, Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi adını almıştır.

Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği olarak 16.02.2017 yılında hizmet vermeye başlamıştır.

Kliniğimiz yaklaşık olarak 550m² kapalı alana sahip olup 4 poliklinik, 1 doktor dinlenme odası, 1 tedavi planlama ve toplantı odası, 1 kurşun blok döküm odası, 1 fizikçi odası, 1 CT simülatör ve kumanda odası, 2 LİNAC ve kumanda odası bulunmaktadır. 1 Doçent Radyasyon Onkoloğu, 5 uzman doktor, 7 medikal fizikçi, 10 radyoterapi teknikeri ve 1 sekreteriyle birlikte hastalara hizmet vermektedir. Kliniğimizde ortalama günlük tedaviye giren hasta sayısı 100-120, günlük CT Simülatör Randevusu 6-10'dur.



Cihaz Parkı ve teknik Ekipman



Kliniğimizde 2 adet ELEKTA LİNAK cihazının yanı sıra, Toshiba Aquilion LB CT Simulatör Cihazı ve Monaco tedavi planlama Sistemi mevcuttur.

Elekta Synergy Cihazı

ELEKTA marka lineer akseleratör cihazı kafasında 0,5cm kalınlığında 160 yapraklı MLC donanımı bulunmaktadır. Cihazımız 6 MV ve 18 MV x-ışını enerjisine ve 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV ve 18 MeV olmak üzere 5 elektron enerjisine sahiptir. IGRT KV görüntüleme (cone beam CT) sistemiyle birlikte 3D konformal, IMRT, IGRT, VMAT tedavi teknikleri uygulanabilmektedir.

Elekta Synergy Platform Cihazı

ELEKTA marka lineer akseleratör cihazı kafasında 0,5cm kalınlığında 160 yapraklı MLC donanımı bulunmaktadır. Cihazımız 6 MV ve 18 MV x-ışını enerjisine ve 6 MeV , 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV ve 18 MeV olmak üzere 5 elektron enerjisine sahiptir. iView GT portal görüntüleme sistemiyle birlikte 3D konformal ve IMRT tedavi teknikleri uygulanabilmektedir.

Planlama (Monaco 5.11 Tps, Monaco Sim Contouring ve Mosaic)



Tedavi planları CMS-Monaco v5.1 planlama sisteminde yapılmakta, Mosaic network aracılığı ile tedavi cihazına aktarılmaktadır. Şu an kurulumu gerçekleşmekte olan VARIAN marka brakiterapi cihazımız Mart 2020'de hasta tedavi alımına başlayacaktır.

Dozimetrik Ekipman

Kliniğimizde IBA Su Fantomu, RW3 Katı-Su fantomu, IBA Dose2 Elektrometre ve iyon odaları (CC04, CC13, PPC40, FC65-P), CT ve CBCT için kalibrasyon fantomları ve IBA Matrixx Evolution 2D Array dozimetrik ekipmanları bulunmaktadır.

Kliniğimizde Eğitim

Haftada bir gün klinik içi eğitim semineri ve bir gün de vaka toplantısı yapılmaktadır. Seminer saatlerinde Uzman doktor ve fizikçilerimiz tarafından çeşitli konu anlatımları yapılmaktadır. Ayrıca hekimlerimiz çarşamba günleri Meme, GİS, Üroonkoloji, Baş Boyun ve Jinekolojik Onkoloji gibi tümör konseylerine katılmaktadır. Radyasyon Güvenliği toplantıları düzenli olarak yapılmaktadır.

Klinik Kadromuz**Radyasyon Onkolojisi Eğitim ve İdari Sorumlu**

Uzm. Doç. Dr. Didem KARAÇETİN

Uzman Doktorlar

Uzm. Dr. Ayben YENTEK BALKANAY

Uzm. Dr.Ali Fırat ŞİŞMAN

Uzm. Dr.Gülşen Pınar SOYDEMİR GÖÇER

Uzm. Dr.Elif Eda ÖZER

Uzm. Dr.Meltem KIRLI BÖLÜKBAŞ

Medikal Fizik Uzmanları

Ömer AZAKLIOĞLU

Samet TÜRKÜCÜ

Ramiser TANRISEVEN

Sümeyra CAN

Özge ATİLLA

Burcu İBİCİOĞLU

Sinem KARAHAN

Radyoterapi Teknikerleri

Zerrin İŞLER

Tuba GÜLÇEK

Miraç DELİGÖZ

Mehmet Enes BOZAN

Simge BEYCAN

Kübra KAYA

Büşra BAYINDIR

Halit Tarık DEĞERLİ

Burak YANIK

Hamide OK

Sekreter

Burak ŞAHİN

**Medikal Fiz. Uzm. Sinem Karahan**

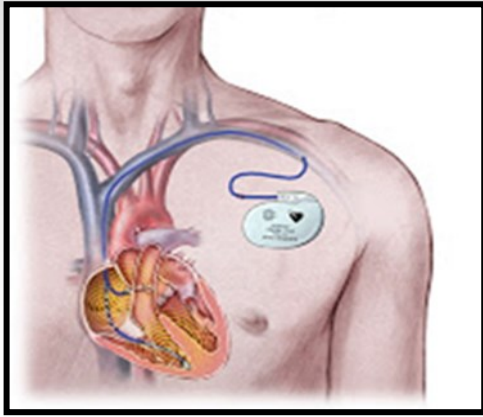
2011 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nden mezun oldu.2015-2017 tarihlerinde Acıbadem Üniversitesi Medikal Fizik Y.L eğitimi tamamladı.Temmuz 2018'de Medigroup bünyesinde çalışmaya başladıktan sonra, Mayıs 2019'da Elekta bünyesinde Bakırköy Dr. Sadi Konuk E.A.H'ta Sağlık Fizikçisi olarak çalışma hayatına devam etmektedir.

İMLANTE KALP PİLİ VE DEFİBRİLATÖRÜ OLAN RADYOTERAPİ HASTALARININ TEDAVİ YÖNETİMİ

Fiz. Dr. Serap Çatlı Dinç

Giriş

İmplant edilebilir kalp pili (ICP, implantable cardiac pacemaker), kalp ritmini korumak için tasarlanmış bir cihazdır ve genellikle hastanın göğüs veya karnında cilt alt yerleştirilir (Şekil 1).



Şekil 1: Kalp pilinin şematik gösterimi

Cihaz genellikle göğüsde pektoral kasın üzerine yerleştirilmekle birlikte bazen karın duvarına da yerleştirilebilir. ICP'ler genellikle bradikardi, kardiyak arrest ve konjestif kalp yetmezliği tedavisinde kullanılır. Kalbin doğal aktivitesini izlerlerken, elektriksel pulslar yayarlar. ICD (intrakardiyak defibrilatör)'ler ise gerektiğinde kalbe yüksek voltajlı bir şok vermek için bir kapasitör kullanmaları dışında ICP'lere benzer şekilde çalışırlar. ICP ve ICD'lere, kalbe implante edilebilen elektronik cihazlar (CIED) adı verilir. İmplant edilebilir kalp pili ve kardiyoverter defibrilatörler radyoterapi hastalarının tedavi yönetiminde birtakım zorluklar oluşturabilmektedir. AAPM Görev Grubu 34 (TG-34) 1994 yılında kalp pili olan radyoterapi hastalarının tedavilerinin yönetimi hakkında bir yönerge yayınlamıştır. Bu raporda kalp pilinin herhangi bir kısmına en fazla 2 Gy doz

verilebileceği önerilmektedir. Bu raporda sadece eski kalp pillerinin teknolojisi ve radyasyonla etkileşimleri hakkında bilgilere yer verilmiştir. Yaygın olarak kullanılan implante edilebilir kalp pillerinin yanı sıra, gücünü elektrik enerjisinden alan implante edilebilir kardiyoverter-defibrilatörler de modern tıpta kullanılmaya başlanınca, bu olayın daha da karmaşık hale gelmesine neden olmuştur. Daha sonraki tarihlerde, daha az güç tüketen metal oksit yarıiletken içeren CIED cihazları üretildi. Güç tüketiminden edindikleri avantajın cihazları radyasyona karşı daha duyarlı hale getirdiklerini bilmiyorlardı. Ayrıca cihazlar, aktivite, solunum, sıcaklık ve hasta tedavisini ayarlamak için kullanılan birçok sensör içermektedir. Bu fonksiyonlar, potansiyel olarak farklı ve sıklıkla kafa karıştırıcı klinik sonuçlara yol açan iyonlaştırıcı radyasyon ile farklı etkileşimlere girebilirler. Bu modern cihazların radyoterapi sırasında sahip oldukları fonksiyonların radyasyondan nasıl etkilendikleri hakkında çok sayıda çalışma yapılmıştır. Fakat, yayınlanan protokol ve yapılan birçok araştırmaların olmasına rağmen cihaz üreticilerinin önerileri ve klinik uygulamalar arasında büyük bir tutarsızlık bulunmaktadır. Bu nedenle daha yeni daha açık bir güncel kılavuza ihtiyaç duyulunca, 2019 yılında daha güncel bir kılavuz olan AAPM TG-203 yayınlanmıştır. Bu yazımda, güncel olan kılavuz ve titeratürde bulunan çalışmalar gözönünde tutularak önerilerde bulunulmuştur.

Klinik Uygulamada Meydana Gelebilecek Cihaz

Arızaları

Kümülatif Doz Etkileri

Yüksek kümülatif doz, cihazda kalıcı hasara yol açabilir. Bu radyoterapi hastaları için önemli bir risk haline gelebilir. Hasar meydana getirebilecek eşik doz değerleri, cihazın üreticisine ve modeline bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Radyasyona maruz kalan cihazda geçici ve kalıcı hasarlar görülebilmektedir. Bu hasar, eşik doz miktarına ve cihazın modeline bağlı olarak değişir.

Nötron Kaynaklı Sorunlar

Açığa çıkan nötronlar cihazın belleğinde sorunlara neden olabilmektedir. Yüksek LET'e sahip olan radyasyon, sistemin hafızasındaki kayıtlı değerleri değiştirebilmektedir. Nötron varlığı bekleniyorsa, cihazın modeline özgü öneriler için cihaz üreticisine danışılması önerilir. Bu riskin azaltılabilmesi için kalp pili olan hastalarda proton tedavisinden kaçınılmalı, 10 MV foton enerjisi üzerinde foton enerjisi kullanılmamalı ve nötron üretmeyen demetler olarak bilinen elektron demetleri kullanılması önerilmektedir.

Doz Hızı Etkileri

Doz hızındaki değişikliklere bağlı olarak meydana gelebilecek hasarlar genellikle hafiftir ve temel olarak geçici olup ışınlama sırasında gürültü olarak kendini gösterir. Farklı doz hızlarında yapılmış herhangi bir çalışma yoktur. Bu nedenle, doz hızına bağımlılık oldukça belirsizdir.

Manyetik Alan Etkileri

Güçlü manyetik alanlar aşağıda belirtilen etkilere sebep olabilir:

- Metal olan kısımların ısınması, elektrot yakınındaki dokunun zarar görmesine neden olabilir.

- İstenmeyen stimülasyon
- Cihazın hareket etmesine neden olan mekanik kuvvetleri (tork) indükleyebilir.
- Normal dokuların ve hedef hacimlerin görüntülenmesini zorlaştıran istenmeyen artefaktlar oluşabilir.

Elektromanyetik Girişim (EMI)

Elektromanyetik girişim (EMI)' in cihazlar üzerindeki etkisi ile ilgili literatürde herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Yine de CIED cihazlarının EMI'ye duyarlılığının minimal ve geçici olduğu bildirilmiştir. Modern linakların çevresindeki elektromanyetik gürültü minimumdur.

Alan Dışı Dozlar

AAPM TG-158'de birçok tedavi yöntemi için tedavi alanı dışında oluşan dozlar belirtilmiştir. Konvansiyonel foton tedavisinde, 50-60 Gy tümör dozu için, cihaz alan kenarından 5 cm'den daha uzakta ise, çoğu senaryo için CIED dozu 2 Gy'den az olacaktır. IMRT tedavileri için, cihaz alan kenarından ~ 7 cm uzaklık içinde ise doz 2 Gy'yi aşabilir. Bu mesafe FFF ışınları için VMAT tekniğinde biraz daha küçük olabilir. SRS-SBRT teknikleri içinse aynı şekilde daha küçüktür. Bu nedenle, eğer cihaz alan kenarından 10 cm'e kadar olan uzaklıkta ise, doz ölçülmelidir. Eğer, cihaz 3 ile 10 cm arasındaki uzaklıkta ise veya IMRT tedavisi yapılıyorsa, invivo dozimetre ölçümleri yapılmalıdır. Eğer cihaz 3 cm uzaklık içinde ise TPS hesaplaması doz belirlemek için yeterli olacaktır. Eğer cihaz tedavi alanı kenarından 10 cm ve daha fazla uzaklıkta ise, cyberknife'da olduğu gibi noncoplanar-vertex beamler kullanılmadıkça doz değerlendirilmesi yapılmasına gerek yoktur. Eğer noncoplanar beam'ler kullanılıyorsa, 10 cm'den daha fazla mesafelerde bile doz değerlendirilmesinin yapılması gereklidir. Proton

tedavisinde tipik olarak 2 Gy'den daha az nötron dozuna sahip olacaktır. Nötron doz ölçümleri, dozimetrideki zorluklar ve literatürdeki verilerin değişkenliği nedeniyle önerilmemektedir. Bu hastalar, yüksek risk kategorisinde izlenmelidir.

Hasta Risk Kategorileri

Cihaz üzerinde toplanan kümülatif doz miktarına göre hasta risk grubu şekillendirilmektedir. Eğer cihazın aldığı doz <2 Gy ise, hasta düşük risk grubunda değerlendirilir. Eğer bu doz, 2-5 Gy arasında değişiyorsa, hasta orta risk grubundadır. Cihaz dozu 5 Gy ve üzerinde ise hasta yüksek risk grubunda düşünülmektedir. Eğer ortamda nötron varlığı düşünülüyorsa, aynı şekilde hasta yüksek risk grubunda değerlendirilir ve tedavi yönetimi ona göre ayarlanır:

Düşük Risk Yönetimi

Her fraksiyon sırasında hastanın görsel ve işitsel takibi yapılmalıdır. Hastada ICD bulunması durumunda, kardiyoloji uzmanına yazılı olarak bildirilmeli ve ICD'nin bir miktarı yardımıyla kapatıp kapatılmaması hakkında bilgi alınmalıdır. Bir CIED'in fonksiyonları, ilk fraksiyondan önce ve radyoterapi (RT) tedavisinin tamamlanmasından sonra eğitimli bir uzman tarafından sorgulanmalıdır.

Orta Risk Yönetimi

Her fraksiyon sırasında hastalar görsel ve işitsel olarak izlenmelidir. Harici defibrilatörler, tüm seanslar boyunca el altında bulundurulmalıdır. CIED arızası durumunda hastaya yardımcı olabilmesi için kardiyoloji konusunda uzman bir kişi hasta yanına 10 dakika içerisinde gelebilecek şekilde hazır bulunmalıdır. Bunların mevcut bulunmaması halinde,

hastanın başka bir sağlık kurumuna sevk edilebilmesi sağlanmalıdır.

Yüksek Risk Yönetimi

Orta Risk hasta yönetimi ile aynı şekilde hasta takibi yapılmalıdır. Elektrokardiyografi (EKG) izleme haftalık olarak yapılmalı ve cihaz tedaviden sonraki 24 saat içinde eğitimli bir uzman tarafından kontrol edilmelidir.

CIED Takılı Hastaya Radyoterapi Uygulaması

- Bu hastaları tanımlamak için klinikler, RT alacak tüm hastalara ilk konsültasyonları sırasında implante edilmiş herhangi bir elektronik cihaza sahip olup olmadıklarının sorulmasını sağlamalıdır.
- CIED'li hastaları tedavi etmeden önce RT departmanı, kardiyoloji departmanı ile iş birliği içinde bir tedavi yönetim planı geliştirmelidir. Hasta kardiyoloji servisine konsülte edilmeli, üzerinde taşıdığı CIED'in yapısı, modeli, cihazın aktif lead'ler içerip içermediği, implantasyon tarihi, hastanın cihaz bağımlılığı, cihazın konumu, cihazın amacı, hastaya özgü cihaz ayarları ve cihazın arıza durumunda ne tür bir müdahale yapılması gerektiği hakkında bilgi edinilmelidir. Hatta varsa cihazın kullanım kılavuzuna ulaşılmalı ve kümülatif doz eşik değerleri saptanmalıdır.
- Radyasyon tedavisinin amacı belirlenmelidir. (Küratif/palyatif)
- Bir ICD hastasının RT'ye girmesi planlandığında, ICD anti taşikardi tedavisinin KAPALI duruma getirilmesinin uygun olup olmadığı konusunda kardiyoloji uzmanına danışılmalı ve belgelendirilmelidir. Bu, ağır bir mıknatısla veya

bu işlevi her fraksiyonda KAPALI ve AÇIK olarak programlayabilen uygun şekilde eğitilmiş bir cihaz teknisyeni tarafından gerçekleştirilebilir.

- Simülasyon; kısa süreli bilgisayarlı tomografi (BT) incelemelerinin CIED'li hastalar için güvenli olduğu bulunmuştur. Yine de, dinamik taramalar için BT incelemesi sırasında mümkünse CIED hastalarında cihazı kapatmak uygun olabilir. RT departmanlarında MRI simülasyonu yapılacaksa cihazın MR uyumlu olup olmadığı cihaz üreticisi tarafından öğrenilmelidir.
- Tedavi planlaması yapılırken, CIED'in tedavi alanına uzaklığını artırmak ve korumak amacıyla uygun ışın açılarının, uygun enerjinin ve tedavi tekniğın seçilmesi gereklidir. CIED mümkünse doğrudan radyasyon alanına yerleştirilmemelidir.
- Cihaz birincil alan içindeyse, MLC kullanarak cihaz jeneratörünü bloke etmek için çoklu tedavi ışınları ve / veya yoğunluk modülasyon segmentleri kullanılabilir.
- Nötron üretimini önlemek için 10 MV'den daha düşük (veya buna eşit) x-ışını enerjileri kullanılmalıdır. Yüksek foton enerjilerinden (> 10 MV) kaçınılamazsa, hasta yüksek risk kategorisinde yönetilmelidir.
- Nötron üretimini önlemek için proton veya nötron ışınlarıyla ışınlamadan kaçınılmalıdır. Kullanılırsa, hasta yüksek risk kategorisinde yönetilmelidir.
- Düşük doz hızları tercih edilmelidir.
- Tedavi planlaması biten hastanın tedavisini gerçekleştirmeden önce, cihazda oluşabilecek kümülatif doz miktarı belirlenmeli ve hasta risk yönetimi kategorize edilmelidir.

- Kümülatif doz, mümkünse CIED'ler için <5 Gy seviyesinde tutulmalıdır.
- CIED, radyasyon tedavi alanının kenarından 10 cm'den daha fazla uzaklıkta ise, cihazda oluşabilecek doz 2 Gy'den daha az olacağı tahmin edildiğinden invivo dozimetri yapmaya gerek yoktur.
- CIED, radyasyon tedavi alanı kenarından 3 ila 10 cm arasında ise, cihazın üzerine bir in vivo dozimetre yerleştirilmeli ve ilk tedavi fraksiyonunda dozu ölçmek için bolus (tipik olarak 0,5 cm ve üzeri kalınlıkta) ile kaplanmalıdır. Ölçüm sonucunda, CIED'deki tahmini kümülatif doz hesaplanmalı ve radyasyon onkoloğuna sunulmalıdır. Kümülatif doz 2 Gy'yi aşarsa, tedavi planlama değişiklikleri düşünülebilir veya hasta orta risk kategorisine göre yönetilmelidir. Doz>5 Gy ise, hasta yüksek risk kategorisinde yönetilmelidir.
- CIED'in en yakın kenarı radyasyon tedavi alanının kenarından 3 cm'den daha yakında bulunuyorsa, CIED'deki maksimum dozu tahmin etmek için tedavi planlama sistemi kullanılabilir. Kümülatif doz 2 Gy'yi aşarsa, tedavi planlama değişiklikleri düşünülebilir veya hasta orta risk kategorisine göre yönetilmelidir. Doz>5 Gy ise, hasta yüksek risk kategorisinde yönetilmelidir.
- Mümkün olduğu kadar, cihazın jeneratörü, cihazın alabileceği maksimum dozu düşürmek için tedavi alan kenarından (görüntüleme alanları dahil) en az 5 cm uzakta tutulmalıdır.
- Saçılan radyasyonu (çoğunlukla kafa saçılımı) azaltmak için cihazın üzerine kurşun koruyucu yerleştirilmesi literatürde bildirilmiştir. Cihaz üzerine yerleştirilen kurşun iç saçılmaları

engellemez, sadece cihazı hızlandırıcı kafasından gelenlerden korur. Kurşun koruma, hızlandırıcı kafasından çıkan elektronla ilişkili yüzeysel dozu azaltır.

- Hesaplamanın veya ölçümün doğruluğunun sadece hastanın hangi risk kategorisine düşeceğini belirlemek için yeterli olması gerektiğini bilmek önemlidir. Bilinmiyorsa, konservatif tahminler kullanılmalı ve hasta bu durum için geçerli olabilecek en yüksek risk kategorisinde sınıflandırılmalıdır.
- Mümkünse CIED'in doz ve doz hızı toleransını belirlerken üreticiye danışılmalıdır. AAPM raporundaki önerilen doz eşikleri, özellikle üretici eşikleri mantıksız veya mevcut değilse gerçekçi yönetim seçenekleri sağlamayı amaçlamaktadır. Üretici 0 Gy sınırını belirtiyorsa, bu rapordaki yönergeleri kullanmanızı öneririz. Üretici 2 Gy üzerinde bir doz toleransı belirtiyorsa, üretici toleransı kullanılabilir. Üretici, kalp hastalarının radyasyonu ve tedavisi hakkında mevcut her türlü bilgiyi sağlamalıdır.

CIED'li RT hastalarının yönetimi önemlidir. Güvenli tıbbi uygulama, hastalara yönelik riskin mümkün olduğunca azaltılmasını gerektirir. Bu, CIED arızaları ile ilişkili riskin en aza indirilmesini içerir. Bu amaçla AAPM grubu CIED'lerin potansiyel hasarını azaltmaya özel bir vurgu yaparak simülasyondan ışınlama sonrası takibe kadar hastaların yönetimi için öneriler geliştirmiştir.

Biz Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi kliniği olarak bu tarz CIED'li hastalar kliniğimize başvurduğunda, tedavi planlama yapılırken cihazın en az doz alabilmesi için gereken öneriler doğrultusunda plan yapılmaktadır. Mutlaka

cihazın kullanım kılavuzuna ulaşarak, cihazın tolere edebileceği kümülatif doz miktarına bakılmaktadır. Çünkü günümüzde geliştirilen CIED cihazlarının farklı eşik dozlara sahip olduğu bilinmektedir. Tedavi planı yapılan hastanın ilk tedavi fraksiyonunda cihaz üzerine dozimetre yerleştirilerek mutlaka doz ölçümü yapılmaktadır. Ölçümlerde OSLD ya da MOSFET kullanılmaktadır ve bu ölçüm haftada bir kere tekrarlanmaktadır. Ayrıca, daha önce oluşturduğum aşağıda belirtilen form doldurulup hastanın dosyasına konulmaktadır. Bu formun bu tarz hastalarda kullanılmasının size de katkıda bulunacağı düşüncesindeyim (Form 1).

Hasta Adı ve Soyadı:

Tarihi:

- Hasta Bilgisi:**
 - Hastada CIED var mı?
 - Kardioloji polikliniğe hasta danışıldı mı?
 - Miknatsın gerekli olup olmadığını kardiolog ile belirleyin.
 - Mümkünse cihazın kullanma kılavuzunu isteyin.
- Simülasyon:**
 - Hastanın cihaza bağlılığı değerlendirildi mi?
 - Doz eşiği önerileri için cihazın kullanma kılavuzuna bakın.
- Tedavi Planlama:**
 - ≤ 10 MV fotonların kullanıldığını kontrol edin.
 - Tedavi tekniğini cihaz az doz alacak şekilde seçin.
 - Düşük doz hızı kullanın.
 - Cihazdaki kümülatif dozu belirleyin.
 - Cihaz tedavi alanı kenarından 10 cm'den daha fazla uzakta mı bulunuyor? Evet ise herhangi bir şey yapmaya gerek yoktur.
 - CIED'in en yakın kenarı radyasyon tedavi alanının kenarından 3 cm'den daha yakında bulunuyorsa, tedavi planlama sisteminin doz hesabı için kullanın.
- Tedavinin ilk fraksiyonunda ölçüm**
 - CIED radyasyon tedavi alanının kenarından 3 ila 10 cm uzaklıkta bulunuyorsa, cihazın üzerine bir in vivo dozimetre yerleştir ve ilk tedavi fraksiyonunda dozu ölç.
 - Dozimetrinin üzerine 0.5 cm bolus yerleştirerek ölç.
 - Dozimetreyi okuyarak cihazın aldığı dozu hesapla.
- Dozu değerlendir ve hasta risk grubunu belirle.**

<2 Gy (Düşük Risk Grubu)

- Her fraksiyon sırasında hastanın görsel ve işitsel takibi yapılmalıdır. Hastada ICD bulunması durumunda, kardioloji uzmanına yazılı olarak bildirilmeli ve ICD 'yi bir miktar yardımıyla kapatıp kapatılmaması hakkında yardım alınmalıdır. Bir CIED'in fonksiyonları, ilk fraksiyondan önce ve RT tedavisinin tamamlanmasından sonra eğitimli bir uzman tarafından sorgulanmalıdır.

2-5 Gy (Orta Risk Grubu)

- Her fraksiyon sırasında hastalar görsel ve işitsel olarak izlenmelidir. Harici defibrilatörler tüm seanslar boyunca el altında olmalıdır. CIED anızası durumunda hastaya yardımcı olması için kardioloji konusunda uzman bir kişi 10 dakika içinde hazır bulunmalıdır. Bunların mevcut bulunmaması halinde, hastanın başka bir sağlık kurumuna sevk edilmesi gerekir.

>5 Gy veya nötron (Yüksek Risk Grubu)

- Orta Risk hasta yönetimi ile aynı şekilde hasta takibi yapılmalıdır. EKG izleme haftalık olarak yapılmalıdır ve cihaz tedaviden sonraki 24 saat içinde eğitimli bir uzman tarafından kontrol edilmelidir.

Hasta yönetimi risk kategorilerine bağlı olarak, tedavi sırasında ve sonrasında aşağıdakilere de dikkat edilmelidir:

- RT sırasında CIED anızası tespit edilirse, uygun adımların atılması gerekir. Radyasyon onkoloğu, kardiolog ve sorumlu medikal fizikçi tedavi gören hastaya bildirmelidir. Mümkünse, arıza çözümleridir (örneğin, cihazın eğitimli bir profesyonel tarafından yeniden programlanması). Anızanın ciddiyetine bağlı olarak, hastanın cihaz bağlılığı ve kalan tedavi fraksiyonlarının sayısı göz önüne alındığında, tedavinin nasıl devam etmesi gerektiğine ve ekstra izlemenin gerekli olup olmadığına karar verilmelidir.
- RT tamamlanmasında Orta ve Yüksek Riskli kategoriler için, cihazın yeniden programlanması veya değiştirilmesi gerek gerektirmediğini belirlemek için eğitimli bir kardioloji uzmanı tarafından değerlendirilmelidir. Cihaz anzası, fonksiyonel değişiklikler ve EMI'ye karşı artan duyarlılık gibi olası geç radyasyona bağlı etkileri değerlendirmek için hasta son RT fraksiyonundan 1 ve 6 ay sonrası kadar izlenmeye devam edilmelidir.

Form 1: Kalp Pili Olan Radyoterapi Hastalarının Kontrol Listesi

COVID-19'suz günlerde buluşmak dileğiyle....

Kaynaklar

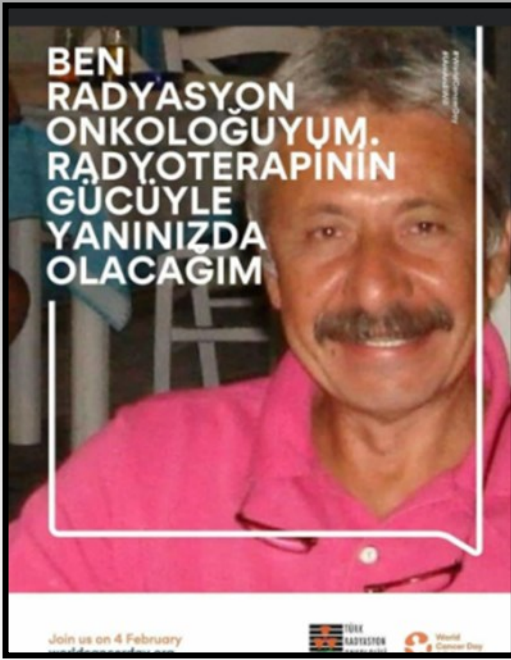
- Marbach JR, Sontag MR, Van Dyk J, Wolbarst AB. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM Task Group No. 34. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys. 1994;21:85–90.
- Last A. Radiotherapy in patients with cardiac. Br J Radiol. 1998;71: 4–10.
- Niehaus M, Tebbenjohanns J. Electromagnetic interference in patients with implanted pacemakers or cardioverter-defibrillators. Heart. 2001;86:246–248.
- Solan A, Solan M, Bednarz G, Goodkin M. Treatment of patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators during radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2004;59:897–904.
- Yamaji S, Imai S, Saito F, Yagi H, Kushiro T, Uchiyama T. Does highpowercomputed tomography scanning equipment affect the operation of pacemakers?. Circ J. 2006;70:190–197.
- Kry SF, Bednarz B, Howell RM, et al. AAPM TG 158: measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy. Med Phys. 2017;44:e391–e429.
- Miften M, Mihailidis D, Kry SF, Reft C et al. Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: A Report of the AAPM TG-203. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys. 2019;46 (12).



Fiz. Dr. Serap ÇATLI DİNÇ

1981 yılında Ankara'da doğdu. 2003 yılında Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2006 yılında yüksek lisans eğitimini ve 2012 yılında da doktora eğitimini tamamladı. 2005 yılında öğretim görevlisi olarak Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda mesleki kariyerine başladı. Halen Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Şef Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaya devam etmekte ve akademik faaliyetlerini eş zamanlı yürütmektedir.

PROF. DR. EMİN DARENDELİLER'İN ARDINDAN....



Prof. Dr. Hatice Bilge Becerir

1 986 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine ve 1987 yılında da araştırma görevlisi kadrosu ile medikal fizikçi olarak göreve başladım. İşe başladıktan sonra hep Emin ismini duydum. Nerdeyse her gün adı geçiyor çok çalışkan olduğu hocaları tarafından çok sevildiği, o yıllarda oğlu olmayan Nijad hocanın kendisini oğlu gibi sevdiği söylenirdi. Kendisini görememiştim çünkü kendisi benim başladığım tarihte askerlik görevini yapmaktaydı dolayısı ile merak ediyordum, bu kadar adı geçen birisi nasıl biriydi? Bir gün planlamaya beyaz bahriye subayı üniformalı birisi girdi ve planlamadaki arkadaşlar hoş geldin Eminnn diye heyecanla ayağa kalktılar ve ben o gün Emin Bey ile tanışmış oldum. Askerde iken izine gelmiş hocalarını ve iş arkadaşlarını ziyaret etmişti. O günden başlayan iş arkadaşlığımız 33 yıl boyunca devam etti.

Emin Bey'in ülkemizde onkolojiye kattıkları çok aşikâr ve tartışılmazdır ama ben bunlardan bahsetmek istemiyorum. Emin Bey'in çok daha üstün özellikleri vardı, bunları anlatmak istiyorum. Emin Bey ile doz planlama ünitesinde genç arkadaşlar ile sohbet ediyorduk, sohbetin konusu teknoloji idi. Emin Bey bize bilgisayar ve telefon arkasında ısırılmış elma sembolünün ne anlama geldiğini sordu. Kimseden cevap gelmedi. Emin Bey bize ısırılmış elmanın hikayesini anlattı. Alan Mathison Turing adında 1912 yılında doğmuş İngiliz matematikçi ve bilgisayar bilimci, bilgisayarın mucidi 1954 yılında 41 yaşında potasyum siyanür zehirlenmesiyle hayatını kaybetmiş. Polis yaptığı araştırmada yanı başında bir ısırılmış elma bulmuş ve zehri bu elma vasıtasıyla alarak intihar ettiğini düşünmüştür. Alan Turing'in ardından kalan elma bilgisayar dünyasında önemli yeri olan firmanın sembolü olarak kullanılmıştır dedi. Halen adına bilgisayarın Nobel'i sayılan Turing ödülü akademik dünyanın önemli bir parçasıdır.



Prof. Dr. Hatice Bilge Becerir

Benim anlatmak istediğim ne kadar kültürlü olduğu da değil. Hepimizin etrafında çok şey bilen bu bildiğini kafamıza vura vura gösteren insanlar vardır mutlaka. Benim anlatmak istediğim etrafına güzel şeyler aktarırken karşısındaki insanların bilmediklerinden dolayı kötü hissettirmeden büyük bir zarafetle yapmasıydı. Nasıl başarıyordu bilmiyorum ama bildiğim tek şey başarabilmeyi çok istediğimdir.



Resim: İÜ Onkoloji Enstitüsü Tedavi Planlama Ünitesi. Soldan sağa İsmail Özbay, Kerime Kayacan, Ümmühan Nurhat, Işık Aslay, Barkın Sakallıoğlu ,Hediye Acun, Özlem Doruk, Serap Kurt, Aydın Çakır, Sezgi Turan, Hatice Bilge Becerir, Emin Darendeliler, Gönül Kemikler. (Şimdi iki eksikiz.)

Emin Bey'i en iyi anlatan cümle nedir diye sorarsınız eğer, size; "Asalet ve zarafetin sembolüydü" derim.

Başta sevgili kızı Zeynep ve eşi Feyza Darendeliler olmak üzere hepimizin başı sağ olsun. Nurlar içinde uyu Emin Hocam. Senin o muzip gülümsemeni hiç unutmayacağız.

Sevgili İsmail abim seni de çok özledik, yokluğuna hala alışamadık...

MEDİKAL FİZİKTE KULLANILAN MONTE CARLO SİMÜLASYONUNUN MATEMATİKSEL TEMELİ

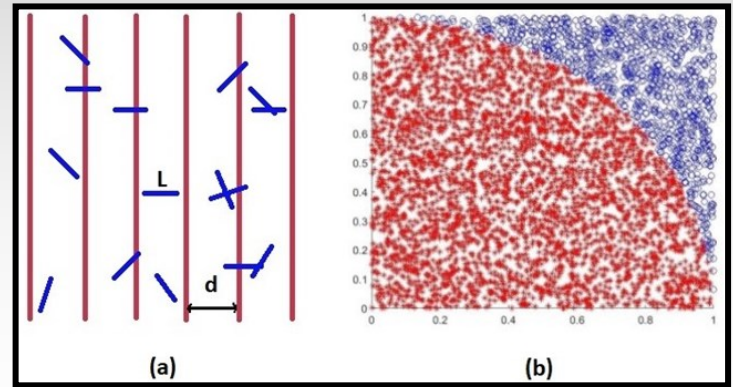
Med. Fiz. Uzm. Gizem Bakıcıerler Aybars

Yrd. Doç. Dr. Kadir Akgüngör

Monte Carlo yöntemi ilk kez II. Dünya Savaşı sırasında (1942-1943) atom bombasının geliştirilmesi ile ilgili problemlerde uygulanmak üzere Los Alamos Bilimsel Laboratuvarı'nda John Von Neumann ve Stan Ulam tarafından gizlice oluşturulmuştur. Yönteme "Monte Carlo" ismi Nick Metropolis tarafından verilmiştir. Yöntem, Metropolis ve Ulam tarafından 1949 yılında "diferansiyel denklemlerin veya doğa bilimlerinin çeşitli dallarında kullanılan integro-diferansiyel denklemlerin incelenmesinde istatistiksel bir yaklaşım" olarak tanımlanmıştır. Zaman içerisinde bu sınırların dışına çıkmış ve daha geniş kullanım alanlarına yayılmıştır [1]. Bilimsel yöntem, doğayı açıklamak için gözlem (ölçüm) ve hipotez (teori) aşamalarından yararlanmaktadır. Monte Carlo ise karmaşık problemleri matematiksel bir denklem veya denklem sistemi olarak ele alıp, hesaplama ve simülasyon tekniği ile kolaylaştırarak bu iki aşama arasındaki ilişkiyi sağlamaktadır [2].

Monte Carlo yönteminin temeli 1777 yılında Buffon [3] tarafından "pi" sayısının hesaplanması için tasarlanan istatistiksel bir deney yöntemine dayanmaktadır. Bu deney yönteminde; L uzunluğundaki bir iğne, düzlemsel bir yüzeyde birbirlerinden d mesafesi ile ayrılan sonsuz uzunluk ve sayıda olduğu varsayılan paralel çizgiler üzerine rastgele atılmaktadır (Şekil 1(a)). İğnenin paralel bir çizgi ile kesişme olasılığı (p) deneysel olarak hesaplanmaktadır ($d > L$, $p = 2L/\pi d$) [1]. Bir başka yöntem olarak $x^2 + y^2 = 1$ fonksiyonu

kullanılabilmektedir. $[0,1]$ aralığındaki fonksiyonun grafiği birim yarıçaplı çeyrek daireyi oluşturmaktadır (Şekil 1(b)). Ayrıca belirli bir aralıkta üretilen rastgele noktalar ile sürekli bir dağılım fonksiyonun ortalama değeri veya düzlemsel bölgeye düşme olasılıkları hesaplanarak alan bulunabilmektedir.



Şekil 1: "Pi" sayısının hesaplanması (a) Buffon iğne deneyinde paralel çizgilere temas eden ve etmeyen iğneler. (b) 0 ile 1 arasında rastgele üretilen birim yarıçaplı çeyrek dairenin içindeki (kırmızı) ve dışındaki (mavi) noktalar.

Monte Carlo, rastgele sayı atama ve bu yol ile ölçülebilir fiziksel büyüklüklerin istatistiksel olarak hesaplanması yöntemidir. Bu, yöntemin sadece rastgele olaylar veya işlemler içeren problemler için uygulanabileceği anlamına gelmemektedir. Klasik istatistiksel yöntemlerin aksine, örnekler gözlemlerden toplanmak yerine bilgisayar algoritması kullanılarak üretilmektedir. Burada meydana gelen istatistiksel belirsizlikler dağılımının genişliği tarafından belirlemekte ve artan örneklem büyüklüğü ile azalmaktadır [1].

Monte Carlo yöntemi çok değişkenli sistemler için oldukça başarılı bir yöntemdir. Bu nedenle medikal

fiziğin araştırma ve uygulama alanlarında kolaylıkla uygulanabilmektedir. İyon odası performans parametrelerinden, radyoterapi tedavi planlaması için hasta doz dağılımlarının hesaplanmasına, görüntüleme cihazlarından hasta ve personel dozlarının belirlenmesine kadar geniş bir yelpazeyi kapsamaktadır. Problemlerin çözümünde yüksek hassasiyet ile yapılabilen hesaplamalar sayesinde kullanımı son yıllarda büyük oranda artış göstermektedir [1].

Radyoterapi için tedavi planlaması, modern tıp fiziğinde karşılaşılan hesaplama problemlerinin karmaşıklığına iyi bir örnektir. Tedavi hedeflerine uygun en iyi doz dağılımını oluşturmak için her bir ışının yoğunluğu, optimize edilmiş uzaysal ve zamansal varyasyon modeline sahiptir. Optimum üç boyutlu doz dağılımı çoklu iterasyonlar gerektirmekte ve her iterasyon için doz dağılımı yeniden hesaplanmaktadır [1]. Bu nedenle yöntem uzun hesaplama süreleri gerektirmektedir. Tedavi planlama sistemleri zaman ve yeterlilik dengesini sağlayabilmek için tüm hesaplamaları Monte Carlo algoritmasını kullanarak yapmamaktadır. Yöntem hesaplama süresi dışında kavramsal olarak tekniği öğrenmekten yazılıma, sayısal sonuçların yorumlanmasına kadar süreci basitleştirmektedir [1]. Bu değerlendirmeler doğrultusunda yöntemin medikal fizikteki avantajları, karmaşık geometrilerde ve elektromanyetik basamakların tanımlanmasında elektron taşıma yöntemlerinin geliştirilmesi ile artmaktadır [2].

Medikal fiziğin tüm alanlarında çözülmesi gereken temel taşınım (transport) denklemi üç boyutlu Boltzmann denklemi olarak adlandırılır ve aşağıdaki gibi ifade edilebilir:

$$-\oint \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E)(\vec{\Omega}, \vec{n}) dA + \oint S(\vec{r}, \vec{\Omega}, E) dV = \oint \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E)(\vec{\Omega}, \vec{n}) dA. \quad (1)$$

Burada Φ , E enerjili parçacıkların yüzeyden geçen parçacık akısı, S kaynak fonksiyonu (etkileşimler sonucu ortaya çıkan yeni parçacıklar, enerjisi değişen ve yok olan parçacıklar vb.), $\vec{\Omega}$ ise $\vec{r}$ konumundaki katı açıdır. Boltzmann denklemi birim yüzeye giren ve oluşan tüm parçacıkların sayısını, çıkan parçacıkların sayısına denkleştirir [1]. Bu karmaşık integro-diferansiyel denklem sadece son derece özel durumlar için çözülebilir. Bu nedenle problemin çözümünde çok sayıda parçacığın rastgele etkileşme olasılıklarını içeren zar atma metodu gibi farklı yöntemler geliştirmek gereklidir.

Simülasyon; rastgele içerikli olay, sistem ve süreçlerin bilgisayar ortamında oluşturulan model üzerinde deneyinin yapılmasıdır. Simülasyon için bir ortama, parçacık kaynağına ve çalışılan enerji aralığında meydana gelebilecek fiziksel etkileşimlerin detaylı bilgisini içeren fizik paketlerine ihtiyaç vardır. Böylece parçacığın ortam içinde birim uzunlukta çarpışmadan gidebileceği mesafeyi kullanarak farklı parametrelere bağlı çok sayıdaki etkileşimi hesaplamak için çözüm geliştirilebilir.

Radyoterapi enerji aralığında fotonların, elektronların, pozitronların, nötronların, protonların veya ağır iyonların taşınmasını simüle etmek oldukça karmaşıktır. E enerjili bir fotonunun homojen bir ortamın yüzeyine çarptığını varsayalım. Fotonun etkileşime girmeden gidebileceği yol uzunluğu s ise ortam ile etkileşime girme olasılığı $p(s)$ atenüasyon yasasına göre; $\mu e^{-\mu x}$ ile üstel olarak azalır.

μ parametresi, E enerjili fotonlar için ortamın lineer atenüasyon katsayısıdır. Ortam yüzeyi sınırsız

olduğunda, dağılım fonksiyonundan etkileşime kadar olan ortalama serbest yol uzunluğu $\langle s \rangle$

$$\langle s \rangle = \frac{1}{\mu} \quad (2)$$

olarak hesaplanabilir. Atenüasyon yasasına göre; iki etkileşme arasındaki mesafe (λ), ortalama serbest yol uzunluğu cinsinden aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$\lambda = \mu s \quad (3)$$

Böylece $d\lambda$ mesafesindeki etkileşme olasılığı;

$$p(\lambda)d\lambda = e^{-\lambda} d\lambda \quad (4)$$

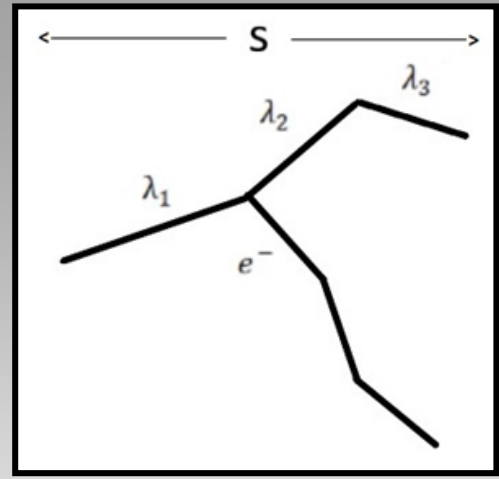
olacaktır. Bu gösterimin avantajı, homojen ortamdaki ortalama serbest yol uzunluğu cinsinden yazıldığı gibi heterojen geometriler için de toplam olarak yazılabilmektedir.

$$\lambda = \sum_{\text{başlangıç}}^P \mu_i s_i \quad (5)$$

λ 'yı hesaplamak için; foton P etkileşim noktasına kadar farklı materyaller içeren farklı i bölgeleri aracılığı ile yüzeydeki başlangıç konumundan düz bir çizgi üzerinde izlenmelidir. Lineer atenüasyon katsayısı (μ_i) ile her i bölgesinde karşılık gelen çarpışmalar arasındaki mesafe (s_i) belirlenmelidir. İkincil parçacıkların meydana geldiği her bir yolu temsil eden izleme (trace) algoritmaları, ana parçacıktan son noktaya kadar parçacığın izlediği bütün yolu (track) oluşturduğundan radyoterapide Monte Carlo simülasyonlarının önemli bir parçasıdır (Şekil 2).

Atenüasyon yasası, $P(\lambda)$ olasılık ağırlık dağılım fonksiyonunu sağlar. Kümülatif dağılım fonksiyonu aşağıdaki gibi verilebilir ve 0 ile arasındaki çarpışma olasılıklarının toplamı 1 olmalıdır .

$$P(\lambda) = \int_0^\lambda d\lambda' p(\lambda') = \int_0^\lambda d\lambda' e^{-\lambda'} = 1 - e^{-\lambda}, P(0) = 0, P(\infty) = 1 \quad (6)$$



Şekil 2: Parçacığın izlediği yol (track)

Bu fonksiyon $[0, \infty]$ aralığında artmaktadır. Artık dönüşüm yöntemini ve $(0,1)$ aralığında homojen dağılımlı rastgele bir sayı olarak ε_1 'i kullanarak, ilk etkileşim bölgesine olan mesafeyi (λ_1) örnekleyebiliriz:

$$\varepsilon_1 = 1 - e^{-\lambda_1} \rightarrow \lambda_1 = -\ln(1 - \varepsilon_1). \quad (7)$$

$(0,1)$ aralık sınırları, 1 sayısının rastgele sayılar dizisine dahil edilmemesi gerektiği anlamına gelir. Eğer dahil edilirse, Denklem 7'deki logaritma tanımsız olur.

Foton, simülasyonun geometrisi göz önünde bulundurularak, ilk etkileşim noktasına (λ_1) kadar yani; ortalama serbest yol uzunluğu boyunca izlenir. Daha sonra, etkileşimin türü örneklenmelidir. Radyoterapi enerji aralığında fotoelektrik absorpsiyon, Raleigh saçılması, Compton saçılması ve çift oluşum gibi etkileşimler gerçekleşir. Bunlar, etkileşim bölgesindeki materyal parametrelerine karşılık gelen lineer atenüasyon etkileşim katsayıları ile temsil edilir.

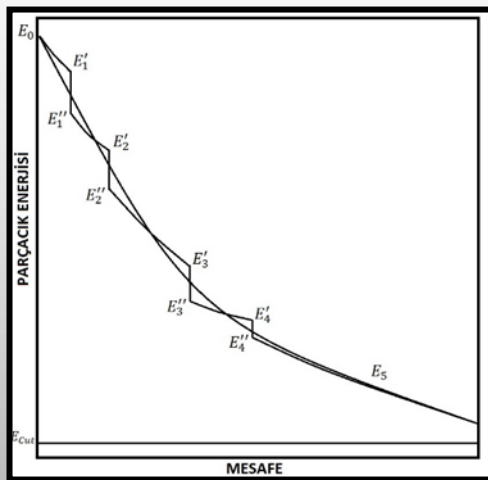
$$\mu \equiv \mu_{\text{toplaml}} = \mu_{\text{Fotoelektrik}} + \mu_{\text{Raleigh}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{Çift oluşum}} + \dots \quad (8)$$

Etkileşim türü, $[0,1]$ aralığında ikinci bir homojen rastgele sayı olarak ε_2 kullanılarak ve hangi alt aralığın olduğu kontrol edilerek örneklenir.

Bilinen etkileşim türü ile tüm ikincil parçacıkların enerji ve saçılma açıları, diferansiyel tesir kesitleri tarafından

elde edilen olasılık dağılımları kullanılarak örneklenir. Burada kinematik koruma yasaları da dikkate alınmalıdır. Yöntem olarak tıpkı "pi" sayısının hesaplanmasında (Şekil 1(b)) olduğu gibi rastgeleliliğin kullanıldığı "Reddetme (rejection) tekniği" tercih edilebilir. Bu teknik elde edilen sayının istenilen aralığa düşüp düşmediğine bağlı olarak sayının kabul veya reddedilmesidir.

Elektronlar ve pozitronlar da benzer şekilde simüle edilebilir. Tüm parçacık geçmişi (Şekil 2), tüm ikincil parçacıklar ve onun parçacıkları da dâhil olmak üzere simüle edilir. Bir parçacığın taşınma simülasyonu ilgilenilen geometriden ayrılırsa veya enerjisi önceden tanımlanmış olan minimum bir enerjinin altına düşerse yok olur. Bu yok etme parametreleri (set-cut) fotonlar ve yüklü parçacıklar için E_{cut} olarak gösterilir. Parçacığın bilinen geçmişine (history) bakılarak her bir etkileşim noktasındaki enerji farklılıkları toplanır (Şekil 3). Örneğin, doz hesaplanırsa bölgedeki her bir vokselle başına soğurulan enerji değerleri toplanacaktır. Simüle edilmiş parçacık geçmişi sayısı istatistiksel doğruluğu ve dolayısıyla hesaplama süresini belirler.



Şekil 3: Parçacığın izlediği yolu (track) tanımlayan enerji-mesafe diyagramı. Tüm ikincil elektronlar simülasyonun yok etme enerjisine (E_{cut}) kadar takip edilir. E_0 'dan başlayarak sürekli azalan eğri elektronların enerji kayıplarına karşılık gelir.

Radyoterapide kullanılan Monte Carlo algoritmalarında yüklü parçacıkların taşınmasında 1963 yılında Berger tarafından oluşturulan yoğunlaştırılmış parçacık geçmişi (Condensed History (CH)) tekniği kullanılır. CH taşınımında her adımda kat edilen maksimum mesafeyi ve toplam adım sayısını sınırlamak yararlıdır. Çünkü hesaplama süresi, adım sayısı ile orantılı olacaktır. Bu başka bir rastgele kullanıcı parametresi olan maksimum adım büyüklüğü veya malzemenin kütle yoğunluğuna bağlı parametreler ile gerçekleştirilebilir. Monte Carlo algoritmasında, maksimum adım boyutu, yüzde maksimum enerji kaybına göre belirlenir. Böylece maksimum uzaysal adım boyutu malzemenin durdurma gücüne ve kütle yoğunluğuna bağlı olacaktır. Elektronlar için ortalama serbest yol (s) ile çarpışmalar arasındaki mesafe (adım uzunluğu (λ)) arasındaki ilişki $\lambda = -s \ln(1-\varepsilon)$ ile tanımlanabilir [4].

Bütün bu karmaşık işlemlerin matematiksel yapısını çözebilen çok sayıda Monte Carlo tabanlı simülasyon programı açık kaynak kodlu olarak bulunmaktadır. Generation of Events AND Tracks (GEANT4), Monte Carlo N-Particle (MCNP), Electron-Gamma Shower (EGS), FLUKA, PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons (PENELOPE) bunlardan bazılarıdır. Genellikle bu programların uzaysal-enerji dağılımını sağlayan parçacık üretimi, fizik paketleri, set-cut gibi parametrelerin seçimi ve istenilen fiziksel büyüklükleri kaydetmeye yarayan depolama (scoring) kuralları vardır. Bu paket programların kullanılması her ne kadar parametre girişleri ile sınırlı gibi görünse de kullanılan Monte Carlo algoritmasının daha iyi biliniyor olması daha sağlıklı simülasyon sonuçları üretir.

Kaynaklar

1. Vassiliev O.N. Monte Carlo Methods for Radiation Transport Fundamentals and Advanced Topics. Springer Nature, Switzerland, 2017; 1-104.
2. Seco J, Verhaegen F. Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy. CRC press, Newyork, 2016; 3-28.
3. https://en.wikipedia.org/wiki/Buffon%27s_needle_problem
4. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Physics in Medicine & Biology, 1991; 36: 861-920.



Med. Fiz. Uzm. Gizem Bakicierler Aybars

1987 yılında İzmir’de doğdu. 2010 yılında Ege Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü’nden mezun oldu. 2013 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık

Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2018 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı doktora programında başladı ve halen eğitimini sürdürmektedir. 2014 yılında Celal Bayar Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi kliniğinin kurulumundan itibaren Medikal Fizikçi olarak görev yapmaktadır.

İletişim

gizem.bakicierler@cbu.edu.tr

kadir.akgungor@deu.edu.tr

MONACO TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ

Med. Fiz. Uzm. İsmail Faruk Durmuş

Monaco tedavi planlama sistemi (TPS), radyasyon onkolojisi kliniklerinde konturlama, füzyon, planlama ve doz hesaplama için çözüm üreten, klinik ihtiyaca göre kullanıcıya birçok opsiyon sunan bir programdır. Gelişen teknolojiye paralel olarak Radyoterapi de hızla ilerlemekte ve bu sayede farklı cihazlar ve tedavi yöntemleri geliştirilmektedir. Böylece daha yüksek dozlar, daha kısa fraksiyonasyon şemaları ve çok daha küçük emniyet marjları ile tedaviler uygulanmaktadır. Tedavilerin bu kadar hassas ve kritik seviyede olması, planlama sistemlerinin önemini iyice arttırmaktadır. TPS konturlama, elektron yoğunluğu belirleme, lineer hızlandırıcı entegrasyonu, fiziksel-biyolojik optimizasyon ve hesaplama algoritmaları ile çok daha doğru ve hassas olması gerekmektedir.

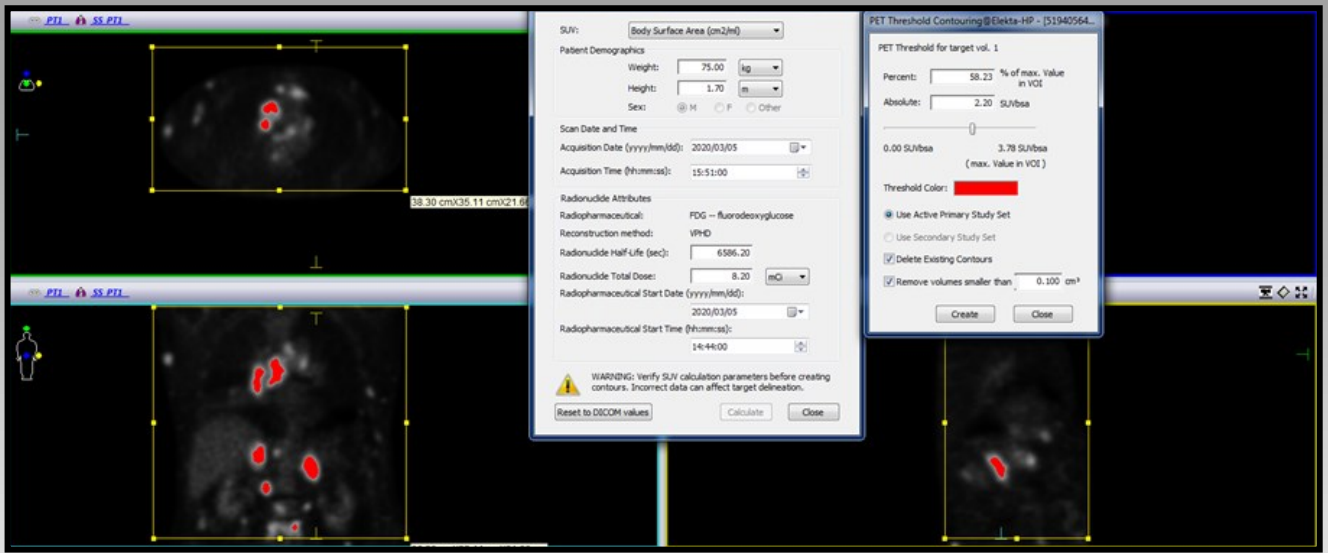
Monaco TPS altın standart kabul edilen Monte Carlo (MC) doz hesaplama algoritması ile hastaya uygulanmak istenen dozun doğru hesaplanması veya simülasyonunu sorunsuz bir şekilde yapabilmektedir. Ayrıca 3-boyutlu (3B) konformal, step and shoot/sliding window Radyoterapi (SS/SW-IMRT), volumetrik ark terapi (VMAT) ve dinamik konformal ark (DCAT) tedavi teknikleri ile plan yapılabilmektedir. Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator: MLC) tabanlı stereotaktik tedaviler ve manyetik rezonans (MR) tabanlı tedavi planlama imkânı da sunmaktadır. (1,2,3)

Konturlama

Monaco konturlama araçları kullanıcı kolaylığına göre sıralanmıştır. Structure düzenleme araçları konturların

kolayca ve hızlıca elde edilmesini, düzenlenmesi ve silinmesini sağlar. Anatomik gruplar ile kullanıcıya özgü renkler, 2B/3B saydamlık, tanımlanabilir. Monaco TPS ile otomatik kontur opsiyonları; Otomatik eşik Hounsfield Unit (HU) değeri belirlenerek akciğer, cilt gibi kontrast farkı yüksek olan yapıları kolayca ve hızlıca çizmemize imkân tanır. Karaciğer ve böbrek gibi homojen yoğunluğa sahip organları segmentasyon özelliği ile yine otomatik olarak çizilebilmektedir. EZ sketch özelliği ile herhangi bir organın üç ekseninde sınırlarını bir veya birkaç kesitte belirlediğinizde en olası organı otomatik olarak oluşturmaktadır. EZ clean özelliği ile kullanıcının belirlediği boyuttan küçük olan istenmeyen konturlar temizlenir. Üç boyutlu marjlar dışarıya ve içeriye doğru tüm eksenlerde ayrı ayrı verilebilir. Herhangi iki konturu toplama, çıkarma ve keşişim alanını bulma çok kolay bir şekilde yapılabilir. Ayrıca marjlar random ve sistematik hataları içeren hesaplama ile tedavi bölgesi bazlı değişken olarak verilebilir. Kontur çizme de kalem kullanılacağı gibi yoğunluk ile şekil alan dairesel fırçayla silme ve çizme yapılabilmektedir. Herhangi bir doku veya organın sınırlarını belirleyip çizilecek yeni konturun bunun sınırından veya o organ için belirlenen marj verilerek te çizilebilir. Dört boyutlu solunum görüntü setleri, her faz için açılmakta ve ayrı ayrı kontur yapılabilmektedir. Kullanıcı seçimine bağlı maksimum, minimum veya ortalama yoğunluk projeksiyonlarına göre veri setlerinin seçilmesi ve konturlanması yapılabilmektedir.

Monaco TPS CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging), PET (Positron



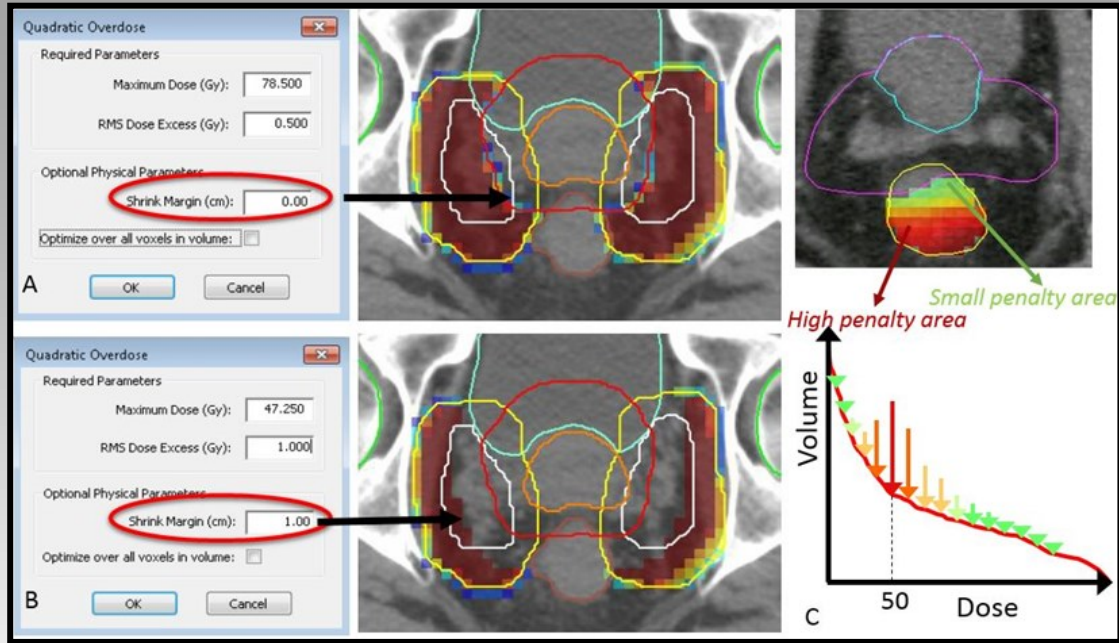
Şekil 1: PET Füzyon ve konturlama

Emission Tomography) ve PET/CT taramalarını için otomatik ve manuel rigid füzyon yapılabilir. Farklı renklendirme yapılarak füzyonların daha ayırt edici olarak incelenmesini sağlamaktadır. PET konturlama araçları, PET görüntülerinde uptake (aktivite) bağlı otomatik konturlama seçeneği sunar. Standart yüzde eşik değeri kullanılacağı gibi farklı üç teknik kullanılarak da hesaplanabilir. Bu teknikler vücut ağırlığı (body weight), vücut yüzey alanı (body surface area) ve yağsız vücut kitlesi (lean body mass) ile seçilen mutlak standart uptake değerlerine dayanan konturlar elde edilebilmektedir (Şekil 1).

Optimizasyon ve Tedavi planlama

Planlama sürecine kayıtlı şablonlar veya kullanıcıya özel hazırlanıp kaydedilen şablonlar sayesinde hızlıca başlanabilmektedir. Şablonlarda ışın geometrisi, reçete doz, hedef ve kritik organ optimizasyon parametreleri, izodoz dağılımları istenildiği değerlerde kaydedilebilmektedir. Çok kriterli optimizasyon (multicriteria optimization: MCO) sayesinde hedef ve organ doz kısıtlamalarında daha hassas çözümler elde edilmektedir. Ayrıca optimizasyon esnasında anlık müdahale ile kısa sürede kaliteli planlar elde

edilmektedir. Monaco'da tersten planlama için iki optimizasyon modu vardır; constrained ve pareto. Constrained modunda kritik organ sınırlamaları önceliklidir. Optimizasyon önce kritik organ hedeflerine ulaştıktan sonra hedef hacmin doz kapsamı, maksimum, minimum sınırlamalarını yapmaktadır. Pareto modunda optimizasyon kritik organ sınırlamalarını karşılamadan önce, hedef hacmin doz kapsamı, maksimum, minimum sınırlamalarını yapmaktadır. Bu iki optimizasyon seçeneği ile hastanın anatomisi, tümörün lokalizasyonuna bağlı olarak en ideal doz dağılımını elde edecek şekilde kullanılmaktadır. Segment shape optimization™ ve Smart Sequencing® özellikleri ile optimizasyonun son aşamasında segmentlerin şekli, ışının yoğunluğu tekrar değerlendirilir. Bu değerlendirme ile doz dağılımında kalite kaybı olmadan daha düşük MU ve daha az segment ile planı tamamlamayı hedefler. Smart Sequencing® ayrıca gerektiğinde segmentlerde doz hızı, ışın şiddetini değiştirerek kritik organ ve hedefte istenilen dozu elde edilmesinde büyük katkı sağlamaktadır.

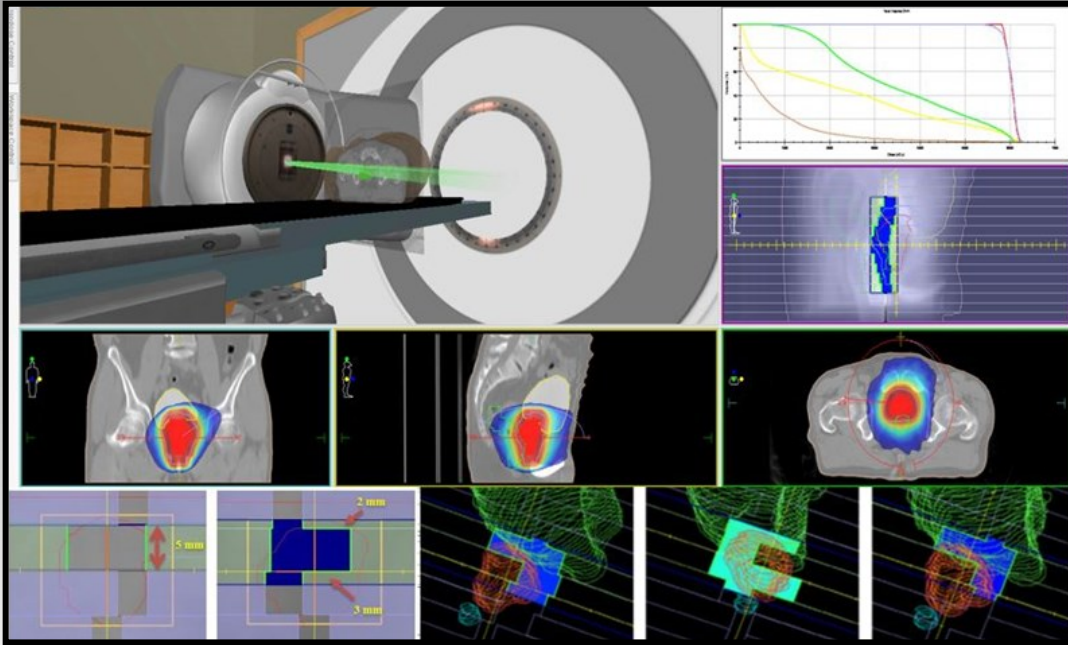


Şekil 2: (A) 0 cm ve (B) 1 cm dışında doz sınırlaması

Biyolojik modelleme ile riskli organları paralel, seri olarak optimizasyona dahil edebilmekteyiz. Optimizasyonun her bir adımında hedef ve kritik organlar bir fonksiyon olarak tanımlanır ve anlık olarak DVH kontrol edilir. Shrink margin ile kolay ve hızlıca hedeften belirlenen uzaklıklarda doz sınırlaması yapılabilmektedir (Şekil 2). Conformality temel olarak yüksek doz bölgelerini hedef hacim etrafında sıkıca şekillendirilmesidir. Bu sayede hedef dışı yüksek doz engellenmeye çalışılmaktadır. Quadratic Overdose hedef ve kritik organlarda herhangi bir doz yüzdesini belirli bir yüzdeye düşürmek için kullanılır. Quadratic Underdose hedefte düşük doz alan bölgelerinin reçetelenen veya daha yüksek doz almasını sağlayan bir parametredir. Ayrıca Target ve Avoidance Margin ile MLC ve Jaw'ların hedef ve kritik organları ne kadar yaklaşacağı ayarlanır. Auto Flash Margin cildin dışında bırakılacak doz haritası miktarını belirlenir. Surface Margin ile ciltten ne kadar içeride optimizasyon parametreleri uygulanacağı ayarlanır. Bias Dose, kompozit planlama için daha önce planlanmış veya ışınlanmış bir bölgede ikinci bir doz uygulanacağı zaman, ilk plandaki doz dağılımını bazal doz dağılımı

olarak kabul ederek, üzerine yeni planda kompozit bir doz dağılımı elde edilme imkanı sağlamaktadır. Baş-boyun, meme, prostat gibi ardışık tedavilerle faz1, faz2, faz3 planlamalarda hedef ve kritik organ dozlarının optimizasyona dahil edilerek daha kaliteli planlar elde edilmektedir. Adaptif tedavilerde ayrı ayrı CT'ler füzyon yapılarak toplam bir doz dağılımı elde edilir ve bu doz dağılımı üzerine kompozit plan yapılabilmektedir. Bu özellik sayesinde Faz1+Faz2 planlarda kritik organ dozları, hedef volümün içinde sıcak, soğuk noktaları ve ikinci seri ışınlamalarda daha hassas planlama imkanı sunar.

Monaco TPS, VMAT planlarda 1024 adet kadar kontrol noktası oluşturmaya izin verir. Bu sayede hedef ve riskli organlarda istenilen doz dağılımları elde edilebilmesi için daha fazla sayıda kontrol noktası oluştururken, düşük yoğunluklu alanların olduğu bölgelerde daha az kontrol noktasını otomatik olarak ayarlanır. Böylece hem modülasyon sağlanırken hem de MU azaltılır. VMAT alanları tek tur yapılabileceği gibi tek alanda maksimum 4 tur yapılabilmektedir. VMAT alanları 360° olabileceği gibi aynı zamanda istenilen açıda yarım rotasyonel alanlar



Şekil 3: Monaco plan sayfası ve sanal MLC kalınlıkları

kullanılabilmektedir. VMAT alanlarda birkaç tur ile konkav hedeflerde daha konformal doz dağılımı sağlama imkanı sunmaktadır (Şekil 3).

Dinamik konformal arc tedavisi, DCAT tekniğinde değişken doz hızı (variable dose rate: VDR) ve segment şekilli optimizasyon (segment shape optimization: SSO) özellikleri ile gelişmiş konformal ark tedavisi sunmaktadır. Dinamik olarak değişen doz hızı ve hedefin şekline göre MLC şekli ile konformal bir doz dağılımı sağlamaktadır. Kontrol noktalarında doz hızı modülasyonu ile daha iyi doz dağılımı elde edilmektedir. DCAT ile VMAT tekniğine benzer doz dağılımı elde edilirken, tedavi zamanı ve MU değerlerinde büyük avantaj sağlamaktadır. Akciğer/ Karaciğer SBRT tedavilerinde veya fizyolojik nedenlerden dolayı tedavinin kısa sürmesi gereken durumlarda kullanılmaktadır.

Ayrıca Monaco TPS, SRS/SBRT tedavilerinde non-koplanar düzlemde hazırlanan planlarda herhangi bir gantry, masa çarpışma olasılığı kontrol edilir ve hangi masa açılarında hangi alanların kullanılabileceğini gösterir.

Lineer hızlandırıcı ile uyum ve bağlantı

TPS lineer hızlandırıcının tüm özellikleri ile uyumlu ve gerektiğinde değiştirilerek maksimum seviyede kullanabilmelidir. Tedavi için en optimum planı üretilirken, aynı zamanda bire bir aynı doz dağılımı uygulanmalıdır. Bu konuda en küçük belirsizliğe yer olmamalıdır. Monaco TPS büyük üreticilerin lineer hızlandırıcıları ile uyumlu olduğu bildirilmiştir. Elekta lineer hızlandırıcılar ve özellikle **Agility** kafaya sahip cihazlarla mükemmel uyum içerisinde çalışmaktadır. Agility kafa MLC hareketine dik ekseninde hareket eden jaw'lara sahiptir. Cihazda 5 mm MLC kalınlığı olmasına rağmen optimizasyonda jaw hareketleri ile 1 mm kadar sanal MLC kalınlıkları elde edilebilmektedir. Agility kafada yüksek MLC hızı ve doğruluğu imkânı olduğu için 1 mm çözünürlüğe sahip planlar yapılabilmektedir. Bu özellik sayesinde stereotaktik planlarda hedefte doz kapsamı daha iyi ve hedefin dışında yüksek doz alanındaki düşüş ile büyük avantaj sağlamaktadır. Monaco ve lineer hızlandırıcı arasında bağlantıyı Mosaiq bilgi sistemi ara yüz programı ile sağlamaktadır. TPS, lineer hızlandırıcı arasında sorunsuz bağlantı ve aktarım sağlamaktadır.

Hazırlanan planların veri ve görüntü dosyaları mosaiq ile cihaza aktarılmaktadır. Mosaiq ayrı bir bilgisayar, ayrı bir işletim sistemidir, bu nedenle tedavi veri ve görüntülerin aktarımı ayrıca bir zaman almaktadır. (4)

Doz Hesaplama Algoritmaları

X-ray voxelized Monte Carlo (XVMC), Graphical processing unit Monte Carlo (GPUMCD), Collapsed cone convolution (CCC), Pencil Beam (PB) algoritmaları foton için kullanılmaktadır. Elektron tedavilerinde Voxelized Monte Carlo++ (VMC++) kullanılmaktadır. Ayrıca Carbon Pencil Beam Spot algoritmasında karbon tedavi planlamaları için kullanılabilir. TPS'de tüm doz hesaplamaları CT veya MRI görüntülerine dayanmaktadır. Doz hesaplamada voxel boyutu ve istatistiksel belirsizlik en önemli parametrelerdir.

GPU tabanlı Monte Carlo doz hesaplama algoritması yeni geliştirilmiştir. Fotonlar için XVMC ve elektronlar için XMC++ algoritması üzerine kurulmuş klinik uygulamalar için kullanılan bir Monte Carlo algoritmasıdır. GPUMCD algoritması hem klasik lineer hızlandırıcı hem de MR-linac için doz dağılımları hesaplamaktadır. Linac ve MR-linac modellenip doz dağılımlarını manyetik alan altında da simülasyonu yapılabilmektedir. GPUMCD hastanın CT verilerinde her bir voksel için ortamın fiziksel yoğunluğuna göre yumuşak doku, hava, kemik ve hava için ölçeklendirilir. ICRU 46 raporuna göre her bir vokselin fiziksel özellikleri belirlenir (5).

X-ray Voxelized Monte Carlo; Monaco için XVMC doz hesaplama algoritması 2000'li yılların ortalarında çalışmaya başladı. 2007 yılında ilk olarak TPS'lerinde kullanılmaya başlandı. 2010 ve 2014 yılında son değişiklikler ile IMRT, VMAT, kon tabanlı SRS/SBRT tedavilerinin tamamında üç boyutlu hesaplama

yapılabilmektedir. (1,2,6,7,8,9) **Graphical Processing Unit Monte Carlo;** Grafik işleme birimi GPUMCD algoritması CPU tabanlı XVMC'nin bir uyarlamasıdır. Aslında XVMC ile aynı fiziğe sahip olan GPUMCD, grafik işleme biriminde çalışarak hesaplama hızı kazanır. GPUMCD hasta modeli, XVMC için kullanılan ile aynı metodoloji kullanılarak oluşturulur. Bununla birlikte XVMC'nin aksine, GPUMCD kodu dokular ve materyaller için malzeme özelliklerini içerir. XVMC için tarif edilen partikül oluşturma kaynak modeli, hiçbir değişiklik olmadan GPUMCD için kullanılır ve partikül transportu neredeyse aynıdır. Özellikle iki önemli farkı vardır. Birincisi GPUMCD manyetik alanda parçacık taşınmasını desteklemek için geliştirilmiştir. Bu GPUMCD'nin MRI-linac tedavi ünitelerindeki elektron hareketlerini doğru bir şekilde modellemesini sağlar. İkincisi ise GPUMCD, doz voksellerindeki gerçek istatistiksel belirsizliği hesaplar. (10,11,12,13,14) **Collapsed Cone Convolution;** Monaco'da kullanılan CCC algoritması, doğrudan 1987'de uygulanan CCC algoritmasından geliştirilmiştir. Bu algoritmada, rölatif elektron yoğunluk değerleri doğrudan etki edilen ortama özgü stopping power oranlarını ve attenuation katsayılarını uygulamak için kullanılır. **Electron Monte Carlo;** Monaco'daki elektron Monte Carlo (eMC) algoritması, Kanada'daki Ulusal Araştırma Konseyi tarafından açıklanan VMC++ algoritmasına dayanmaktadır. (15,16) Kaynak model üç birincil radyasyonu dikkate alır: bunlar doğrudan elektronlar, dolaylı elektronlar ve linac kafasından ortaya çıkan fotonlardır. **Carbon Pencil Beam Spot;** Karbon spot planlaması için bir karbon pencil beam spot algoritması içerir. Bu algoritma, 2000'lerin ortalarında Japonya'daki Ulusal Radyolojik Bilimler Enstitüsü'nün çalışmalarına dayanmaktadır. (17,18)

Hesaplama Parametreleri

Doz dağılımlarının hesaplanmasında üç önemli parametre vardır.

Birincisi **ızgara boyutu (Grid Spacing)**, üç boyutlu CT verileri üzerinde hesaplama noktalarının aralığıdır. Hesaplama çözünürlüğü olarak tanımlanabilir. Bu değer ne kadar küçük olursa o kadar daha hassas doz dağılımı hesaplanabilir. Fakat CT taramalarında kesit aralığı kadar düşük ızgara aralığı veya hesaplama çözünürlüğü sağlanabilir. Izgara boyutu küçüldükçe doz dağılımının doğruluğu artmakta fakat hesaplama süreside o derece artmaktadır. (Şekil 4.A) İkincisi **istatistik belirsizlik (Statiscal Uncertainty)**, MC doz hesaplanmasında final doz hesabında kullanılır. Hesaplamanın istatistiksel belirsizliği ayarlanır. Burada iki seçim yapılabilir. Kontrol noktaları başına istatistiksel belirsizlikle veya plan başına istatistiksel belirsizlik seçilebilir. Kontrol noktalarına göre yapılırsa, o planda her bir vokselde seçilen belirsizliğe göre doz hesaplanmaktadır. Bu seçimde eğer istatistiksel belirsizlik düşük seçilirse hesaplama süresi saatlerce sürebilir. Diğer seçenek plan başına istatistiksel belirsizlik seçilip hesap yapılırken tüm vokselde aynı belirsizlik değerine göre hesaplanmaz. Maksimum doz bölgesindeki (hedef bölge) vokselde daha düşük belirsizlikle hesaplanmakta, dozun dağılımının minimum veya düşük olduğu bölgelerde belirsizlik artmaktadır. Bu sayede orta ve yüksek doz dağılımının olduğu bölgelerde yüksek hassasiyet, düşük belirsizlik, düşük doz dağılımının olduğu bölgelerde ise daha az hassasiyet ile doz dağılımı hesaplanmaktadır. Böylece hesaplama zamanı kısa sürmektedir. Tüm seçeneklerde en düşük % 0.1 en fazla % 5 istatistiksel belirsizlik ile doz dağılımı hesaplanmaktadır. (Şekil 4.C) Üçüncüsü **absorbe edilen doz hesabı**

(Calculation Dose Deposition), Radyoterapide doz ölçümleri ve hesaplamaları su ortamında soğurulan doz (Dw: Dose to water) üzerinden yapılmaktadır. Monte Carlo tabanlı algoritmalar ile parçacık transportlarını ortamı (Dm: Dose to medium) baz alarak hesaplamaktadır. Bu nedenle klasik algoritmalar ile sistematik bir fark vardır. Dm ile doz hesaplamada rölatif elektron yoğunluğu ve kütle yoğunluğuna göre doz hesaplanır. Daha sonra Dw dönüşümde durdurma gücü, kütle yoğunluğu ve enerjiye bağlı olarak değişir. (Şekil 4.B) Dw ile Dm dönüşümü Bragg-Gray teorisi ile (AAPM 105);

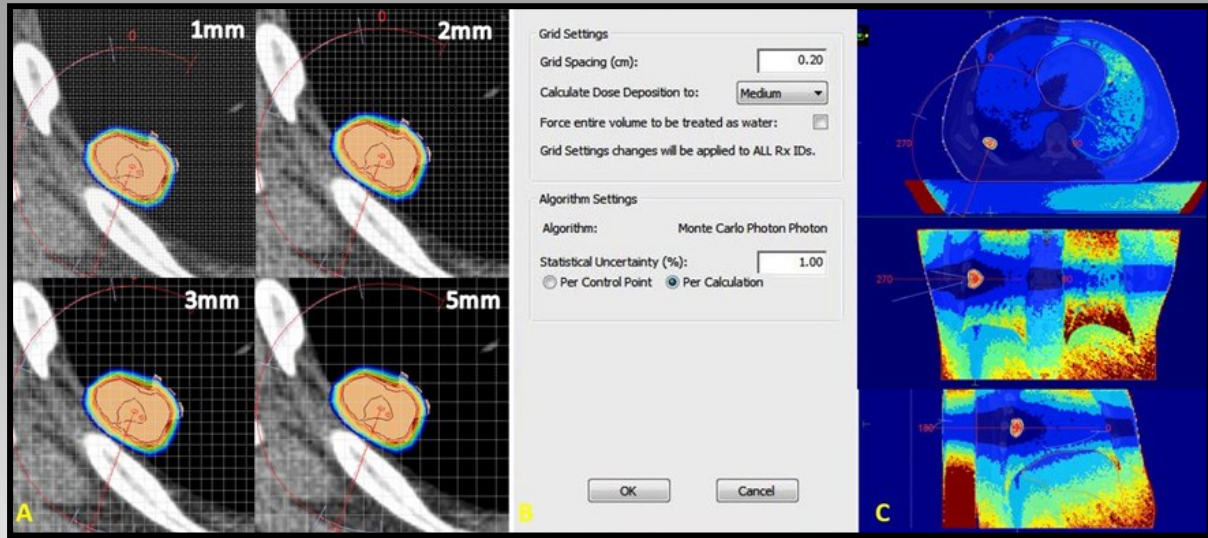
$$D_w = D_m \left(\frac{S}{\rho} \right)_m^w$$

$$S_{w,med} = \int_0^{E_{max}} (\Phi_E)_m (S/\rho)_w dE / \int_0^{E_{max}} (\Phi_E)_m (S/\rho)_{med} dE$$

Dw ve Dm arasında en büyük farklılık, kemik gibi elektron yoğunluğu fazla olan ortamlarda daha fazla olmaktadır. CT-ED eğrisinde genel olarak lineer olarak değişmektedir. Ancak HU değeri 150 üzerinde olan ortamlarda attenüasyon etkilendiği için elektron yoğunluğu ile arasında bir noktada bu lineer ilişki kırılmaktadır. Bu nedenle doz hesaplamalarında % 15'lere varan farklar olabilmektedir. Özellikle spine SBRT de dikkat edilmesi gereken bir konudur. (19,20)

$\rho = 0$	for RED < 0.0
$\rho = \frac{\sqrt{0.99^2 + 4.0 * 0.01 * RED} - 0.99}{2.0 * 0.01}$	for 0.0 ≤ RED < 1.0
$\rho = \frac{(RED - 0.15)}{0.85}$	for RED ≥ 1

Monaco planlama sistemi Dm modu ile doz hesaplamaktadır. CT-ED eğrisinden rölatif elektron elektron yoğunlukları her bir voksele atanarak doz hesaplanmaktadır. Burada rölatif elektron yoğunluğu



Şekil 4: (A) Izgara Boyutu, (B) Dm-Dw, (C) İstatistiksel belirsizlik

tablo belirtilen şartlara göre kütle yoğunluğa dönüştürülür.

Sonuç olarak Monaco TPS 2007 yılında ilk versiyonu ile Monaco 1.0 ile IMRT planlarında ile MC algoritması kullanıldı. 2010 yılında Monaco 2.03-04 ile VMAT planlama yapıldı. 2011 yılında Monaco 3.0-3 ile DCAT planlama ve segment shape optimization desteği geldi. Ayrıca FFF enerjiler içinde destekleyici içerik oluşturuldu. 2013 yılında Monaco 5.0 ile dört boyutlu araçlar, kon tabanlı SRS planlama, dinamik IMRT için segment shape optimization ve birçok yenilik ile çok kullanışlı bir planlama sistemine dönüştü. 2015 yılında Monaco 5.1 ile MC algoritmasında hızlandırma anlamında gelişmeler, hasta veri ve doz dağılımlarının kaybolmasını önleyen frozen dose ve karbon iyon planlaması geliştirildi. 2016 yılında 5.11 ile planlama süreci ortalama 4 kat hızlandıracak yenilikler geliştirildi. 2019 yılında 5.4-5 ile füzyonlarda deformable opsiyon, MR tabanlı planlamada yenilikler getirildi.

Kullanıcı kolaylığı, altın standart doz hesaplaması ve birçok konuda çözüm odaklı seçenekleri ile gelişmiş bir planlama sistemidir. Planlama sisteminin olduğu bilgisayarların daha da güçlendirilmesi ve mosaiik ara

yüz programının planlama sistemine entegre edilmesi ile çok daha iyi noktaya gelecektir.

Kaynaklar

1. Sikora, M.; Dohm, O.; Alber, M. A virtual photon source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT dose calculation. *Phys. Med. Biol.* **52**:4449–63; 2007. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/52/15/006>.
2. Sikora, M.; Alber, M. A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam. *Phys. Med. Biol.* **54**:7329–44; 2009. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/24/006>.
3. Clements, M.; Schupp, N.; Tattersall, M.; Brown, A.; Larson, R. Monaco treatment planning system tools and optimization processes. *Med. Dos.* **43**:2, 106-117; 2018. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2018.02.005>
4. Clements M, Schupp N, Tattersall M, Brown A, Larson R. Monaco treatment system tools and optimization. *Med. Dos.* **43**(2):106-117; 2018
5. White DR, Griffith RV, Wilson IJ (1992) Report 46. *J Int Comm Radiat Units Meas.* <https://doi.org/10.1093/jicru/os24.1.Report46>

6. Fippel, M. Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med. Phys.* **26**(8):1466–75; 1999. <http://dx.doi.org/10.1118/1.598676>.
7. Sikora, M.P. Virtual source modeling of photon beams for Monte Carlo based radiation therapy treatment planning. In: *Dissertation for the degree of Philosophiae Doctor, Institute of Biomedicine, Faculty of Medicine*. Norway: University of Bergen; 2010.
8. Fippel, M.; Haryanto, F.; Dohm, O.; et al. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med. Phys.* **30**(3):301–11; 2003. <http://dx.doi.org/10.1118/1.1543152>.
9. Sikora, M.; Alber, M. A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam. *Phys. Med. Biol.* **54**(24):7329–44; 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/24>
10. Hissoiny, S.; Ozell, B.; Bouchard, H.; et al. GPUMCD: A new GPUoriented Monte Carlo dose calculation platform. *Med. Phys.* **38**(2):754–64; 2011. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3539725>.
11. Hissoiny, S.; Raaijmakers, A.J.; Ozell, B.; et al. Fast dose calculation in magnetic fields with GPUMCD. *Phys. Med. Biol.* **56**(16):5119–29; 2011. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/56/16/003>.
12. Després, P.; Hissoiny, S.; Gariépy, J.P.; et al. Fast dose calculations in radiation therapy with GPUs. *World Congr Med Phys Biomed Eng* **25**:429–32; 2009.
13. Ahmad, S.B.; Sarfehnia, A.; Paudel, M.R.; et al. Evaluation of a commercial MRI linac based Monte Carlo dose algorithm with GEANT4. *Med. Phys.* **43**(2):894–907; 2016. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4939808>.
14. Hissoiny, S. (2009) Accélération du calcul de la dose en radiothérapie sur processeurs graphiques. *Master's Thesis, Département de Génie Informatique et Génie Logiciel, École Polytechnique de Montréal.*
15. Kawrakow, I.; Fippel, M.; Friedrich, K. 3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC). *Med. Phys.* **23**(4):445–57; 1996. <http://dx.doi.org/10.1118/1.597673>.
16. Fippel, M.; Kawrakow, I.; Friedrich, K. Electron beam dose calculations with the VMC algorithm and the verification data of the NCI working group. *Phys. Med. Biol.* **42**(3):501–20; 1997. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/42/3/005>.
17. Inaniwa, T.; Furukawa, T.; Kase, Y.; et al. Treatment planning for a scanned carbon beam with a modified microdosimetric kinetic model. *Phys. Med. Biol.* **55**(22):6721–37; 2010. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/22/008>.
18. Kanematsu, N. Alternative scattering power for Gaussian beam model of heavy charged particles. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B* **266**(23):5056–62; 2008. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nimb.2008.09.004>.
19. I. J. Chetty, B. Curran, J. E. Cygler, J. J. DeMarco, G. Ezzell, B. A. Faddegon, I. Kawrakow, P. J. Keall, H. Liu, C. M. Ma, D. W. Rogers, J. Seuntjens, D. Sheikh-Bagheri, and J. V. Siebers, " Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment

planning," *Med.*

Phys. [10.1118/1.2795842](#) **34**, 4818– 4853; 2007.

20. Durmus I.F, Tas B. Evaluation of Electron Density and Hounsfield Unit Values for 4DCT, NormalCT and BreathHoldCT in Lung SBRT Plan. *Acta Oncol Tur.* 51 (3); 382-389; 2018DOI: [10.5505/aot.2018.45712](#).



**Med. Fiz. Uzm. İsmail
Faruk Durmuş**

2009 yılında Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler

Enstitüsü'nde Medikal Fizik Bilimsel programı bitirdikten sonra İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programını 2013 yılında tamamladı. 2018 yılında Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Fizik Doktora programını tamamladı. Halen Yeni Yüzyıl Üniversitesi Özel Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde Medikal Fizik Uzmanı ve Nişantaşı Üniversitesi Meslek Yüksek Okulunda Doktor Öğretim üyesi olarak görev yapmaktadır.

VARIAN EĞİTİM PROGRAMLARI

Med. Fiz. Uzm. Kubilay Öner

Dergimizin bu sayısında sizlere Varian marka Trilogy model cihazımızın kurulumundan ilk hasta alımına kadar geçen süredeki aldığımız eğitim ve tecrübelerimizi paylaşacağım. Bunun yanında Varian firmasına ait diğer eğitimlerden kısaca söz edeceğim. Cihaz alımı sırasında klinikte kullanacağımız sistemlerle ilgili tüm süreçler Varian firmasının Türkiye distribütörü ile konuşulup planlandı. Bu plan dâhilinde cihaz kurulumu ve sonrasında klinikte yerinde eğitimler ve yurt dışında klinik-teorik eğitim olacak şekilde iki farklı eğitim şekli belirlendi. Eğitimin ilk aşamasının belirlenmesi kliniğin öncelik tercihine göre değişmektedir. Yerinde eğitim süreci kliniğimizde bulunan uzman doktor, medikal fizik uzmanı, radyoterapi teknikeri ve sekreterin katıldığı bir programa göre planlanmış, Varian firmasından gelen aplikasyon uzmanı ile birlikte tedavi planlama sistemi, cihaz kullanımı, konturlama, hasta takip sistemi, tedavi uygulama prosedürleri ve ilk hasta kabulünün de dâhil olduğu iki haftalık bir eğitim sürecini kapsamıştır. Yurtdışı klinik ve teorik eğitimlere ise Varian firmasının dünya genelinde bulunan eğitim merkezleri ve yıllık eğitim planına göre uzman doktor, medikal fizik uzmanı ve radyoterapi teknikeri için ayrı ayrı olmak üzere firmanın internet sitesi üzerinden adımıza açılmış MyVarian hesabımızdan eğitim talebi oluşturarak kayıt yapıldı. Klinik olarak biz İsviçre'nin Zug, İtalya'nın Milano ve İngiltere'nin Liverpool şehirlerindeki eğitimlere katıldık. Yurt dışı eğitimlerin içeriği teorik ve klinik olmak üzere ikiye ayrılmıştı. Teorik eğitimler genellikle Varian firmasının İsviçre'nin

Zug şehrindeki eğitim merkezinde yapıldı. Teorik eğitimlerde "Beam Comissioning" bölümünden başlayan ve hasta alımına kadar olan tüm süreçler detaylı anlatıldı. Klinik eğitimlerde ise simülasyon, tedavi planlama aşaması ve hasta QA'i yapılırken nelere dikkat edilmesi gerektiği bire bir uygulamalı olarak gerçekleşti. Eğitim programları kursa göre 3 gün ile 3 hafta süresince ve toplamda 8 kurs olacak şekilde tamamlandı. Bu eğitimlere her bir kurs için katılımcı sayısı sınırlandırılmış ve tüm eğitimler yıl içinde tekrarlanacak şekilde planlanmıştır. Her ülkeden Varian kullanıcılarının katıldığı bu eğitimlerde bilgi ve tecrübelerimizi paylaşmak adına çok verimli geçti.

Varian eğitim bölgelerini dünya çapında ulaşılabilirliğini arttırabilmek ve dil sorununu en aza indirebilmek için 4 bölgeye ayırmıştır. Bu bölgeler Kuzey Amerika, Latin Amerika, APAC ve EMEIA'dır. Kuzey Amerika'da çeşitli eğitimler Las Vegas, Detroit, Birmingham ve Pittsburg'da yapılmaktadır. Latin Amerika eğitimleri İspanyolca, Portekizce ve İngilizce yapılmaktadır. EMEIA eğitimleri Avrupa ve Asya'daki birçok şehirde yapılmaktadır. Başlıca eğitim şehirleri arasında Crawley (İngiltere), Steinhausen (İsviçre) ve Mumbai (Hindistan) sayılabilir. APAC eğitimleri için iki ana şehir Beijing (Çin) ve Tokyo (Japonya) öne çıkmaktadır.

Bu yazıda bizleri daha çok ilgilendiren EMEIA bölgesi eğitimlerini detaylandırmak daha faydalı olacaktır diye düşünmekteyim. Bu nedenle aşağıda okuyacağınız bilgilerin tamamı EMEIA bölgesi eğitimlerine yöneliktir. Varian Acuity için eğitim listesinde "Destek" ve "Teknik Bakım" başlıklı iki eğitim bulunmaktadır. Bu

iki kursun genel kapsamı simülatör cihazının teknik altyapısını kullanıcıya anlatmaktır. Kursun hedef kitlesi ülkemizde pek yaygın olmayan kurum içi cihaz bakım mühendislerine yöneliktir. Varian firması "Onkoloji Bilgi Sistemi" (OIS) eğitimlerini "OIS Yönetimi", "OIS Klinik İmplantasyonu" ve "OIS Raporlaması" başlıkları altında vermektedir. OIS yönetimi eğitimi daha çok sistem ile çalışacak olan IT personeline ve medikal fizikçiye yönelik tasarlanmıştır. Teknik bilgi yoğunluğu oldukça fazla olan çok detaylı bir eğitim takvimi içermektedir. OIS klinik implantasyon eğitimi ise OIS'in kliniğe adaptasyonundan sorumlu radyasyon onkoloğu, medikal fizikçi ve radyoterapi teknikerine yönelik tasarlanmıştır. Bu eğitim sonrasında klinikte OIS ile ilgili tüm süreçlerin ilgili yetkililerin anlamasını sağlamak amaçlanmaktadır. OIS raporlama eğitimi klinikte istatistik ve raporlamadan sorumlu olacak kişilerin aldığı, OIS içindeki tüm raporlama özelliklerinin detaylı anlatıldığı üç günlük bir eğitimidir.

Varian firması medikal fizikçilere yönelik çeşitli platformlarının daha iyi anlaşılması için oluşturduğu birçok eğitim programı vardır. "Varian Uygulamalı Fizik: Linak Kabul Testleri" eğitimi cihazın kabul testlerinin anlatıldığı, dedektör ve dozimetrik sistem eğitimlerinin verildiği ve küçük alan dozimetrisinin detaylı konuşulduğu 4.5 günlük bir eğitimidir. Bu eğitimde AAA ve Acuros XB foton ışın kaynak modellemesinin nasıl yapıldığı dair tüm aşamalar tüm teorik ve pratik yönleriyle irdelenmektedir. "Varian İleri Fizik Teknikleri IMRT/RapidArc" eğitimi tedavi planlama sisteminde IMRT ve VMAT tedavilerinin nasıl yapılacağı ile ilgili temel bilgileri veren çeşitli anatomik bölgelerde tedavi planları oluşturulan temel fizik kurslarından biridir (Resim 1). EMEIA içerisinde

birçok şehirde yapılan bir eğitim olarak medikal fizikçilerin ilgisini çeken önemli kurslardan biridir. "Eclipse Uygulamaları ve Fiziği" Eğitimi ile dört gün boyunca kullanıcılar Eclipse TPS'nin tüm temel özellikleri hakkında fikir sahibi olmakta ve sistemde hesaplamalarda kullanılan foton/elektron algoritmaları konusunda eğitilmektedirler (Resim 2).



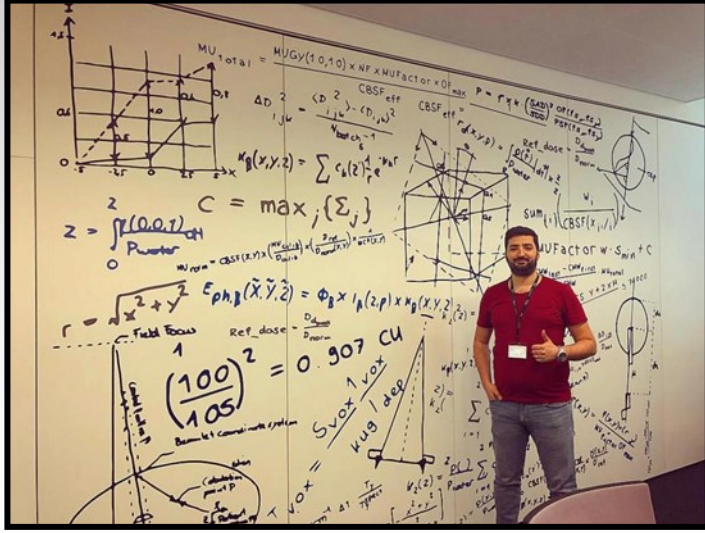
Resim 1: İsviçre IMRT/Rapidarc kursundan bir anı



**Resim 2: Eclipse Uygulamaları ve Fiziği”
Eğitiminden bir kare**

"TrueBeam Platformu Fiziği ve Uygulamaları" ve "Halcyon Fiziği" eğitimleri tamamen cihaz spesifik eğitimler olup medikal fizikçilerin tüm yönleriyle cihazı anlaması ve kullanması ile ilgili bilgiler içermektedir. Truebeam eğitimi 4.5 gündür ve Zug şehrindeki Varian Eğitim Merkezi'nde gerçekleştirilir (Resim 3). Eğitimde cihazın ana komponentleri

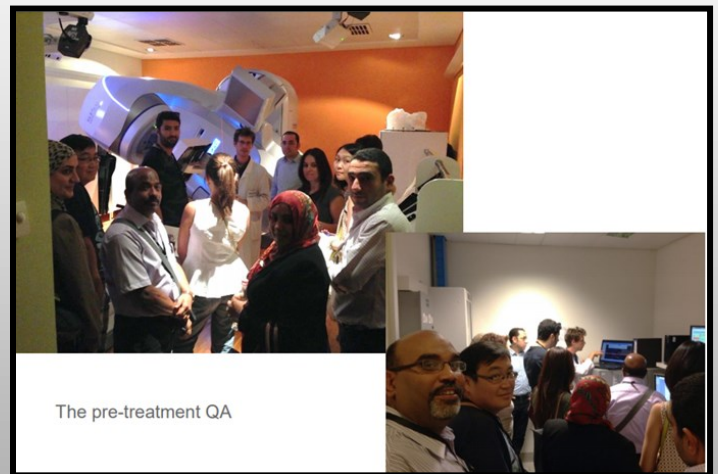
tanıtılarak Truebeam platformunun ana modlarında uygulamalar yapılmaktadır. Görüntüleme, QA, kalibrasyon prosedürleri irdelenmektedir. Günlük cihaz açılışı, stand by prosedürü ve acil durum seneryoları eğitimde öne çıkan diğer konulardır. Halycon eğitiminde benzer konuları kapsamakta olup 2.5 gün sürmektedir.



Resim 3: Varian'ın İsviçre'deki Eğitim Odalarından birisi

Varian uygulama eğitimlerine çok önem vermektedir. Bu nedenle çeşitli zamanlarda farklı konularda sistemlerini iyi kullanan kullanıcılar ile sizleri buluşturduğu ve "klinik okul" adını verdikleri eğitimler yeni kullanıcıya son derece faydalı olmaktadır. Böylece yeni kullanıcı teorik eğitim sonrasında sistemi iyi kullanan klinikler ile doğrudan temas kurabilmekte ve onların deneyimlerini dinleme fırsatı bulmaktadır (Resim 4-5). "Varian İleri Teknikler Klinik Okulu (IMRT/Rapidarc)" iki günlük bir programdır. Bu programda kullanıcılar misafir bir hastanede deneyimli doktor, medikal fizikçi ve tekniker ekibi ile klinik iş akışı ve ileri radyoterapi tekniklerini uygulamak için gerekli şartları konuşmaktadırlar. IMRT/Rapidarc planlamalarında hedef hacim ve OAR konturlamaları dâhil tüm pratik süreç farklı anatomik bölgeler için tartışılmakta ve ileri

kullanıcı deneyimi öğrenciler ile paylaşılmaktadır. İyi IMRT/Rapidarc planı çıkarmak için vaka bazlı uygulamalar yapılmakta, hasta bazlı sabitleme ve QA prosedürleri eğitim dâhilinde konuşulmaktadır. "Varian İleri Görüntüleme Klinik Okulu (IGRT&Hareket Yönetimi)" isimli klinik okul cihazda mevcut IGRT ve Gating sistemlerini tüm yönleri ile kapsamaktadır. IGRT'nin rasyoneli ve 2D, 3D ve 4D görüntüleme uygulamaları bu kursun temel konuları arasındadır. Truebeam/OBI ve gating uygulamaları fantom veya hasta üzerinde detaylı anlatılmaktadır. CBCT bazlı adaptif RT yaklaşımları kursun konuları arasındadır. "Varian İleri Teknikleri Klinik Okulu Stereotaktik Radyoterapi (SRT)" özellikle SRS/SBRT tedavileri yapmayı planlayan klinikler için tasarlanmış bir okuldur. SRT programının radyoterapi departmanlarında uygulanmasını sağlayacak tüm prosedürler bu okulun temel konularıdır. FFF ve SRT'ye dozimetrik yaklaşım tüm detayları ile anlatılmaktadır. 3 günlük bu okulda SRT tedavi planlaması kullanıcılara anlatılmakta ve uygulamalar yapılmaktadır. SRT'nin verilışı ve gelecek perspektifi bu okulun konuları arasında yer almaktadır.



Resim 4-5: Varian Klinik Okulundan bir an

Bu eğitimlerin yanında Varian birçok farklı alanda klinik içi eğitim vermektedir. Cihaz kurulumunda Aria, Eclipse aplikasyon eğitimleri klinikteki farklı görevlerdeki kullanıcıların sistemi kullanmayı alışmasını sağlamaktadır. Portal dozimetri kurulumu, 4DCT kullanımı, Hyperarc eğitimi ve diğer birçok farklı ticari opsiyon için firma klinik içi eğitimler planlanmaktadır.



**Med. Fiz. Uzm. Kubilay
Öner**

1985 yılında Van/Erciş'te doğdu. İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden 2011 yılında mezun oldu. 2012 yılında

İstanbul Ticaret Üniversitesi Endüstriyel Fizik Bölümü'nde yüksek lisansını yaptı. 2010 yılında Anadolu Sağlık Merkezi'nde, 2012 yılında Avrasya Hospital'de staj yaptı. 2012 yılında Avrasya Hospital'de Medikal Fizik Uzmanı olarak göreve başladı. 2013-2016 yılları arasında Diyarbakır Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde çalıştı. 2016 Ocak ayından itibaren İstanbul Emsey Hospital'de sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.

RT SON GELİŞMELER

Med. Fiz. Uzm. Boran Güngör

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

Meme Işınlamasında Hızlandırılmış (Accelerated) Tedavi Uygulanabilirliği (Ocak 2020)

Hızlandırılmış Parsiyel Meme Işınlamasının (APBI) , 2100'den fazla vaka üzerindeki uzun dönem bulgulara göre tümör nüks önleyicilik açısından konvansiyonel ışınlamalardan aşağı kalmamakla beraber, APBI ve tüm meme ışınlamaları arasında karşılaştırılabilir sağkalım oranlarının gösterildiği fakat günde çift APBI fraksiyonu seçeneğinde orta seviye geç toksisite ve kötü kozmetik sonuçların daha fazla olduğunu belirten çalışma yayınlanmıştır. (Lancet 10.1016/S0140-6736(19)32515-2) Erken evre Meme kanseri hastalarda 3-5 haftalık tedavi süresinden farklı olarak, APBI 'nin bir hafta veya daha az süren zamanlarda uygulanarak tüm meme yerine sadece tümör çevresinin hedef alındığı ve daha yüksek fraksiyonların daha kısa zamanda uygulanarak tüm meme ışınlaması ile aynı toksisite görüldüğü belirtilmiştir. Kanada, Avustralya ve Yeni Zelanda'dan 33 merkezin katılımıyla yapılan ve "RAPID" adı verilen klinik çalışmada; Şubat 2006 – Temmuz 2011 arasında yaşları 54-68 aralığındaki 2135 duktal karsinom in situ tipi meme kanserli hastada %70 lik oranda tümör boyutunun 1.5 cm'den küçük olduğu, hernekadar

APBI brakiterapi veya intraoperatif şekilde de uygulanabiliyor olsa da daha yaygın olması sebebiyle Linak bazlı eksternal ışın tedavisi yönteminin seçildiği vurgulanmıştır. APBI grubuna 38.5 Gy /10 fraksiyon günde 2 fraksiyon (6-8 saat aralık ile), tüm meme ışınlama grubuna 42.5 Gy / 16 fraksiyon veya büyük meme ise 50 Gy / 25 fraksiyon uygulandığı ayrıca orta -yüksek risk hastalarda primer tümör bölgesine boost tedavisi uygulandığı açıklanmıştır. 65 Hastada (37 APBI – 28 Tüm meme ışınlaması) nüks geliştiği, 8 yıllık kümülatif ipsilateral meme tümör nüks oranı APBI için %3 tüm meme ışınlaması için %2.8 olarak açıklanmıştır. Hastalık dışı, olgu dışı veya ortalama sağkalım oranı olarak herhangi bir fark bulunamadığı; tedaviyi takiben 90 gün içinde akut toksisite (grade-2 ve üzeri) sıklığının tüm meme ışınlamasında çok daha fazla olduğu, geç toksisite oranlarının da APBI için grade-2 %32 ile grade-3 %4.5 fakat tüm meme ışınlaması için grade-2 %13 ile grade-3 için %1 olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca , APBI hastalarında 3-5-7 yıllık kozmetik sonuçların daha kötü olduğu da hasta-hemşire-doktor ekibi tarafından tespit edildiği açıklanmıştır. Sonuç olarak; günde çift fraksiyon APBI protokolünün tavsiye edilmediği ve 6 saat arayla yapılan eksternal ışınlamanın sağlıklı doku radyasyon hasarının iyileşmesi açısından yetersiz olduğu, RAPID klinik çalışmasının APBI sonrasında primer tedavi bölgesi dışı nüks oranlarının umulmadık şekilde yüksek bulunduğu da açıklanmıştır. Ayrıca günde tek fraksiyon olarak ABPI uygulamasının da ayrıca araştırıldığı eklenmiştir.

Hipofraksiyone Meme Işınlaması: 1 Hafta Mı? / 3 Hafta Mı? (Mayıs 2020)

Erkene Meme Kanserinde birincil cerrahi sonrası radyoterapinin uluslararası standart olan 15 fraksiyonluk rejime alternatif olarak 5 fraksiyon hipofraksiyone seçeneğinin local kontrol ve güvenlik açısından incelemesi amaçlı, "FAST-Forward" adıyla yapılan çalışmanın sonuçları yayınlanmıştır(*Lancet* 10.1016/S0140-6736(20)30932-6).İngilterede 97 merkez katılımlı Kasım 2011-Haziran 2014 tarihleri arasında (en az 18 yaş) invaziv meme karsinom 4096 hastayı içeren çalışmada; rasgele seçilen hastalarda 40 Gy/15 fraksiyon (1361 hasta), 27 Gy / 5 fraksiyon (1367 hasta) veya 26 Gy / 5 (1368 hasta) fraksiyon meme veya göğüs duvarı ışınlaması yapıldığı, primer sınırın aynı meme tümör nüksü olduğu ayrıca normal doku etkilerinin klinisyenler ve hastalar tarafından fotoğraf yoluyla değerlendirildiği belirtilmiştir.Bulgulara göre; 5 yıllık ipsilateral tümör nüks insidansı 40Gy/15 fraksiyon seçeneğinde %2.1 (1.4-3.1) iken 27Gy/5 fraksiyon seçeneğinde absolute farkın %-0.3 (-1.0--0.9) ve 26Gy/5 fraksiyon seçeneğinde %-0.7 (-1.3--0.3) olarak hesaplandığı açıklanmıştır. Ayrıca; 5 yılda klinisyen tespitli normal doku etkisinin 40Gy grubu için %9.9 hastada, 27Gy grubu için %15.4 hastada ve 26Gy grubu için %11.9 hastada görüldüğüne ek olarak hasta ve fotoğraf değerlendirmesine göre 27Gy grubunun 40Gy grubuna göre daha yüksek normal doku etkisi riski gösterirken 26Gy grubunun daha düşük risk içerdiği belirtilmiştir.Son olarak; araştırmacıların yorumlarına göre local kontrol ve 5 yıllık normal doku etkileri açısından 26 Gy/5 fr rejiminin 40Gy/15 fr rejimiyle aynı seviyede olduğu eklenmiştir.

Radyasyon Onkolojisi, Tedavi Dışında Oluşan Dozları Neden Tahmin Etmek İstiyor? (Şubat 2020)

Radyoterapi tedavisi sonucunda, hassas olarak hesaplanarak tümöre verilen yüksek dozlar hastaların yaşam beklentilerini önemli düzeyde arttırmaktadır. Artan yaşam süresine bağlı olarak tümör dışında radyasyondan etkilenen riskli organların etkilenmesi ve ikincil kanserlerin oluşma olasılığı gündeme gelmektedir.Özellikle çocukluk çağı tümörlerinde radyoterapiye bağlı yan etkilerin azaltılması çok önemli bir gündem oluşturmaktadır.Amerikalı ve Alman araştırmacıların tedavi cihazından yayılan ışınların vücudun tümör dışında oluşturduğu dozları Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) yaptıkları ek düzeltmelerle hesaplamayı gündeme getirmiştir. (*Med. Phys.* 10.1002/mp.14018). Monte Carlo hesaplamasıyla gerçekleştirilen bu çalışmada tedavi bölgesi dışında oluşan dozların aşağıdaki katkılardan meydana geldiği planlandığı belirtilmiştir:

- Linac cihazının kafasından yayılan saçılmalar,
- Linac'da oluşan sızıntı dozları,
- Hastanın vücudundan saçılan ışınlar,
- Tümöre verilen tedavi dozuna bağlı etkiler.

Primer radyasyon alanı için, araştırmacılar TPS hesaplanan dozu kullandıklarını, hedeften uzak bölgeler için dozu sadece analitik algoritma ile hesapladıklarını, hedef bölge yakını kısımlar için de önceki 2 yolu kullandıklarını belirtmişlerdir. Araştırmacılar, yaptıkları çalışmada su fantomu ve insan benzeri fantomdan yararlandılar. Bu amaçla 6 – 15 MV'lik X-Işınları üreten linac'ların prostat tedavisi için kullanıldığı vurgulanmıştır.Bu uygulama ile TPS'de tüm vücut doz planlaması süresi artmakla beraber çok önemli bir katkı oluşturmaktadır.

AAPM Task Group 329: Reference dose specification for dose calculations: dose-to-water or dose-to-muscle?

Megavoltaj Lineer Hızlandırıcıların klinik referans kalibrasyonları radyoterapi doğruluğu açısından çok temel önemdedir ve hem AAPM TG-51 hem de TRS-398 protokollerinde demet kalibrasyonu suda yapılmaktadır fakat hasta ortamı primer olarak yumuşak doku içermektedir. Medikal fizikteki önemli zorluklardan biri, yumuşak doku dozunun doğru hesaplanabilmesi amacıyla, suda yapılan Linak kalibrasyonunun tedavi planlama sistemindeki (TPS) referans doza dönüştürülmesidir. Önceki dönemlerde suda doz hesabıyla yapılan (dose-to-water) Linak kalibrasyonu hasta dozu hesabı için 0.99 düzeltme faktörü ile manuel olarak dose-to-tissue olarak dönüştürmekteydi. Fakat güncel tedavi planlama sistemleri (TPS) doz hesap algoritmaları manuel skalalandırmaya gerek olmadan yaklaşık olarak dose-to-tissue hesaplamaktadır. Raporda, farklı TPS algoritmaları için Linak dose-to-water kalibrasyonunun hastada doz hesabı için dose-to-tissue olarak dönüştürülmesi durumundaki gerekli adımlarda kılavuzluk sağlanmaktadır. TPS 'in dose medium/water farkını hesaba katmaması durumunda TPS doz referans skalalandırma özelliği üretici tarafından garanti edilmektedir. Raporda önemli TPS üreticileri yaklaşık doz-to-tissue özelliği veya dose-to-water hesaplaması açısından tablo haline getirilerek, TPS algoritmasından direk olarak dose-to-tissue raporlayabilmek için gerekli olan düzeltme faktörü tavsiye edilmektedir (Şekil 1). Bu raporun Fizikçilerin TPS içerisindeki referans dozu tespit edebilmeleri amacıyla gerekli uygulanabilir düzeltmeleri belirleyebilmeleri amacıyla kullanmaları gerektiği

ve gelecekteki doz hesap algoritması değişikliklerinde gözönünde bulundurulması gerektiği vurgulanmıştır.

TABLE 1. Treatment planning system algorithms and whether they report dose-to-water or to tissue for radiation transport in tissue (as reported by the vendor at the time of this report and verified against user manuals, white papers, literature, and dose comparisons performed by the authors). The appropriate correction to be applied to the treatment planning system (TPS) reference dose is also specified.

Vendor	System	Algorithm name	Algorithm family ^a	Dose reported by the TPS		Correction applied to TPS reference compared to calibration in water
				Primarily dose-to-water	Primarily dose-to-tissue	
Photons	Accuray	Cyberknife	Ray-tracing	Measured	X ^{0.99}	0.99
		Finite size pencil beam	PB	X ^{0.99}		0.99
		Monte Carlo	MC		X ^b	1.00
Best Medical	Corvus	Tomotherapy	Vol TM	SC	X ^{0.99,50a}	0.99
		LDI	PB	X		0.99
		EPL	PB	X		0.99
Brainlab	iPlan [®] RT 4.5	Circular arc	Measured	X		0.99
		Pencil beam	PB	X ^{0.99}		0.99
		iPlan [®] RT 4.5	Monte Carlo	MC		1.00
Elekta	Monaco [®]	XVMC	MC		X ^{0.99,50a}	1.00
		Collapsed cone	SC		X	1.00
		Oncentra [®]	SC		X ^{0.99,26}	1.00
Elekta	Oncentra [®]	Pencil beam	PB	X		0.99
		Xio [®]	Multi-grid superposition	SC	X ^{0.99,26}	0.99
		Xio [®]	FFT convolution	PB	X ^{0.99,26}	0.99
GammaPlan [®]	GammaPlan [®]	TMR10	Measured	X		0.99
		Convolution	SC	X ^{0.99}		0.99
		Collapsed cone	SC	X		0.99
Prowess	Panther	Fast photon	PB	X		0.99
		CCC	SC		X ^{14.7,26}	1.00
		Stereo	PB	X		0.99
Philips	Raysearch	Collapsed cone	SC	X ^{0.99}		0.99
		Monte Carlo	MC		X ^{0.99}	1.00
		Acuros XB	GBBS		X ^{0.99}	1.00
Varian	Eclipse TM	AAA	AAA	X ^{0.99,50}		0.99
		PBC/CDC	PB	X ^{0.99}		0.99
		ViewRay	Monte Carlo	MC	X ^{0.99}	1.00
ViewRay	RadCalc 6.3	MC1 - Clarkson	PB	X		0.99
		Dosimetry Check TM 4.10	PB	X		0.99
		Mobius 3D 1.5	MC		X	1.00
Sun Nuclear Corp	DoseCHECK	SDC	SC	X ^{0.99,26}		0.99
		VMC++	MC		X ^{0.99}	1.00
		VMC++	MC		X ^{0.99}	1.00
Elekta	Oncentra [®]	XMC	MC		X ^{0.99}	1.00
		Fast electron	PB	X		0.99
		Hopstern PB	PB	X ¹		0.99
Prowess	Raysearch	VMC++	MC	X ^{0.99}		0.99
		eMC	MC	X ^{0.99}		0.99
		RadCalc 6.3	MC1	Measured	X	0.99

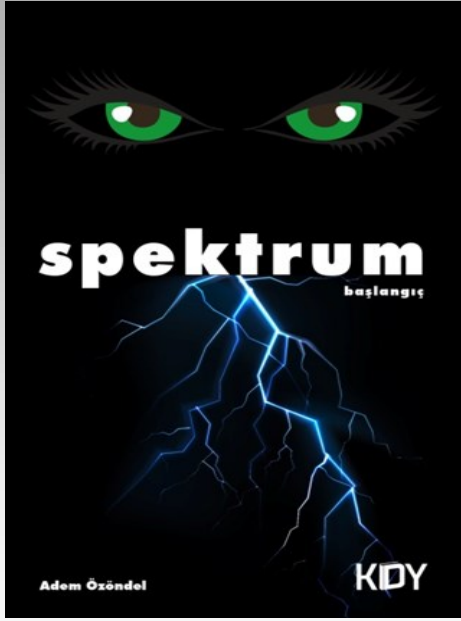
Şekil 1: Doz raporlama tipine göre(water/tissue) TPS üreticileri, algoritmaları ve gerekli düzeltme bilgisi.

Kaynaklar

- <https://academic.oup.com/jrr/article/61/3/419/5816666>
- <https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>
- <https://www.aapm.org/>
- <https://www.thelancet.com/journals>

KİTAP YAZMAK

Med. Fiz. Uzm. Adem Özöndel



Herkes hayatının bir döneminde yazmıştır. Kimisi günlük tutmuştur, kimisi şiir yazmıştır, kimisi içinden gelenleri bir şekilde karalamıştır. Hiçbir şey yazmadıysa sevdiğine bir not, bir mektup yazmıştır. Özellikle gençlikte yapılan yazma işlemi; yaş ilerledikçe bir köşeye atılmaya başlanır. Belki hayat koşturması, bazen yazdıklarını başkalarıyla paylaşmaktan çekinme... Bende özellikle lise yıllarımda şiir yazdım. Tabi o dönemler aşkın yoğun hissedildiği dönemler. Bir de sonradan fark ettim, hep terk edilince yazmışım. Ayrılınca yazacağıma şiiri, sevgiliyken yazsaydım ilişki devam ederdi halbuki. Ayrılık şiiri olunca genelde hep bir karamsarlık olurdu. Keşke düzenli bir insan olsaydım da defter gibi bir şeye yazsaydım. Şimdi burada sizlerle paylaşırdım, beraber gülerdik. Sonra üniversiteye başladık ve galiba bende de birtakım duygular yoğunluğunu yitirmeye başladı ve şiir serüveni bende bitti. Okul hayatı, askerlik ve iş derken rahat 15 yıl hiçbir şey yazmadım. Eksikliğini de

zerre hissetmedim. Çünkü insan tatmadığı duygunun değerini bilmez. Bilmediği şeyi de özlemes. Tabi yazmadım ama okudum. Makale okudum, hangi alet nasıl çalışır merak ettim okudum. Faks makinesinden, yazıcıya, işlemciden, roketlere gece 02.00 olsun 03.00 olsun aklıma herhangi bir cihaz geldiğinde ya da merak ettiğim bir konuyu (en son kraliçe arıyı) saatlerce okudum. Sonra tamamen tavsiye üzerine romanlar okumaya başladım. Bir de ikizler burcuyum. Her şeyden çok çabuk sıkılmak gibi bir huyum da var. İkizler burcu olduğu mu duyup çok kaçan oldu. Sonra bağlama çalmayı öğrenmeye başladım mesela. Ebru sanatı uğraşlarım oldu. Sıkıldıkça başka bir şeyi hobi edinmeye çalışıyordum. En son ahşap boyama kursu araştırıyordum.

Gece 02.00 civarları, bilim kurgu filmi açtım izliyorum. O aralarda bir cümle her yerde dolaşıyor "bizim tarihimiz Amerika da olsa her padişahın tarihi bir dizi olur, bir film olur" sonra dedim bir fizikçi olarak elimizin altında yüzlerce bilimsel olay var her biri bir bilim kurgu olur. Saat gece 02.00, yatağıma girdim. Okuduğum romanlar aklıma geliyor. Adamlar 400-500 sayfalık romanları nasıl yazıyorlar diye düşünüyorum. Yani ben bir kurgu yapsam muhtemelen on sayfada her şeyi biter diye düşünüyorum. Aklımdan 6-7 tane kurgu geçirdim, birisi hoşuma gitti. Açtım bilgisayar ve yazmaya başladım. Yıllar sonra gecenin bir yarısı ben yeniden yazmaya başlamıştım. Hem de daha önce hiç yazmadığım bir türde roman yazacaktım. Korkum kafamdaki kurgunun bir roman kadar uzun olmayacağıydı. O gün sabah 06.00'ya kadar yazmıştım. Tam tamına 13 sayfa yazmıştım ve daha konuya girememiştim bile. Karakterler yaratmak, olay

örgüsü oluşturmak... Her şeyi sizin belirlediğiniz bir dünyanın içindeydiniz artık. Bazen bir sayfa yazdım, bazen aylarca tek bir kelime yazmayıp olayı kurgulamaya çalıştım bazen haftalarca bir karakterin özelliklerine uygun ismi düşünmekten yazamadım. Tam tamına bir yıl ara verdiğim bile oldu. Hayatın tüm koşuşturmacasın da hiçbir zaman yazmayı bırakmadım. Beklentimde yoktu. dedim ya zihnimi; oluşturduğum dünyada boşaltırken buluyordum kendimi. Ve bu sene mayıs ayının sonunda tüm bu uğraşlarım "Spektrum Başlangıç" isimli romanımın basılması nihayete ermiş oldu. Adından da anlaşılacağı gibi bu bir başlangıç, devamı gelecek. Umarım 20 yıl sonra romanıma bakıp keşke roman da yazmasaydım demem.

"Karşılıksız sevdiğiniz birisini mutlu etmenin verdiği hazı, gönlünüzde yarattığı huzuru ve onu gülerken izleyince yüzünüzde istemsiz oluşan tebessümü yaşamadıysanız kimseyi gerçekten sevmemişsinizdir."

"Doğada iyi ya da kötü diye bir kavram yoktur. Her şey dengeye ulaşmaya çalışır. Evrenin çalışma prensibi belki de bunun üzerine kuruludur. İnsan, doğanın işleyişini kullanım amacına göre; bilim ya iyi olur ya da kötü sonuçlar verir. Elde edilen gücün insana yetmediği ve insanın hep daha fazlasını arzuladığı dünyada; bilim her zaman bir yok etme aracı olarak kullanılacaktı. Ve her geçen gün dengesini bozduğumuz bu gezegen de bir gün kendini onarmadığı noktaya geldiğinde her şey için çok geç kalınmış olacağına şüphem yoktu."

"Ne kadar çabuk alışıyoruz!" diye içimden geçirdim. Birkaç kere gördüğümüz şeylerin heyecanı ne kadar çabuk geçiyor.

Kitabımdan birkaç cümleyi paylaşmak istedim. Konusuna gelecek olursak fizikteki dalgalardan

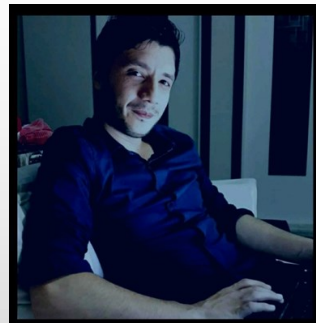
esinlenerek oluşturduğum bir bilim kurguda "aşk, macera, gizem..." merak edenler üç bölümünün yer aldığı blog sayfamda bakabilirler.

Ortaya bir sonucunda çıkmasıyla yazmak gerçekten daha keyifli bir hal alıyor. Özellikle tanımadığınız insanlardan aldığınız güzel sözler insanı daha da hoşnut ederken; İyi ki bu işi yapmışım diyorsunuz. Yazmak... ne olduğunun ne yazdığının bence hiçbir önemi yok. Bir kere deneyip o zevki hissettiğiniz zaman yıllar geçse de bırakmayacağınız, sadece bazen ara verdiğiniz bir hobiye kendiliğinden dönüşeceğine şüphe yok.

Son olarak bana burada yazma teklifinde bulunan dostum Mertay'a derginin çıkmasında emeği geçen bütün arkadaş ve hocalarıma ve yazılara okuyarak anlam kazandıran okuyuculara sonsuz teşekkürler.

Kaynak

<https://ademozondel.blogspot.com/2020/05/spektrum-baslangc-bolum-2-bolum-3.html>



Med. Fiz. Uzm. Adem Özöndel

1986 yılında doğdum. Pamukkale üniversitesi Fizik bölümünden mezun olduktan sonra İstanbul Aydın Üniversitesi sağlık fiziği bölümünden mezun oldum. Denizli Devlet Hastanesinde medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktayım.

COVID-19 DÖNEMİNDE RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMLERİ



Acıbadem Maslak Hastanesi



Demiroğlu Bilim Üniversitesi Şişli Florence Nightingale



Acıbadem Maslak Hastanesi



Demiroğlu Bilim Üniversitesi Şişli Florence Nightingale



Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi



Demiroğlu Bilim Üniversitesi Şişli Florence Nightingale



Elazığ Fethi Sekin Şehir Hastanesi



İÜ. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi



İstanbul Emsey Hospital



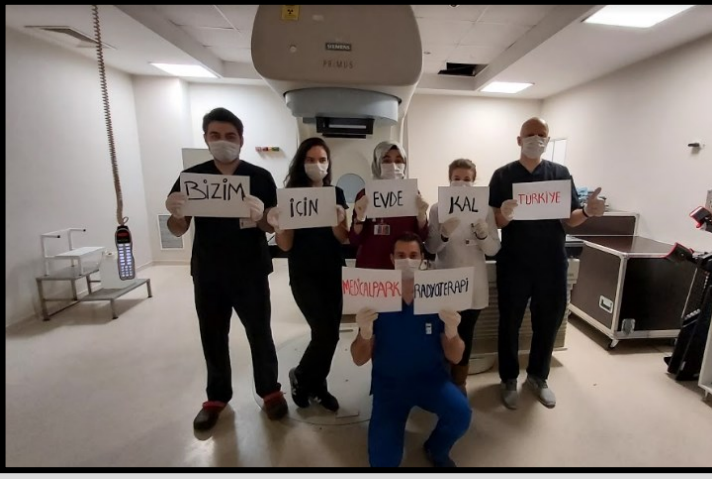
Koru Hastanesi



Hall Perrine Cancer Center



Medicana International Ankara Hastanesi



MedicalPark Bahçelievler Hastanesi



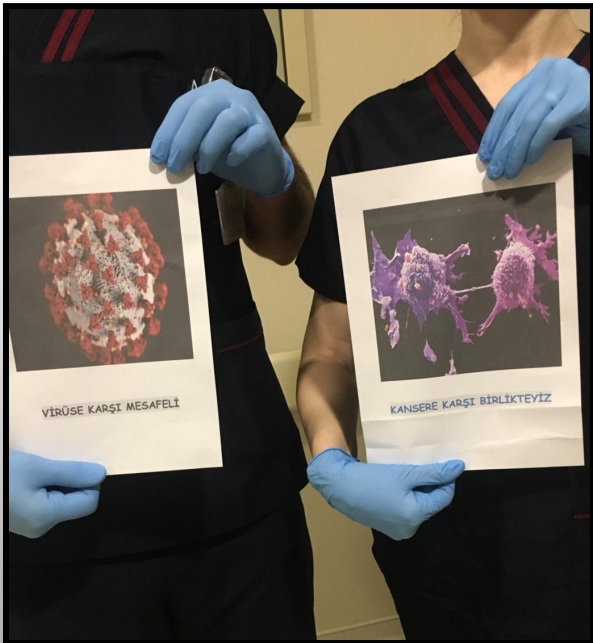
Mersin Üniversitesi Onkoloji Hastanesi



Medicana International İstanbul Hastanesi



Okan Üniversitesi Hastanesi



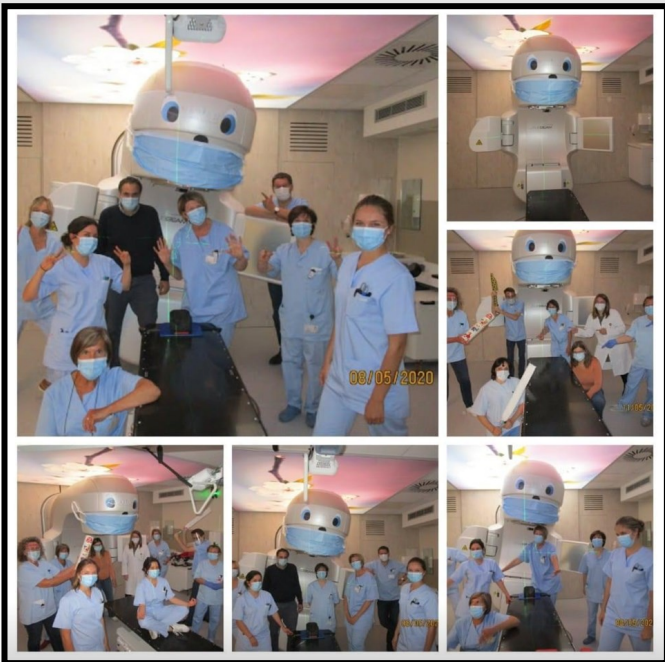
Medicana International İstanbul Hastanesi



Prof. Dr. Cemil Taşoğlu Şehir Hastanesi



Oncotech Medikal Sistemler



Belguim La Louviere



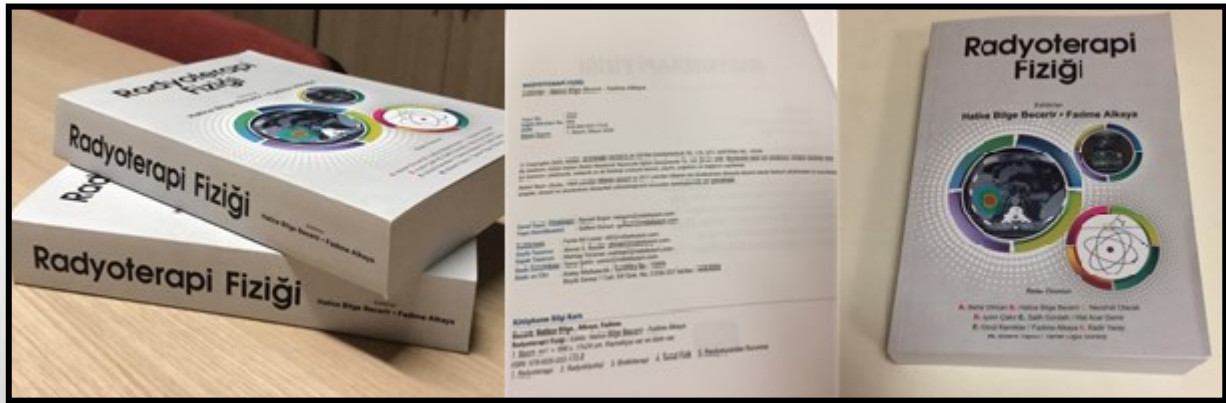
MD Anderson Cancer Center

RADYOTERAPİ FİZİĞİ KİTABI



Med. Fiz. Uzm. Fadime Alkaya

2015-2017 dönemi Medikal Fiziği Derneği Yönetim Kurulu, Radyoterapi Fiziği konusunda kapsamlı bir Türkçe kitap hazırlanması konusunda çalışmalar yapılmasını planlamıştır. Kitap içeriğinin hazırlanması, konu dağılımının sağlanması ve yazarlara ilk mailin gönderilmesi 2017 mart ayında gerçekleşmiştir. Ekim 2019 tarihinde kitap basım ve düzeltme hazırlıkları için Nobel yayınevine teslim edilmiştir. Kitap için Mayıs 2020’de basım onayı verilmiş ve 15 Haziranda basımı tamamlanarak ilk Türkçe “Radyoterapi Fiziği Kitabı” hazırlanmış oldu. Bu uzun zorlu fakat oldukça keyifli bir süreç olmuştur. Bu kitabın hazırlanmasında destek ve katkı sunan tüm arkadaşlarımıza meslektaşlarımıza sonsuz teşekkürlerimizi sunuyoruz.



Radyoterapi Fiziği kitabı geniş yazar katılımı ile 1004 sayfa ve 8 bölümden oluşmuş; farklı editörler tarafından değerlendirilmiştir. Kitabın tamamı Hatice Bilge Becerir ve Fadime Alkaya tarafından düzenlenmiştir. Bu bölümler sırası ile Temel Fizik (Editör Bahar Dirican), Temel Radyobiyoloji (Editör Hatice Bilge Becerir), Klasik Radyoterapi Teknikleri (Editör Nezahat Olacak), Modern Radyoterapi Teknikleri (Editör Aydın Çakır), Radyoterapi Tedavi Planlama Teknikleri (Editörler Hilal Acar Demir- Salih Gürdalı), Brakiterapi (Editörler Gönül Kemikler-Fadime Alkaya), Cihazların Kalite Kontrolü (Editör Kadir Yaray) ve Radyasyondan Korunma (Editörler Bülent Yapıcı- Tamer Oğuz Gürsoy) olarak sıralanmıştır.

İÇİNDEKİLER	
ÖNSÖZ	1
İÇİNDEKİLER	1
1. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
2. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
3. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
4. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
5. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
6. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
7. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
8. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
9. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
10. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
11. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
12. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
13. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
14. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
15. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
16. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
17. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
18. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
19. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
20. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
21. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
22. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
23. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
24. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
25. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
26. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
27. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
28. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
29. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
30. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
31. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
32. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
33. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
34. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
35. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
36. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
37. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
38. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
39. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
40. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
41. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
42. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
43. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
44. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
45. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
46. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
47. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
48. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
49. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
50. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
51. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
52. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
53. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
54. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
55. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
56. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
57. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
58. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
59. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
60. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
61. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
62. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
63. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
64. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
65. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
66. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
67. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
68. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
69. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
70. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
71. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
72. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
73. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
74. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
75. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
76. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
77. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
78. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
79. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
80. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
81. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
82. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
83. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
84. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
85. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
86. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
87. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
88. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
89. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
90. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
91. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
92. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
93. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
94. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
95. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
96. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
97. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
98. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
99. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1
100. Bölüm: Radyoterapi Fiziği	1

Radyoterapi Fiziği Kitabı yazarı, editörü ve yayınevi süreci ile birlikte geçen 3 yıllık süreçte tamamlanmış, titiz bir çalışmanın ürünüdür. Editör gurubu olarak biz defalarca gözden geçirip düzeltmelerimizi yaptık. Elbette ki gözden kaçan veya hatalı basımlar olabilir.

Radyoterapi Fiziği Kitabı bu alandaki en geniş kapsamlı Türkçe kitap olup yenileri için yol gösterici olması açısından oldukça önemlidir.



Resim: 2015-2017 ve 2017-2019 Medikal Fizik Derneği Yönetim Kurulları



Radyoterapi Fiziği Kitabı, Medikal Fizik Derneği tarafından radyasyon onkolojisi alanında çalışan medikal fizik uzmanlarının ihtiyaç duydukları konularda bilgi edinmesi amacıyla hazırlanmıştır.

Bu kitap ayrıca radyasyon onkolojisinde hizmet veren radyasyon onkologları, radyoterapi dışında çalışan medikal fizik uzmanları ve radyoterapi teknikerleri için faydalı olabilir.



Medikal Fizik Derneği tarafından hazırlanmıştır.

Radyoterapi Fiziği

Editörler

• Hatice Bilge Becerir • Fadime Alkaya



Yedinci Editörler

A. Bahar Dirican B. Hatice Bilge Becerir C. Nezahat Olacak
D. Aydın Çakır E. Salih Gürdalı F. Hilal Acar Demir
F. Gönül Kemikler / Fadime Alkaya G. Kadir Yavaş H. Bülent Yapıcı / Tamer Oğuz Gürsoy