

MedFiz@Online

E-DERGİ

EKİM– KASIM 2016 SAYI: 5



Bu Sayıdaki Popüler Konular;

- AVRUPA 1. MEDİKAL FİZİK KONGRESİNİN ARDINDAN
- AAPM-2016 TOPLANTISININ ARDINDAN
- ADAPTİF RADYOTERAPİ
- DÜNYA VE TÜRKİYE'DE BRAKİTERAPİ GEÇMİŞİ, KULLANILAN KAYNAKLAR VE BRAKİTERAPİ YÖNTEMLERİ
- ARTAN TEDAVİ SÜRESİ, DOZ HIZI VE FRAKSİYON İÇİ DOZ ŞEMASININ RADYOBİYOLOJİK ETKİLERİ
- NÜKLEER TIPTA PET/MR TEKNOLOJİSİ
- AYIN RAPORU (I): AAPM TG-105 Raporu; MonteCarlo Tabanlı Foton ve Elektron Eksternal Tedavi Planlama Klinik Uygulamaları
- AYIN RAPORU (II): Report 24 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry: Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy.

BAŞ EDİTÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

Cemile Ceylan
cemile.ceylan@anadolusaglik.org
Ertuğrul Ertürk
mehmet.ertugrul@mnt.com.tr
Fadime Alkaya
alkayafadime@hotmail.com
Gökhan Aydın
gokhan.aydin@acibadem.com.tr
Görkem Güngör
gorkem.gungor@acibadem.com.tr
Hande Baş Ayata
hande.bas@anadolusaglik.org
Nadir Küçük
nadir.kucuk@medipol.com.tr

DERGİ TASARIM

Hande Baş Ayata
Görkem Güngör

BASIM

E-kopya

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Abidin Tecik
Ayhan Kılıç
Boran Güngör
Edrine Damulina
Emre Mustafa Karademir
Ergun Ahunbay
Esra Serin
Hande Sertkaya Yaman
Hilal Acar
Mustafa Demir
Nazlı Demirağ
Necmettin Yaşar
Nural Öztürk
Pelin Paçacı
Salih Gürdallı
Sema Gözcü Tunç
Ziyafer Gizem Portakal

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır)

medfizonline@gmail.com

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE
YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN
SORUMLULUĞUNDADIR

İÇİNDEKİLER

-MERHABA**-AVRUPA 1. MEDİKAL FİZİK KONGRESİNİN ARDINDAN****-AAPM-2016 TOPLANTISININ ARDINDAN****-AYIN BÖLÜMÜ: Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi****-ADAPTİF RADYOTERAPİ****-DÜNYA VE TÜRKİYE'DE BRAKİTERAPİ GEÇMİŞİ, KULLANILAN KAYNAKLAR VE BRAKİTERAPİ YÖNTEMLERİ****-ARTAN TEDAVİ SÜRESİ, DOZ HIZI VE FRAKSİYON İÇİ DOZ ŞEMASININ RADYOBİYOLOJİK ETKİLERİ****-NÜKLEER TIPTA PET/MR TEKNOLOJİSİ****-RADYOTERAPİ TEKNİKLERLERİ DERNEĞİ****-TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNDE GÜNCEL GELİŞMELER****-AYIN RAPORU (I): AAPM TG-105 Raporu; MonteCarlo Tabanlı Foton ve Elektron Eksternal Tedavi Planlama Klinik Uygulamaları****-AYIN RAPORU (II): Report 24 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry: Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy.****-KARŞIT GÖRÜŞ: Küçük alan output ölçümlerinde düzeltme faktörü uygulamak gerekli midir?****-UGANDALI MEDİKAL FİZİĞE MERAKLI EDRİNE****-SERBEST KÜRSÜ: Kafkaslarda bir tırmanış hikayesi; Gürcistan Kazbek dağı (5047 mt)**

YENİDEN MERHABA

Yaz döneminin ardından yoğun bir çalışma dönemine giriyoruz. Hem dergimiz açısından hem de radyasyon onkolojisi açısından yeni bir açılım ve beklentilerin olduğunu söylemek yanlış olmaz.

Hareketliliğin en önemli göstergesi kongreler ve toplantılar oluyor. Elinizdeki bu sayıda sizlere bazı etkinliklerden haberdar etmeye çalışacağız.

İlk olarak, AAPM (American Association of Physicist in Medicine) tarafından 31 Temmuz – 4 Ağustos 2016 tarihleri arasında organize edilen 58. AAPM Yıllık toplantısından bahsetmek istiyoruz. Toplantının ana teması "Communication our value. Improving our future", dilimize

"Değerimizin anlatılması. Geleceğimizin iyileştirilmesi" olarak tercüme edebiliriz. Toplantı ve tema ile ilgili olarak AAPM Başkanı Bruce H. Curran; medikal fizikçilerin görüntüleme ve tedavi sürecinde önemlerinin arttığını ve medikal fizikçilerin değerini sürdürebilmesi için gerekli araç-gereç ve rehberlerle desteklenmesi gerektiğini ifade ediyor. Bu anlamda AAPM komiteleri ve task gruplarının, medikal fizikçilerin geleceğinin klinik, bilimsel ve profesyonel olarak şekillendirebilmesi için çalıştıklarını söylüyor. Gerçekten de medikal fizik, çağımızda teknolojik olarak en hızlı gelişen meslek dalı olarak kendini gösteriyor.

İkinci etkinlik, bu yıl 1-4 Eylül 2016 tarihleri arasında Yunanistan'ın Atina kentinde ilki düzenlenen **"1st European Congress of Medical Physics (ECMP.)"** kongresi. Kongre "European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP) tarafından ve yerel olarak "The Hellenic Association of Medical Physicist (HAMP)'ın katkılarıyla organize edilmiş. Birinci ECMP Başkanı John Damilakis, kongrenin ana hedefini, Avrupadaki medikal fizikçilerin bir araya getirilmesi ve tanımlanan hedefler doğrultusunda ortak solunan bir çevre yaratılması olarak ifade etmiş. Kongrenin bilimsel aktiviteleri, radyasyon onkolojisi, radyoloji ve nükleer tıp üzerine inşa edilmiş. Ek olarak en iyi e-poster ve en iyi sözlü sunum alanında ödüller dağıtılmış. İzlanda'lı meslektaşlarımız "Automatic Bone Marrow Segmentation for PET-CT Imaging in Multiple Myeloma" başlıklı çalışmalarını e-poster alanında ödüle layık görülürken, Portekizli meslektaşlarımız "Fetal Dose Estimation in A Case of Unintended Pregnancy During Brain Radiotherapy" başlıklı çalışmaları ile sözlü sunum alanında ödüle layık görülmüşlerdir. EFOMP'un resmi yayın organı olan "Physica Medica"'nın 2015 yılı içinde yayınladığı en iyi makaleye de "Galileo Galilei" ödülü verildiğini eklemek gerekiyor.

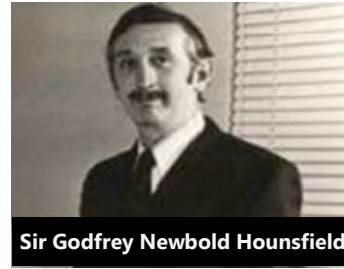
Her iki etkinlik ile ilgili olarak dergimizde yazı ve değerlendirmeler bulacaksınız.

Ülkemizde radyoterapi ortamında yaygın olarak uygulamasını görmediğimiz " Medical Dosimetrist " ünvanına sahip teknik elemanlar özellikle Amerika gibi ülkelerde radyoterapi ekibinin içinde ağırlıklı olarak yer alıyorlar ve önemli işlere imza atıyorlar. "American Association of Medical Dosimetrists" kuruluşu her yılın

Ağustos ayının 3. Çarşambasını **"National Medical Dosimetrist Day"**, yani ulusal medikal dozimetrist günü olarak ilan etmiş. Geçtiğimiz 17 Ağustos 2016 **"Medikal Dozimetrist"** günü idi, bizler de bu günü kutluyoruz.

7 Kasım 2016 **"Uluslararası Medikal Fizik Günü"**. International Organization for Medical Physics (IOMP) tarafından ilan edilen Uluslararası Medikal Fizik Günü'nün bu yıl dördüncüsünü kutlayacağız. Bu yılın ana teması ise şöyle: **"Medikal Fizik eğitimi: Başarının anahtarı"**. 6. Sayımızda bu konuya ayrıntılı olarak yer vereceğiz. Tüm meslektaşlarımızın medikal fizik gününü, editör grubumuz olarak saygı ve sevgi ile kutluyoruz.

Medikal Fizik alanında uygulamalarımızda her zaman adını andığımız iki bilim adamının doğum gününü buradan hatırlatmak istiyoruz. İlki, Nobel ödülü sahibi **Sir Godfrey Newbold Hounsfield** (28.08.1919 – 12.08.2004) CT görüntülerinde radyolojik yoğunluk skalası birimine **Hounsfield (HU)** ismini vermiş bilim adamı. İkincisi ise, Radyobiyojinin önderlerinden **Louis Harold Gray** (10.11.1905 – 9 .07.1965) absorbe doz birimi **(Gray-Gy)** adıyla anılıyor.



Sir Godfrey Newbold Hounsfield



Louis Harold Gray

6. Sayımızla birlikte bir yılımızı doldurmuş olacağız. Bir başka ifade ile 1. yaşımıza basacağız. Şüphesiz, yaşam bizleri yeniliklere, yeni ufuklara doğru itiyor. Editör grubu olarak, geçtiğimiz bir yılı, sizlerden gelen öneriler ve kendi deneyimimizden çıkardığımız sonuçlar ışığında değerlendiriyoruz. Amatör kişiler olarak, profesyonel bir dergi çıkarmanın tüm zorluklarını aşmanın tek kaynağının, dergimizin meslektaşlarımız tarafından desteklenmesi ve kabul görmesi olduğunun bilincindeyiz.

Dergimiz, deyim yerindeyse medikal fizik toplumunun onayını almış olmanın mutluluğunu taşımaktadır.

Sizlere daha profesyonel, daha içerikli bir dergi sunmanın heyecanını taşıyor, sizlerin de bu heyecana katıldığını biliyoruz.

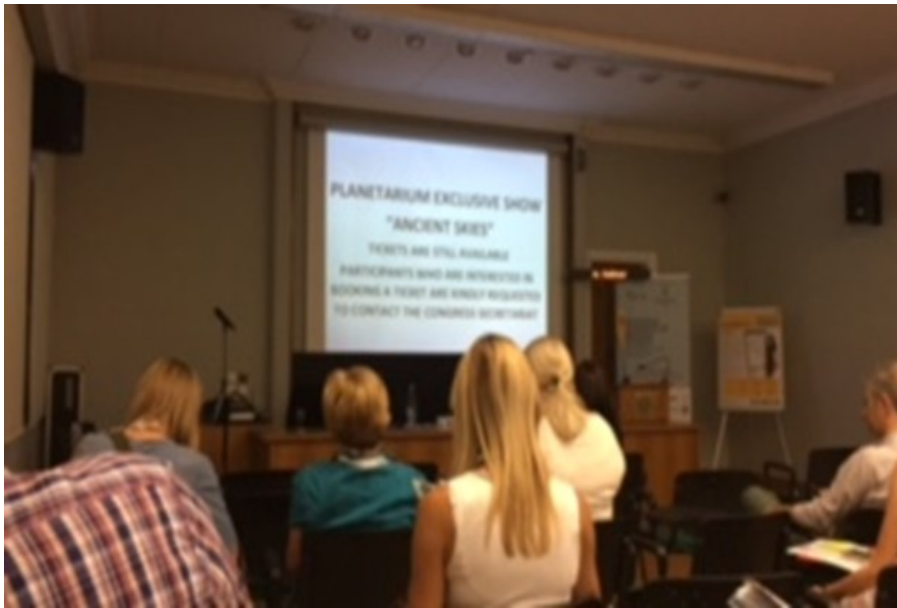
Yine dolu ve yoğun bir sayı ile karşınızdayız.

Gelecek sayıda buluşmak üzere, saygılarımızı sunuyoruz.

Haluk Orhun

AVRUPA MEDİKAL FİZİK KONGRESİNİN ARDINDAN

Bildiğiniz üzere MedFiz@Online dergisi olarak mesleğimiz ile ilgili toplantıları bu toplantılara katılan meslektaşlarımız aracılığıyla sizlere aktarmaya ve havasını solumaya çalışıyoruz. Bu sayımızda Eylül ayı başında Atina'da birincisi düzenlenen 1. Avrupa Medikal Fizik Kongresini (ECMP) toplantıya katılan arkadaşlarımızın dilinden size anlatmaya çalışacağız. Kongre katılımcısı ve aynı zamanda sözel sunumları olan Ayşegül Yurt hocamız kongre detaylarını, Ziyafer Gizem Portakal-ECMP kongresi kazanımlarını, Esra Serin ve Pelin Paçacı ise kongre genel izlenimlerini bize aktaracaklar.



Ayşegül Yurt-Öğretim Üyesi

1. Avrupa Medikal Fizik Kongresi (ECMP) 1-4 Eylül 2016 tarihinde Yunan Medikal Fizik Derneğinin ev sahipliğinde Atina'da gerçekleştirildi. ECMP'nin en önemli rolü uluslararası Medikal Fizik topluluğunu bir araya toplayarak ve ilgili alanda bilgi paylaşarak pek çok konuda ilham kaynağı olmasıydı. Pek çok farklı ülkeden Medikal Fizik ile ilgili konularda çalışan kişileri bir araya getiren toplantı ortak çalışma konuları belirleme ve yeni kişilerle tanışma olanağı sağladı. ECMP'nin programında dikkatimi çeken 2 konu vardı. Bunlardan birincisi, toplantılar 3 salonda gerçekleştirilmeydi. Salonlardan biri Radyasyon Onkolojisi, ikincisi ise görüntüleme ile ilgili konularla birlikte her iki salonda da radyasyondan korunma konularında konferans ve sözlü bildiri

sunumları gerçekleştirildi. Üçüncü salonda ise sadece tüm gün 10 dakikalık sözlü bildiri sunumları yapıldı. Kongre'de Avrupa ve Amerika'dan konusunda uzman 73 davetli konuşmacı ve yaklaşık 700 katılımcı vardı. Kongre bilimsel programı EFOMP, IAEA ve ICTP oturumları olarak ayrılmış ve ilgili konular kendi içinde dizayn edilmişti. Örneğin bir salonda "Joint EFOMP-IAEA Session: Patient Safety In Pediatric Imaging" ilk 3 davetli konuşmacı (20dk) daha sonra ise konu ile ilgili kabul edilen özetlerden 3 sunum (10dk) bu bölümde gerçekleştirildi. Bende bu bölümde "Size specific dose estimates in pediatric chest, abdomen and pelvis CT examinations" (A.Yurt, İ. Özsoykal, K. Akgüngör) konu başlıklı çalışmamızı sundum.

Bunun yanı sıra Medikal Fizik Uzmanı görev, yetki ve sorumlulukları ile ilgili sunumlar yapılırken ülkemizde meslek grubu olarak nerede olduğumuzu düşündüm.

Buna cevap vermek zor oldu, ancak 2014 yapılan bir Avrupa Birliği projesi raporu, "Radiation Protection 174, European Guidelines on the Medical Physics Expert" belki de bizim ülkemizde mesleki yerimizi tanımlamada ve göstermede referans olabilir. Tabii ki, Medikal Fizik eğitimi ile ilgili hem EFOMP, IOMP, ICTP gibi uluslararası kuruluşların hem de bu konuda yapılan proje ve çalışmalarla ilgili sunumlar da vardı. Özellikle Helenik Medikal Fizik Derneği, Genç Medikal Fizikçiler için akademik ve mesleki hareketliliği ile ilgili bir özel oturum gerçekleştirdi. Eğitim ve meslekte nerede oldukları ile ilgili konuda farklı ülkelerden genç Medikal Fizikçiler sunumlar yaptı ve tartıştı.

Pek çok ülkeden katılımcının yer aldığı toplantıda ne yazık ki

Türkiye'den çok az kişi vardı. Böyle toplantılarda özellikle Türk Medikal Fizik Derneğinden bir temsilcinin katılımı yanı sıra konu ile ilişkili Medikal Fizikçilerin katılımı büyük önem taşımaktadır. Çok farklı konuların ele alındığı böyle bir kongre hem bizlere vizyon sağlarken hem de meslektaşlarımızla bir araya geleceğimiz özel bir ortam sağlayacaktır. Derneğimizin ve pek çok Medikal Fizikçi meslektaşım ESTRO/ASTRO gibi uluslararası toplantıları tercih ediyor, umarım bundan sonra EFOMP ve AAPM gibi uluslararası toplantılara katılımlar da artar. Böylelikle Türk Medikal Fizik topluluğu da uluslararası arenada yavaş yavaş yerini alır. Bundan sonraki ECMP, 23-25 Ağustos 2018'de Danimarka Kopenhag'da yapılacaktır. Umarım 2. Avrupa Medikal Fizik Kongresinde büyük bir Medikal Fizik grubu olarak orada buluşabiliriz.

Ziyafer Gizem Portakal-Araştırma Görevlisi

Geçtiğimiz Eylül ayında 700'den fazla katılımcısı ve 30 civarı stand/ tanıtım/sponsor ile ilki düzenlenen "European Congress of Medical Physics (ECMP)" Yunanistan Atina'da gerçekleştirilmiştir. Görüntüleme, tedavi, dozimetri, radyasyondan korunma, biyolojik etkiler, eğitimsel ve profesyonel yenilikler ana başlıkları ile medikal fiziğin pek çok gelişme ve uygulamalarının yer aldığı kongredeki sunumlar üç farklı salondaki alanlara ayrılarak yapılmıştır. Ayrıca kabul edilen tüm özetler online olarak "Physica Medica (EJMP)" dergisinde yayınlanmıştır. Bir sonraki kongrenin ise 2018 yılında Danimarka'da gerçekleştirileceği de duyurulmuştur. Doktora tez çalışmam doğrultusunda, görüntüleme üzerine çalışmalarımı yürüttüğümden dolayı alanım ile alakalı sunumları takip etmeye çalıştığım kongrede, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve Ultrason (US) üzerine gerçekleştirilen çalışmalarda, teknolojinin hızlı ilerlemesine paralel olarak gelişen yeni teknik ve analiz yöntemleri sonuçlarının hastalar üzerindeki başarılarının oldukça dikkatimi çektiğini söylemeliyim. Tanısal radyolojide gerek kalite kontrol kısmı gerekse klinik uygulama kısmında fiziğin öneminin vurgulandığı pek çok sunumla karşılaştım. Özellikle US/Elastografi yöntemindeki gelişmeler ile doku elastisite farkının sadece niteliksel olarak değil, niceliksel olarak da değerlendirilebilmesi ile sistematik hatanın en aza indirilmesi, difüzyon ağırlıklı MRG uygulamalarında farklı seküans ve analiz yöntemlerinin uygulamaları ile görüntü kalitesinin artırılması benim açımdan en

dikkat çekici konulardı. Daha önce katıldığım ESTRO, ESMF etkinliklerinde tanıma şansı bulduğum pek çok deneyimli fizikçi/medikal fizikçinin de kongrede yer aldığını görmek oldukça önemliydi. Keza bu tür organizasyonların biz öğrenciler için oldukça değerli fırsatlar sağladığını birebir yaşayan biri olarak naçizane vurgulamak istiyorum. İlk gün öğleden sonraki görüntüleme sunumlarının en sonuncusu olan "relaksometri, difüzyon görüntüleme ve US/elastografi tekniklerine uygun, dokuyu temsil edebilecek nitelikte fantom hazırlama" başlıklı çalışmamda, agar/agaroz/polivinil alkol (PVA) kullanarak hazırladığım görüntüleme jel fantomlarına farklı miktarlarda mikro cam kürecikleri ilave ederek her bir fantomun MRG-US/Elastografi-BT ile fiziksel parametrelerini hesaplayarak literatürdeki ve çalışmaların yürütüldüğü kliniklerdeki hasta verileriyle karşılaştırdım. Gerek kendi sunumum, gerekse takip ettiğim sunumlar esnasında pek çok faydalı soru-cevap ve tartışma sayesinde kendi adıma kongrenin oldukça verimli geçtiğini söylemeliyim. Firmaların yer aldığı sergi organizasyonları ESTRO'da ki kadar kapsamlı olmasa da oldukça bilgilendiriciydi. Sosyal etkinliklerden sadece açılış kokteyline katıldım ve kokteylin oldukça etkileyici geçtiğini söyleyebilirim. Oldukça profesyonel hazırlandığını gördüğüm kongrenin ikincisine de katılabilmeyi çok arzu ediyorum.

Esra Serin-Medikal Fizik Öğrencisi

Atina'da bu yıl birincisi düzenlenen European Congress of Medical Physics (ECMP) kongresine ben ve klinikten arkadaşlarımla birlikte katıldık. Kongre ilk olmasına rağmen oldukça profesyonel yapılmış bir organizasyondur. Salonun girişine yerleştirilen bilgisayarlar kongreye gönderilen e-posterleri her an inceleme imkânı sunuyordu. Ayrıca her katılımcıya verilen oturumları değerlendirme anketlerinin verilmesi ile hem katılımcıların her oturuma katılmasını hem de konuşmacıları değerlendirmesini sağladı. Anketleri vermeden katılımcı sertifikalarını vermiyor olmaları bence kongreden geri dönüş alabilmek adına çok yerinde bir uygulamaydı. Biz Medipol Üniversitesi öğrencileri olarak dört ayrı çalışma yolladık ve çalışmalarımızın hepsi sözlü sunum olma hakkı kazandı. Bu çalışmalardan bir tanesi de bana aitti. Benim çalışmam CyberKnife cihazındaki algoritmaları karşılaştırmaya yönelikti. Bu cihaz ile ilgili benim ve hocalarımın deneyimlerini toplantıda sunma fırsatı buldum. Cihazda sahip olduğumuz Ray-Tracing ve Monte

Carlo algoritmalarını kullanarak baş boyun fantomunda oluşturduğum üç farklı tümör boyutu için ayrı ayrı tedavi planları hazırladım. Daha sonra gafkromik film kullanarak planları ışınlayıp değerlendirmelerini tablolayıp sonuçları kongrede sundum. Diğer sunumlara olduğu gibi benim sunumuma da ilgi oldukça fazlaydı. Kongrenin genelinde oturumlara katılım oldukça fazlaydı. Ayrıca konuşmacılara sorulan sorular ve yapılan katkılar çok yerinde ve öğreticiydi. Ben ve arkadaşlarımla öğrenci olması sebebi ile yeni çok fazla insan tanıma şansı bulduk. Ayrıca tanıdığımız birçok kişi bizi başka insanlarla tanıştırdı ve daha fazla konuda bilgi sahibi olmamızı sağladı. Kongre bittiğinde başka birçok ülkeden yeni insanlar tanıdım ve daha sonrada iletişim kurabilmek adına birçok kişinin mail adreslerini almıştık. Ben ve arkadaşlarımla için hem öğretici hem de keyifli bir kongre oldu. Bizim için katıldığımız ilk uluslararası kongre olması sebebiyle önemi çok fazlaydı ve ben bu şansı çok güzel değerlendirdiğimize inanıyorum.

Pelin Paçacı-Medikal Fizik Öğrencisi

ECMP kongresi 1-4 Eylül tarihleri arasında European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP), The Hellenic Association of Medical Physicists (HAMP) ve Eugenides Foundation tarafından Atina'da düzenlenmiştir. Kongre Avrupa da ilk kez düzenlenmiş olup uluslararası boyutta birçok katılımcıya ev sahipliği yapmıştır. Kongrede seçilen çalışmalar European Journal of Medical Physics dergisinde yayınlanacaktır. Dört gün süren kongrede ağırlıklı olarak diagnostik fizik alanında birçok sunum yapılmıştır. Kongrenin temel amacı Avrupadaki tüm medikal fizikçileri bir çatı altına toplayıp güncel gelişmeleri sorgulamak ve yeni araştırmalara ufuk açmaktır. Kongrenin yerel ev sahipliğini Yunanistan medikal fizik komitesi adına Dr. Virginia Tsapaki yapmıştır. Kongreye Türkiye'den birçok medikal fizikçinin katılmasıyla beraber toplam altı meslektaşımız sözlü sunum yapmıştır. Kongrede en iyi e-poster ve sözel sunum ödülleri verilmiştir. En iyi sözel sunum ödülünü "Automatic Bone Marrow Segmentation for PETCT Imaging In Multiple Myeloma" adlı çalışmasıyla İrlanda Dublin'den Leydon ve

arkadaşları kazanmıştır. En iyi e-poster ödülünü "Fetal Dose Estimation In A Case of Unintended Pregnancy During Brain Radiotherapy" adlı çalışmasıyla Portekiz Porto'dan Figuera ve arkadaşları kazanmıştır. Medipol Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi olarak kongreye dört sunumla katıldık. Benim çalışmamın başlığı " Dozimetric Evaluation of The Dose Calculation Accuracy of Different Algorithms for Two Different Treatment Techniques During Whole Breast Irradiation " idi. Bu çalışmada meme kanserinde Acuros ve AAA algoritmalarının IMRT ve FIF tekniği ile yapılan planlar üzerindeki dozimetrik etkisini inceledim. Böylelikle her iki algoritma ve teknikle yapılan planların OAR, CI, HI değerlerinden elde edilen sonuçlara göre Eclipse planlama sisteminde Acuros algoritmasının AAA algoritmasına göre daha avantajlı olduğunu anlattım. Son olarak ilk defa gerçekleşen bir kongre olmasına rağmen katılım oldukça yüksekti. Kongredeki oturumların hepsi son derece faydalıydı özellikle farklı kliniklerdeki deneyimleri öğrenmek çok keyifliydi.



Ayşegül YURT

1987 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldum. 1989 yılında Türkiye'ye gelen ilk Manyetik Rezonans Görüntüleme cihazıyla Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim dalı başladım. 2006 yılında Sağlık Bilimleri Enstitüsünde kurduğumuz Medikal Fizik Anabilim Dalında öğretim üyesi olarak devam etmekteyim. Evli bir çocuk annesi olmak birlikte gezmeyi, görmeyi ve fotoğraf çekmeyi çok severim.



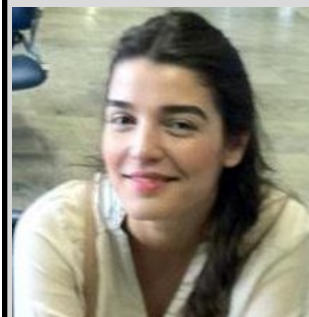
Pelin PAÇACI

1990 yılında İzmir Karşıyaka'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimi Karşıyaka'da tamamladı. 2015 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliğinden mezun oldu. Aynı yıl içerisinde Medipol Üniversitesi Sağlık Fiziği A.B.D 'da yüksek lisans programına başlamış ve halen öğrenimine devam etmektedir.



Esra SERİN

15.01.1991'de İstanbul'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimimi İstanbul'da tamamladı. 2015 yılında Marmara Üniversitesi fizik bölümünden mezun olduktan sonra 2015 yılında başladığı İstanbul Medipol Üniversitesinde yüksek lisans programına devam etmektedir.



Ziyafer Gizem PORTAKAL

2009 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Eğitim Fakültesi Fizik Bölümünden 3,5 lisans + 1,5 yüksek lisans derecesi ile mezun oldu. 2009-2010 Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde, yatay geçişle 2010-2012 Çukurova Üniversitesi Fizik Bölümünde yüksek lisans yaptı. Yüksek lisansı esnasında görevlendirme ile ÇÜ Radyasyon Onkolojisi'nde fizikçi olarak çalıştı. 2012-2013 tarihleri arasında Heidelberg Üniversitesi Mannheim kliniğinde 4 ay staj yaptı. 2015-2016 tarihleri arasında Velindre Kanser Merkezinde 1 yıl misafir araştırmacı olarak doktora tez çalışmalarının bir kısmını gerçekleştirdi. 2010 Eylül'den itibaren Fizik Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.

AAPM-2016 TOPLANTISININ ARDINDAN

Fiz. Dr. Salih GÜRDALLI-MNT Medikal Fizik Müdürü

2016 58. AAPM yıllık toplantısı bu yıl Washington DC şehrinde 31 Temmuz- 4 Ağustos tarihleri arasında yapıldı. Bu yılın ana başlıkları; "professional, therapy education, therapy scientific, joint imaging-therapy scientific, imaging scientific, imaging education, practical medical physics, radiomics, technical exhibit hall" şeklinde idi.

kariyerinin başında olan Medikal fizikçiler için çok faydalıydı.

b- *MR Guided Radiotherapy* geçen yıl olduğu gibi bu yıl da sıklıkla konuşuldu. Özellikle Linak bazlı sistemlerin geliştirilmesi ve teknolojileri konuları tartışıldı.



Kongrede elde ettiğim izlenimleri ve ilgimi çeken başlıkları çok kısa sizlere aktarmaya çalışacağım,

a- Bu yıl açılış gününde Professional Council Symposium oturumunda *'The Medical Physicist Value Proposition for Tomorrow and Today. (If a Medical Physicist Fell In the Woods, Would Anyone Hear It?)* başlıklı sempozyum oldukça ilgimi çekti. Oturum başkanı bir Radyasyon Onkoloğuydu ve bir Medikal Fizik Uzmanı ve bir de hastane yöneticisine söz verdi. Her üç konuşmacı Medikal Fizikçinin klinikteki beklentileri, alması gereken sorumluluklarla ilgili görüşlerini belirttiler. Bu 3 konuşmacı sonrasında 5 farklı alanda çalışan Medikal Fizikçi ilgili değer yargılarını nasıl yükselttiklerini ve gençlerin bu konuda neler yapması gerektiğini anlattılar.

İkinci günün mesleğe yeni başlamış genç fizikçiler için bir başka toplantısı *'The Many Path of Medical Physics'* başlıklı toplantı idi. Burada da farklı sektörde çalışan Uzman Medikal Fizikçiler buldukları pozisyonlara nasıl geldiklerini ve şu anda neler yaptıklarını anlattılar. FDA, Üniversite, Elekta, SunNuclear, özel hastane, Mobius (Kurucusu) fizikçilerin çalıştığı kurumlardı.

Her iki oturum da özellikle mesleğe yeni başlamış ve

c- *Treatment Planning Systems Commissioning and QA'* oturumunda AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a: "Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations—Megavoltage Photon and Electron Beams" başlıklı Guideline detaylı bir şekilde incelendi. Commissioning ve sonrasında end-2-end testlerinin önemi tartışıldı.

<http://www.aapm.org/pubs/MPPG/documents/MPPG5a.pdf>.

d- *'New Task Groups for External Beam QA'* başlıklı oturumda **AAPM TG-135 U1 QA for Robotic Radiosurgery, AAPM TG-178 Gamma Stereotactic Radiosurgery Dosimetry and Quality Assurance AAPM TG-218: Measurement Methods and Tolerance Levels for Patient-Specific IMRT Verification QA** başlıkları konuşmacılar tarafından ele alındı. Özellikle Dr M. Miften in konuştuğu TG 128 (henüz draft) yayınlandığı zaman hasta bazlı IMRT QA değerlendirmelerindeki kriterlerin netleşmesi açısından önemli bir literatür olacak.



e- 'Optimizing the Treatment Planning Process'

başlıklı oturumda simülasyondan tedaviye kadar süren aşamalarda zaman ve kalite olarak nasıl sorunlar yaşanabilir bu sorunlar nasıl giderilir ne tür iyileşmeler sağlanabilir konuları konuşmacılar tarafından ele alındı. Bu konularda yapılan optimizasyonların tüm Radyasyon Onkolojisi ekibini, hastane yönetimini nasıl etkilediği ve bunun tedaviye nasıl olumlu katkı sağladığı tartışıldı.

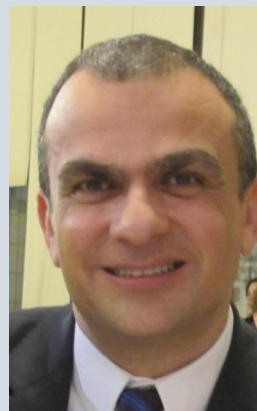
f- Cone Beam CT'ler konusundaki bilimsel çalışmalar 4D -CBCT'de artefakt ve hasta dozunu azaltmaya yönelik hem matematiksel hem de filtre çalışmaları önümüzdeki yıllarda klinik avantajlar sağlayacak gibi görünüyor.

g-SRS/SBRT vaka tartışma panelleri de katılımcılar tarafından beğenilen konuşmalar oldu. Karaciğer, beyin ve spinal kanal çözümleri hem Radyasyon Onkoloğu gözü ile hem de Medikal Fizikçi bakış açısı ile tartışıldı.

h- Haziran 2016 da yayınlanan TG-100 ile ilgili bir workshop yapıldı. Bu üzerinde durmamız ve konuşmaya başlamamız gereken çok önemli bir konu. RT'deki risk analizlerinin yapılması ve detayların belirlenmesi biz Medikal Fizikçilerin özellikle kalite kontrol konularında hangi detaylara daha çok eğilmemiz gerektiğini ortaya çıkaracak. Ayrıca yaptığımız işi başkalarına anlatmak açısından da kanımca çok önem bir literatür olacak TG-100. Bu kongrede diğer kongrelerden farklı olarak Amerika'da çalışan medikal fizikçiler sevgili Cem Altuntaş (Colorado Üniv.)'un gayretleri ile akşam yemeğinde bir araya geldi. Akşam yemeğine katılmayan arkadaşlar da bir öğle yemek arasında buluşup tanıştı ve hasret giderdi. Akşam yemeği ile ilgili haber turkishamerican TV'de de yayınlandı.

<http://turkishamericantv.org/2016/07/31/turkish-american-medical-physicists-night/>

Kongrede genel anlamda teknolojik yeniliklerin son birkaç yılda durması nedeni ile yenilik anlamında çok heyecan verici başlıklar yoktu. Çoğunlukla var olan sistem ve düzenlerin daha net anlaşılması, kalitenin ve verimliliğin artırılmasına yönelik konuşmalar ve çalışmaların olduğu bir kongre oldu AAPM 2016.



Salih GÜRDALLI

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



AYIN BÖLÜMÜ:

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI



UÜTF Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 1994 yılında kurulmuş ve başkanlığına Doç.Dr.Kayıhan ENGİN getirilmiştir. Yapılan ihale sonucu 1993 yılında alınan sistemlerin kurulum çalışmaları yaklaşık iki yıl sürmüş ve 25 Ekim 1995’de ilk hasta tedaviye alınmıştır. Bir lineer akseleratör, tedavi simülatorü, mold sistemi, bilgisayarlı radyoterapi planlama sistemi, hasta kayıt ve verifikasyon programı ve brakiterapi sistemi ile o günün ülkemizdeki en modern radyoterapi merkezlerinden birisi olan radyoterapi merkezi, 1996 yılında Rektör Prof.Dr.Ayhan KIZIL ve Dekan Prof.Dr.Mete CENGİZ’in girişimleriyle hayırsever işadamı Muammer Ağım tarafından bağışlanan ikinci bir lineer akseleratöre kavuşmuş ve 1997 yılı Nisan ayında Cumhurbaşkanı Süleyman DEMİREL’in katılımıyla bu cihaz hizmete girmiştir.

Anabilim Dalımız yalnızca modern radyoterapi merkezi olarak her yıl 1200 yeni hasta tedavi ederek Güney Marmara bölgesinin radyoterapi tedavisi gereksinimini karşılamakla kalmamış, onkoloji eğitimi konusunda da kongre ve kurslar düzenleyerek bölgeye hizmet vermeye devam etmiştir. 1996 yılında başlatılan Uludağ Onkoloji Sempozyumu her sene çeşitli konularda yapılmaktadır.

Ayrıca 1996’dan beri 2 ayrı dernek ile beraber çalışarak hastanede yatma endikasyonu olmamasına rağmen tedaviye gelip gitme problemi yaşayan hastalarımıza hem kalacak yer hem de ulaşım imkânı sağlayarak destek verilmektedir.

Prof.Dr.Kayıhan ENGİN’in 2005 yılında emekli olmasının ardından Prof.Dr.Lütfi ÖZKAN Anabilim Dalı başkanlığına atanmıştır. Bilgisayarlı Radyoterapi Simülatorü ve dozimetrik ekipmanın 2006 yılında yenilenmesinin ardından 2008 yılında Image Guided Radiotherapy (IGRT) ve Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) kapasiteli bir lineer akseleratör hizmete girmiştir. Yine 2008 yılında Fen Fakültesi işbirliği ile Tıbbi Radyasyon Fiziği Yüksek Lisans programı açılmıştır. 2013 yılında brakiterapi sistemi yenilenecek, Güney Marmara Bölgesine brakiterapi hizmeti veren tek merkez olmuştur. Ayrıca Üniversitemizde kemik iliği nakli hastanesinin açılması ile birlikte Tüm Vücut Işınlamaları da yapılmaya başlanmıştır.

2015 yılında Rektör Prof.Dr.Kamil DİLEK ve Dekan Prof.Dr.İrfan KIRIŞTIOĞLU’nun desteği, Prof.Dr.Lütfi ÖZKAN ve Doç.Dr. Meral KURT’un girişimleriyle yoğunluk ayarlı ark radyoterapi yapabilen yeni cihazımız hizmete girmiştir.

Prof.Dr.Lütfi ÖZKAN’ın 2015 yılında emekli olmasının ardından Doç.Dr.Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ Anabilim Dalı Başkanlığı görevine atanmıştır. 20. yılını dolduracak olan Radyoterapi Merkezi 4 Öğretim Üyesi, 1 Uzman Fizikçi, 2 Uzmanlık Öğrencisi, 3 Sağlık Fiziği Uzmanı, 3 Onkoloji Hemşiresi, 14 Radyoterapi Teknikeri, 4 Büro Görevlisi ve 3 Yardımcı Sağlık Personeli ile kaliteli bir radyoterapi sunmaya devam etmektedir.



Eğitim Programları ve Araştırma Olanakları

Radyasyon Onkolojisi Tıpta Uzmanlık Programı:

Bu programda uzman adaylarına radyasyon fiziği, radyobiyojoloji ve klinik onkoloji konusunda eğitim verilmektedir. Dört yıllık eğitimin sonunda uzman doktorun ileri düzeyde radyasyon ve klinik onkoloji bilgi ve deneyimine sahip, radyobiyojoloji ve radyoterapi fiziği konusunda bilgili ve akademik açıdan gelişmiş olması hedeflenmektedir. Şu ana kadar 20 Radyasyon Onkolojisi Uzmanımız mezun olmuştur.

Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans Programı:

Doç.Dr. Sibel kahraman Çetintaş'ın eğitim koordinatörü olduğu bu programlarda lisansüstü öğrencilerin (a) Medikal radyofiziğin bilinçli, dikkatli, özverili ve sorumluluk gerektiren bir meslek olduğunun bilincinde olmak b) Teşhis

ve tedavide kullanılan teknik donanımı ve tedavi planını tasarlayıp uygulayabilme becerisi c) Güncel literatürü takip edip bilimsel araştırma yaparak sonuçları klinikte kullanılır hale getirebilmek d) Tanı ve tedavi akışı içerisinde oluşan problemlerde problem çözücü olarak rol oynayıp bağımsız karar verme yetkisine sahip olmak e) Tanı ve tedavilerdeki bilimsel ve teknolojik gelişmeleri izleyerek kendini geliştirebilmek f) Mesleki ve etik sorumluluk bilincine sahip olabilmek g) Bilimsel toplantılar ve kongrelerde konu ile ilgili düşünce ve fikirlerini anlatabilmek ve h) Kalite konularında bilinçli olmak hedeflenmektedir. Yüksek Lisans programına Fizik Lisans, Fizik Mühendisliği bölüm mezunları katılabilmektedir. Bugüne kadar 16 Radyofizik Uzmanı yetiştirilmiştir.

CİHAZ PARKI

Siemens Artiste: 160 MLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV, 15MV Filtreli Foton ve 6 farklı enerjide elektron üretmektedir.

Elekta Synergy: 160 MLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV, 15MV Filtreli Foton ve 5 farklı enerjide elektron üretmektedir.

Gammamed-Plus: 3D Brakiterapi planlamalı.

Monaco v.5.1: Sanal simülatör istasyonu 2 adet, 2 adet planlama istasyonundan ve Mosaiq Network sisteminden oluşmaktadır. Ayrıca PTW ve İba dozimetrik ekipman, elektrometreler ve full QA ekipmanları bulunmaktadır.

CMS XiO v.5.0: 1 adet sanal simölatör, 2 adet planlama istasyonu ve Lantis Network sisteminden oluşmaktadır. Ayrıca Siemens Somatom BT simülatörü bulunmaktadır.

Misyonumuz

Uluslararası ölçekte mesleki yetkinliğe sahip, disiplinlerarası çalışmayı özümsemiş, girişimci ve yenilikçi bireyler yetiştirmeyi; evrensel düzeyde bilgi ve sanat eseri üretmeyi, yaymayı ve topluma kaliteli hizmet sunmayı görev edinmiştir.

Vizyonumuz

Ulusal ve uluslararası düzeyde referans merkezi olmak, yenilikçi, kalite odaklı, toplumsal gelişime öncülük edebilen bir bölüm olmaktır.

Öğretim Elemanları:

Doç.Dr.Sibel K.Çetintaş
Doç.Dr.Meral Kurt
Doç.Dr.Süreyya Sarıhan
Yrd.Doç.Dr. Candan Demiröz Abakay

Tıbbi Fizik Uzmanları

Uzm. Fiz.Sema Gözcü Tunç
Uzm. Fiz.Ali Altay
Uzm. Fiz.Zenciye Kiray
Uzm. Fiz. Arda Kahraman



Med.Fiz.Uzm. Sema Gözcü Tunç

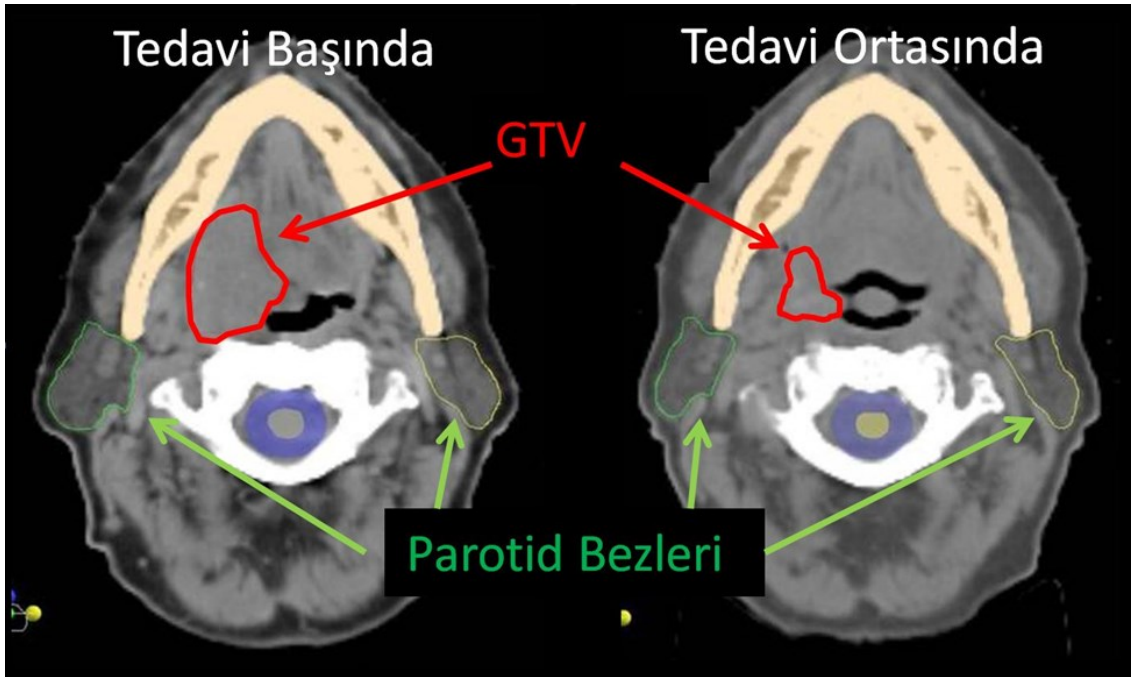
1981 yılında İskenderun'da doğdu. 2004 Uludağ Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2009 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde Yüksek lisans eğitimini tamamladı. Aynı yıl halen çalışmakta olduğu ÜÜTF radyasyon onkolojisi anabilim dalında uzman olarak göreve başladı.

ADAPTİF RADYOTERAPİ

Fiz. Dr. Ergun AHUNBAY

Adaptif Radyoterapi (ART-Adaptive Radiotherapy), hasta tedavi planının tedavi başladıktan sonra hastanın tümöründeki değişimlerin ve/veya hastaya ait spesifik bulguların gözönüne alınarak değiştirilmesi, adapte edilmesi şeklindeki bütün yöntemlere verilen genel isimdir [1, 2]. ART, hastadan bilgi alınması (görüntüleme ya da diğer bilgiler), hasta planının bu bilgiler yönünde değiştirilmesi, yenilenmesi ve yenilenen hasta planının hastaya uygulanmasıdır. Bu açıdan ART bir geri-besleme denetim çevrim mekanizmasıdır. Konvansiyonel Radyoterapi (RT)'de hastanın planı bir defa, tedavi başlamadan önce yapılırken, ART bu paradigmayı değiştirerek, planlamayı tedavi sürecinin devam eden bir parçası haline getirmektedir. Tedavi planındaki adaptasyon, hastanın tümöründe oluşan tedavi sırasındaki değişim sonucu ya da hasta hakkındaki bilgilerdeki değişim sonucu olabilir. Değişim;

sistematik, progresif (tedavi sürecinde belli bir yönde değişim), ya da rastgele (günden güne tahmin edilemeyecek şekilde) olabilir. Diğer bir yaygın modern RT paradigması olan Image-Guided RT (IGRT)'de bir şekilde ART kapsamında değerlendirilebilir, ancak IGRT genelde sadece hasta pozisyonunun değişimini (translation) içerirken, ART, hastanın tedavi planında değişiklik yapılmasını da kapsar. ART teknikleri arasında hem sofistikasyon hem de teknoloji olarak çok büyük farklılıklar bulunmaktadır. Hastanın tümöründeki hacim değişimi sonucu planın yeniden yapılması da bir tür ART uygulaması olarak sayılabilir. Hastanın tedavi planında bu tarz bir müdahale günümüzde oldukça yaygınken, daha kapsamlı günlük online ART metodları 2016 itibarıyla henüz klinikte yaygın uygulama aşamasına girememiştir.



Şekil 1: Baş-boyun kanserinde tipik anatomik değişim, progresif denem türdedir. Genellikle tedavi başından ortasına doğru hacimlerin küçülmesi olarak görünür.

1. ART'ın teknolojik arka planı

Son 10-15 yıldaki bir çok teknolojik ilerleme, ART'in gerçekleştirilebilmesinde rol oynamıştır. Bunların başında Image Guided RT (IGRT) gelmektedir [3]. IGRT, teknolojik olarak 3 boyutlu hasta görüntülemesi ile tedavi biriminin aynı yerde (tedavi odasında) bulunmasını sağlamakta ve bu sayede hastanın tedavi süreci boyunca neredeyse her gün 3D görüntüsü elde edilmektedir. Konvansiyonel IGRT bu görüntülemeyi sadece hastanın pozisyonel yerdeğişimi için kullanırken, bu görüntüler aynı zamanda üzerinde doz hesaplaması ve tedavi planı yapılmasını da mümkün kılar.

Bunun yanında ART için önemli olan bir diğer husus, planlama işleminin kısa sürede yapılabilmesi gerekliliğidir. Bu açıdan bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler ART'in yaygın ve kolay kullanımı için önemli bir altyapıyı oluşturur. Donanım ve bilgisayar hızı, aynı zamanda işlemcilerdeki paralel kartlar ART için önemli teknolojik gelişmeler arasında sayılabilir [4]. Bunun yanında planlama için gerekli hacimlerin hızlı oluşturulması için auto-segmentation ve deformable registration algoritmaları da ART'in yapılmasını kolaylaştıran önemli teknolojilerdir [5,6].

ART ayrıca çok miktarda görüntü, kontur, plan, doz gibi datayı oluşturacağı için, bunların organizasyonu, transferi ve depolanması için büyük bir örgün ağ donanımı gerekmektedir.

DICOM standardizasyonunun da bu açıdan ART'in gerçekleştirilmesinde önemli bir gereklilik olduğunu söyleyebiliriz [7].

2. ART çeşitleri ve sınıflandırma:

ART metodlarını sınıflandırmak için kullanılabilecek en anlamlı ve en yaygın kriter adaptif planlamanın yapılacağı zaman aralığı ile ilgilidir. Bu açıdan ART metodlarını 3 temel gruba ayırabiliriz: offline, online ve real-time. Bugüne kadar çoğu ART araştırma ve klinik uygulamalar Offline ve Online kategorilerinde olmuştur.

2.1. Offline ART:

Offline ART işleminde plan adaptasyonu, hasta tedavi masasında değilken yapılır, o yüzden online ART'a göre yapılması çok daha kolay bir ART metodudur. Offline ART, gerekli karar verme ve değişimler için daha uzun sürenin mevcut olduğu bir işlemdir. Aynı zamanda offline ART sapmaların sistematik bileşkesini yok edebilir. Vanherk formülünden de [8] bilindiği üzere, sistematik sapmalar, random sapmalardan daha zararlıdır ve offline ART sistematik sapmayı yok ederek marjları önemli ölçüde küçülebilir. Bir hastanın kilo kaybı veya tümörünün küçülmesi yüzünden planın yenilenmesi dahi bu tarz offline adaptasyon kapsamına girebilir. Offline ART bütün sistematik sapmayı gideremez, çünkü sistematik sapmayı tam olarak bilebilmek için çok sayıda fraksiyon datası kullanmak gerekir. ART, Hipofraksiyonel ya da SBRT gibi az sayıda fraksiyona sahip tedaviler için fazla fayda sağlamayabilir. İlk birkaç fraksiyon datasından sadece sistematik değil, ayrıca rastgele değişimin de büyüklüğü hakkında bir fikir edinilebilir ve bununla hastaya özgü marj kullanarak plan adapte edilebilir [9].

Offline ART'a dair ilk stratejilerin geliştirilmesi 3 boyutlu görüntülemenin olmadığı zamanlara ve portal görüntüleme kullanılan uygulamalara kadar gider. 3 boyutlu görüntülemenin yaygın olmadığı zamanlarda geliştirilen offline plan adaptasyon türlerinden biri, PTV-CTV (marj yenilenmesi sonucu yapılan plan adaptasyonlarıdır [10]. Hasta tedaviye genel popülasyon marjı kullanılarak yapılan plan ile başlar. İlk 3-5 fraksiyondan sonra 2 boyutlu görüntüleme ile elde edilen random ve sistematik hata miktarları ile hastaya spesifik marjlar kullanılarak plan adapte edilir. Bugün için IGRT hergün uygulandığında hem random hem sistematik yerdeğiştirme hatalarını giderdiği için bu metoda gereksinim kalmamıştır.

Sistematik sapmaların bir türü de progresif sapma denen, zamanla dereceli olarak oluşan sapmalardır. Bu sapmaların bir gün içinde oluşan miktarı göreceli olarak küçüktür ve ciddi bir sorun oluşturmaz. Buna örnek olarak, tümörün küçülmesi ya da hastanın kilo kaybetmesi verilebilir. Offline ART, bu tarz değişim için de etkili olur. Birçok tümör bölge-

sinde (baş-boyun, akciğer, serviks, vb) tümör ve etrafındaki anatominin şekli ve büyüklüğü, radyasyon dozu sonucu progresif değişime uğrar (Şekil 1) [11, 12, 13]. Baş-boyun hastalarında parotis bezi yüzde 70'e varan oranda küçülme gösterebilir [11], ve bezler kanserli hücreye doğru 5mm'ye kadar yer değiştirebilir. Bu durum parotis bezinin tedavi süresince genelde planlanandan daha yüksek doz almasına sebep olur [14]. Akciğer kanserlerinde %1.2 günlük küçülme görülebilir, aynı zamanda tümörün kemik anatomisine göre zamanla yer değiştirmesi de mümkündür [15]. Günümüzdeki planlama zorlukları göz önüne alındığında baş-boyun hastaları için tedavi süresince 1-2 plan adaptasyonun en verimli çözüm olacağı belirtilmiştir [16,17]. Baş-boyun bölgesinde ART ile elde edilecek kazanım özellikle parotis gibi kritik organların dozunda görülmüştür [18]. Akciğer kanserinde küçülen hedef hacmine göre adapte edilmesi durumunda, etraftaki sağlıklı dokuya verilen radyasyonun azaltılmasıyla beraber, görüntüleme ile görülmeyen mikroskopik tümörün yetersiz doz alma riskine de dikkat çekilmektedir [19]. Yine de offline ART, akciğer için hem sistematik bileşeni yok etmek, hem de PTV marjının daha iyi hesaplanması için önerilmiştir [20, 21].

2.2 Online ART:

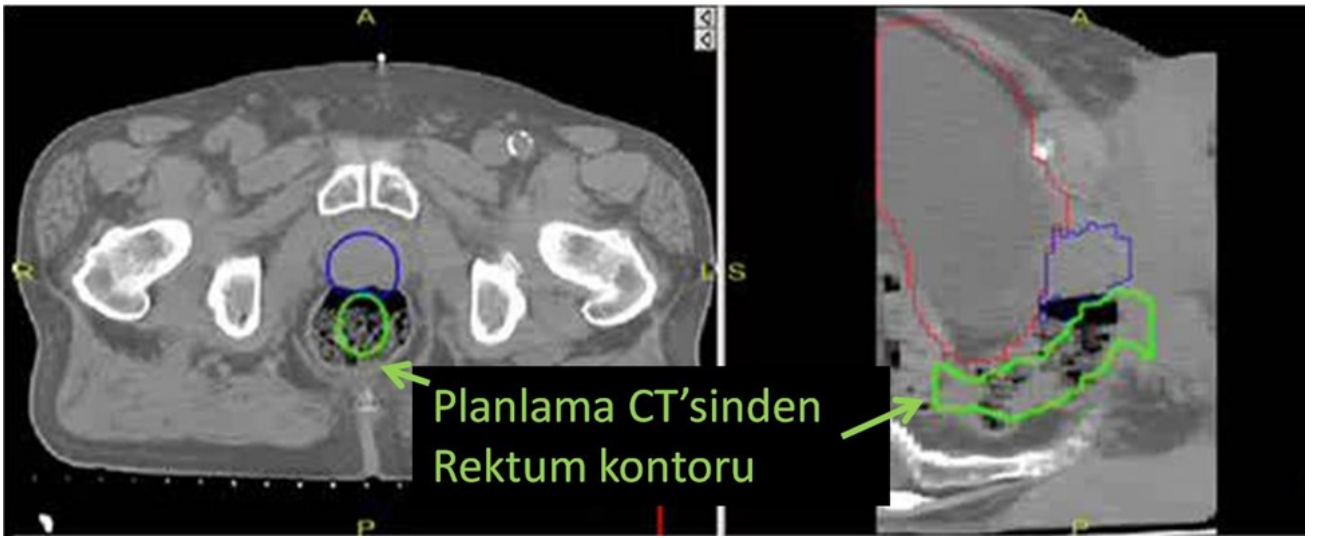
Online ART, hastanın tedavi için setup halindeki görüntüsü üzerinde yapılan plan adaptasyonlarına verilen isimdir. Online ART hem random hem sistematik hataları giderebilme avantajına sahiptir. Bu açıdan online adaptasyon özellikle prostat, serviks gibi random değişimin yüksek olduğu kanser çeşitlerinde etkili olabilir. Online ART için en önemli zorluk ise zamanın adaptasyon için çok kısıtlı olması ve işlemlerin çok çabuk yapılması zorunluluğudur. Yeni bir plan oluşturulması için, hastanın setup pozisyonunun değiştirilmeden görüntüleme ile tedavi arasında dakikalar mertebesinde bir süre içinde yapılması zorunluluğudur.

Prostat kanseri, online ART teknolojisinden yararlanılabilecek bir kanser türüdür. Rektum ve mesanedeki doluluk oranlarındaki random değişiklik yüzünden günlük organ deformasyonu sıkça görülür (Resim 2) [22]. Özellikle tedavi volümü seminal vezikül ya da lenf bezlerini aynı zamanda içine aldığı zaman, bu organların prostata göre hergün farklı pozisyonda yer alması mümkündür. Bu durumda yalnızca translation ile ideal anatomik çakışma gerçekleştirmek yeterli olmayıp online ART gerekli olabilir. Her gün online ART yapılmasının normal IGRT'ye göre %4 daha fazla doz yükseltmesine sebep olabileceği de gösterilmiştir [23].

Klinikte uygulanan IGRT yöntemlerinin herbiri online müdahale örnekleridir. Bunlar ile en basit düzey sapma olan translation sapmaları giderilir. Geometrik/Anatomik değişikliklere translation, rotasyon ve deformasyon olarak 3 kategoride bakabiliriz. Deformasyon, anatominin değişik bölgelerinin birbirinden farklı hareket etmesini içerdiği için, organların birbirine göre yerdeğiştirmeleri de bu kategoriye girer.

Yapılan araştırmalar, hasta doz dağılımına en kötü etki eden sapma türünün translation (yer değiştirme) [24] olduğunu, rotasyon ve deformasyonun etkisinin daha küçük olduğu gösterilmiştir. IGRT ile hem sistematik, hem random bütün translation sapmaları giderilebilir. Rotasyon bugün birçok Linak firması tarafından piyasada bulunabilen 6-derece düzeltme yapan tedavi masaları ile düzeltilebilir. Rotasyon hataları pitch, yaw ve roll olmak üzere 3 ekseninde olabilir. Roll türü rotasyon, gantry açılarının değiştirilmesi ile düzeltilebilir [25]. Bazı kanser türlerinde örneğin prostat ve serviks'te, 10 dereceye varan pitch miktarı görülebilir, bu derece sapmayı masanın eğimi ile düzeltmek mümkün olmayabilir. Rijit translation + rotasyon, 6 bağımsız parametre (x,y, z [translation] + roll, pitch, yaw [rotasyon]) ile ifade edilir ve rijit (esnek olmayan) akıştırma / düzeltmeyi oluşturur. 6-derece'de düzeltmeyi yalnızca gantri, kolimatör, masa açılarının ayarlanmasıyla gerçekleştiren metodlar geliştirilmiştir [26]. 6 derece rijit sapmaları online

optimizasyon ile düzeltmek içinde metodlar mevcuttur, örneğin Bol ve ark. 6 derece transformasyonu doz dağılımına uygulayıp sonra optimizasyon ile orjinal doz dağılımını elde etmeyi önermişlerdir [27]. Tabiki doğal anatomik değişim esnemelidir, örneğin organların birbirine göre farklı hareket etmesi, günlük mesane ya da bağırsakların farklı doluluk oranları, tümörün Şekil değiştirmesi vs 6-derece rijit transformasyon ile ifade edilemez. Anatomik değişimin rijit olmayan bileşkesini de giderebilmek için yeniden plan yapmak ya da planı değiştirmek gereklidir. Bu ise zaman açısından çok masraflı bir işlem olup, online gerçekleştirilmesi zor bir işlemdir. Online yeniden planlamayı hızlandırmayı amaçlayan birçok metod geliştirilmiştir. Bu çalışmalarda genel strateji, ilk baştan sıfırdan plan yapmak yerine eldeki orjinal planı değiştirmek suretiyle sıfırdan yapılan plana çok benzeyen ama daha az zaman gerektiren doz dağılımı elde etmek yönündedir [28,29,30].



Şekil 2: Random anatomik değişime bir örnek, rektum ve mesane'deki doluluk miktarı ile hacmin günlük değişimi. Orjinal CT'de çizilmiş hacimler, günlük CT'de konumlandırılınca, rektum'da büyük fark görölüyor.

2.3 Real time ART:

Online ART'dan daha yüksek frekanslı, hastanın tedavi planının intra-fraksiyonel sapmalara karşın adapte edilme işlemlerini Real-Time ART kategorisine koyabiliriz. Bu tanıma tam uyan uygulamalar bulunmasa da, Real time tracking metodları, plandaki açıklık Őekillerini anlık olarak değiştirdikleri için bir açıdan bu kategoriye dahil edilebilir [31]. Kullanımı yaygınlaşan MR-Linac sistemlerinde [32, 33] ekstra radyasyon vermeden anlık görüntü elde etmek mümkündür, bu daha ileri real-time adaptasyon metodlarına yol açabilir. MRI görüntüleme hızı çoğunlukla tamamen anatomiye kaplayan real time 3 boyutlu görüntü almaya imkan vermese de değişik ortogonal düzlemlerde birden çok kesit görüntüsünün her saniye yenilenmesi mümkündür. MR-Linac için anlık görüntüler kullanılarak hastaya doz verildikçe, geri kalan kısmının real-time planlama ile kompanse edilebildiği bir metod önerilmiştir [34]. Real-time ART için anlık görüntülerin işlenmesi, yorumlanması, ve karar mekanizmaları tamamen otomasyona tabi ve çok güvenli olmalıdır.

3. ART'in bileşkeleri

ART'in bileşkeleri normal tedavi planlamasının bileşkeleridir. Ancak ART'a özđü olan durum, bunların daha hızlı ve en önemlisi otomatik yapılabilmesi gereğidir. ART'ın hızlı yapılabilmesinde hayati faktör otomasyondur. Sonuçta insan faktörü ve insan tarafından yapılması gerekli işlemler bütün planlama süreci içinde en yavaşlatıcı "bottle-neck" oluşturur.

Bu yüzden online ART'in gerçekleştirilmesi doğrultusunda yapılan araştırma/geliştirme çabaları genelde tedavi planlamasını oluşturan operasyonları otomatik hale getirme çabalarıdır. Bir kere bir işlem tamamen otomasyona uğrarsa o işlem daha güçlü bilgisayarlar ve paralel işlemciler ile nerdeyse sınırsız Şekilde hızlandırılabilir. Ancak insan dikkatine ve emeğine dayalı işlemler belli bir noktadan sonra hızlandırılmaz ve kısa zamanda yapılması hata riskini artırır. Ancak planlama işlemlerinin bir kısmının henüz tamamen insansız düzeyde otomasyonu mümkün değildir. Bunların başında hacimlerin çizimi gelmektedir.

Online planlamada ayrıca başka insan dikkatine ve onayına ihtiyaç duyan işlemler de mevcuttur, örneğin plan optimizasyonu, plan onay işlemleri, vs.

3.1 Hacimlerin çizimi:

ART için tedavi planını oluşturmada önemli bir işlem, yeni elde edilmiş görüntüler üzerinde plan için gerekli hacimlerin çizilmesidir. Bunu yapmanın konvensiyonel metodu, manuel çizimdir ancak bu çok zaman alan bir işlem olduğu için ART, özellikle de online ART için makbul bir metod değildir. Otomatik olarak hacim çizimi yapan çok sayıda algoritma ve bunları kullanan birçok ticari program mevcut olsa da, henüz tam anlamıyla bu işlemin otomatik olduğu söylenemez. Varolan algoritmaların oluşturdukları çizimlerde hata oranı çok yüksek olup, çoğunlukla insanlar tarafından tekrar gözden geçirme ve düzeltme çoğunlukla gerekli olmaktadır.

Oto-çizim programları genelde 2 değişik metod takip eder: 1) AS (Auto-segmentation, oto-segmentasyon) [6] ve 2) DIR (Deformable Image Registration ya da deforme görüntü cakiştırma) dır [5]. AS, çizimleri sıfırdan yalnızca eldeki anatomiyi gözeterek oluştururken, DIR, çizimleri ikinci bir referans görüntüden eldeki görüntüye voksel bazında eşleşme yaparak taşımaya dayalıdır. Bundan dolayı, DIR, ART için daha uygun bir seçenek teşkil eder, çünkü ART yapılırken hazırda üzerinde hacimlerin çizilmiş olduğu bir referans görüntüsü mevcuttur. DIR metodları oto-çizim açısından başarılı şekilde kullanılmış ve manuel iş yükünü ciddi şekilde azaltmayı başarmıştır. Ancak DIR algoritmaları -özellikle düşük kaliteli, düşük kontrastlı görüntülerde- bugün için tamamen doğru ve emin sonuçlar vermemektedir. DIR, iki görüntü arasında birebir eşleşmeyle çalışır, bu yüzden iki görüntü arasında eğer içerik farkları (örn. hacim küçülmesi, rektum, mesane doluluk farkı) varsa çok hatalı sonuçlara sebep olur. Çeşitli DIR algoritmalarının doğruluğunu test eden bir çok çalışma mevcuttur [35], ancak DIR'in nasıl test edilebileceği de hala ayrı bir araştırma konusudur. AS temelli yöntemler de bazı avantajlar içermektedir. AS metodları, DIR'daki hatalara sebep olan birebir eşleşmeyi kullanmazlar. Onun yerine direkt o günkü görüntü içinde yüksek gradyentleri bularak hacimlerin sınırlarını çizer. Bu sınırlar iyi tanımlanabilen organlar için (prostat, mesane, spinal kord, vs) uygun olsa da, özellikle tümör hacimleri çoğunlukla gradyent sınırlarını takip etmez, hatta birçok zaman doktor tarafından başka bilgiler ya da ikincil görüntülerden yararlanılarak çizilir. Bu konturları günlük görüntüye aktarmak için DIR yöntemi şarttır. Birçok program, DIR ile beraber AS tarzı modele dayalı hibrid metodlar kullanır. Değişik uzmanların aynı hacmi çizimleri arasındaki ve hatta aynı uzmanın farklı zamanlardaki çizimlerindeki tutarsızlık önemli bir problem teşkil eder ve oto-kontur metodlarının test edilmesini zorlaştırır. Oto-kontur metodları bu tutarsızlıktan kaynaklanan hatayı azaltma açısından avantajlıdır. Görüntüleme yöntemi, görüntüdeki kontrast, görüntü vs. gibi öğeler hem manuel hem oto-kontur kalitesi ve tutarlılığı açısından çok önem arz eder. Günlük IGRT için MRI gibi zengin kontrast metodları oto-kontur'u kolaylaştırıp, online ART işlemini yeterince daha hızlı bir hale getirebilir.

3.2 Doz hesabı, doz birikimi, optimizasyon

Doz hesabı, planlamanın ve bu sebepten ART işleminin önemli bir parçasıdır. 3 boyutlu doz hesabı oldukça yoğun hesap gerektiren bir işlem olsa da tamamen otomatik olduğu için bilgisayar hızının artırılmasıyla hızlandırılabilir. Paralel işlemcilerle, doz hesabının daha da hızlanabilmesi mümkün olmuştur [4]. Doz hesabı için en uygun görüntü biçimi fan beam MV CT ise de, bu genelde görüntü kalitesi düşük bir opsiyondur ve IGRT metodları arasında yaygın bulunmaz. Cone beam CT'de yapılan doz hesaplarında x-ışınının saçılımı yüzünden bazı problemler bildirilmiştir [36]. MRI'da çok daha zengin kontrast sağlansa da MRI'da doz hesabı için elektron yoğunluğu bilgisi içermez. MR-Linak sistemleri için MR görüntüyü sentetik CT haline getirmek aktif araştırma konusudur [37]. Öte yandan kV CT özellikle metal veya kontrast maddelerin sebep olduğu artefaktlardan kötü etkilenir, ki bu MV CT'de sorun değildir.

Hastanın günlük anatomisi değiştiği ve değişen anatomilere göre farklı doz dağılımları elde edildiği için, gerçek doz dağılımını öğrenmek ancak bu dozları bir referans görüntüde bir araya getirmek ile mümkün olabilir. Bu işlem için de yukarıda bahsedilen DIR metodu gereklidir [38]. DIR için, doz deformasyon ve birikimi, hacim transferinden daha fazla problem içerir, çünkü bu voksel büyüklüğünde doğruluk gerektirir ve görsel doğrulukla mümkün değildir. Eğer önceden tatbik edilmiş doz doğru şekilde toplanabilirse bu sonraki fraksiyonlar için bir baz doz olarak kullanılabilir, örneğin önceki fraksiyonlardaki dozimetrik bozukluklar sonraki fraksiyonlar sırasında giderilebilir. Bunun için yeni plan, önceki verilmiş dozun üstüne optimize edilmelidir.

Plan yenilemek için yeni anatomide optimizasyon yapmak, bütün sapmaları düzeltmek için köklü bir çözümdür. IMRT optimizasyonunu (ya da invers planlama) hızlı bir şekilde yapabilmek ART için önem arzeder. Optimizasyonda en zaman alıcı faktör, optimizasyonun kendisinden çok, IMRT planlama sırasında operatör tarafından deneme yanılma suretiyle plan objektiflerinin ayarlanması işlemidir [39]. IMRT planlamasını otomatik hale getirmek için çeşitli metodlar ortaya konmuştur [40]. ART optimizasyonu bu problemten çok etkilenemeyebilir, çünkü önceki orjinal planın optimizasyonunda oluşturulmuş objektifleri de kullanabilir. Optimizasyona sıfırdan değil de eldeki orjinal plandan başlamak hız açısından avantajlı olabilir [41]. Genel konvensiyonel uygulamada IMRT optimizasyonundaki objektif hacimler kullanılarak (örneğin, hacimlerin DVH parametreleri) ifade edilir, ancak alternatif olarak doz dağılımı bazlı objektifler de kullanılabilir [27]. Bunun avantajı, yeni optimizasyon ile elde edilen plan, en az orijinali kadar optimum olacaktır. Bu durumda oluşacak planın doktor tarafından onayı gerekmez ve plan onayı otomatik hale gelebilir.

3.3 Plan onayı, denetim, QA

ART planlamada zaman alıcı diğer işlemler, oluşturulan planın onayı ve sonrasında denetim ve QA gibi işlemlerdir. Normal klinik prosedür, bir planın değiştirildikten sonra doktor tarafından onayını, sonra da fizikçi tarafından tüm plan hesaplarının denetlenmesini ve IMRT QA'nin yapılmasını şart koşar. Bunlar çok zaman alıcı, ve uzman personelin gerekli olduğu işlemlerdir ve eğer bugünkü haliyle ART'ın sık uygulanmasında zorluk teşkil etmektedir. Planlama işlemlerinin doğruluk oranı çok ileri düzeylere gelirse belki insanlar tarafından onay/denetim azaltılabilir ancak bu kliniklerin vereceği karara bağlı olacaktır. Plan onayını ancak plan orijinal parametrelerin hepsini birden karşılamazsa gerekli kılacak bir protokol önerilmiştir [28, 27]. Hasta planı için IMRT QA mümkün olmayacağı için, elektronik yazılım ile yapılan QA [42], exit-doz bazlı QA [43], ya da fraksiyon doz verildikten sonra QA uygulanabilir. MLC pozisyonlarında ufak değişiklikler yapılması, sıfırdan plan yapmaya göre IMRT QA gerekliliğini azaltabilir [44]

4. Gelecek Trendler:

Günümüzde var olan trendlerin devam etmesi durumunda, RT tedavisinin çok daha hastaya spesifik olması beklenebilir. Bu durum, hasta planının daha sık değiştirilmesi anlamına gelecektir. ART'in daha etkili ve sıklıkla kullanımı, ART işlemlerinin hem daha otomatik hale gelmesi hem de daha güvenli olması yeni inovasyonlara bağlı gözükme-

dir. MR-Linak teknolojisinin yaygınlaşmasının ART'ın geleceği açısından çok önemli bir gelişme olduğunu söyleyebiliriz. Tedavi odasında MRI imkanının, hem real-time görüntüleme ve plan adaptasyonunu hem de fonksiyonel/biyolojik görüntülerin günlük olarak elde edilmesi sayesinde biyolojik ART için çeşitli olanaklar ortaya çıkacaktır. Öngörülebilir.

Biyolojik adaptif RT, henüz teorik aşamada olan ve gelecekte potansiyeli olan bir alan olarak görülebilir. Biyolojik/fonksiyonel görüntü kullanarak non-uniform doz dağılımı, planlama için uzun süredir ilgi alanı olmasıyla beraber [51] görüntüleme-deki radyobiolojik sinyal gücünün doz tanımlanmasına nasıl uyarlanacağı tam olarak belirlenebilmiş değildir. Hangi tür görüntü modalitesinin (difüzyon MRI, perfüzyon MRI, PET, vb.) hangi tür biyolojik fenomene karşılık geldiği ve bunun karşılığı olan optimum dozun ne olması gerektiği gibi bilinmezler bulunmaktadır. Doz dağılımında 2000'lerin başındaki invers-planlama ile gelen "doz-paint" kapasitesinin, doz dağılımını biyolojik sinyale göre ayarlamayı olanaklı hale getirdiği düşünülüyor. Ayrıca biyolojik dağılımın yalnızca konumsal değil zaman açısından da uniform olmaması doğal olarak ART'i biyolojik olarak RT'nin parçası haline getirmektedir. MR-Linak ve viewray gibi hastadan biyolojik görüntü bilgilerinin (hipoxia, tümör density, etc.) her gün elde edilmesini sağlayan cihazların yaygınlaşması, biyolojik ART konusunda önemli ilerleme beklentilerini arttırmaktadır.

Referanslar

[1]. Li, X. Allen. Adaptive Radiation Therapy. Boca Raton, FL: CRC, 2011. Print.

[2]. Timmerman, Robert D., and Lei Xing. Image-guided and Adaptive Radiation Therapy. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins/Wolters Kluwer Health, 2010. Print.

[3]. Jaffray D.A., Siewerdsen J. H., Wong J.W., et al 2002. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*Physics, 53: 1337-49

[4]. Jia X, Ziegenhein P, Jiang S. B. 2014 GPU-based High Performance Computing for Radiation Therapy, Phys Med Biol, 59: R151-R182

[5]. Christensen G.E., Rabbitt R.D., Miller M.I. 1996 Deformable templates using large deformation kinematics. IEEE Trans Image Process. 5:1435-47.

[6]. Pekar V, McNutt TR, Kaus MR. 2004. Automated model-based organ delineation for radiotherapy planning in prostatic region. Int J Radiat Oncol Biol Phys 60:973-80.

[7]. <https://en.wikipedia.org/wiki/DICOM>

[8]. Van Herk M., Bruce A., GuusKroes A. P., et al, 1995 Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration. Int J Radiat Oncol Biol Phys 33:1311-20

[9]. Sonke JJ and Belderbos J, 2010 Adaptive Radiotherapy for Lung Cancer, Semin Radiat Oncol 20:94-106

[10]. Yan D., Lockman D., Brabbins D., et al, 2000. An off-line strategy for constructing a patient-specific planning target volume in adaptive treatment process for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 48:289-302.

[11]. Barker Jr JL, Garden AS, Ang KK, et al. 2004. Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/Linear Accelerator System

Int J Radiat Oncol Biol Phys. 59:960-970.

[12]. Kupelian P.A., Ramsey C., Meeks S.L., et al. 2005. Serial megavoltage CT imaging during external beam radiotherapy for non-small-cell lung cancer: observations on tumor regression during treatment. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 63:1024-8.

[13]. Lee C, Langen KM, Lu W, Haimerl J, et al. 2008. Assessment of parotid gland dose changes during Head and Neck cancer radiotherapy using daily megavoltage computer tomography and deformable image registration. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 71: 1563-1571

[14]. O'Daniel J.C., Garden A.S., Schwartz D.L., et al. 2007. Parotid gland dose in intensity-modulated radiotherapy for head and neck cancer: is what you plan what you get? Int J Radiat Oncol Biol Phys. 69:1290-6.

[15]. Underberg RW, Lagerwaard FJ, van Tinteren H, et al: Time trends in target volumes for stage I non-small-cell lung cancer after stereotactic radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006; 64:1221-1228.

[16]. Schwarz DL, Garden AS, Thomas J, et al, 2012. Adaptive Radiotherapy for Head-and-neck cancer: Initial Clinical Outcomes from a Perspective Trial. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 83: 986-993.

[17]. Bhide SA, Davies M, Burke K, McNair HA, Hansen V, Barbachano Y, El-Hariry IA, Newbold K, Harrington KJ, Nutting CM. Weekly volume and dosimetric changes during chemoradiotherapy with intensity-modulated radiation therapy for head and neck cancer: a prospective observational study. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2010 76(5):1360-8.

[18]. Kuo YC, Wu TH, Chung TS, et al. Effect of regression of enlarged neck lymph nodes on radiation doses received by parotid glands during intensity-modulated radiotherapy for head and neck cancer. Am J Clin Oncol. 2006, 29: 600-605.

- [19]. Guckenberger M, Baier K, Richter A, et al. Evaluation of surface-based deformable image registration for adaptive radiotherapy of non-small cell lung cancer (NSCLC). *Radiat Oncol* 2009;4:68.
- [20]. Hugo G, Vargas C, Liang J, et al. 2006. Changes in the respiratory pattern during radiotherapy for cancer in the lung. *Radiotherapy and Oncology* 78: 326-331
- [21]. Harsolia A, Hugo GD, Kestin LL, et al: Dosimetric advantages of four-dimensional adaptive image-guided radiotherapy for lung tumors using online cone-beam computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 70:582-589, 2008
- [22]. Kupelian PA, Langen KM, Zeidan OA, Meeks SL, Willoughby TR, Wagner TH, Jeswani S, Ruchala KJ, Haimerl J, Olivera GH. Daily variations in delivered doses in patients treated with radiotherapy for localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006; 66:876-82.
- [23]. Derek S, Liang J, Yan D, et al: Comparison of various online IGRT strategies: The benefits of online treatment plan re-optimization. *Radiol Oncol* 90:367-376, 2009
- [24]. Lerma F.A., Liu B., Wang Z., et al 2009. Role of image-guided patient repositioning and online planning in localized prostate cancer IMRT. *Radiother Oncol* 93: 18-24.
- [25]. Boswell S.A., Jeraj R., Ruchala K.J., et al. 2005, A novel method to correct for pitch and yaw patient setup errors in helical tomotherapy, *Med Phys* 32:1630-9.
- [26]. Rijkhorst E.J., Van Herk M., Lebesque J.V., et al., 2007, Strategy for Online Correction of Rotational Organ Motion for Intensity-Modulated Radiotherapy of Prostate Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 69: 1608-17.
- [27]. G. H. Bol, J. J. Lagendijk, W. Raaymakers, "Virtual couch shift (VCS): accounting for patient translation and rotation by online IMRT re-optimization," *Phys. Med. Biol.* 58, 2989-3000 (2013).
- [28]. Mohan R., Zhang X., Wang H., et al. 2005. Use of deformed intensity distributions for on-line modification of image-guided IMRT to account for interfractional anatomic changes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61: 1258-66.
- [29]. Feng Y., Castro-Pareja C., Shekhar R., et al. 2006. Direct aperture deformation: an interfraction image guidance strategy. *Med Phys* 33:4490-98.
- [30]. Ahunbay E.E., Peng C., Chen G. P., et al, 2008. An on-line replanning scheme for interfractional variations. *Med Phys* 35: 3607-15.
- [31]. Colvell et al. A dosimetric comparison of real-time adaptive and non-adaptive radiotherapy: A multi-institutional study encompassing robotic, gimbaled, multileaf collimator and couch tracking. *Radiotherapy and Oncology* 2016
- [32]. J. J. W. Lagendijk, B. W. Raaymakers, A. J. E. Raaijmakers, J. Overweg, K. J. Brown, E. M. Kerkhof, R. W. van der Put, B. Hardemark, M. van Vulpen, and U. A. van der Heide, "MRI/linac integration," *Radiother. Oncol.* 86(1), 25-29 (2008)
- [33]. B. G. Fallone, "The rotating biplanar linac-magnetic resonance imaging system," *Semin. Radiat. Oncol.* 24(3), 200-202 (2014)
- [34]. C Kontaxis, G H Bol, J J W Lagendijk and B W Raaymakers, A new methodology for inter- and intrafraction plan adaptation for the MR-linac, *Physics in Med and Biol* 60:7485-7497 (2015)
- [35]. Brock K. et al. , "Results of a multi-institution deformable registration accuracy study (MIDRAS)," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* (2010)
- [36]. Yoo S and Yin F 2006 Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 66:1553-61.
- [37]. Joshua Kim, Kim Garbarino, Lonni Schultz, Kenneth Levin, Benjamin Movsas, M. Salim Siddiqui, Indrin J. Chetty, and Carri Glide-Hurst, Dosimetric evaluation of synthetic CT relative to bulk density assignment-based magnetic resonance-only approaches for prostate radiotherapy. *Radiat Oncol.* 2015; 10: 239.
- [38]. Yan D., Jaffray D.A., Wong J.W. 1999. A model to accumulate fractionated dose in a deforming organ. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 44:665-675.
- [39]. Deasy J.O., Alaly J.R., Zakaryan K., 2007. Obstacles and Advances in Intensity-Modulated Radiation Therapy Treatment Planning. *Front Radiat-Ther Oncol* 40:42-58.
- [40]. Wu B, Pang D, Simari P, Taylor R, Sanguineti G, McNutt T. Using overlap volume histogram and IMRT plan data to guide and automate VMAT planning: a head-and-neck case study. *Med Phys*. 2013 Feb;40(2):021714.
- [41]. Mestrovic A., Milete M., Nichol A., et al. 2007. Direct aperture optimization for online adaptive radiation therapy. *Med Phys* 34:1631-46.
- [42]. G.P. Chen, E. E. Ahunbay, X. A. Li, "Technical Note: Development and performance of a software tool for quality assurance of online replanning with a conventional Linac or MR-Linac," *Med. Phys.* 43, 1713-1719 (2016).
- [43]. Eric Van Uytven, Timothy Van Beek, Peter M. McCowan, Krista Chytk-Praznik, Peter B. Greer, and Boyd M. C. McCurdy , Validation of a method for in vivo 3D dose reconstruction for IMRT and VMAT treatments using on-treatment EPID images and a model-based forward-calculation algorithm, *Medical Physics*, 42: 6945 (2015)
- [44]. Peng C, Chen G, Ahunbay E, et al. Validation of an online replanning technique for prostate adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol* 56:3659-68.



ERGUN AHUNBAY

1970 yılında Ankara'da doğdu. Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümünden 1993 yılında mezun oldu. Master (1997) ve Doktorasını (2001) Wayne State University (Detroit, MI) Medikal Fizik bölümünden aldı. 2001-2002 yılları arası, Wayne State University Harper Hospital MRI Merkezinde (Detroit, MI) post-doctoral araştırma görevlisi olarak çalıştı. 2002-2004 yılları arasında UT Southwestern (Dallas, TX) Radyasyon Onkoloji bölümünde Medikal Fizikçi olarak çalıştı. 2004 yılından beri Medical College of Wisconsin'de (Milwaukee, WI) Radyasyon Onkoloji bölümünde Medikal Fizikçi olarak çalışmaktadır.

DÜNYA ve TÜRKİYE'DE BRAKİTERAPİNİN GEÇMİŞİ, KULLANILAN KAYNAKLAR VE BRAKİTERAPİ YÖNTEMLERİ

Fiz. Dr. Nural ÖZTÜRK

1. GİRİŞ

Brakiterapi, nazofarenks, trakea-broşlar, özefagus, serviks-vajen-endometrium, safra yolları gibi lümen ya da doku boşluklarına (intrakaviter-intraluminal), ağız-ağız boşluğu, baş-boyun tümörleri, cilt-cilt altı yerleşimli tümörler gibi yüzeye yakın lezyonların ve prostat, meme gibi kolay erişilebilir yerleşimli tümörlerin tedavisi için, dokunun içine (interstisyel) ya da vücut yüzeyine (mold) yerleştirilerek uygulanan bir kısa mesafe radyasyon tedavisidir. Bu üç ana yöneme ilave olarak cerrahi uygulama sırasında direkt olarak tümör içine ya da üstüne özel aplikatörlerin yerleştirilmesi yöntemi ile uygulanan intraoperatif brakiterapi ve periferik damar tıkanıklıklarında, koroner damarların by-pass ya da anjioplasti sonrasında gelişen tıkanıklıkların açılmasında kullanılan endovasküler brakiterapi, brakiterapinin yaygın kullanılan diğer yöntemleridir. **Brakiterapi tedavi yönteminde (nokta şeklindeki kaynağın dozunun mesafesinin karesi ile ters orantılı olarak azaldığı prensibine göre) tümöre lokal olarak yüksek dozlar verilirken, sağlıklı dokular korunabilmektedir.**

2. BRAKİTERAPİNİN TARİHÇESİ

1898 yılında Marie Curie'nin radyumu keşfetmesini takip eden üç yıl içerisinde medikal uygulamalarda radyumun kullanılabilirliği düşüncesi ile Paris'te Pierre Curie küçük bir radyum tüpünü tedavi uygulamasında kullanılması için Dr Danlos'a vermiş ve böylece brakiterapi uygulamaları başlamıştır.

İlk interstisyel uygulamayı Abbe, 1905 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde gerçekleştirmiş ve aynı yılda Fricke Manchester'de Holt Radyum Enstitüsü'nü kurmuştur. 1909 yılında Finze İngiltere'de radyum uygulamalarına başlamıştır. Edith Quimby'nin 1920'de farklı filtrelerin radyum ve radonun yaydığı ışın üzerindeki etkisini içeren deneysel çalışması yayınlanmış, pirincin en uygun filtre olduğu ve birkaç milimetre lastiğin ikincil radyasyonu giderdiği sonucuna varılmıştır.

Çalışmacılar, klinik deneyimler arttıkça doku üzerindeki radyasyon etkisinin, kullanılan radyum ve radon miktarı ile bağlantılı olduğunu bulmuşlar ve radyasyon niceliğini standart radyum kaynağı cinsinden tanımlamaya gitmişlerdir. 1912'de Marie Curie ilk uluslararası radyum standardizasyonunu hazırlamıştır. Fakat bu standardizasyon, radyumun uygulanan miktarı için radyasyonun niceliğini

standardize ederken, dokuda absorbe edilen radyasyon miktarı problemini çözmemiştir. Kullanılan radyum miktarı standardizasyonu; filtrasyonu, dağılımı, ışınlama süresini, doz hızını ve kaynakların birbirine ve sağlıklı dokuya göre pozisyonu gibi bilgileri hesaba katmadığından, Failla radyasyon dozunun, kullanılan radyum miktarı yerine dokuda absorbe edilen enerji cinsinden tahmin edilebilmesi gerektiğini vurgulamıştır.

Bir diğer büyük gelişme ise Paterson ve Parker'in (Paterson ve Parker 1934,1938, Paterson et.al.1936) yayınladıkları makalelerde "yalıtılmış kaynaklardan doz ölçümü yapılabileceği"ni belirtmeleridir. Bu gelişmeler ışığında, 30 yıldan fazla süredir kullanılan implant radyum miktarının geometrik yerleşimi bilgileri ile doz hesabı yapılabilmesi sağlanarak etkin radyum brakiterapisinin temeli oluşturulmuştur.

İkinci dünya savaşından sonra nükleer reaktörlerin kullanımına bağlı olarak 1948'de Myers Amerika'da interstisyel brakiterapi için kobalt iğnelerini üretmiştir. 1950'lerin başlarında ise (tantal-182,altın-198ve iridyum-192) diğer radyonüklidlerin kullanımına başlanmış, 1960'ların başlarında ise intrakaviter brakiterapi için sezyum-137 radyumun yerini almıştır. Radyum kaynağı (Ra²²⁶) ile manuel olarak başlayan brakiterapi uygulamaları daha sonra yapay olarak üretilen radyonüklidler ve teknolojinin gelişmesine paralel olarak 1960'larda sonradan yüklemeli olarak devam etmiş, 1970'li yıllarda uzaktan kumandalı sonradan yüklemeli cihazlar ile gelişerek devam etmiştir.

Türkiye'de ise ilk defa Osmanlı İmparatorluğu zamanında X-ışınları 1903 te kullanılmaya başlamıştır. Atatürk ün 1933 yılında İstanbul Üniversitesinde yapmış olduğu reform sonucunda İstanbul Tıp Fakültesinde radyoloji kürsüsü Haydarpaşa da kurulmuş, sonra da Şişli Etfal Hastanesine taşınmıştır. 1935 yılında Prof. Dr. Fredrich Dessauer kürsü profesörlüğüne atanmış, Gureba Hastanesi kampüsünde bulunan Çapa daki binayı restore ettirmiş, devrin en modern radyoloji ve fizik ölçüm cihazlarıyla donatarak Radyoloji ve Biyofizik Enstitüsünü kurmuş ve ilk fizikçi olarak 1935 yılında Dr. Lion atanmıştır. Prof. Dr. Dessauer, 1937 yılında enstitüden ayrılmış, onun yerine 1938 yılında Viyana dan Prof. Dr. Max Sgalitzer başkan, Dr. Reininger fizikçi olarak atanmışlardır. Dr. Reininger standart dozimetre iyon odasını ülkemizde gerçekleştirmiş, o devrin modern fizik laboratuvarını kurmuştur.

2. Dünya Savaşı bittikten sonra yabancı doktor ve fizikçiler ülkemizden ayrılmış, yerlerine Prof. Dr. A. Tevfik Berkman ve 1953 tarihinde, Seyfettin Kuter ilk Türk medikal fizikçi olarak atanmıştır. Türkiye de jinekolojik brakiterapinin başlangıcı radyum iğneleri ve kapsülleri ile bu erken yıllarda dünya ile aynı zamanda başlamış ve 1960'lı yılların sonlarında Co-60 kaynaklı HDR Cathetron cihazı bu radyoterapi merkezinde hizmete

girmiştir. Ir-192'nin brakiterapide kullanılmaya başlaması ile radyum kaynakları yerini intrakaviter ve interstisyel tedavide yerini bu yeni kaynağa devretmiştir.

3. BRAKİTERAPİ YÖNTEMLERİ

Tablo 3.1–3.3'te brakiterapi uygulamalarında kullanılan uygulama tipi, uygulama süresi, kaynak yükleme ve doz oranları özetlenmiştir.

Tablo 3.1. Brakiterapi Uygulamalarının Tipleri

Uygulama tipi	Uygulama Alanları
Intrakaviter	Kaynaklar, tümör volümüne yakın vücut boşluklarına yerleştirilir.
Interstisyel	Kaynaklar, tümör volümüne ameliyatla yerleştirilir.
Surface (mould)	Kaynaklar, yüzeysel lezyonlarda tedavi edilecek tümörün üzerine yerleştirilir.
Intraluminal	Kaynaklar, lümen içerisine yerleştirilir.
Intraoperatif	Kaynaklar, ameliyat sırasında hedef tümör dokusuna yerleştirilir.
Intravasküler	Tek bir kaynak, küçük veya büyük arterlere yerleştirilir.

Tablo 3.2. Tedavi süresine bağlı olarak brakiterapi tedavilerinin sınıflandırılması

Uygulama tipi	Açıklama
Geçici Uygulama	Tümöre, kısa zaman dilimlerinde istenen doz verildikten sonra kaynaklar ortamdaki uzaklaştırılır.
Kalıcı Uygulama	Kaynak tümör dokusunda kalır, doz kaynağın ömrüne bağlı olarak tespit edilir

Tablo 3.3. Kaynak yükleme olarak brakiterapi tedavilerinin sınıflandırılması

Yükleme Metodu	Açıklama
Sıcak Yükleme	Radyoaktif kaynaklar aplikatöre önceden yerleştirilir ve hastaya kaynaklar yüklü iken uygulama yapılır.
Sonradan Yükleme	Klavuzlar önceden tümör bölgesine uygulanır ve sonra radyoaktif kaynaklar ya elle (manuel uygulama) ya da cihaz yardımı (otomatik uzaktan kumanda) ile yüklenir.

4. MODERN BRAKİTERAPİ TEKNİKLERİ

4.1. Manuel Brakiterapi Uygulamaları

a. Radyum, brakiterapide kullanılan ilk radyoaktif materyaldir. İntrakaviter uygulamalarda, 5 mg ile 30 mg aralığında radyum içeren ve aktif uzunluğu 15 mm olan radyum tüpleri kullanılır.

b. Sezyum kaynakları, 1960'ların başlarında kullanılmaya başlanmıştır. Cs^{137} , γ ışını yayan radyoizotop olup intrakaviter ve interstisyel brakiterapi uygulamalarında radyum yerine kullanılır.

c. Radyoaktif Kobalt-60, çoğunlukla, intrakaviter HDR (High dose rate – yüksek doz hızlı) brakiterapide küçük küresel tanecik formda kullanılır.

d. 1958 yılından beri kullanılan **Iridyum-192**, ilk olarak tohum şeklinde Henschke tarafından, daha sonra 1960 yılında iğne ve firkete formunda Gustave Roussy Enstitüsünde (Paris) kullanılmıştır. Amerika'da 0,5 mm çapında 3 mm uzunluğunda tohum şeklinde, LDR (low dose rate- düşük doz hızı) brakiterapi'de, Avrupa'da ise iridyum

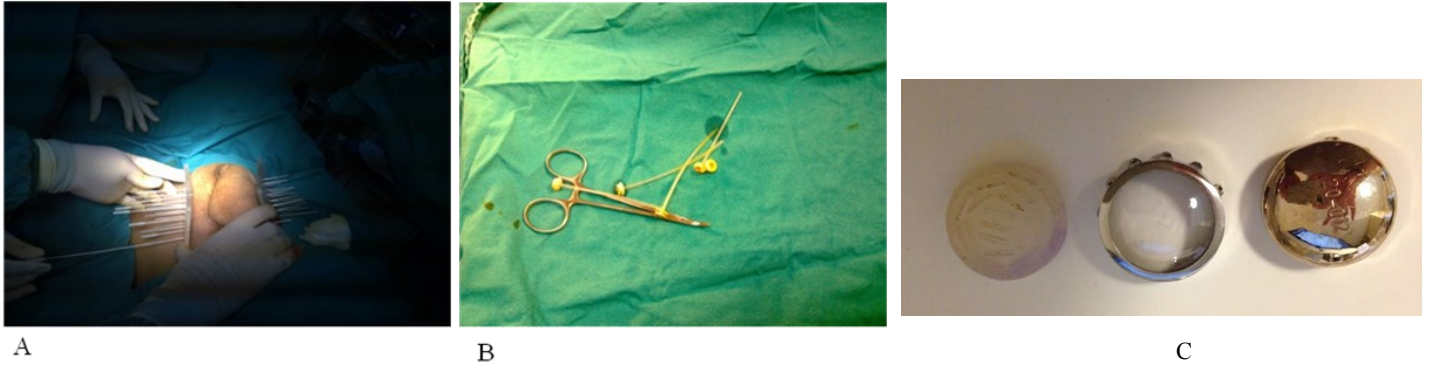
tel formunda kullanılır. Teller istenilen uzunlukta kesilerek plastik tüp ya da hipodermik iğnelerin içine yerleştirilir. İlk olarak Manuel olarak geçici brakiterapi uygulamalarında kullanılan Ir¹⁹² kaynakları, teknolojinin gelişmesine bağlı olarak son zamanlarda afterloading cihazlarında kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 4.1).

e. Kalıcı brakiterapi tekniğinde **Altın-198** tohumları radon yerine 1950'lerin başlarında kullanılmaya başlanmıştır (Sinclair 1952).

f. Stronsiyum-90 ve Yttrium-90 nükleer fisyon ürünüdür. Yüksek enerjili β ışınları yayarlar. Göz plakları uygulamalarında Sr⁹⁰ ile kaplanmış gümüş diskler kullanılır (Şekil 4.4). Y⁹⁰ ise endovasküler brakiterapide yaygın olarak kullanılmaktadır.

g. Iyot 125 kaynakları üç model (6701, 6702 ve 6711) olarak üretilmektedir. 6702 modeli geçici interstisyel implantlarda, 6711 modeli ise kalıcı implantlarda kullanılır.

h. Palladyum-103 tohumlarının klinik uygulamaları $1^{125}e$ benzerdir.

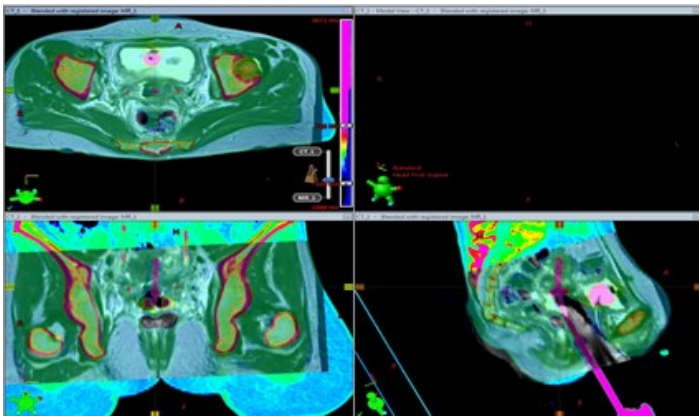


Şekil 4.1 : Meme Ca'lı hastaya manuel Ir^{192} uygulaması (A). Radyoaktif kaynaklar plastik kataterler yardımıyla hastaya uygulanmaktadır (B). Göz plakları (C).

4.2. Sonradan Yükleli Brakiterapi Uygulamaları

Teknolojinin gelişimine bağlı olarak uzaktan kontrollü sonradan yüklemeli sistemlerin kullanılmasıyla elle kaynak hazırlanmasına gerek kalmayarak, gereksiz radyasyon dozuna maruz kalma ortadan kalkmıştır. Ayrıca bu sistemde planlama sistemlerinin kullanımıyla kaynağın pozisyonları (dwell position) ve durma süreleri (dwell time) tedavi planlama sistemlerinde optimize edilerek sağlanabilmekte ve istenen doz dağılımları elde edilebilmektedir. **Şekil, boyut ve pozisyon değişiklikleri ile oluşan organ hareketleri eksternal radyoterapi de olduğu gibi brakiterapide de önemlidir.**

Modern brakiterapide; Görüntüleme tekniklerinin gelişmesine bağlı olarak belirsizliklerin azalması ile, tedavi başarısını olumsuz etkileyen tedaviye bağlı olarak tümör değişimi, aplikatör hareketleri, mesane ve rektum dolu-boş oluşuna bağlı hedef hacim ve RAO ile ilgili belirsizlikler dozun/planın optimizasyonu ile elimine edilebilmekte, CT/MR uyumlu aplikatörlerin kullanımı ile de MR görüntülerinin tedavi de kullanımı RAO ve hedef belirlemede önemli yer tutmakta ve kullanılmaktadır.



Şekil 4.2: 3D plan için CT-MR füzyon görüntüsü



Şekil 4.3: Adaptif brakiterapi uygulamasında toplam plan görüntüsü

Günümüzde görüntüleme eşliğinde adaptif brakiterapi klinik uygulamalara hızla giren ileri bir tekniktir. Aplikatör, Tümör/ Hedef volüm, Risk Altındaki organların görüntülenmesi ile adaptif brakiterapi, bireysel doz optimizasyon olasılığını sağlar. Böylece Tümör kontrolünde artış, yan etkiye azalma beklenir.



NURAL ÖZTÜRK

Tıbbi Radyofizik Uzmanı olarak Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında -İzmir 1991 yılında mesleğe başladı. 1995-2014 yılları arasında Dr. Lütfi Kırdar KEAH-İstanbul'da çalıştı. 1999 yılında İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik Bilim Dalından doktora diploması aldı. Yurt dışında farklı klinik ve ülkelerde deneyimini arttırmak için bulundu. Halen Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tıbbi Radyofizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır. Zaman buldukça tüplü dalış, takı tasarımı hobileri arasında, en büyük tutkusu deniz-kahve -klasik müzik- kitap.

Artan Tedavi Süresi, Doz Hızı ve Fraksiyon İçi Doz Şemasının Radyobiolojik Etkileri

Fiz. Doç. Dr. Hilal ACAR

Bu yazıda, SRS/SBRT tedavileri ile artan fraksiyon süresinin, yüksek doz hızlı FFF demetlerin ve modulated tedavilerde kullanılan segmentlerin verilmiş düzeninin tümör kontrol ve BED üzerine yaptığı etkiler yürütülen çalışmalardan verilen örneklerle açıklanmaya çalışılmıştır.

Fraksiyon Süresi

Fraksiyon süresinin hücre yaşam oranına etkisi hem in vitro hem de radyobiolojik hesaplamalar sonucu gösterilmiştir. Brenner ve Hall yaptıkları çalışmada en olası tamir yarı ömrünün yaklaşık 20 dk olduğunu belirttiler de prostat kanseri için tamir yarı ömrü 16 dk'dır. Benedict ve ark. (1995) Gamma Knife (sürekli ışınlama) ve linac tabanlı SRS (kesikli ışınlama)'in biyolojik etkisini karşılaştırmışlardır. 12 Gy'in 5 dk sürekli radyasyon yerine 60 dk'lık kesikli radyasyonla ışınlanmasının malign glioma hücrelerinin yaşam miktarını % 40 artırdığını bulmuştur. Deasy ve ark. (2000) tedavi süresinin 1 dk'dan 10 dk'ya çıktığı durumlarda biyolojik etkinin %10 azaldığını bulmuşlardır. Geç cevaplı dokuların daha fazla tamire uğradığını ve böylece uzamanın büyük α/β 'li tümörlerde tedavi kazancını iyileştirebileceğini belirtmişlerdir.

IMRT tedavi planlarındaki doz hızı etkisi PTV içindeki hücre ölümünü nonuniform yapar. Farklı tümör voxelleri farklı doz-zaman patternine maruz kalabilir. Bu fark da tümör içinde farklı BED'e ve doz dağılımında görünmeyen soğuk noktalara sebep olabilir. Bu da TCP'yi azaltır. Tedavi süresinin 3BKRT (3 Boyutlu Konformal Radyoterapi) ile 2-5 dk' dan IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy) ile 30 dk'ya uzamasının TCP'yi %95'den %73'e, EUD'yi de 78Gy'den 69 Gy'e azalttığını bulmuşlardır. Prostat kanseri için ($\alpha/\beta= 3.1$ Gy ve $T1/2= 16$ dk) 15 -45 dk'lık tedavi süreleri kullanıldığında toplam dozu 5-12 Gy artırmamız gerektiği belirtilmiştir. $\alpha/\beta =10$ Gy olan tümörlerde tedavi süresinin uzaması daha önemsiz olsa da toplam dozun yine de 2-4 Gy arttırılması tavsiye edilmiştir. Düşük riskli prostat kanserli hastalar için eşdeğer dozlar yüksektir, klinik çalışma ile tamiri ihmal eden teorik tahminler arasındaki fark sadece %4-6 civarındadır. Orta ve yüksek risk grubundaki hastalar için ise uzun tedavi süreleri ile tedavi edilen hipofraksiyone hastalar için fark %10-20 daha azdır. Eğer 10-15 dk'dan uzun bir tedavi uygulanacak ise tamir olayını dikkate alarak toplam doz arttırılmalıdır. Uzun tedavi zamanlarından dolayı radyasyon etkinliğinin azalması geç cevaplı dokuları önemli ölçüde etkiler. Kısa

tamir yarı ömrüne ve düşük α/β oranına sahip prostat gibi bazı tümörler tedavi zamanının artması ile normal dokulardan daha çok korunurlar. Sonuç olarak 15 ya da 30 dk üzeri ışınlamalarda BED kaybı klinik olarak önemlidir. Bu kayıp 2 Gy'lik dozlarda bile önemli iken daha büyük fraksiyon dozlarında daha da önem kazanır.

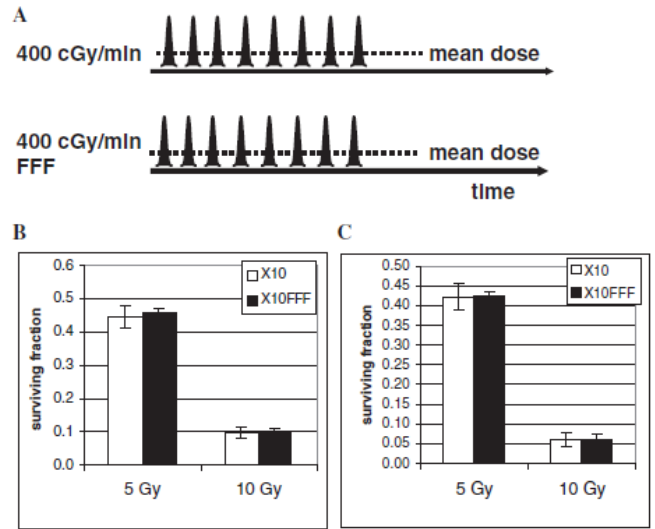
Anlık doz hızının klonogenik hücre yaşam eğrilerine etkisi

Doz hızının tümör kontrolüne etkisi konusunda ise literatürde çelişkili çalışmalar mevcuttur. Favaudon ve ark. (2014) Akciğer fibrogenesis model ve human tümör xenografts yanında fare akciğer tümörü için tek fraksiyonda ultrahigh doz hızlı flash ışınlama (doz hızı ≥ 40 Gy/s) ve konvansiyonel doz hızlı ışınlamanın (≤ 0.03 Gy/s) etkisini araştırmışlardır. İki tekniğin de aynı anti tümör etkisi olduğunu, ancak ultra yüksek doz hızlı flash ışınlamanın daha az akciğer fibrozu yarattığını göstermişlerdir. T Karan ve ark. (2013) iki insan kanseri ve fare akciğer hücre serisi için aynı sürede verilen FF ve FFF demetlerinin çift DNA kırığı yapma ve yaşam olasılığına bir etki yapmadığını bulmuşlardır (şekil 1). Verbakel ve ark. (2013) human astrositom, gliom ve akciğer karsinom hücre serilerini tek doz (0-12 Gy) vs 2/3 Gy x5 fraksiyon ile 6 MV FF, 600 MU/min vs 10 MV FFF, 2400 MU/min tedavilerinin etkinliğini karşılaştırmışlardır. Bütün hücre serilerinin eşit hücre yaşam oranı verdiği ve 12 Gy'e kadar olan dozlarda doz hızı bağımlılığı olmadığını göstermişlerdir. Lohse I. ve ark. (2011) iki glioblastom hücre serisini 5 ve 10 Gy verilerek farklı doz hızlarında ışınlamışlardır. FFF demetinin klonogenik hücre yaşamını azaltmada FF demetine göre daha etkin olduğunu özellikle bu etkinin tek fraksiyonda yüksek doz verilen ışınlamalarda etkisini arttırdığını bulmuşlardır. Bu etkinin tedavi süresinden çok, doz hızına bağlı olduğunu gözlemlemişlerdir. Kullanıldıkları radyobiolojik modelde de 6-24 Gy/min arası doz hızlarına bağımlılığı formülize etmişlerdir. Yüksek doz hızının anti tümör hücre etkisinin fraksiyon dozu ile arttığı ve 10 Gy'de çok önemli olduğu sonucuna varmışlardır.

Fraksiyon İçi Doz Şeması

Tedavi süresi ve doz hızı kadar tedavi etkinliğini etkileyen bir diğer parametre de fraksiyon içi dozun verilmiş şemasıdır. Lin ve Wu, 2005; Murphy et al., 2007; Altman et al., 2006 ve 2009 yaptıkları çalışmalarda fraksiyon içi doz verilmiş dizininin hücre ölümüne etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Lin ve Wu (2005) 2 Gy'lik dozun 2 küçük segment ve 1 büyük segment ile verilmişinin, tersine göre daha fazla hücre ölümüne sebep olduğunu göstermişlerdir.

Büyük dozlar (> 0.5 Gy) küçük dozlardan daha fazla radyodirençliliğe sebep olmaktadır. Yeteri kadar küçük dozlar ise tamiri hiç başlatmamaktadır. Step-and shoot metodu 1 Gy/min civarında bir ortalama doz hızına neden olmaktadır, bu aralıkta hücre ölümü doz zaman bağımlılığına sahiptir. Büyük bir radyasyon dozundan sonra 1-2 dk'lık küçük duraksamalar tamiri minimize ederken küçük dozlardan sonra verilen büyük duraksamalar ise daha az önemlidir. Bu nedenle küçük dozlar tedavi başında verilmeli uzun duraksamalar ise tedavinin sonunda yapılmalıdır. Hatta uzun duraksamadan sonra kalan radyasyon dozları varsa bunlar bir sonraki tedavide verilmelidir. Üçgen şeklindeki radyasyon paterni, alan sayısından ve tedavi süresinden bağımsız olarak hücre ölümünü maksimize eder. Büyük dozların tedavi ortasında verilmesi küçüklerin ise başında ve sonunda verilmesi gerekmektedir. V şeklindeki radyasyon paterni hücre ölümünü minimize eder. Büyük dozların tedavi başında ve sonunda verilmesi, küçüklerin ise ortada verilmesi gerekmektedir. Hücre ölümü: 1. Lethal single track lezyon, 2. Sublethal lezyon daha önce yaratılmış sublethal lezyon'larla birleşip lethal lezyon yaratır. 3. Sublethal lezyon daha sonra yaratılacak sublethal lezyon'larla birleşip lethal lezyon yaratır. Fraksiyon başındaki doz 2. adımın olmaması nedeniyle daha az ölümcüldür. Sonundaki ise 3.'nün yokluğu nedeni ile daha az ölümcüldür. Bu da hücre ölümünü minimize etmenin fraksiyon sonunda doz konsantrasyonunun artması, tersi ise maximize olması ile sonuçlanır. Altman ve ark. (2009) I. çalışmalarında, in vitro deneyler ile üç hücre grubu WiDr a clonoic adenocarcinoma (düşük α/β), PC-3 a prostat kadüşük α/β) ve SQ-20B head and neck squamous cell carcinoma (yüksek α/β) için matematiksel modellerinin doğruluğunu kanıtlamışlardır. Her bir hücre grubu katı su fantomunda 6 MV ve 600MU/min doz hızı ile 20 dk da toplam doz 900 cGy olacak şekilde ışınlanmışlardır. Doz 6 alanda üçgen ve V şekli dizaynı ile verilmiştir. Sonuçta V şekli ile verilen dozun üçgen şekle göre hücre yaşam oranını WiDr için %21.2, PC-3 için %18.6, SQ-20B için %4.7 arttırdığı gözlemlenmiştir. Bu çalışmalarda toplam doz ve tedavi zamanı aynı kalsa da doz verilmiş patternindeki değişikliklerin hücre yaşam oranına etki ettiği kanıtlanmıştır. Geçici doz etkileri; dokunun radyobiyojik parametrelerine (α , β , ve $T_{1/2}$), tedavi süresine, tedavi dozuna bağlı olarak değişir. Eğer tedavi süresi tamir süresine yakın ise tedavi etkinliği özellikle β ve $T_{1/2}$ değerlerine bağlıdır. Geçici doz etkileri düşünülürken hedef hacim boyunca olan hücre ölümünün özellikle IMRT planlarında



planlamada uniform bir fiziksel doz elde edilse bile non uniform olduğu gösterilmiştir. Bu etkilerin dahil edilmemesinin tedavi etkinliğini CRT için %1.3, IMRT için % 3 azalttığı belirlenmiştir. Bu etkilerin tedavi planlama sırasında dikkate alınması ve plan kalitesine karar verilirken bu etkilerin rol oynaması gereklidir. Teorik senaryoda target hacimdeki her bir voxel için geçici doz patternini optimize etmenin tedavi etkinliğine katkısının az olduğu (2 Gy'lik IMRT ışınlaması için EUD'da ort %0.8 artış) görülmesine rağmen yüksek fraksiyon dozları için bu artış daha fazla olduğu görülmüştür. Bu nedenle modulated tedavilerde geçici doz etkisi, büyük β bileşenine sahip tümörlerde (düşük α/β), kısa tamir yarı ömrüne sahip, uzun tedavi süresi ve/veya hipofraksiyone tedavilerde dikkate alınmalıdır.



HİLAL ACAR

10.01.1976 Karaman doğumluyum. İlk, orta ve lise eğitimimi Ankara'da tamamladım. 1998 yılında ODTÜ fizik öğretimliği bölümünden mezun oldum. 2002 yılında ODTÜ Fizik bölümü yüksek enerji fiziği ve 2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği programlarında yüksek lisansımı tamamladım. 2010 yılında İstanbul Üniversitesi Tıbbi Radyofizik programında doktoramı bitirdim. Doçentlik unvanımı 2015 yılında aldım. Halen İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Sağlık Fiziği Anabilim Dalı başkanı olarak çalışmaktayım.

NÜKLEER TIPTA PET/MR TEKNOLOJİSİ

Prof. Dr. Mustafa DEMİR

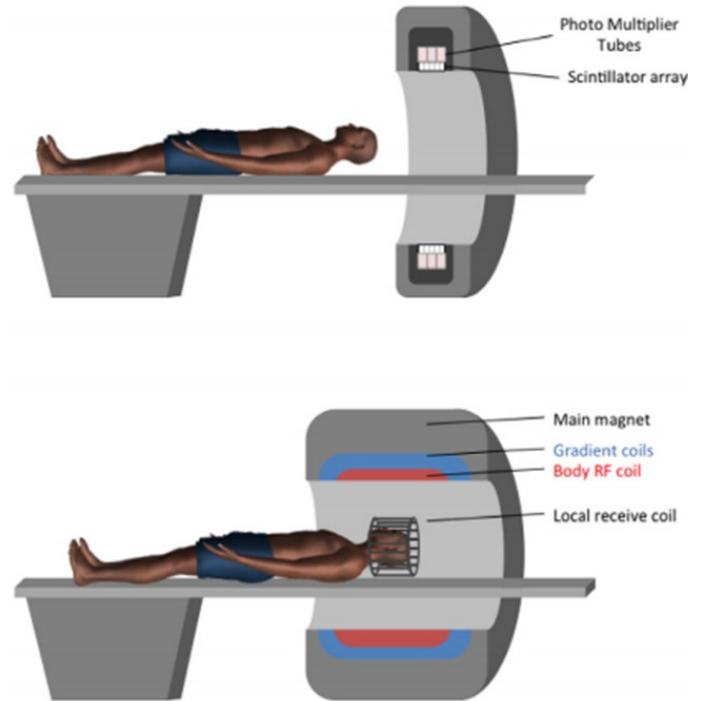
Pozitron Emisyon Tomografisi/Magnetik Rezonans (PET/MR) klinik moleküler görüntüleme alanında yeni bir teknolojidir. MR'ın yüksek yumuşak doku kontrastının sağladığı fonksiyonel görüntü kalitesi ile PET'in yüksek fonksiyonel klinik görüntü kalitesinin birleşmesiyle moleküler görüntüleme yeni bir çığır açılmıştır. Özellikle onkolojik hastalıkların tanısında, tedavi etkisinin değerlendirilmesinde, evrelemede ve radyoterapi planlamada yeni beklentiler içerisindeyiz. Yeni bir görüntüleme modalitesi olan PET/MR özellikle baş boyun ve meme kanserleri ile karaciğer metastazlarının değerlendirilmesinde PET/BT'ye göre avantaja sahiptir (1-4). TOF (Time of Flight) özelliği de olan PET/MR görüntülerinde lezyon karakterinin belirlenmesinin avantajı yanında hastaya verilen F-18 FDG radyofarmasötığının aktivitesinde yaklaşık %50 oranında azaltılma sağlanabilmekte, bu sayede hastanın radyasyon dozu maruziyeti yarı yarıya azalmaktadır. Ayrıca Pozitron Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)'de, BT'den gelen radyasyon dozu da PET/MR'da bulunmamaktadır. Bu nedenlerle PET/MR hastaya verilen radyasyon dozunun azaltılması yönünden avantaj sağlar.

PET/MR teknolojisinde iki ayrı sistem PET ve MR birbiriyle entegre çalışmaktadır. PET/BT teknolojisinde hastanın önce BT görüntüleri, sonra PET görüntüleri alınmakta, daha sonra iki ayrı görüntü çakıştırılarak (füzyon) PET/BT görüntüsü elde edilmektedir. BT'nin PET görüntüleri üzerinde iki etkisi vardır. Birincisi BT atenuasyon (zayıflama) düzeltilmesi yapmak ikincisi de anatomik lokalizasyon (lezyon yerinin tam olarak belirlenmesi) sağlamaktır. MR görüntüleri de PET görüntülerinde aynı amaç ile kullanılmaktadır. Burada radyolojik görüntülerdeki BT ve MR farkı, PET görüntülerine de aksettirilerek farklı amaçlar için PET/MR'dan yararlanılır. Biz burada bu teknolojinin klinik değerlendirmelerine girmeden PET/MR'in teknolojik boyutlarını ele alacağız.

PET'in TOF özelliği sayesinde kenarlardaki lezyonların dedeksiyonunda avantaj sağlanır. TOF özelliği olmayan PET cihazlarında kenarlardaki yuvarlak lezyonlar elipsoid şekilde görünür. Ayrıca TOF özelliği sayesinde lezyon kontrastında (zeminden ayırt edilebilme gücü) iyileşme sağlanır.

PET/MR teknolojisinde PET halkanın iç tarafında, MR ise dış kısmında dizayn edilmiştir (Şekil-1).

Günümüzdeki PET/MR'larda kullanılan dedektör materyalleri LSO (lutesyum silikat oksit) veya LYSO (lütseyum yittriyum silikat oksit) olup 511 keV enerjili anhi-



Şekil-1: PET/MR dedektör ve gantry dizaynı (Stefaan Vandenberghe and Paul K Marsden'den alınmıştır).

lasyon fotonlarını iyi durdurma ve sintilasyona dönüştürme yeteneğine sahiptirler. PET/BT'deki dedektörden gelen sintilasyonları alıp elektrik sinyallerine çeviren foton çoğaltıcı tüpler (PMT) metal olduğu için PET/MR'da metal PMT'ler kullanılmamakta bunların yerine metal olmayan malzemeden üretilen silikon fotodiyotlar veya avalans fotodiyotlar kullanılmaktadır. Farklı firmalar kendi ürettikleri cihazlarında farklı dedektör teknolojisini kullanmakta ve pazarlamaktadır. Günümüzde hizmet veren mevcut PET/MR'larda silikon dedektörlerin sensitivitesi (duyarlılık) diğerlerinden yaklaşık 2 kat daha üstündür. Bu özellik sayesinde görüntüleme için kullanılan radyofarmasötik miktarı da aynı oranda azalacağından hastanın radyasyon dozu maruziyeti azalmış olacaktır (5).

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde önemli bir kriter NECR (Noise-equivalent count rate) değeridir. Bu değer cihazın dedekte ettiği gerçek sayımların, random (tesadüfi) ve gürültü sayımlarına oranını gösterir. Bu oranın yüksek olması pratikte istenen üstün bir özelliktir (6).

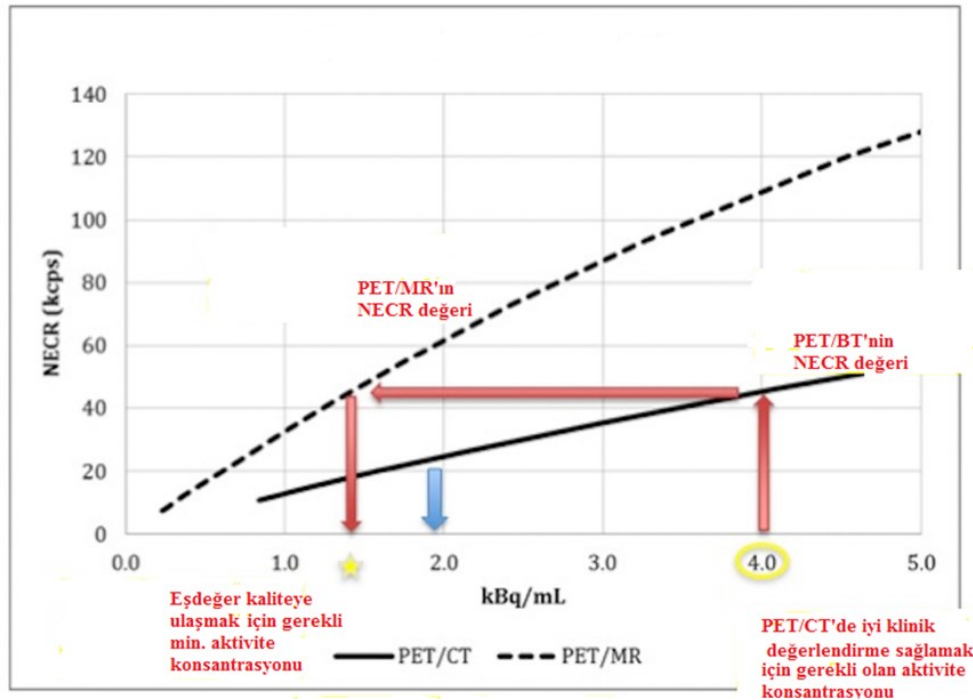
MR çekimlerinin süresi PET çekimlerinden fazladır. Normal bir tüm vücut PET görüntülemesi 12-15 dakikada tamamlanabilmektedir. Fakat aynı çekim MR'da 1-1.5 saat

sürebilmektedir. Tarama alanı küçültülse bile MR çekimi her durumda PET çekiminden uzun sürmektedir. Bu uzun tetkik süresince hastanın hareket etmemesi önemlidir. Olası hareket durumlarına karşı firmalar hareket düzeltme algoritmaları (motion correction) geliştirmişlerdir (7).

MR küçük radyofrekans sinyallerini algılayabilir, bu nedenle MR cihazı elektromagnetik gürültüye çok duyarlıdır. PET'in detektör materyali LSO ve LYSO doğal radyoaktif olduğu için MR'da algılanan gürültü sinyallerini üretir. MR sinyali

dedeksiyonu sırasında PET dedektörlerine uygulanan voltaj değerini düşürerek bu problem aşılına çalışılmıştır. Dış ortandan gelebilecek gürültüye karşı da MR odası Faraday Kafesi ile özel olarak zırhlanmıştır.

Gelecekte PET/BT+MR üçlü görüntüleme modalitesi yeni bir dizayn olarak karşımıza çıkacaktır. Fakat zaten oldukça pahalı olan PET/MR teknolojisi BT'nin de ilavesi ile daha da pahalı bir sistem olağı muhakkaktır.



Şekil-2: PET/BT ve TOF özelliği olan PET/MR cihazlarının NECR değerlerinin karşılaştırması. Mavi ok ile gösterilen TOF özellikli PET/MR da kullanılan aktivite, kırmızı ok (dikey) ile gösterilen PET/BT'de kullanılan aktivite miktarını yansıtır (Marcelo A ve ark. 'dan alınmıştır).

Referanslar

- [1]. Kuhn FP, Hüllner M, Mader CE, et al. Contrast-enhanced PET/MR imaging versus contrast-enhanced PET/CT in head and neck cancer: how much MR information is needed? J Nucl Med 55: 551-558.
- [2]. Queiroz MA, Hüllner M, Kuhn F, Huber G, Meerwein C, Kollias S, et al. PET/MRI and PET/CT in follow-up of head and neck cancer patients. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2014;41:1066-1075.
- [3]. Reiner CS, Stolzmann P, Husmann L, et al. Protocol requirements and diagnostic value of PET/MR imaging for liver metastasis detection. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2013;41: 649-658.
- [4]. Delso G, Martinez M-J, Torres I, Ladebeck R, Michel C, Nekolla SG, et al. Monte Carlo simulations of the count rate performance of a clinical whole-body MR/PET scanner. Med Phys 2009;36: 4126-4135.
- [5]. Marcelo A. Queiroz, Gaspar Delso, Scott Wollenweber, Timothy Deller, Konstantinos Zeimpekis, Martin Huellner, Felipe de Galiza Barbosa, Gustav von Schulthess Patrick Veit-Haibach. Dose optimization in TOF-PET/MR compared to TOF-PET/CT. PLOS ONE; 2015;10(7). doi: 10.1371/journal.pone.0128842.

[6]. Muzic RF, DiFilippo FP. PET/MRI – Technical Review. Semin Roentgenol. 2014;49(3): 242-254.

[7]. Vandenberghe S and Marsden PK. PET-MRI: a review of challenges and solutions in the development of integrated multimodality imaging. Phys. Med. Biol.2015;60;4 doi: 10.1088/0031-9155/60/4/R115.



MUSTAFA DEMİR

1960 Sivas'ta doğdu. İlk öğrenimini memleketinde orta öğrenimini İstanbul Bahçelievler Lisesinde tamamladı. İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümünü 1983'te bitirdi. 1987 yılında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa

Tıp Fakültesin Nükleer Tıp Anabilim Dalına Fizikçi olarak girdi. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalında Yüksek Lisans, Doktora eğitimi aldı. 1996'da Biyofizik Doçenti, 2002 yılında Nükleer Tıp Profesörü oldu. Halen Cerrahpaşa Nükleer Tıp Anabilim dalında öğretim üyesidir. Evli ve 2 çocuk babasıdır.



RADYOTERAPİ TEKNİKERLERİ DERNEĞİ

Radyoterapi Teknikerleri Derneği (RTT) 2011 yılında kurulmuş olup bu kısa süre içerisinde birçok aktiviteye imza atarak başarılı olmuş bir meslek kuruluşudur. Türkiye'nin her yerinden birçok üyesi olan bu derneğe son dönemde özellikle mezun tekniker sayısındaki artış ile ilgi ve beklentiler giderek artmakta ve sırtlarındaki yük çoğalmaktadır. Dergi editör grubumuz bu sayımızda bu noktadan hareket ile dernek başkanı Abidin Tecik (AT) ile bir görüşme yapmaya karar vermiş ve yine teknikerlik yapan Necmettin Yaşar (NY) ve Hande Sertkaya Yaman (HSY)'ın çalışmalarıyla aşağıda keyifle okuyacağınızı umduğumuz röportaj gerçekleştirilmiştir.

NY-HSY: RTT kimdir? Kuruluş Amacı Nedir?

AT: Rıhtım'dan Viyana'ya; aslında bütün söyleşinin özeti bu. Bir başka deyişle bir iken bin, hatta daha fazlası olmak yada SSD'den SRS, Kobalt'tan M6'ya hatta bir adım daha ötede MR Linak kimbilir.

Haluk Orhun abi çok güzel söylemiş aslında; Uzun soluklu olmak, aynı çatı altında toplanmak. Gerek eğitiminin henüz başındaki, gerekse; mesleki çalışmalarını sürdüren tüm meslektaşlarımızla katılımcı bir organizasyon halinde hareket etmek, görevde en iyiye ulaşmak, kamu yararını gözetmek, toplum sağlığının iyileştirilmesini kendisine ilke edinmiş bir mesleki örgüt oluşturmak adına bir araya gelmek. Tek bir ortak gayede ve temel prensipte "Normal dokuların etkilendiği ışın dozunu azaltıp tümör dozunu arttırmak".

İşte bütün bu düşünceler ışığında; tüzüğümüzde daha açık ifade edildiği gibi; Radyoterapi Tekniker eğitiminin standardizasyonu, kalitesinin artırılması ve dünyadaki örnekleri ile benzer seviyeye getirilerek akreditasyon için neler yapılabileceğinin tartışılması ve böylelikle tedavi kalitesinin ileri ülkeler düzeyine taşınması, Radyoterapi Teknikerliği biliminin gelişmesini sağlamak, üyelerinin hak ve çıkarlarını korumak, üyeleri arasında mesleki, bilimsel ve sosyal ilişkileri geliştirmektir amacıyla kurulmuş bir dernektir.

NY-HSY: Dernek kimler tarafından kurulmuştur?

AT: Rıhtımdan Viyana'ya serüveninin mimarları ve mesleki gelişimimizin önden giden üyeleri ve ortak çalışma kültürünün başlatıcıları olarak tanımladığım ve benimde yönetim kurulu üyesi olduğum çok değerli meslektaşlarımız Sayın Gökhan Özuynuk ve Sayın Aydın Özkaynak tarafından Nisan 2011 tarihinde kurulmuştur. Yönetim kurulunda çalışma azmi, gayret ve özverileriyle geline bu noktada imzası bulunan Sayın Cafer Atar, Muharrem Yanar, Fırat Akın, Sevil Özcan, Volkan Çakır, Gülhan Mazı, Derya Çöne ve nice gönüllü komisyon kurulu üyesi arkadaşlarımızın katkılarıyla bugünlere gelindi.

NY-HSY: Mevcut yönetim kurulu kimlerden oluşmaktadır?

AT: Birlikte emek verdiğimiz, çaba sarfettiğimiz, mesai harcadığımız, mesleki gelişimimiz adına bence çok başarılı işlere imza attığımız yönetim kurulu başkanı olan sayın Gökhan Özuynuk'un hukuki olarak süresini tamamlamasının ardından 16 Nisan 2016 tarihinde yapılan olağan genel kurul kararıyla; farklı ve gelişmiş tıbbi donanımlara sahip merkezlerden temsilcilerin oluşturduğu, tüm üyelerimizin tanıştığı, dertleştiği, eğitimine devam eden öğrenci kardeşlerimizin de; büyük aile resmimize eklendiği, hem Radyasyon Onkoloğu, hem Medikal Fizik Uzmanları, hem de meslek halkamızın önemli bir parçası olan Medikal Firma yetkilileri değerli büyüklerimizden; hem şahsi, hem de dernekler bazında aldığımız enerjiyle birlikte; devraldığımız, yaşları ne olursa olsun mesleki donanım ve birikimine ve çalışma azmine çok inandığım, barışçıl, şeffaf ve gayretli meslektaşlarımız ile benim başkanlığım ile birleşen mevcut yönetim kurulu ve komisyonluklarımız şöyledir; Abidin Tecik, Necmettin Yaşar, Aydın Özkaynak, Ali Güneş, Hande Sertkaya Yaman, Murat Kanmaz, Zülbiye Kurt Çetinkaya, Nurettin İlhan, Abdulsamet Ağca, İlkey Serbez, Sema Kurun, Adnan Şafek, Merve Sevindik, Yavuz Keşkül, Meryem Arı, Gizem Acar, Fırat Akın, Onur Müezzinoğlu, Meryem Kanmaz ve Ozan Özmen.

NY-HSY: Hangi alanlarda faaliyetleriniz var?

AT: Oluşturduğumuz Yurtiçi bilimsel etkinlik ve organizasyon komisyonu, yurtdışı bilimsel etkinlik ve organizasyon komisyonu, hukuk işleri ve mevzuat düzenleme komisyonu, Eğitim danışmanlığı komisyonu, Basın-yayın-halkla ilişkiler ve sosyal işler görevlendirme komisyonları ile birçok alanda aktif olarak çalışmaktayız. Kuruluşumuzdan bugüne birçok faaliyet gerçekleştirdik. Bunlardan bazılarını başlıklar halinde sıralayayım;

- Radyasyon Onkolojisine Giriş
- Radyoterapi Teknikerlerinin Görev ve Sorumlulukları
- Hücre ve Organelleri, Kanser Biyolojisi
- Radyoterapinin Biyolojik Temelleri

- Radyoterapide Zaman-Doz-Volum İlişkisi ve Fraksiyonasyon
- Radyasyon Etkisini Modifiye Eden Ajanlar ve Hipertermi
- Radyasyona Bağlı Normal Doku Hasarı ve Klinik Bulgular
- Temel Radyoterapi Fiziği I-II
- Radyoterapide Kullanılan Aygıtlar ve Ölçüm Sistemleri
- Foton ve Elektron Demetlerinin Özellikleri
- Tedavi Planlama
- Tedavi Doğrulama Yöntemleri
- Özel Işınlama Teknikleri
- Stereotaktik Radyoterapi
- Brakiterapi Fiziği
- Radyasyondan Korunma
- Onkolojik Görünteleme Yöntemleri
- Radyolojik Anatomi
- Tümör Patofizyolojisi
- Radyoterapide Kemoterapi ve Cerrahi
- Radyoterapide Aciller
- Radyoterapide güncel teknolojilerle hayatımızda neler değişti?

Bahsettiğim bu eğitimler sadece birkaçı. Aslında eğitim konusunda oldukça aktif bir derneğiz.

NY-HSY: Radyoterapi teknikerinin temel sorunları ile ilgili neler yapılmaktadır?

AT: Çalışma saatlerini düzenleyen; mevzuat, tüzük ve yönetmelikler, Gebelik ve Radyasyon, Dozimetre Talimatı, Radyasyondan Korunma İlkeleri, İş sağlığı ve Güvenliği, Fiili Hizmet Süresi ve Zammı, Kamu ve Özel çalışanlarının Şua ve yıllık izinleri yönetmeliği, e-dergi çalışmaları, Kritik organ konturlama okulu adıyla sertifikalı cihaz başı ve sınıf eğitimleri, ESTRO'nun RT teknikerleri ile ilgili olan kitabının Türkçeye çevrilerek meslektaşlarımızla buluşturulması ile ilgili Türkiye Kamu Hastaneler Birliği Kurumu, Sağlık Bakanlığı Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü, Yüksek Öğretim Kurulu (YÖK), Medikal Fizik Derneği, Radyasyon Onkolojisi Derneği, TMRT derneği ve TÜMRAD derneği gibi diğer kardeş dernekler, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK), Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu, Tüm Radyoterapi Teknikerliği okullarının rektör ve bölüm başkanları ve 34 diğer ülke radyoterapi teknikerliği dernekleriyle görüşmelerimiz ve yazışmalarımız oldu.

NY-HSY: Derneğiniz dozimetrist kavramına nasıl bakıyor? Bu konuda herhangi bir çalışmanız bulunuyor mu?

AT: Dünyada ve Ülkemizde pek çok alanda olduğu gibi radyasyon onkolojisi alanında da çok hızlı değişimler yaşanmaktadır. Yeni teknolojik ürünlerin hızla ülkemize girmesi ve yetişmiş insan gücündeki artış, ülkemizde

radyasyon onkolojisi uygulamalarını bölge coğrafyasında özel bir noktaya getirmiştir. Pekçok ülkeden gelen hasta, sağlık hizmeti almak için ülkemizi seçmektedir. Radyasyon onkolojisi uzmanları ve radyasyon fizikçilerinin yanısıra radyoterapi teknikerlerinin eğitimlerinin süreklilik kazanması ve yeniliklerin hızlı bir biçimde uygulamalara yansması, gelinen bu noktanın sürdürülebilmesi için çok önemli olduğu hepimizce malumdur. Sorunlardaki amaca en iyi bir biçimde hizmet edeceğine inanarak, multidisipliner çalışma ortamı oluşturarak projeler üretmek, verilerimizi paylaşarak çalışmalar planlamak için ve yeni önerilerin değerlendirilmesi için Sayın Esra Kaytan Sağlam hocamızla ve Sayın Hatice Bilge Becerir hocamızla; hem dünyada ki hem de ülkemizdeki uygulanma biçimiyle Radyasyon Onkoloğu Gözüyle: Sayın Fadime Akman ve Serdar Özkök hocalarımızın da aralarında olduğu yazarların Türk Onkoloji Dergisi 2015;30(4)/11. Ulusal Radyasyon Onkoloji kongresinde Sözlü bildiri olarak sunulan yayın, 15.Ulusal Medikal Fizik Kongresinde sözlü sunum olarak Medikal Fizikçi ve Radyoterapi Teknikeri Gözüyle, Medikal Dozimetrilik adlı Sayın Yiğit Çeçen ve Sayın Derya Çöne'nin sunumları kaynak olarak hangi adımların atılması gerektiğini görüştüğümüz bir toplantıda bir araya geldik.

Dünyadaki dozimetristlik kavramının ülkemizde şuan için tam karşılığının olmamasıyla birlikte aşamalı olarak halen kliniklerde kritik organ konturlama teknikeri olarak görev alanlar ve bu konuda eğitime yeni başlamış olanlardan başlayarak, bütün kliniklerde yaygınlaştırma amacıyla; program öğretmenleri ve tarih belirlenerek sertifikalı kritik organ konturlama uygulaması programını başlatma kararı aldık. Belki de bu sayede konturlama işleminde görev alabilecek arkadaşlarımızdan oluşacak boşlukla yeni meslektaşlarımız için iş imkanı doğar inancındayım.

NY-HSY: Son olarak RTT kontenjan sayıları ile ilgili Sağlık Bakanlığı ve YÖK ile herhangi bir çalışma söz konusu olacak mı? Gelecekte bu mesleği icra edecek olan öğrenci arkadaşlarımıza önerileriniz nelerdir?

AT: Öncelikle Sağlık Bakanlığının 2023 Radyoterapi Teknikerleri Projesinden bahsetmek istiyorum. (<http://www.saglik.gov.tr/SHGM/dosya/1-97468/h/2023saglikegitimibaski-web-4-1.pdf>): Sağlık hizmetlerine ulaşılabilirliği artırmak, mevcut hizmetlerden eşit yararlanmayı sağlayan dengeli bir sağlık hizmeti sunmak ve bireylerin yaşam kalitesini yükseltmek, sağlık sistemlerinin temel hedefidir. Temel özellikleri açısından sağlık hizmetleri, kamu otoritesinin planlama ve denetleme alanı içerisindedir. Ülkemizde devletin bu sorumluluğu Anayasamızın 56. Maddesinde belirlenmiştir. Bakanlığımız tarafından 2003 yılından bu yana yürütülen sağlıkta dönüşüm programında da "planlayıcı ve denetleyici bir Sağlık Bakanlığı" şeklinde önemli bir hedef olarak yer almıştır. Sağlık insan gücü, sağlık sistemleri için kritik bir önem arz etmektedir ve sağlık sistemlerinde meydana gelen değişiklikler sağlık insan gücünün önemini giderek arttırmıştır.

Sağlık insan gücünün sağlık sistemleri içindeki bu önemi nedeniyle sağlık insan gücü planlaması bakanlığımızın planlama faaliyetleri arasında önemli bir yer tutmaktadır. Bakanlığımız tarafından sağlık insan gücü planlaması konusunda yapılan çalışmalar eski tarihlere dayanmakla birlikte sağlık projeleri döneminde ivme kazanmış, 2006 yılından sonra da hızla gelişmiştir. O zamanki adıyla Hıfzıssıhha Mektebi Müdürlüğü ve Sağlık Eğitimi Genel Müdürlüğü tarafından yürütülen çalışmalar, Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü tarafından genişletilerek devam ettirilmiştir. Bakanlığımızın sağlık insan gücü planlaması kapsamındaki çalışmalarının bir bölümüne ait sonuçları içeren bu kitapta; sağlık mesleklerine ilişkin 2023 yılı ihtiyaçları belirlenmiş, eğitimdeki mevcut durumdan yola çıkarak arz projeksiyonları yapılmış, arz-ihyaç projeksiyonları karşılaştırılarak eğitim gereksinimine yönelik

Sayın Şencan'ın önsözyle hazırlanan bu kitabı tüm içeriğiyle beraber; sektörün tüm paydaşlarının:

1-2023 için yapılan planlamalardaki teknik arz-ihyaç dengesinin daha bugünden (7 yıl öncesinden) olduğunu,
2-Bu okullardaki öğretim görevlilerinin Radyasyon Onkoloğu yada Medikal Fizik Uzmanı yada Mesleki yeterliliğe sahip ehil kişiler olup olmadığını,
3-Başta uygulamalı dersler olmak üzere, zorunlu yaz stajlarını içeren müfredat ve ders programlarının uygulanıp uygulanmadığını,
4-Kayıt ücretlerinin ülke şartlarındaki ekonomik dengeye uyumluluğunun,
yeniden gözden geçirmesi gerekmektedir. Yeni ve kalıcı çözümlerin acilen alınmaması halinde "Sağlık hizmetlerine ulaşılabilirliği artırmak, mevcut hizmetlerden eşit



öneriler geliştirilmiştir. Bu çalışmanın amacı, sağlık hizmetlerindeki iş gücü ihtiyacının belirlenmesinin yanı sıra gelecekte arz- ihtiyaç dengesinin mümkün olan en iyi durumda olabilmesi için öneriler getirmektir. Türkiye'de sağlık insan gücü planlaması konusunda şimdiye dek yapılmış en kapsamlı çalışmalardan biri olan bu raporun, sektörün tüm paydaşları tarafından kullanılacağını temenni eder, emeği geçen herkese teşekkür ederim. Prof. Dr. İrfan Şencan Müsteşar Yardımcısı."

yararlanmayı sağlayan dengeli bir sağlık hizmeti sunmak ve bireylerin yaşam kalitesini yükseltmek sağlık sistemlerinin temel hedefidir" ilkesinin sadece sözde kalacağını bilincile hareket etmesinin gerekliliğini ve dernek olarak gerekli kurum ve kuruluşlarla çözüm için görüşme ve yazışma halinde olduğumuzu belirtmek isterim.

Son olarak; başta bu mesleği icra eden birisi olarak kendime, meslektaşlarıma, hem de gelecekte meslektaşlarımız olacak öğrenci kardeşlerime olmak üzere, multidisipliner ekibin tüm halkasına: madem ki çok önemli, geri dönüşümü olmayan ve sorumluluğu ağır ve bir o kadar



**8.KASIM
DÜNYA RADYOĞRAFI TEKNİKLERİ GÜNÜ
KUTLU OLSUN**

**HAPPY WORLD RADIOGRAPHER DAY
8th NOVEMBER**

2015 – Professional development

ESTRO
European Society for
RADIO THERAPY & ONCOLOGY

SEORTC
Society of European
Oncology Radiation Therapists

art
Association of Radiation Therapists

SEETRO
Society of European
Elderly Radiation Therapists

**BİR KUŞAĞIN DİKTİĞİ AĞACIN
GÖLGESİNDE GELECEK
KUŞAKLAR SERİNLER!**

Söyleşi
Prof. Dr. Münir KINAY

Kanser Tedavisinde Radyoterapi, Radyasyon Onkolojisindeki
Gelişmeler ve Radyoterapi Tekniklerinin Önemi

9 Mart Çarşamba Saat: 14:00
DÜZ Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu

**TÜM ÖĞRENCİLERİMİZ, HOCALARIMIZ VE MEZUNLARIMIZ
DAVETLİDİR!**

Merkezlerin Dağılımı

37 şehirde 123 radyoterapi merkezi
Hud.S.İ ile 2014-15 planlanan 19 cihaz 5 yeni merkez

SAGA - DİRAC veritabanı, Şubat 2012

RTTDER

**Özenle
5.yazıyla**



**Yeni
Acil Yardım ve
Afet Yönetimi
Sağlık Yönetimi
Hemşirelik**

**Yeni
Açıköğretim
Lisans Tamamlama
Programları**



**OKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK HİZMETLERİ MESLEK YÜKSEKOKULU**

**RADYOTERAPİ
TEKNİKLERİ
MESLEK SEMİNERİ**



**ALL WOMEN
ARE CREATED EQUAL BUT
ONLY THE FINEST BECOME
RADIATION
THERAPISTS**



SOLUTION

Specific School /Faculty for RTT
(Trinity)

Professional Societies-

workplace determine Titles

Level of responsibility and
required skills and
knowledgments



**STEREOTAKTİK
RADYOTERAPİ
UYGULAMALARI**

da kutsi bir görev omuzlarımızda yüklü ve aynı ortak gaye ve hedefe birlikte koşuyoruz ve hepimiz biliyor ve söylüyoruz ki; yaptığımız tüm işin başarı ile sonuçlanması için, hasta ve yakınlarıyla empati kuran, bağlı bulunduğu kurumun misyon ve vizyonuna uyum gösteren, kaynakları olumsuz etkilemeyen, birlikte çalıştığı multidisipliner ekiple etkin iletişim kurabilen, kalıp odası, simülatör, planlama, kalite kontrol sistemlerine entegre, doğruluk oranı yüksek

görüntü değerlendirebilen ve yorumlaması güçlü, tedavi ve randevu sistemlerini etkin kullanabilen ve mesleki etik ilkelerine sahip teknikerlerle mümkündür. Öyleyse tekniker eğitimi ve yöntemlerine verilecek önemle ve sorunların görmezden gelinmeyerek, gösterilecek samimi hassasiyetle; çok daha başarılı sonuçların elde edileceği hepimizce malumdur.



ABİDİN TECİK

2001 yılında dokuz Eylül Üniv SHMYO Radyoterapi bölümünden mezun oldu. 2002-2005 yılların arasında ONKO İstanbul Onkoloji Merkezinde çalışmaya başladı. 2005 yılından itibaren Anadolu Sağlık Merkezi John Hopkins Medicine Radyasyon onkolojisi bölümünde çalışma hayatına devam ediyor. 2011 yılında Anadolu Üniversitesi İşletme Fakültesini bitirdi. 2015 yılından itibaren lisans tamamlama programı Fizik bölümü öğrencisidir.



NECMETTİN YAŞAR

1997 yılında Dokuz Eylül Üni SHMYO Radyoterapi bölümünden mezun oldum. 1999-2009 yılların arasında Gayrettepe Metropolitan Florance Nightingale çalıştım. 2009 yılında Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalışmaya başladım. Halen Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde sorumlu tekniker olarak çalışmaya devam ediyorum.



HANDE SERTKAYA YAMAN

2005 yılında Ankara Üniversitesi SHMYO Radyoterapi Teknikerliği bölümünden mezun oldu. Aynı yıl İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji 'sinde RTT olarak göreve başladı. 2008-2009 yıllarında Bahçelievler Medical Park Hastanesi'nde RTT olarak görev yaptı. 2009-2013 yıllarında Maslak Acıbadem Hastanesin de RTT olarak çalıştı. Mayıs 2013'ten beri Medipol Mega Hastaneler Kompleksi'nde Sorumlu RTT ve dozimetrist olarak meslek hayatına devam ediyor.

Tedavi Planlama Sistemlerinde Güncel Gelişmeler

Fiz. Uzm. Nazlı DEMİRAĞ

-20 Yıl sonra Radyoterapi

Radyoterapi'nin kalbi Tedavi Planlama Sistemi (TPS) ve TPS'in kalbi de sahip oldukları hesaplama algoritmaları dersek; gelecekteki değişimlerin çoğunun bu algoritmalar üzerinde olacağını söylemek yanlış olmaz. TPS'i 3 temel algoritma altında inceleyebiliriz.

- Doz hesaplama algoritması
- Optimizasyon algoritması
- Segment oluşturma algoritması

Dozu hesaplama algoritmalarının en gelişmiş Monte Carlo algoritmasıdır. Monte Carlo algoritması ile doz hesaplanan TPS'lerde hızdan kaynaklı bir takım fedakarlıklar yapılmıştır. Ticari planlama sistemlerinden biri olan Monaco planlama sistemi, her ne kadar Monte Carlo tabanlı bir hesaplama algoritmasına sahip olsa da parçacıkların hareketlerini simüle etmeye ancak ışın demetinin hastaya girdiği anda başlanmaktadır. Işın demetini oluşturan Virtual Source (sanal kaynak) modeli kullanan Monaco'da modeli oluşturmak için bir takım varsayımlar kullanılmaktadır. Bunun için su fantomuyla demete ait derin doz, profil ölçümleri gibi verilerin toplanıp modelleme yapılması gerekir.

Monte Carlo tabiki en gelişmiş algoritmadır ve bundan 100 yıl sonra da bu algoritma kullanılacaktır.

Aslında etkileşim sonucunda çıkan elektronların enerjisine ve izledikleri yollara göre anlık simülasyon ve anlık hesaplama yapacak bir sistem olsa hiç fena olmazdı.

Bir örnek verecek olursak; cihazdan 6.02×10^{23} tane elektron çıktığı bir olasılık düşünelim. Bunların ne kadarının A kapısından ne kadarının B kapısından geçtiğini tabi ki bilemiyoruz ama Heisenberg belirsizliği çerçevesinde olası olasılıkları tahmin edip, eğer bu şekilde bir simülasyon yapabilseniz ve cihazın içerisindeki her oluşan hareketi simüle edebilseniz o zaman ölçüm ve kalite kontrol yapmamıza gerek kalmazdı.

Optimizasyon algoritmalarına gelince, çok bilinmeyenli bir fonksiyondaki çoğu algoritma 'Gradient descent ya da Simulated annealing' fonksiyonlarını kullanarak Lagrange katsayısını kullanıp çözüm aramaya çalışır. Bu fonksiyonların çözümü ile hesaplanan ve objektif olarak verilen değerler arasındaki farkı minimuma indirmek için yani istenilen ideal doz dağılımını elde etmek için optimizasyon sırasında iterasyon yapıyoruz. Sırasıyla olabilecek çözümleri deneyip farkın minimum olduğu en uygun çözüme yaklaştığında sistemden durmasını istiyoruz.

Optimizasyon sonunda hesaplanan yoğunluk haritasının doğru çözüme en yakın sonucu verdiğine dair algoritmayı ikna etmemiz gerekir. Bazı optimizasyon algoritmalarında sonuca ulaşmak için bazı varsayımlar kullanıldığından bulunan sonuç her zaman istenilen sonuca yakın olmayabilir. Yoğunlukla bu varsayımlarda amaç hesaplama süresini kısaltmak için yapılsa da doğruluktan da ödün vermeye sebep olabilir. Yan alanlardan gelen saçılmalar, hasta içerisindeki doku düzensizlikleri, linak kafasından gelen saçılmalar, elektron kontaminasyonu gibi foton kaynaklı etkileşimler çok iyi modellenemez. IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy) ve VMAT (Volumetric Arc Radiotherapy) planlamaları iki aşamalı gerçekleşir. Birinci aşamada elde edilen sonuca ikinci aşamada segmentler eklenir. Yani istenilene en yakın doz dağılımını verecek olan yoğunluk haritasını oluşturacak segmentlerin oluşum optimizasyonu çalıştırılır. Bu optimizasyon için de farklı algoritmalar ve cihazın MLC (Multilif Kolimatör), kolimatör yapısı dikkate alınarak olası demetçikler belirlenir. Bu aşamaya kadar farklı varsayımları ve algoritmaları kullanarak hesaplanan doz dağılımı için başından bitişine kadar Monte Carlo algoritması kullanılarak hesaplama yapılabilseniz, modelleme ile gelen kısıtlamaları ortadan kaldırmış olurduk. Günümüzde sadece teorik olarak mümkün olan bu durumda, tüm hesaplama için dozu oluşturan olayların simülasyonu Monte Carlo ile yapılabilseniz belki de en basit planlama sistemi elde edilmiş olurdu. Tek bir yöntem var, hiçbir varsayım yok, karmaşık fonksiyonlar yok ve sadece varolabilecek bütün olasılıkları simüle etmek yeterli olacaktır.

Bundan bir 20 sene sonrasına gidelim ve ne olabilir diye bir düşünelim...



Doktorlar aslında 'Terminatör' filmindeki Arnold Schwarzenegger gibi olabilir. Hastaya baktığında gözüyle tarayabilir durumda olabilirler. Doktorlar için dizayn edilecek gözlüklerde hastaya ait bilgilerin akması sonrasında, doktorlar hastaların hep hayal ettiği gibi olabilecekler ve 'doktor değil misin yüzüme bakınca bende ne hastalık olduğunu bilmelisin' teknolojisine nihayet erişebilecekler.

Konturlama yapmaya ve tedavi planlamasına gerek olmadan hastaların tedavi olacağı günlerde gelecek mi? PETCT/MR Linak kullandığımızda, kullanılan PET ajanları tümörün olduğu yerde ışınlama yapacak ve mevcut bilgilere ulaşarak o bölgeye ne kadar ışın verileceği bilgisi sisteme iletilecektir. Hasta pozisyonlamasında hatalar yok olacak ve alanı yanlış mı açtık, hastanın doğru bölgesini mi ışınladık derdi yok olacak, bu kısım PET aracılığıyla belirlenecek ve gerekli doz bilgisi ile ışınlama yapılarak halledilecektir. Hasta masaya yattığında aldığı ajanlarla tümör otomatik olarak çizilerek; doz hesaplaması ve ışınlama süresi otomatik olarak hesaplanacaktır.

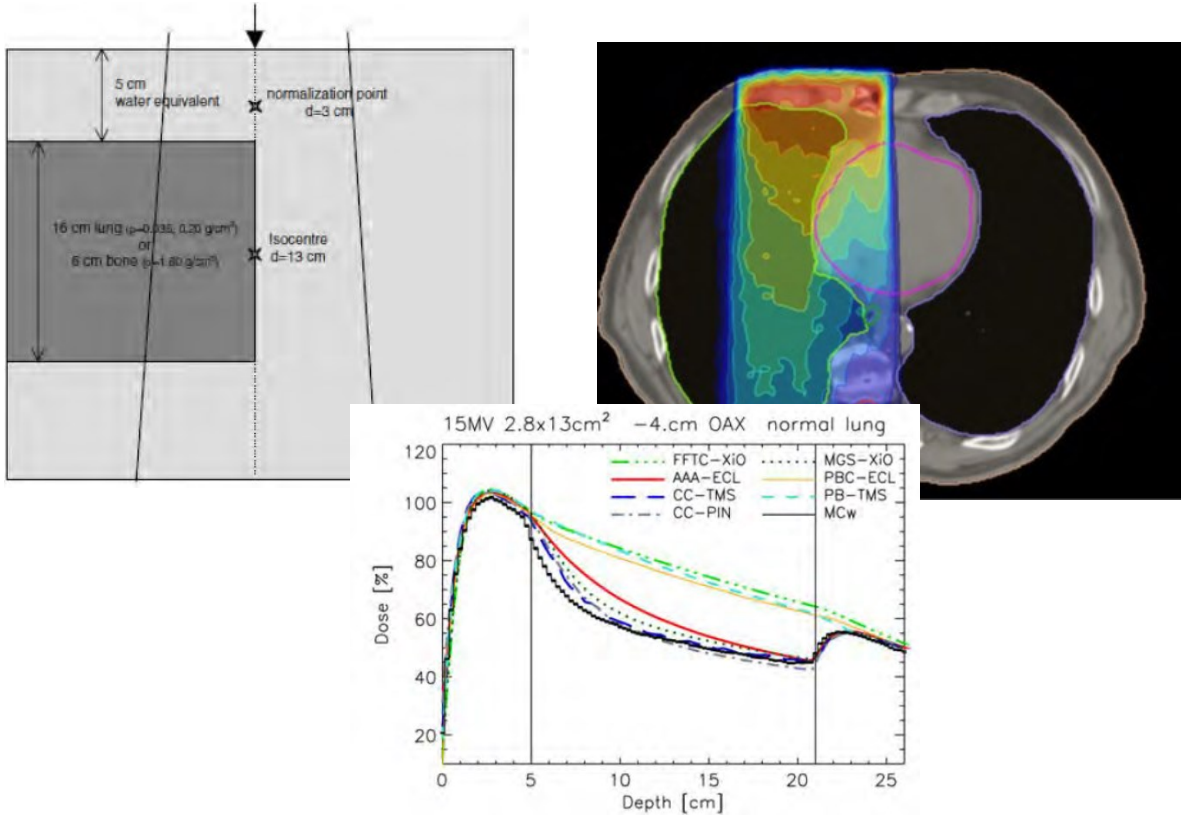
Günümüzde kliniklerde büyük bir zorluk olan adaptif tedavi ise tedavi alanını hasta tedavi masasındayken anlık olarak belirleyeceğinden daha kolay hale gelecek ve yanlış hastayı mı masaya yatırdım riski de ortadan kalkacaktır. Radyoterapinin temelini oluşturan 'zamanla sağlıklı dokuların kendini yenilemesi fikri' gözden geçirilerek

fraksiyon sayıları mümkün olduğu kadar az tutulmaya çalışılacaktır. Her ne kadar radyoterapinin 5R'sini radyoterapinin temeli olarak bilsek de, tedavi günlerini kısaltan daha ideal bir formüle ve modellemeye gerek olacaktır. Hayat çok kısa ve bu süreyi uzatamıyorsak tedavi süresini kısaltalım.

Yazımın bu kısmında soru cevap şeklinde ilerleyerek TPS'leri ve kullanılan algoritmaları akılda kalacak şekilde anlatmak isterim.

Neden Monte Carlo algoritması daha iyi?

Monte Carlo dışındaki algoritmaların hepsi olan biteni bir modele dayandırarak hesaplarken, Monte Carlo olası tüm etkileşimlerin simülasyonunu yaptığı için, daha önce tahmin edilen etkileşimin simülasyonu ve olasılıkların doğrulukları çerçevesinde tahminlerde bulunulur. Monte Carlo ile veriye ve geçmişe dayalı, ne kadar çok olasılığı hesaba katabilsek o kadar doğru sonuca ulaşıyoruz.



Yukardaki resimler 2007 yılında Fogliata tarafından yayınlanmış bir çalışmadan alınmış ve bize şunu söylüyor ki; eğer homojen bir ortamda dozu hesaplıyorsanız algoritmanın farkını görmüyorsunuz ancak heterojen ortamların geçişlerinde farkı görüyorsunuz.

Daha önce Monte Carlo algoritmasını kullanmak hesaplama süresi açısından mümkün değildi. Şimdi nasıl kullanabiliyoruz?

Baştan sona Monte Carlo hesaplayan bir modeli malesef henüz hiçbir klinikte kullanamıyoruz. Biz hastaya kadar olan kısmını yine su fantomu ölçümleriyle modelliyoruz. Bir de süre kısaltmak için bazı teknikler uyguluyoruz.

Şöyle ki;

1- Önce hikayeyi suda hesaplayıp, sonra heterojen bölgeye taşıyoruz. STOPS "Simultaneous Transport of Particle Sets" olarak adlandırılan bu aşamayı hesaplamının doğruluğunu direkt olarak etkileyen kısım olarak ifade edebiliriz.

2- Parçacık belli bir enerjinin altına düşmüşse takip etmeyi bırakıyoruz. Çünkü doza katkısı olmadığı kabul ediliyor.

3- Bazı parçacıkları "Russian Roulette" denilen metotla hikayenin dışına çıkarıyoruz, yani rastgele öldürüyoruz.

4- Bir açıda, yani bir 'azimuth' açısında gözlenmiş bir hikayeyi başka açılara bölerek çoğaltıyoruz. "Bremsstrahlung splitting" olarak ifade edilen bu aşama olasılığın kaç kez tekrar edilmesi kriterine göre değişebiliyor.

Bu adımlar ile süre kısaltılsa da, süre azaltmada bir diğer gelişme de bilgisayar sektöründeki güncelliklerin bize yardımcı olması oldu. Piyasadaki bilgisayarlarda kullanılan CPU (Central Processing Unit) sayısı arttı. Monte Carlo algoritması hesaplamayı çoklu işlemcilerle bölmeyi desteklediği için 48 işlemcili bir sistemde, 48 bilgisayar hesaplama için aynı anda çalışıyor diye düşünebiliriz. Dolayısıyla bilgisayarlardaki işlemci sayısı arttıkça hesaplama süresi de kısaldı. Bigisayarlardaki bir başka güncelleme olan grafik kartlarındaki gelişim de TPS'de hesaplama süresini kısaltan başka bir etkidir. Sistemin grafik kartlarındaki GPU (Graphics Processing Unit) hesaplama metodunda, işlemci sayısı 512 ve hatta 1024'e çıkmakta bu da süreyi kısaltmaktadır. Hesaplama sırasında görev dağılımını bu işlemcilerle aktarabilen bir algoritma günümüzde yazılmış durumda ve bu kod piyasada kullanılmaya başlandığında süre kısıtlaması sorunu da ortadan kalkacaktır.

Yazının ilk sorusunda gelecekte olabilecek uçuk cihazlardan bahsetmiştik, acaba piyasada böyle uçuk cihazlar var mı?

Kanada'daki Princess Margaret Hastanesi'nde CT (Computed Tomography) ve Linak'ın aynı oda içerisinde ortak masa kullanılarak tedavi yapan bir sistem var. Yine Amerika'daki MD Anderson Hastanesi'nde MR/Linak prototip olarak bulunmaktadır. Şu an hasta tedavi edilmesi de bundan 2 sene sonra tedavi başlayacak gibi gözüküyor. Avusturya'da Radart Enstitüsü'nde ise teknolojiye katkıda bulunacak cihazları geliştirmek için çalışmalar devam etmektedir.

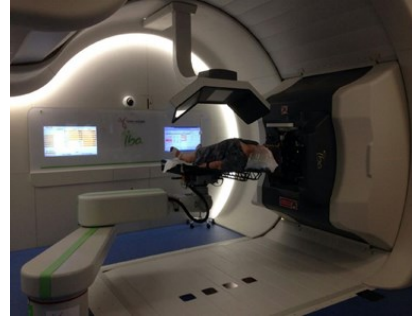


Viewray firmasının çıkardığı Cobalt MR (Magnetik Rezonans) cihazı da günümüz ileri teknolojisinin bir sonucu olarak tedavi de kullanılırken, gelişmiş proton cihazları da yavaş yavaş kliniklere girmektedir.

Yakın geçmişte Nice-Fransa'da Antoine Lacassagne Kanser Merkezi'nde yeni Proteus One proton cihazıyla ilk hasta tedaviye alındı.

Günümüzde daha önce bahsettiğiniz otomatik konturlama ve otomatik planlama yapabilen sistemleri kullanan radyoterapi merkezleri var mı?

Bir değil bir çok merkez otomatik planlamayı kullanıyor. Hastanın CT görüntüleri alındıktan sonra otomatik konturlamaya gidiyor ve sonrasında planının yapılması için planlama sistemine aktarılıyor. Burada doktor ve medikal fizik uzmanına sadece çıkan sonuçları kontrol etmek kalıyor. Princess Margeret Hastanesi'nde 2000 meme hastası otomatik olarak planlanarak tedavi edilmiştir. Hollanda Erasmus Üniversitesi'nde de otomatik planlama sistemi bulunmaktadır.



Sonuç olarak, günümüzde birçok gelişmiş yöntem ve tedavi planlama sistemi kullanılıyor. Bu sektör gelişmeye çok açık bir sektör ve bundan bir yirmi yıl sonra da teknolojinin getirdiği imkanlardan yararlanarak daha doğru, daha kolay ve kısa süreli radyoterapi teknikleri gelişecektir.

Referanslar

- [1]. GPUMCD: a new GPU-oriented Monte Carlo dose calculation platform Sami Hissoiny, Hugo Bouchard, Benoit Ozell, Philippe Despres
- [2]. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations
- [3]. Antonella Fogliata, Eugenio Vanetti, Dirk Albers4, Carsten Brink, Alessandro Clivio, Tommy Knöös, Giorgia Nicolini and Luca Cozzi



NAZLI DEMİRAĞ

2000 yılında ITU Fizik Mühendisliği'nden mezun oldu. 2001 yılında cebinde beş kuruş yok iken Fransa'ya bebek bakıcısı olarak gitti. 5 ay kaldı. Türkiye'ye döndüğünde 1 yıl boyunca işsiz kaldı. 2002 yılında ise başladığı Meditel firmasında Ünver Güneş eğitim sponsorluğuyla 7,5 yıl çalıştı. 2006 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği Bölümünde yüksek

lisansını tamamladı ve halen İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik dalında doktora öğrencisi. 2010 yılından bu yana Monaco tedavi planlama sistemi uzmanı olarak Elekta'da çalışıyor.

Mottosu: İstedikten sonra her şeyi yapmak mümkündür, yeter ki iste!

AYIN RAPORU (I):

AAPM TG-105 RAPORU; MONTE CARLO TABANLI FOTON VE ELEKTRON EKSTERNAL TEDAVİ PLANLAMA KLİNİK UYGULAMALARI

Fiz. Uzm. Boran GÜNGÖR

GİRİŞ VE AMAÇ

Monte Carlo (MC) metodu, radyoterapi (RT) uygulamalarında, yüksek doğrulukta doz dağılımı hesabı yapabilmektedir; bu sebeple metod elektron taşınımının konvansiyonel/deterministik doz algoritmaları tarafından doğru şekilde hesaplanamadığı heterojen hasta ortamlarında daha önemli hale gelmektedir. İlk dönemlerde, hesaplama zamanının fazla olması klinik rutin için pratik olmamıştır. Fakat RT için optimize edilmiş hızlı kodlar ve PC teknolojisindeki gelişmeler hesap zamanlarını önemli ölçüde düşürmüş ve MC algoritmasının klinik kullanımını arttırmıştır.

Raporun amacı, MC metodunun fiziği ve RT doz hesabında nasıl uygulandığı hakkında eğitimsel bakış sağlamak, elektronların hedefe vurmasından hasta dokusundaki doz depolamasına kadar MC metodunun rolünü tanımlamak, MC doz hesabının hastaya özgü geometrideki işleyişini tanımlamak, MC algoritmasının deneysel teyidi ve MC hesaplanmış doz dağılımlarının klinik etkilerini tartışmaktır.

RADYOTERAPİ DOZ HESAPLAMALARINDA MC METODU

MC için en genel tanım; "nümerik integrasyonların işlenmesi için istatistiksel metottur.". Ayrıca, Rogers ve Bielajew'in çalışmalarında verdikleri tanıma göre, f/e' lerin ortam içindeki transportunun simülasyonu için MC tekniği, tek bir parçacığın rastgele yörüngesini benzeşimi amacıyla, tek tek madde içindeki etkileşimlerin olasılık dağılımlarının bilgisini kullanmayı içerir.

"Gelişigüzel örnekleme" tabanlı metot 1777nin başlarında Buffon tarafından ortaya atıldı, bugün bilinen MC tekniği ilk olarak 2. Dünya Savaşının sonunda geliştirildi. Neumann,1940'lı yıllarda Monte Carlo ismini verdi (kumarhanelerden esinlenerek). MC 1950'lerde e-ph transport için çeşitli parçacık fiziği uygulamalarında kullanıldı. Algoritma kullanımı ile ilgili devrim yaratan çalışma, Berger'in elektronlar için "condensed history" (birleştirilmiş basamaklar-adımlar) (CH) tekniğini geliştirdiği çalışmasıydı (1963). Bu teknik ile, elektron etkileşimleri tek tek takip edilmek yerine yoğunlaştırılmış/birleştirilmiş history basamaklarının içinde gruplandı, bu grupların kümülatif etkileri hesaba katıldı. Böylece RT uygulamalarında uzun zaman alacak simülasyonların çok daha kısa zamana indirgenmesi ve medikal fizik ile ilgili modern kodların geliştirilmesi için temel oldu. "ETRAN" kodu, Berger ve Seltzer tarafından geliştirildi. 1985'de EGS4'ün yayınlanması, RT uygulamalarında MC kullanımında öncü oldu. BEAM NRC kodu; RT hesaplamaları için linak kafa simülasyonu amacıyla optimize edildi. PEREGRINE (North American Scientific); e algoritması, Amerika'daki ilk FDA510 onayı alan TPS MC uygulamasıydı. VMC, VMC++, MMC, GEANT4 gibi kodlar geliştirildi ve TPS'lerde kullanılmaya başlandı.

MC metodu, konvolüsyon/superposition algoritmaları enerji depolama kernelleri hesabında, Linak kalibrasyon protokollerinde (TG51) ve tedavi kafası bileşenleri tasarımında da kullanılmaktadır.

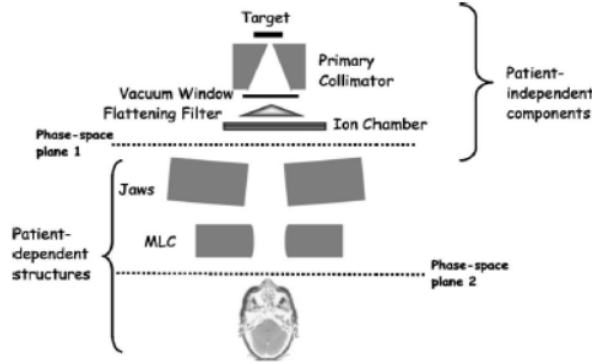
MC simülasyonu içinde, ilgilenilen veriler, belli bir sayıda parçacık (bu sayı history/case/shower/track olarak isimlendirilebilir) üzerinden ortalama işlemiyle elde edilir. Bu sayede doz, tedavi kafasındaki belli bileşenlerden gelen parçacık oranı veya saçılan foton dozu oranı gibi veriler hesaplanabilir. Veriler sonlu hacim/voksel üzerinden ortalanarak elde edilir. Voksel boyutu arttıkça, istatistiksel belirsizlik ve hesap zamanı düşer fakat uzaysal çözünürlük azalır. MC simülasyonu, linaktaki fiziksel sürece benzer; birincil elektron üretimi, elektronun kendisi ve soyundan gelenler (brehm vb.) ile sabit bileşenlere (hedef, saçıcı foil, birincil kolimatör, iyon odası, düzleştirici filtre) ve devamında demet şekillendirici bileşenlere (jaw, MLC, applikatör, kama vb.) ulaşarak, son olarak hasta ortamında doz depolanması şeklinde sonlanır.

Simülasyonda istenilen bir pozisyon üzerinden faz uzay verisi (PHSP) alınabilmektedir. PHSP, simülasyon sonucunda elde edilen, ilgili düzlem üzerinden tüm parçacıkların geçtikleri andaki parametrelerini içeren verileri toplar. Bu parametreler enerji, pozisyon, yön, yük, üretim yeri, ağırlık, çarpışma bilgisi vb. olabilir. PHSP gerekli şekilde analiz edilerek istenilen sonuçlar elde edilir. Bu bölümdeki başka bir önemli özellik verimdir. MC hesabının verimi $\epsilon = 1/s^2T$, olarak tanımlanır; s^2 ilgilenilen niceliğin doğru varyans tahmini, T simülasyon (CPU saniyesi) zamanıdır.

Verimi arttırmanın 2 yolu vardır; birincisi belli N (örnek sayısı) ile sabit T için s^2 'yi düşürmek veya sabit s^2 için T'yi düşürmek. Belli N değerinde, sonuçları bozmadan, varyansı değiştirerek verimi artırma tekniklerine varyans azaltma teknikleri (VR) denir.

VR'lara örnek olarak, raporda verilen "Brehm Splitting" tekniği (Elektronlar tarafından üretilen brehm fotonlarından, hasta düzlemine yönelmeyenleri minimize ederek verimi arttırma veya zamanı azaltma), ikincil parçacıklar üzerinde

uygulanan "Rus ruleti" tekniği, "photon forcing" gibi teknikler hızlandırıcı simülasyonunda kullanışlıdır. Ayrıca, "range rejection (maksimum sonlandırma enerjisi)" tekniği denilen elektron historisinin yok edileceği enerji seviyesini arttırmak da- doğru kullanıldığı zaman- sonuçları etkilemeden zamanı düşürerek verimi arttırır. Raporda verilenler dışında, özellikle IEGS/BEAM kodlarının kullanım kılavuzları veya Rogers, Bielajew, Kawrakow adlı yazarların yayınlarının okunmasını tavsiye ederim.



Şekil 1: Linak tedavi kafası foton modu için bileşenler ve simülasyon kısımları şeması

LİNAK VE HASTA ORTAMI İÇİNDEKİ RADYASYON TAŞINIMININ MC SİMULASYONU

Linak (veya cihazın) tüm detaylarını veya parametrelerini bilmek zordur (birincil demetinin özellikleri sadece yaklaşık bilinebilir gibi). MC simülasyon sonuçlarının, input parametrelerine (birincil demet özellikleri, bileşenlerin geometri/materyal bilgileri vb.) bağlılık durumunun bilinmesi önemlidir. Faddegon ve ark. (1999); Siemens linak için en önemli parametrelerin birincil elektron demetinin ortalama enerjisi, fokal spot boyutu bilgileri, birincil kolimatör/düzleştirici filtre bilgileri olduğunu göstermişlerdir. Bieda ve ark.'ları (2001) yaptıkları çalışma ile 20 MeV Varian Elektron demeti simülasyonunun saçıcı foil'e hassas olduğunu göstermiştir. Tzedakis

ve ark.'ları (2004) yaptıkları çalışma ile MC simülasyonunda hedefe gelen birincil elektron demeti enerjisi ve yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) değişiminin profil sonuçları üzerindeki etkilerini ölçüm-simülasyon karşılaştırması olarak göstermişlerdir. Ayrıca, merkezi eksen PDD eğrilerinin birincil elektron demet enerjisine aşırı bağlı olduğunu kanıtlamışlardır. Bu konuda en geniş çalışmalardan olan Sheikh-Bagheri ve Rogers (2002)'in bulguları, Tablo 1'de açıklanmalı şekilde özetlenmiştir. Simülasyonun farklı input veri tiplerine bağımlılığı MC modelleme öncesi yol gösterici olmaktadır, bu nedenle incelenmesini tavsiye ederim.

Tablo 1. Simülasyon parametrelerinin sonuçlara etkisi hakkında Sheikh-Bagheri ve Rogers'ın bulgularının özeti.

Parameter in the linac model	Impact on in-air off-axis factors	Impact on central-axis depth dose values
Mean energy of the incident electron intensity distribution (assumed Gaussian)	Decrease with increasing primary electron energy, e.g., $-0.105 \pm 0.007/\text{MeV}$ at 15 cm off-axis for a Siemens KD 6 MV beam. A 0.2 MeV mean energy change produces an observable effect.	A 0.2 MeV change in mean energy causes an observable change (2% or 3 σ with 0.7% or 1 σ dose uncertainty).
Gaussian width of the incident electron energy distribution	Show little or no dependence, e.g., widening of the FWHM from 0% to 20% resulted in no change, for a Siemens KD 6 MV beam. Asymmetric energy distribution has a small effect, e.g., an asymmetric Gaussian with 14% FWHM on the LHS of the peak and 3% FWHM on the RHS of the peak causes a change of 2% for a Siemens KD 18 MV beam.	Show weak dependence in the dose buildup region and at large depths, e.g., an asymmetric Gaussian with 14% FWHM on the LHS of the peak and 3% FWHM on the RHS of the peak increases buildup dose by up to 1.5% for a Siemens KD 18 MV beam.
Gaussian width of the incident electron radial intensity distribution	Decrease quadratically with increasing Gaussian width, e.g., a change in FWHM from 0.01 to 0.15 cm leads to 7% decrease at 15 cm off-axis for a Varian 18 MV beam.	Little or no observable effect considering statistical uncertainties.
Divergence of the incident electron beam (at a given intensity distribution FWHM)	Show little or no effect up to 0.5°; at 1° show a decrease of 1% at 15 cm off axis at 100 cm SSD, for an 18 MV Varian beam.	No observable effect up to a few degrees considering statistical uncertainties (1% or 1 σ).
Radius of the upstream opening of the primary collimator	Sensitive to small changes, e.g., varying the upstream opening by 0.01 cm produces a 1% change at 15 cm off-axis for a Varian 18 MV beam.	No observable effect.
Density and material of the flattening filter	Show strong dependence, e.g., reducing tungsten density by 1 g cm ⁻³ causes a 6% reduction at 15 cm off axis for a Varian 15 MV beam. Using the incorrect material has a very large effect, primarily because of the density change.	Not reported.

Bu bölümün ikinci aşaması da tedavi demet modellenmesidir. Hasta içindeki doz hesabının doğru yapılması için ilk şart, doğru demet modellemesidir. Demet modelleri 3 yaklaşım ile gerçekleştirilir. İlki Linak kafa simülasyonundan elde edilen faz uzay bilgilerinin direk kullanımudur. Bu yaklaşım klinik rutinde pratik olamayabilir. PHSP'lerin üretilmesi ve QA'leri MC tecrübesi ister, doğru PHSP için doğru input ve detaylı geometrik/materyal bilgisi gerekir fakat bu bilgilerden belirsizlikler gelebilir, PHSP depolamak için çok fazla yer gerektirir.

İkincisi orijinal simülasyon PHSP verisi parametreleri ile çoklu kaynak modelidir. Kaynak parçacıklar, son etkileşim yerlerine göre kafadaki önemli bileşenleri temsil edecek şekilde gruplanır. Bazı parametre bağımlılıkları olsa da, tekrar simülasyon gerektirmeden optimizasyon yapılabilir. Üçüncü yaklaşım standart ölçüm setlerinden yararlanılarak model parametrelerin türetilmesidir ve daha pratik bir yaklaşımdır. Linak kafa detaylarından bağımsız olarak geliştirilebilir. İşin içine analitik modeller de girer fakat detaylı teyidi gerekmektedir.

Üçüncü kısımda, MC tedavi planlama sistemi özellikleri anlatılmıştır. Bunlardan ilki, metodun istatistiksel yapısından gelen istatistiksel belirsizliktir. Belli sayıda örnek için(N), MC metodu ile elde edilen doz hesabı istatistik belirsizlik içerir

ve merkezi limit teoremine göre $1/\sqrt{N}$ ile orantılıdır. Doz hesabı için MC metodunda istatistik belirsizliğin 2 sebebi vardır. İlki Linak kafa simülasyonundan kaynaklanan ve hasta/fantom için doz hesabındaki dalgalanmalardan kaynaklanan belirsizliklerdir. Diğer bir özellik, materyal (CT) dönüşümü, parçacık taşınım işlemi sırasında ortam materyalinin yoğunluk ve atomik özelliklerinin ve buna bağlı olarak ilgili materyal (yumuşak doku,kemik vb..) tesir kesiti verilerinin kullanılmasıdır (Literatürde hatalı materyal kullanımının doza etkisi %10-30 seviyesindedir). Herhangi bir doz hesap algoritmasında olduğu gibi, dozun skorlandığı

voksel boyutu da önemli bir özelliktir. 3x3 cm'den büyük alanlar için 2-5 mm, küçük alanlar için 1-2 mm, MLC'nin geometrik detaylarını içeren hesaplamalar için de maksimum 1-2 mm tavsiye edilmektedir. Burada bilinmesi gereken, TPS uygulamalarında veriler (doz vb.), sonlu hacim/voksel üzerinden ortalanarak elde edilir. Raporda da vurgulanan önemli bir nokta; voksel boyutu-uzaysal çözünürlük-istatistik belirsizlik kavramları arası bir kayıp kazanç ilişkisi vardır. Sabit sayıda parçacık (örnek) için, voksel boyutunu küçültürsek istatistik belirsizlik artar (daha küçük hacimde daha az parçacık soğurulur), voksel boyutu arttıkça da istatistiksel belirsizlik ve hesap zamanı düşer fakat uzaysal çözünürlük azalır. Son kısımda, teyit kavramından bahsedilmektedir. Özellikle deneysel teyit olarak, fantom içindeki farklı test şartlarında ne kadar doğrulukta çalıştığının kontrolü vurgulanmaktadır. Deneysel verifikasyon, 2 grupta değerlendirilmiştir, ilki demet modeli, doz hesap algoritması rutin commissioning testlerinin bir bölümüdür. Amaç, parametreleri doğrulamaktır (birincil elektron demet enerjisi ve doz dağılımlarının ölçümlerle uyumlu olacak şekilde ayarlanması vb.). Testlerin, geleneksel algoritmalarındaki gibi çeşitli alanlarda su fantomunda derin doz, profil ve off axis faktörleri kontrollerini içermesi öneriliyor. MLC'yi kontrol eden testler ve IMRT durumu testleri, ortalama yarı gölge ve geçirgenlik dozlarını inceleyecek basit alanlardan başlayıp kıvrımlı uç, tongue-groove etkisi, intra/interleaf geçirgenlik gibi detaylı etkileri modelleyecek karmaşık MLC dizaynları a-

Tablo 2:MC TPS verifikasyonu için bazı spesifik testler, fantom dizaynları ve ölçümler hakkındaki bilgiler

Test description	Reason	Phantom design
<ul style="list-style-type: none"> Water depth doses and profiles—emphasis on large open field sizes, (>30×30 cm²) 2D planar dose perpendicular to the beam cax for large open fields 2D planar dose perpendicular to the beam cax of large MLC-shaped fields (see Fig. A3-1 of the AAPM TG 53 report)^a Dose profiles under the closed MLC leaves, perpendicular to the direction of motion (see Fig. 7).^b 	<p>To evaluate the beam model accuracy—test is sensitive to structures like the flattening filter and other parameters, such as the electron-on-target energy.</p> <p>To evaluate the accuracy of the MLC model, leaf-tip penumbra and leaf transmission.</p>	<ul style="list-style-type: none"> Depth doses and profiles at multiple depths measured in a water phantom using a cylindrical ion chamber. 2D planar dose at multiple depths in solid water using film. 2D planar dose at multiple depths in solid water using film. Dose profiles under closed MLC leaves measured with film or small volume detector (diode, TLD, pinpoint chamber, diamond detector).
<ul style="list-style-type: none"> Small field (1×1 cm²–4×4 cm²) depth doses in low density media; larger field sizes should also be tested. Penumbra broadening; lateral dose spreading in lung assessed over a range of field sizes (2×2–30×30 cm²). 	<p>To evaluate the transport algorithm accuracy—use of high energies (>10 MV) and low density media emphasizes electronic disequilibrium effects.</p>	<ul style="list-style-type: none"> Depth doses in a layered phantom (see Fig. 8 and Fig. 1 of Rice <i>et al.</i>)^f consisting of solid water and low density material (lung equivalent or cork) measured with small volume detector (diode, TLD, pinpoint chamber, diamond detector, at multiple point depths) or with film. Beam is directed perpendicularly to the slabs. 2D penumbral measurements with film in planes perpendicular to the beam cax at depths above, below, and within the low density slab in the layered phantom. Beam should also be directed parallel to the slabs to evaluate interface effects.^d
<ul style="list-style-type: none"> Depth doses in high density media over a range of field sizes, 3×3–30×30 cm². 	<p>To evaluate the transport algorithm accuracy in high density media, such as cortical-bone equivalent slabs.</p>	<ul style="list-style-type: none"> Depth doses in a layered phantom consisting of solid water and high density material (cortical bone equivalent) measured with small volume detector (diode, TLD, pinpoint chamber, diamond detector) for smaller field sizes, or with film.
<ul style="list-style-type: none"> Point doses in the vicinity of tissue interfaces (tissue/lung and tissue/bone), over a range of field sizes, 3×3–30×30 cm². 	<p>To evaluate the algorithmic accuracy in the perturbed dose field at tissue interfaces.</p>	<p>See, for example, Fig. 1 of Ref. 230. Dose measured with film or with small volume detector, where possible, at incremental depths, for example, 0.2, 0.5, 1.0, 2.0, and 5.0 cm anterior/posterior to the medial and proximal tissue/lung equivalent and tissue/bone-equivalent interfaces.</p>
<ul style="list-style-type: none"> Dose evaluation in clinical treatment planning, for simple, intermediate and complex static treatment plans as well as IMRT plans, in anthropomorphic phantoms. 	<p>To assess the accuracy of dose calculation to points located within structures of different densities and receiving different doses based on the treatment plan.</p>	<ul style="list-style-type: none"> Dose measured with small volume detectors within inserts of different materials, ranging from air to cortical bone-equivalent. Plans designed should include simple, intermediate, complex static and IMRT beam arrangements. Anthropomorphic phantoms should be CT-imaged for planning purposes.

lanlara uzanan geniş bir ölçek içermeli, ayrıca "picket fence" gibi test sonuçlarının MC algoritmasındaki modelleme ile karşılaştırılması gerekmektedir. İkinci kısım homojen ve heterojen fantomdaki radyasyon transport algoritmasıdır, bu kısımdan rapor kapsamında bahsedilmemekle birlikte, MC

algoritma geliştirici ve üreticilerin alanı olduğu belirtilmiştir. Algoritmanın klinik kullanımı IMRT ve benzeri tedavi tekniklerini içeriyor ise, medikal fizikçinin MLC modellemeye özel önem vermesi,

MLC parametrelerinin tam ve doğru şekilde algoritma üreticisi ile paylaşılması, modelleme ve ölçüm karşılaştırmasının ayrıntılı incelenerek uyumsuzluk durumunu mutlaka üreticiye bildirip modellemenin incelenmesi tavsiye edilmektedir.

MC TPS teyidinin herhangi bir model tabanlı (konvolüsyon/süperpozisyon gibi) algoritma ile aynı olması tavsiye edilmektedir. Elektronik dengesizlik durumları gibi daha sıra dışı durumlar için de ek testler uygulanmalıdır. AAPM-53 gibi

ALGORİTMA HESAP ZAMANI ETKİSİ

Verifikasyon durumunun önemli bir kısmı da MC algoritmasının klinik kullanımındaki hesaplama zamanı ve klinikteki uygulanabilirlik seviyesidir. Yazının ilk kısımlarında da belirttiğim gibi, başarılı optimizasyon ve bilgisayar gücü artışı ile MC planlama sistemlerinin klinik uygulanabilirliğinin yüksek oranda arttığı vurgulanmakla beraber, diğer taraftan bu konunun algoritmanın tartışılan kısımlarından biri olmaktan henüz çıkmadığı belirtilmiştir. Çeşitli MC algoritması kullanıcılarından alınan geri besleme bilgileri ışığında bir tablo oluşturulmuş ve farklı kod ve planlar için bilgi verilmiştir. Fakat zaman ölçümünü yapan kullanıcının

MC İLE HESAPLANMIŞ DOZ DAĞILIMLARININ KLİNİK ETKİLERİ-SONUÇLARI

Bu bölümde, MC doz hesaplamasının klinik etkileri ne olabilir, nasıl gözlenebilir soruları için cevap olabilecek fazlaca yayın ve çalışma ile ilgili bilgi verilmiş ve referanslar gösterilmiştir. Foton ve elektron algoritması olarak ayrı şekilde klinik örnek çalışmalar, MC doz dağılımlarının diğer konvansiyonel algoritmalar ile karşılaştırılması ve hatta akciğer/baş-boyun gibi farklı bölgeler için bazı yayınlar

ÖZET VE YORUM

Bildiğimiz üzere, MC algoritması ve MC simülasyonları klinik rutinde kullanıldığından daha fazla şekilde bilimsel araştırmalar ve çalışmalarda teyit aracı olarak kullanılıyor. Fakat raporda genel kapsam olarak klinik kullanım hususları üzerinde durulmakta. Verilen datalar ve tablolar genelde klinik uygulamaların karşılaştırmaları şeklinde. Fakat çalışma bazında raporun referans kısmı çok önemli bir kaynak listesi içeriyor. Akılda kalması gereken ilk husus, MC algoritmasının herhangi bir geleneksel algoritma ile aynı durum ve koşullarda test edilmesi gerekliliği. Diğer tüm algoritmalarda olduğu gibi farklı seviyelerde bile olsa klinik fizikçilerin temel bilgi ve görüş edinmelerinin (algoritmanın dikkatli ve güvenli

raporlarda heterojen fantom testleri önerilse de, elektronik dengesizlik durumu kapsam dışı kalabilir, fakat bu rapordaki grup tarafından elektronik dengesizlik durumlarındaki verifikasyon şiddetle öneriliyor. Raporda genel olarak teyit testlerinde AAPM TG-53 raporundaki testlerin referans alınabileceği veya rehber olarak kabul edilebileceği de sık sık göze çarpıyor. TG53 testlerinden uyarlanmış özet bilgiler rapor içerisinde geniş bir tablo olarak bulunmakta (Tablo 2).

altyapı ve olanaklarına bağlı olarak tablodaki verilerin değişken olacağı da belirtilmektedir.

Aynı alan boyutları ve istatistiksel belirsizlik seviyesi için MC algoritmasında tek demet planı ile çoklu demet planının hesap zamanı yaklaşık aynı olmaktadır. Sebebi, istatistiksel belirsizliğin birim hacimden geçen parçacık sayısına bağlı olması ve tekli ya da çoklu demet için bu sayının sabit tutulabilmesidir. Konvansiyonel algoritmalarda, demet sayısı arttıkça hesap zamanının da arttığı düşünülürse, MC algoritması için avantaj ortaya çıkmaktadır.

incelenmiştir. Bu kısımda daha fazla ayrıntıya girmeye gerek görmemekteyim, rapor incelendiğinde veya farklı kaynaklardan araştırıldığında çok fazla referans çalışma bulunabiliyor. MC hesaplamalı doz dağılımlarının klinik etkilerini daha iyi anlamak için, özellikle retrospektif dataların kullanıldığı daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmakta olduğu vurgulanmaktadır.

uygulanabilmesi, belirsizliklerin ve limitlerin iyi bilinebilmesi için) önemi vurgulanmakta. Benim de şiddetle katıldığım şekilde, buradan yol çıkararak; algoritma üreticileri, geliştiricileri veya dağıtıcılarının klinik desteğinin çok önemli olduğu ve hasta doz hesabının yeterli doğrulukta yapılması konusuna önem vermeleri gerekir.

Son olarak, Task Grup 105 ekibi, MC algoritması ve klinik kullanım konusundaki pek çok kavramın daha detaylı şekilde ileride çalışılarak, raporun yayınlanış tarihinden sonraki gelişmeleri de içerecek şekilde yeni ve daha spesifik task grup raporlarının oluşturulacağını düşünmekteyiz.



BORAN GÜNGÖR

1981 yılında Denizli'de doğdu.2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bölümünü bitirdikten sonra 2007 yılında yüksek lisansını yine Hacettepe Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde ve Sağlık Bilimleri Enstitüsünden dersler alarak tamamladı.2006-2008 yılları arasında Aktif Çare Şirketi Mersin Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalıştı. 2009 yılı Ocak ayından bu yana MNT Sağlık Hz. A.Ş. nin Balıkesir Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Biriminde çalışmaktadır. Boş zamanlarını, en değerli varlıkları olan biricik eşi ve "Günışığı" kızıyla geçirmek kendisi için paha biçilemezdir.

AYIN RAPORU (II):

REPORT 24 OF THE NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY CODE OF PRACTICE FOR THE QUALITY ASSURANCE AND CONTROL FOR VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY

Fiz. Uzm. Emre MUSTAFA KARADEMİR

Günümüzde modern radyoterapinin en etkili seçeneklerinden birisi yoğunluk ayarlı tedavilerdir. IMRT, gelişmiş ülkelerde yaygın olarak kullanılmaya 90'ların sonunda başlamışken, ülkemizde ancak geçmiş 10 yılda bir ivme yakalamış ve son yıllarda standart bir tedavi yöntemi olarak kullanılabilmiştir. Geçen bu süreçte hem klinik olarak hem de fiziksel parametrelere ilişkin ciddi bir tecrübe edinilmiş, IMRT'nin klinik kullanımına ilişkin protokoller oluşturulmuştur. Ancak IMRT ile başlayan, klasik radyoterapiden ileri radyoterapiye geçişte tam da uyum süreci sağlandı derken hacimsel yoğunluk ayarlı ark tedavisi (VMAT) tanıtılmıştır. Felsefe olarak IMRT ile aynı özellikte olsa da yeni fiziksel parametrelerin ortaya çıkması ile VMAT ile ilgili hızla klinik ve dozimetrik çalışmalar yapılmıştır ve günümüzde hala bu teknik popüler olarak kullanılmakta ve tartışılmaktadır.

Bu sayımızın raporu VMAT konusunda güncel denilebilecek, Şubat 2015'te yayınlanan, Netherlands Commission on Radiation Dosimetri'nin 24 numaralı raporudur.

Hepimizin bildiği gibi klasik IMRT homojen bir şekilde üretilen foton demetinin istenilen doz dağılımını oluşturacak şekilde küçük demetçikler halinde

şekillendirilmesidir. Bu, MLC'ler ile statik veya dinamik olarak gerçekleştirilebilmektedir. Dinamik yöntemde, statikten farklı olarak ışınlama sırasında yaprak hareketi devam eder.

VMAT ile çoklu sabit alanlar yerine arklar kullanılarak tedavi süresi açısından ciddi avantaj sağlanmıştır. Ayrıca klasik IMRT'nin en büyük sorunlarından olan MU'lar, hareketli MLC'lere ek olarak, değişebilen gantri ve doz hızı ile optimize edilerek azaltılmış ve böylece integral dozlar düşürülmüştür.

Raporda cihazın spesifik kalite kontrolleri için önerilen akış, statikten dinamiğe, dinamikten ark hareketine doğru parametrelerin belirli değişkenleri sabitlenerek diğerlerinin ölçülmesi ve değerlendirilmesi şeklindedir. İlgili testler ve tolerans değerleri kısaca aşağıdaki tablolardaki (tablo 1) gibidir: Bu yazı kapsamında Aşağıdaki tablolarda belirtilen testleri detaylı olarak açmıyoruz ancak özellikle gantri ve doz hızının değişkenliğinin bir arada değerlendirildiği testler birçoğumuz için yeni ve farklı bakış açısı yaratabilir. Protokolde her ne kadar yukarıdaki tolerans limitleri belirtilse de hepimizin kendi tecrübeleriyle destekleyeceği nitelikte, daha düşük değerlerin bir kabul kriteri olarak ele alınabileceği belirtilmiştir.

Statik Gantri	Tolerans
Gantri açısı doğruluğu	%1
Kolimatör açısı doğruluğu	%1
MLC pozisyon doğruluğu	1mm
Nominal doz hızında output lineeritesi ve tekrarlanabilirliği	%1
Nominal doz hızında düzgünlük ve simetri	%3-%3

Hıza ilişkin testler	Tolerans
Gantri hızı	TPS
MLC hızı	TPS

Dinamik mod doz hızı değerlendirmesi	Tolerans
Sabit gantri hızında farklı doz hızlarında düzgünlük ve simetrisinin kontrolü	%2
Maksimum doz hızı ve değişken gantri hızında output	%0.5
Değişken gantri ve doz hızının etkisi	%0.5
Dinamik modda MLC pozisyon doğruluğu	< 1mm

Sabit gantride doz hızına ilişkin testler	Tolerans
Output doğruluğu	%0.5
En düşük doz hızında düzgünlük ve simetri	%2-%2

Tablo 1. IMRT ve VMAT spesifik statik ve dinamik kalite kontroller

Makine spesifik kalite kontrollerine ek olarak TPS için algoritmaların modellenmesi aşamasında tedavi cihazının VMAT ile ilgili mekanik ve dozimetrik limitleri önemli bir rol oynamaktadır. TPS'teki planlama verilerinin cihaza transferi DICOM formatındadır. Oluşturulan planlar bir dizi kontrol noktası (CP-control point) olarak cihaza aktarılır. Bu CP'ler ışın demetlerine ait cihaz adı, enerji değeri, lif pozisyonu, gantri ve kolimatör değerleri gibi birçok parametreyi içinde barındırır. Tedavi cihazı CP'ler arasındaki bütün parametreleri lineer olarak senkronize bir şekilde interpolate etmektedir. Her bir CP için hız sınırlayıcı birçok parametre bulunmaktadır. MLC hızı, gantri hızı, doz hızı birbirine bağlı değişkenler olarak bunlara örnektir.

VMAT optimizasyonu klinik kriterleri karşılayan, dozimetrik ve mekanik limitlere göre uygun bir doz dağılımı elde etmektedir. CP'ler hesaplanana en yakın doz dağılımını verecek şekilde oluşturulmalıdır. VMAT için birbirini takip

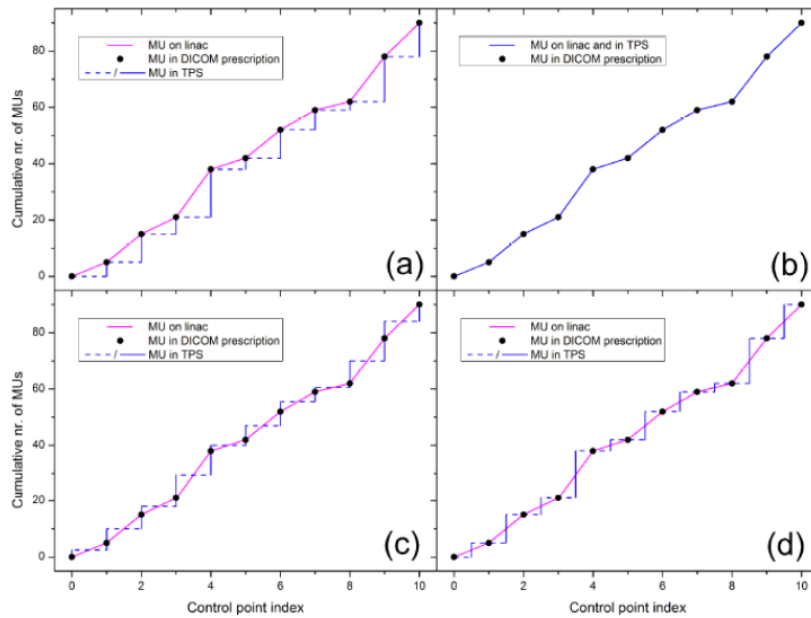
eden alanların uyumu ve uygun CP'lere verilecek MU'ların belirlenmesi önemli olmakla birlikte bunun sağlanabilmesi için aşağıdaki gibi dört farklı model oluşturulmuştur (şekil 1).

a-) Simple VMAT modeli: TPS teki doz hesabı CP'lere göre belirlenen MLC şekli ve MU'lar kullanılarak yapılır.

b-) Optimal VMAT modeli (Eclipse için Acuros XB algoritması): Çok sayıda birbiriyle uyumlu MLC şekillerinin TPS'teki doz hesabını en kesin ifade eden VMAT modelidir.

c-) Dozimetrik ortalama VMAT modeli (Pinnacle): Doz hesabı için MU'ların CP'lere göre tekrar dağıtılması prensibine dayanır.

d-) Geometrik ortalama VMAT modeli (RayStation TPS): CP'lerdeki gantri açılarına göre belirlenen ışın demetleri için iki CP'nin ortalama alan şekline göre TPS'te doz hesabı yapılır.



Şekil 1. Tedavi planlama sisteminde, Dicom dosyasında ve tedavi cihazında verilen kümülatif MU değerlerinin 4 farklı VMAT modelinde gösterimi a. Basit model b. Optimal model c. Dozimetrik ortalama modeli d. Geometrik ortalama modeli

TPS doğrulama testleri için NCS 15 raporuna ek olarak IMRT tekniği için NCS 22 raporu oluşturulmuştur. Bu rapor MU değeri küçük olan ışınlamaların modellenmesi ve bitişik alanlar gibi IMRT spesifik testler için genel bilgiler sağlar. VMAT tedavisinde küçük MLC açıklıkları sıklıkla bulunduğundan yeterli lif ucu ve 'tongue and groove' modellenmesi gereklidir ve buna ek olarak MLC sızıntı ve yarı gölge değerleri ölçülmelidir. Bölümünde birden fazla linak bulunan klinikler için MLC ve benzeri donanımsal parametrelerin özdeş olması durumunda tek bir ışın modellemesinin kullanılması mümkündür. Bu sayede tedavi planları cihazlar üzerinde serbest bir şekilde değiştirilebilir.

VMAT optimizasyonunun başında ark daha yüzeysel örneklenirken buna bağlı ışın demetleri ve CP sayısı her bir adımda giderek artar. Doz hesabı hızlı ve kısıtlı kesinlikteki hesaplama algoritması ile yavaş ve kesinliği yüksek doz hesap algoritmasının kombinasyonu ile yapılır. İki veya daha fazla ark içeren planlar yapmak, TPS'in daha yüksek

derecede doz modülasyonu yapmasına izin verirken daha uzun hesaplama ve tedavi sürelerine neden olur. VMAT planlarının rotasyonel doğası sağlıklı doku ve riskli organlarda düşük doz bölgelerine sebep olur. Bunu önlemek için çeşitli açılarda ışınlamayı keserek rotasyona devam etmek kritik organların fazla ışınlanmasına engel olmaktadır. Kalite kontroller açısından bakıldığında da kompleks planlar yerine doğrulama testlerindeki alan boyutlarına benzer boyutlarda bölümler içeren planlar oluşturulmak istenir.

VMAT ile tedavi planlamasında kabul edilebilir sonuçların elde edilmesi optimizasyon ve ilgili geometrik parametrelerle ilişkilidir. Ark sayısı, başlangıç ve bitiş açıları, kolimatör açısı ve ışın enerjisi plan kalitesini arttırmadaki teknik gereklilikleri örnekler. Hesaplama zaman ve kesinlik arasındaki optimal dengeyi sağlamak için CP'ler ve hesaplama aralığı karşılaştırmalı olarak değerlendirilmelidir.

Protokolde VMAT modellemesi için birçok ipucu ve öneri bulunmaktadır. Geometrik parametrelerin farklı kombinasyonlarıyla daha başarılı planlar elde etmek mümkündür. 'Tongue and Groove' etkisinin doğru olarak modellenemediği durumlarda 0 derece kolimatör açısı yerine 20-70 derece aralığının tercih edilmesi önerilmektedir. MLC'lerin çeşitli şekillerde hedefin geometrisine uygun olacak şekilde döndürülmesi doz dağılımına olumlu yönde katkı sağlar ve 'Tongue and Groove' etkisini homojenize eder, azaltır. Düzensiz şekillerdeki hedefler için bir arka iki veya daha fazla kısmı arklara bölmek kolimatör açılarını hedefin şekline göre optimize etmeye izin verir. Gerekli durumlarda masa ve hastaya çarpmayacak şekilde masa rotasyonuna sahip arklar kullanmak kritik organ korumasında önemli katkılar sağlar.

Planlamaya başlarken belirlenen izomerkez seçimi doz dağılımına etki eden önemli bir parametredir. Hedef hacim içerisindeki izomerkez lokasyonu MLC'nin doz dağılımını oluşturmadaki hareket mesafesine etki eder. CP'ler arası MLC hareket mesafesinin artması modellemedeki geometrik limitlerden dolayı planlama dozu ile hesap sonrası elde edilen gerçek doz arasındaki farkı arttırmaktadır. Doz dağılımında belirsizliğe sebep olacak şekilde, IGRT doğrulaması yüksek güvenilirlikle yapılmayan planlarda ark girişlerine dikkat etmek gerekmektedir. Baş ve boyun planları bunun en önemli örneklerindedir. Alan seçimlerinde yada optimizasyon sırasında çeşitli yapılar oluşturularak o bölgelerde ışın girişinden kaçınılmalıdır.

VMAT'ta diğer tedavi yöntemlerinden biraz daha farklı olarak TPS'te gantri hızı, doz hızı ve MLC hızı parametreleri kontrol noktaları olarak kesikli şekilde tedavi cihazına gönderildiği halde, tedavi cihazı tarafından dinamik ve sürekli olarak uygulandığından kalite kontrol ayrı bir öneme sahiptir.

Doz doğruluğunun mutlak veya görel olarak değerlendirilmesinde iyon odaları veya EPID kullanılabilir. Nokta doz ölçümlerinde kullanılan iyon odasının yön bağımlılığına dikkat edilmelidir. Ayrıca iyon odasının hacim etkisinden dolayı doz dağılımının mümkün olduğunca homojen ve yüksek olduğu bölgelerde ölçüm alınmalıdır. Bazı 3 boyutlu ölçüm sistemlerinde dozun zamansal değişimi de ayrıca irdelenip kontrol noktaları üzerinde değerlendirme yapılabilir ancak bu tür sistemler henüz kliniklerde yaygın değildir.

TLD'ler küçük boyut, lineer doz cevabı ve yön bağımlılığı bulunmaması nedeniyle faydalı olsa da enerji ve doz hızı bağımlılıklarına dikkat edilerek kalibre edilmelidir.

Film dozimetreler yüksek uzaysal çözünürlüklerinden dolayı değişken doz dağılımlarının değerlendirilmesinde çok avantajlıdır. Protokolde gafkromik filmlerin radyografik filmlere göre daha avantajlı olduğu ifade edilmektedir. Gafkromik filmlerin dezavantajı olarak film yön bağımlılığından (ancak mevcut filmlerde bu etki ihmal edilebilir) ve film işleme süreci için beklenilmesi gerekliliğinden bahsedilebilir.

2 Boyutlu iyon odalarının kullanımında genel olarak 2,5mm'lik düşük çözünürlüğe sahip olmaları gamma analizinin yeterli olarak örneklenmesinde bir sorun yaratmaktadır. Aynı zamanda gantri açısı bağımlılığının elimine edilmesi için ışınlama düzlemine paralel olarak dönebilen ölçüm sistemleri kullanılabilir. Sabit sistemler için yandan veya arkadan ışınlamaya karşı düzeltme faktörleri kullanılabilir.

EPID sistemi hem filmler gibi yüksek çözünürlük sağlar hem de ayrı bir ölçüm seti gerektirmeyen pratik bir kullanıma sahiptir. Dikkat edilmesi gereken parametre dedektör panelinin geometrisinin kararlılığıdır. VMAT gibi sürekli gantri rotasyonundaki ışınlamalar panel pozisyonlanma hassasiyetini etkileyebilir.

Kalite kontrol kapsamında ele alınması gereken diğer bir parametre Record&Verify sisteminin güvenilirliğidir. Daha önce de belirtildiği şekilde TPS'ten cihaza transfer edilen plan içerisinde çoklu kontrol noktalarında hesaplanan çoklu değişkenleri olduğundan bunların doğruluğu tedavi öncesinde boş ışınlama yapılarak değerlendirilmelidir.

Protokolün son bölümünde kalite kontrollerin sıklığı tartışılmış. Önerilen, VMAT'a başlama sürecinden önce mutlaka klasik IMRT tekniğinin tecrübe edilmesidir. Bu şekilde VMAT için karşılaşılabilecek parametrelerin karmaşıklığı basitleştirilebilir. Kalite kontrol değerlendirmelerinin sonuçları, yapılan tedavi planının karmaşıklığına değişkenlik gösterebilir. Eğer VMAT'a yeni başlandıysa, birden fazla boş ışınlama yapılarak değerlendirmede karşılaşılan hataların sebepleri daha net anlaşılabilir ve buna bağlı olarak optimizasyonda veya plan geometrisinde farklı çözümler üretilebilir.

Hollanda'lı medikal fizik uzmanlarının elinden çıkmış Report 24, VMAT'ın (ve tabiki IMRT'nin) genel tanımından, detaylı özelliklerine, plan geometrisinin oluşturulmasından optimizasyon sürecine ve kalite kontrollerine ilişkin A'dan Z'ye teorik ve pratik bilgiler içeriyor. Özellikle VMAT teknolojisini yeni kullanmaya başlayacaklar için faydalı bir referans kaynak olarak düşünülmelidir.



Emre Mustafa KARADEMİR:

2012 yılında İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümünü bitirip aynı yıl Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına başladı. 2013 yılında medikal fizikçi olarak Acıbadem Maslak Hastanesinde işe başlayıp 2014 yılında yüksek lisans programından mezun oldu. Halen Acıbadem Maslak Hastanesinde çalışmaya devam etmekte.

GÖRÜŞ/KARŞIT GÖRÜŞ

SORU: KÜÇÜK ALAN OUTPUT ÖLÇÜMLERİNDE DÜZELTME FAKTÖRÜ UYGULAMAK GEREKLİ MİDİR?

OLUMLU GÖRÜŞ: Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ

Modern radyoterapi teknikleri rutin olarak küçük foton alanlarının kullanılmasını gerektirir. Bu küçük alanlar özellikle Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Stereotaktik tedaviler (SRS/SBRT), Tomoterapi, CyberKnife ve GammaKnife uygulamalarında kullanılmaktadır [1]. Bu modern radyoterapi uygulamaları ile dozun daha doğru olarak hedef hacime verilmesi, hedef yakınındaki sağlıklı dokuların daha iyi korunması sağlanmakta ve bazı tekniklerde fraksiyon başına standardın üzerinde dozlar verilebilmektedir [2,3]. Kesin bir tanımlama olmamakla birlikte $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ve bundan daha küçük olan alanlar "küçük alan" olarak kabul edilmektedir [4]. Bir başka tanımda ise doza katkıda bulunan, saçılan ikincil elektronların lateral menziline daha küçük genişliğe sahip alanlar olarak belirtilmektedir [5]. Günümüzde küçük foton alanlarının dozimetri standartları konvansiyonel alanların aksine iyi bir şekilde belirlenememiştir. Uluslararası kabul edilebilirliği sağlamak için dozimetreler, standartlar ve relatif dozimetri protokolleri bakımından birçok gelişmeye ihtiyaç vardır [6]. Küçük alanlar için planlama sisteminin doğruluğu büyük alanların modellenmesine göre daha hassastır. Buna bağlı olarak karakteristiklerinin belirlenmesinin başarısı önem kazanan küçük foton alanlarının dozimetrisi klasik alanlardan daha zahmetlidir. Özellikle yüklü parçacıkların lateral denge kaybı, keskin doz değişimi, kaynağın kısmi bloklanması ve dedektörün duyarlı hacminin büyüklüğü küçük alan dozimetrisini zorlaştırmaktadır [3,6,7,8]. Küçük alan dozimetrisinin en önemli ölçümlerinden olan output ölçümlerinin doğruluğunu etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. Alan küçülmesiyle output değerlerinin değişmesi normaldir ancak bu değişimin doğru olarak belirlenmesi için günümüzde kullanılan gereçlerin yeterlilikleri göz önünde bulundurularak gerekli deneysel ve teorik düzeltmelerin uygulanması birçok araştırmayla kanıtlanmış olsa da bu konuda ortak bir standart hala belirlenebilmiş değildir.

Küçük alan dozimetri ölçümlerindeki en büyük zorluklardan biri output faktörlerinin doğru olarak saptanmasıdır. Küçük alan output ölçümlerinin doğruluğu; yüklü parçacıkların lateral denge kaybı, alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji spektrum değişiklikleri, kullanılan dedektörlerin duyarlılıklarındaki değişim ve göz ardı edilemeyen dedektör hacmi nedeniyle sınırlıdır [8,9,10].

Küçük alan dozimetri problemleri ışın ve dedektörle ilişkili sorunlar olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Yüklü

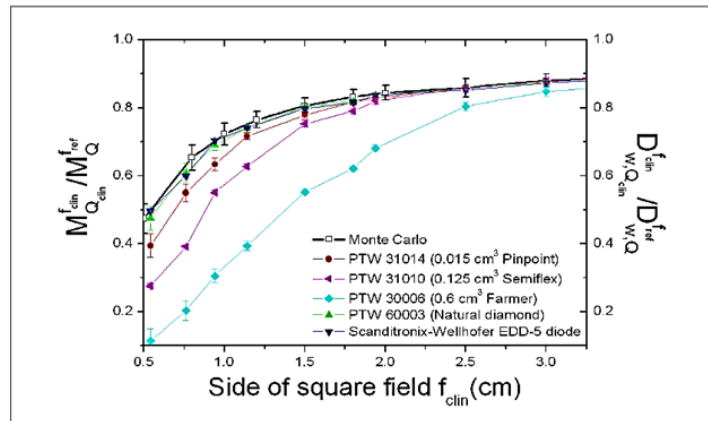
parçacıkların lateral denge kaybı ve alan boyutunun fonksiyonu olarak enerji spektrum değişiklikleri ışınla ilgili sorunlardır. Output ölçümlerindeki hatanın büyük bölümü lateral elektron denge kaybı yüzünden oluşur. Uygulanacak düzeltmelerin büyük kısmı lateral elektron denge kaybının telafisini sağlamak içindir [11]. Bir hacim içerisine giren ve çıkan elektron enerjisi birbirine eşit ise yüklü parçacık elektron dengesi oluşur. Yüklü parçacıkların sudaki lateral menziline daha dar alanlarda yapılan ölçümlerde bu denge bozulmaktadır [12]. Bu lateral elektron dengesindeki bozulma output ölçümünde hataya sebep olur ve düzeltme faktörü uygulanarak hata giderilmelidir.

Alan büyüklüğü ile karşılaştırılan dedektör boyutu ve dedektör duyarlılıklarındaki değişimler ise dedektörlerle ilgili ana sorunlardır. Ayrıca dedektöre bağlı ölçüm zorluklarına sebep olan diğer etkiler; yoğunluk etkisi, gürültü sinyali oranı, ortalama hacim etkisi, doz hızı etkisi, diyod koruma etkisi, konumlama hatası, enerji ve alan bağımlılığıdır. Küçük alanlarda dedektörlere bağlı düzeltme faktörü gereksiniminin sebepleri; dedektörün duyarlı hacminin yoğunluğu, duyarlı hacmin atomik yapısı ve ortalama hacim etkisi olarak sayılabilir.

Küçük alanları "konvansiyonel küçük alanlar" ve "çok küçük alanlar" diye sınıflandırmak dozimetrik parametrelerin ölçümünde daha ayrıntılı tanımlamalar yapılmasına yardımcı olabilir [6]. Bu iki tanım arasındaki sınır $1,5 \times 1,5 \text{ cm}^2$ alan büyüklüğüdür. Buna göre yoğunluk etkisi çok küçük alanlarda görülmeye başlar [13]. Korumalı diyodlardaki gibi yoğunluk yüksekse sinyal çok fazla iken iyon odalarındaki gibi yoğunluk düşükse sinyal de azdır. Dedektörün suya göre farklı yoğunluktaki materyalden olması pertürbasyon etkisini değiştirerek output ölçümlerini bozar. Çok küçük alanlarda kullanılan dedektörler için yoğunluk etkisinin outputta oluşturduğu hata düzeltilmelidir. Dedektör kavitesinin yapıldığı malzemelerin atomik yapısı da output ölçümlerini etkilemektedir. Eğer dedektörün duyarlı hacmi profilin düz bölgesinden büyükse ortalama hacim etkisi alan merkezindeki dozun olması gerekenden daha az ölçülmesine sebep olarak output faktörlerini etkiler ve düzeltme uygulamak gerekir [8,14]. Kullanılacak olan ortalama hacim düzeltme faktörü dedektör merkezindeki doz yanıtının tüm hacmin yanıtına oranlanması ile bulunabilir.

Outputtaki hataları düzeltmek için elimizdeki en uygun dedektörle ölçüm alıp Monte Carlo (MC) sistemi referans alınarak düzeltme faktörleri bulunabilir. Verilen malzemede her bir radyasyon parçacığı için enerji birikimini simüle eden MC metodu, ideal dozimetre gibi davranan küçük alan ölçümlerinin doğrulanmasında kullanılabilecek en uygun gereçtir [15,16]. Birçok rapor tarafından küçük alan dozimetrisinde MC'nun kullanılmasının uygun olduğu gösterilmiştir [14]. Birçok düzeltme faktörünün araştırılmasına olanak sağlayan MC tekniğinde radyasyon dozimetrisinin doğruluğunu geliştirmek için kullanılan detektörlere ait düzeltme faktörleri elde edilebilir [14]. Ölçülen değerler ve MC'dan hareketle düzeltme faktörlerinin elde edilmesi kliniklerin doğru küçük alan dozimetrisi yapmasını sağlamada önemli bir basamaktır [17].

Küçük alan output ölçümleri için su eşdeğeri olan ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip dedektörler en az hata oluşturan detektörlerdir. Ancak küçük alan output faktörü ölçümleri için hiçbir dedektörün tam olarak ideal olduğu söylenememektedir [8]. Bununla birlikte literatürde hangi dedektör için hangi düzeltmenin uygulanacağı konusunda bir uzlaşma yoktur [18]. Farklı dedektörler için 3x3 cm² den küçük alanlarda output ölçümlerinde belirgin farklılıklar oluşur. Literatürde output faktörleri ölçümlerinde farklı dedektörler arasında 1x1 cm² alanda %35'e kadar farklılık görüldüğü belirtilmektedir [8].



From Doblado et al. 2007 Phys Med 23:58-66

Suya eşdeğer yapıda olmayan diyod dedektör kullanıldığında ikincil elektronların sayısında artış meydana gelir ve output ölçümü olması gerekenden daha fazla çıkar [11]. Cranmer-Sarginson ve arkadaşlarının birçok dedektörü MC simülasyonu ile incelediği çalışmada diyod dedektörler için sensitivite düzeltme faktörlerinin kullanılmasının gerekliliği bulunmuştur [19]. Eğer iyon odası kullanılıyorsa lateral elektron denge kaybının dedektör hacminin büyüklüğü ile artışına bağlı olarak output ölçümlerinin olması gerekenden daha az çıkmasına sebep olur [11]. Mikro iyon odaları ise küçük alan dozimetrisi için uygundur ancak gürültü sinyali değerlendirilerek gerekli düzeltme yapılmalıdır. Yapısı suya eşdeğer olan daimond dedektör için elde edilen output değerleri olması gereken doğru output değerine çok yakındır ancak oluşan küçük fark ortalama hacim etkisinden kaynaklanmaktadır [11]. Alfonso ve arkadaşları, alan değişimi ile dedektör yanıtındaki farkları sensitivite düzeltme faktörü kullanılarak düzeltilmesinin gerekliliğini ve metodunu ortaya koymuştur [20]. Sıvı iyon odaları ve diamond dedektörler en az düzeltme gerektiren dedektörlerdir. Küçük alanlar için önerilen ve düzeltme faktörü gerektirmeyen dedektör yoktur. Unutmamak gerekir ki en küçük dedektörler her zaman küçük alanlar için kullanılabilecek en iyi dedektörler değildir.

KARŞIT GÖRÜŞ: Fiz. Dr. Bora TAŞ

Günümüz teknolojisinde tedavi planlama sisteminin (TPS) doğru hesaplama yapabilmesi açısından kurulum esnasında yapılan beam data ölçümlerinin kalitesi büyük önem arz etmektedir. IMRT ve VMAT tedavi tekniklerinin sistemlere entegrasyonu ile birlikte hassas tedaviler gerçekleştirilmesi için toplanan beam dataların kalitesi çok daha önem kazanmıştır. Bunun nedeni küçük alan ışınlamalarını gerçekleştirerek sağlam yapıları maksimum düzeyde korumaya çalışmaktır. SRS, SRT, SBRT tedavilerinin yüksek doğrulukla gerçekleştirilmesi yine küçük alan dozimetresine hakim olabilmekten geçmektedir. Küçük alan olarak tanımladığımız alanlar 4cm x 4cm'den küçük boyuttaki alanlardır. Bu alanların ölçümlerinde standart dozimetrik ölçüm dedektörlerinin aksine farklı bir ölçüm

dedektör sistemine ihtiyaç duymaktayız. Özellikle, output faktörlerinden bahsetmek gerekirse, günümüzde bu alandaki seçilecek dedektörler ve kullanılabilecek düzeltme faktörleri açısından bazı belirsizlikler devam etmektedir. Bu belirsizliklerin nedenleri; uzaysal ayırma gücü, sinyal-gürültü oranı, enerji, alan ve yön bağımlılıkları, pertürbasyon, doz ve doz hızı doğrusallığı vb. faktörlerin küçük alan ölçümlerinde çok daha önem arz etmesidir. Bu teknolojileri kullanacak medikal fizik uzmanı meslektaşlarımız dozimetrik aletleri seçerken literatürü taradıktan sonra over-estimate veya under-estimate ölçümlere sahip olmamak açısından sistemin ihtiyacı olan doğru ekipmanları bulmaları gerekmektedir. Bu konuda IPEM 103, AAPM TG51 ve IAEA 398 başta olmak üzere incelenmeli özellikle ölçüm yapıla-

çak alanın %25'inden büyük hacme sahip ölçüm aletlerinin seçilmemesine dikkat edilmelidir. Piyasada birçok dozimetrik dedektör mevcutken hangisinin daha doğru ölçüm yaptığına dair bilgi kirliliği de mevcuttur. Girardi et al. küçük alan ile ilgili çalışmalarında EBT3 gafchromic filmi referans olarak aldığıında microdiamond'ın %8'e yakın farklı sonuçlar verdiğini, Extradin W1 dedektörünün uyumlu sonuçlar verdiğini, Razor diyotun ise 1cm x 1cm'e kadar iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir [21]. Benmakhoulouf et al. Monte Carlo hesaplama yöntemi ile yaptıkları çalışmada 9 küçük alan dedektörünü karşılaştırıp, içi hava dolu olan dedektörlerde yüksek farklılık olduğunu, silikon diyotlarda ise shielded olanlarda 0.91-1.00 aralığında, unshielded olanlarda ise 0.95-1.03 aralığında Monte Carlo ile uyuma sahip olduğu elde edilmiştir [22]. Santurio et. al ise Monte Carlo EGSnrc kodu ile küçük alan için yaptığı çalışmada 60017 unshielded diode ile 60019 microdiamond dedektör ile uyumlu sonuçlar elde edilmiş. 31010 semiflex ve 31016 pinpoint iyon odaları ile %11'e yakın farklı sonuçlar elde edilmiştir [23]. Bir diğer çalışmada ise Khaphan et al. 5 dedektörü (Extradin, CC04, Microlion, PFD, SFD)

karşılaştırdığında 1cm x 1cm alan için değişim katsayısını % 3.3, 1.5 cm x 1.5 cm alan için %1.5, daha büyük alanlarda ise %1'in altında bulmuştur [24]. Tyler et al. 6MV FF ve FFF enerjilerinin küçük alan ölçümlerinde Fiber optik dedektörü referans aldıklarında, SFD diyot dedektör ile FF enerjisi için %0.6, FFF enerjisi için %1.1'lik doğruluk oranı belirlemişlerdir [25]. Russo et al. yaptıkları çalışmada ise 30 İtalyan Klinikteki küçük alan ölçümü kıyaslamasında %80 merkez microiyon odası kullandıklarında, sonuçları microdiamond dedektör ile kıyaslandıklarında ortalama 2cm x 2cm alan da %2, 1cm x 1cm alanda ise %4 farklılık bulmuşlardır [26]. Bu çalışmalarda oluşabilecek CAX farklılığını, set-up da oluşabilecek minör belirsizlikleri ve her firmanın kendi sisteminin doğru ölçüm yaptığını iddia ettiğini de göz önünde bulundurarak literatürü kontrol etmek şartıyla IPEM report 103'de de belirtildiği gibi $\pm 3\%$ doğrulukta sonuçlar elde edilmelidir [27]. Bunun için unshielded-shielded diyot veya microdiamond dedektörler ile düzeltme faktörü kullanmaksızın bizzat kendi ölçümlerimizi gerçekleştirmemizde fayda olabilmektedir.

EDİTÖR YORUMU: Fiz. Uzm. Hande BAŞ AYATA

Teknolojik gelişmelere bağlı olarak küçük alan kullanımının gittikçe yaygınlaşmasıyla küçük alan problemleri tedavi doğruluğundaki belirsizlik kaygılarını artırmıştır. Bu kaygılar birçok bilim adamını bu alanda çalışmaya itmiş ve sonucunda çoğu Monte Carlo tabanlı olan çalışmalarda ticari olarak kullanılan birçok detektör için düzeltme faktörleri yayınlanmıştır. Bu gelişmelerden sonra Medikal Fizik camiası başlangıçta bu faktörleri kullanıp kullanmamakla ilgili ikiye ayrılmıştı. Bir grup küçük alan düzeltme faktörlerinin kesinlikle kullanılması gerektiğini düşünürken diğer bir grup henüz herhangi bir uluslararası protokolün yayınlanmamasından dolayı bu faktörleri kullanmanın erken olduğunu görüşündeydi. Bu konu ile en önemli protokol başlangıç tarihi 2007 Ağustos ayı olmasına rağmen henüz yayınlanmayan Task Grup 155 nolu AAPM raporudur. Bu rapor günümüze kadar pek çok güncelleme yapılmış ve bitiş tarihi 2016 Aralık olarak AAPM sitesinde yayınlanmıştır.

TG 155 raporunun sürekli güncellenme ve ertelenme

nedenlerinden birisi gelişen teknolojiye bağlı olarak yeni cihaz ve dedektörlerin üretilmesi ve bunlara bağlı olarak sürekli bir güncelleme ihtiyacının doğmasıdır. Literatüre bakıldığında birçok çalışmacıya ait düzeltme faktörleri serisi görmek mümkündür. Bu çalışmaların tamamı spesifik cihaz ve detektörlerle yapılmıştır. Fakat benzer cihaz ve detektör şartlarında dahi diğer kullanıcıların aklında çalışmada hesaplanan düzeltme faktörlerinin kullanılmasıyla ilgili soru işaretleri mevcuttur. Örneğin çalışmalarda kullanılan detektör ve cihaz konfigürasyonu kullanıcının sahip olduğu detektör ve cihaz konfigürasyonu bire bir aynı mıdır? Bu ve bunun gibi şüphelerin varlığı aklara "Acaba her klinik kendi cihaz konfigürasyonuna ve detektörüne özel düzeltme faktörlerini kendi mi hesaplamalı?" sorusunu getirmektedir. Belki de önümüzdeki yıllarda cihaz ölçümlerini yaparken klinik spesifik düzeltme faktörleri hesaplamaya başlayacağız. Konuyla ilgili gelişmeleri TG 155'de bulmayı umuyoruz.

Referanslar

- [1]. Kwangwoo Park, Wonhoon Choi, Sungho Park, Jin Hwa Choi, Suk Won Park, Jino Bak. Determination of Correction Factors for Small Field Based on Measurement and Numerical Calculation using Cylindrical Ionization Chambers. Journal of the Korean Physical Society, July 2015, Volume 67, Issue 1, pp 57–62.
- [2]. J.U. Wuerfel. DOSE MEASUREMENTS IN SMALL FIELDS. MEDICAL PHYSICS INTERNATIONAL Journal, vol.1, No.1, 2013
- [3]. Se An Oh, Ji Woon Yea, Rena Lee, Heon Bo Park, Sung Kyu Kim. Dosimetric Verifications of the Output Factors in the Small Field Less Than 3 cm² Using the Gafchromic EBT2 Films

and the Various Detectors. MEDICAL PHYSICS Vol. 25, No. 4, December, 2014.

[4]. Rezvan Azimi, Parham Alaei and Patrick Higgins. The effect of small field output factor measurements on IMRT dosimetry. Medical Physics, Vol. 39, No. 8, August 2012.

[5]. Paul Henry Charles. VERY SMALL FIELD DOSIMETRY. Submitted in fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy. Science and Engineering Faculty Queensland University of Technology, 2014.

- [6]. S. D. Sharma. Challenges of small photon field dosimetry are still challenging. J Med Phys. 2014 Jul-Sep; 39(3): 131–132.
- [7]. Indra J Das, Johnny Morales and Paolo Francescon. Small Field Dosimetry: What Have We Learnt? Conference Paper. MEDICAL PHYSICS: Fourteenth Mexican Symposium on Medical Physics, June 2016.
- [8]. Henry Finlay Godson, M. Ravikumar, K.M. Ganesh, S. Sathian, Y. Retna Ponmala. Small field output factors: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with primary jaw setting. Radiation Measurements 85 (2016) 99-110.
- [9]. D. Czarnecki and K. Zink. Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields. Phys. Med. Biol. 58 (2013) 2431–2444
- [10]. Indra J. Das, Chee-Wai Cheng, Ronald J. Watts, Anders Ahnesjö, John Gibbons, X. Allen Li, Jessica Lowenstein, Raj K. Mitra, William E. Simon, and Timothy C. Zhu. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG -106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Medical Physics 35, 4186 (2008).
- [11]. Wolfram U. Laub and Tony Wong. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Medical Physics 30, 341 (2003).
- [12]. D. J. O'Brien, L. León-Vinó and B. McClean. Small field detector correction factors k_{Qclin}, Q_{msrfclin}, f_{msr} for silicon-diode and diamond detectors with circular 6 MV fields derived using both empirical and numerical methods. Medical Physics 43, 411 (2016).
- [13]. Alison J D Scott, Sudhir Kumar, Alan E Nahum and John D Fenwick. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photonfields. Phys. Med. Biol. 57 (2012) 4461–4476.
- [14]. Indra J. Das, George X. Ding, and Anders Ahnesjö. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. Med. Phys. 39, 7303

(2012).

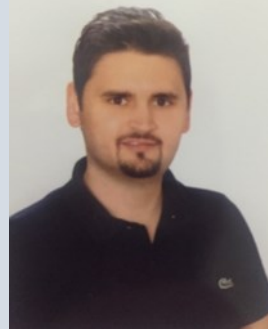
- [15]. Indra J. Das, Ph.D., M. Beverly Downes, M.S., Alireza Kassaei, Ph.D., and Z. Tochner, M.D. Choice of Radiation Detector in Dosimetry [15]Stereotactic Radiosurgery–Radiotherapy. Journal of Radiosurgery, Vol. 3, No. 4, 2000.
- [16]. Paolo Francescon, Stefania Cora, and Carlo Cavedon. Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. Medical Physics 35, 504 (2008).
- [17]. Sean Tanny, Nicholas Sperling, and E. Ishmael Parsai. Correction factor measurements for multiple detectors used in small field dosimetry on the Varian Edge radiosurgery system. Medical Physics 42, 5370 (2015).
- [18]. Otto A Sauer and Jürgen Wilbert. Measurement of output factors for small photon beams. Medical Physics 34, 1983 (2007).
- [19]. Charles, P.H., Crowe, S.B., Kairn, T., Knight, R.T., Hill, B., Kenny, J., Langton, C.M., & Trapp, J.V. Monte Carlo-based diode design for correction-less small field dosimetry. Physics in Medicine and Biology, 58(2013), pp. 4501-4512.
- [20]. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjall P, Mackie TR, Palmas H, Rosser K, Seuntjens J, Ullrich W, Vatnitsky S. A new formalism for reference dosimetry of small and non standart fields. Med. Phys. 2008. Nov; 35(11):5179-86.
- [21]. A. Girardi, C. Fiandra, E. Gallio, F.R. Giglioli, R. Ragona, Pysica Medica 32, 2016, e30.
- [22]. H. Benmakhlouf, J. Sempau, P. Andreo, Monte Carlo calculated output correction factors for nine small field detectors in Varian Clinac iX 6MV photon beams, ESTRO33, 2014.
- [23]. G. Valdes Santurio, R Alfonso Laguardia, Monte-Carlo determination of output correction factors for four detectors in small MV photon beams, ESTRO 35, 2016.
- [24]. C. Khamphan, V. Bodez, R. Garcia, M. E. Alayrach Biarnes, E. Jaegle, A. Badey, Experimental comparison of various detectors for small field output factors measurement on a trubeam accelerator, ESTRO 31, 2012.



MURAT KÖYLÜ

1981 yılında İzmir'de doğdu. 1999-2004 yılları arasında Ege üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde okudu. 2006

yılında Ege üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsünde yüksek lisans programını tamamladı. 2016 yılında başladığı doktora programına devam ediyor. Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi anabilim dalında çalışmaya devam etmektedir.



BORA TAŞ

1984 yılında Ankara'da doğdu. 2008 yılında Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Medikal Fizik alanındaki tez

çalışmalarıyla 2010 yılında yüksek lisansını, 2016 yılı Nisan ayında da doktorasını tamamladı. 2010 - 2013 yılları arasında Özel Gammaray Onkoloji Merkezinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2013 yılından itibaren T.C. Yeni Yüzyıl Üniversitesi Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde çalışmaya devam etmektedir.

Medikal Fiziğe Meraklı Ugandalı Edrine!

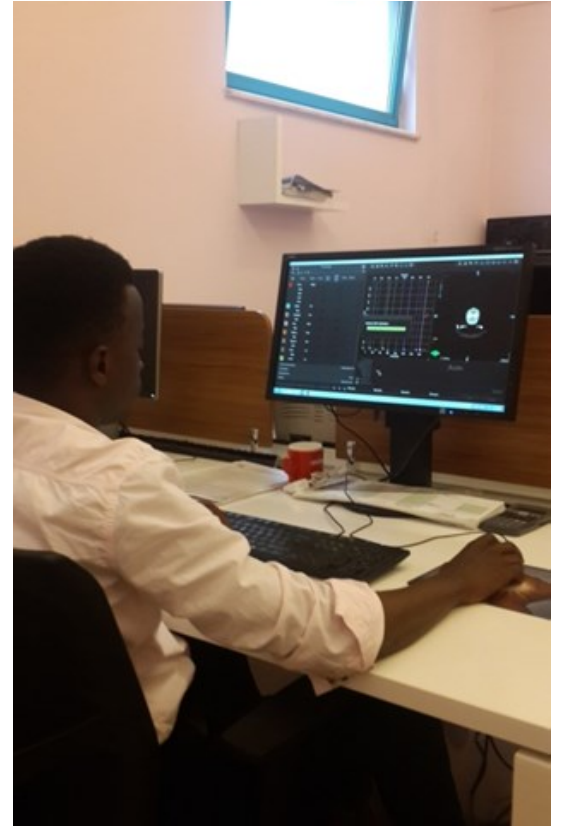
Adım Edrine Damulira ve Ugandalıyım. 2011 yılında Uganda'da lise hayatımı bitirirken bundan sonrasında hayatımın en büyük adımı olan üniversite eğitimimi nerede yapacağım konusunda kararsızdım. Küçüklüğümde beri mühendis olmak istemişim çünkü bilim alanı hep ilgimi çekiyordu. Bundan dolayı lisede fen derslerine ilgi gösterdim. Özellikle fizik ve biyoloji derslerini sevdiğim için hep yüksek notlarla geçiyordum. Liseden derece ile mezun oldum ve bu sayede Türkiye'ye burslu gelmeye hak kazandım. Maalesef küçüklük hayalim gerçekleşmedi ama istediğim alana yakın olduğu ve bilim ile ilgili olduğu için hiç düşünmeden bursu kabul ettim. Erciyes Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümünü kazandım ve fizik kariyerime burada başladım.



Başlangıçta bölüm bana tam olarak diline hakim olamadığım çok zor gelmişti. Fakat sonraları dilimi ilerlettikçe daha kolay gelmeye başladı. Birinci sınıftan sonra "Fizik lisans eğitimim bittikten sonra hangi alanda uzmanlık yapabilirim?" diye düşünmeye başladım. Liseden beri, fizik ve biyoloji derslerini çok seviyordum ve lisanstan sonra bu iki alanı birleştiren bir meslek bulmaya karar verdim. İnternette gezerken medikal fizik diye bir meslek olduğunu gördüm ve araştırmaya başladım ve bunun tam bana göre bir meslek olduğunu düşündüm. Almam gereken derslere baktım ve ders planına göre temel olarak medikal fizikte yüksek lisans yapabiliyordum. Fakat bu alanda yüksek lisans yapmak için sadece güzel bir ortalama yeterli değildi, bunun için aynı zamanda iyi bir tecrübeye sahip olman gerekiyordu. Bu fikir ile Erciyes Üniversitesi Radyasyon Onkoloji kliniğini araştırdım ve büyük bir şansla M.K Dedeman kliniğini buldum. Bu klinikteki medikal fizikçiler hakkında araştırmalar yaptım ve araştırma sonunda internetten adresini alarak Kadir

Yaray hoca ile görüştim. Ona medikal fiziğe meraklı olduğumdan bahsettim ve klinikte nasıl tecrübe kazanırım diye sordum. Kadir hocam bana çok büyük bir tolerans gösterdi. Boş olduğum zamanlarda kliniğe davet etti.

Bu zamandan beri sürekli kliniğe gelmekteyim, bunun bana çok büyük bir yararı oldu. Bu anlamda Medikal fizik kariyerim için klinikte bir sürü şey öğrendim ve çok büyük bir tecrübe kazandım. Sadece radyasyon onkoloji hakkında değil burada neyin nasıl yapıldığını da öğrendim. Artık hastanın Kansere tanısı almasından tedaviye kadar olan süreç boyunca neler yapılıyor ve nasıl oluyor bilmekteyim.



.Günümüzde ileri teknolojik gelişmeler her alanda kolaylık sağlıyor. Radyoterapide de çok büyük ilerleme kaydedilerek, gerek tedavi sonuçları gerekse yan etkilerin azaltılması açısından başarılı tedaviler uygulanmaktadır. M.K Dedeman kliniğinde profesyonel kadro ve son model cihazlar ile her kanser tipine en uyumlu teknikler uygulanarak kaliteli hizmet verilmektedir. Bu klinikte, Varian Clinac 2300C/D, Varian DHX ve Varian TrueBeam STX+Brainlab lineer hızlandırıcı ile Varisource HDR brakiterapi, Gammamed GammaMedplus HDR, 1 adet Varian Ximatron CDX simulator ve 1adet Siemens BT cihazı bulunmaktadır.

3D konformal, IMRT, IGRT, SRS, SBRT, ve RapidArc teknikleri için Eclipse TPS eksternal+Brakiterapi, brachyvision TPS brakiterapi ve i-plan TPS planlama sistemleri kullanılmaktadır. Klinikte kullanılan tüm cihazlar network ağı ile birbirine bağlı olup, veri alışverişi yapabilmektedir. Böylece tedavi sırasında oluşabilecek manuel hatalar en aza indirilmektedir. Klinikteki hocalar sürekli kongrelere ve başka eğitim

seminerlerine katılıyorlar. Bende 2011'de Ulusal medikal Fizik kongresine katıldım. Bu kongrede bir sürü sunum yapıldı ve birçok bilgi paylaşımı oldu. Bu anlamda kongredeki sunumlar bilgime çok büyük katkıda bulundu.

Fizik bölümünden mezun olduktan sonra, medikal fizik alanında yüksek lisans yapmayı hedefliyorum ve bu alanda akademisyen olana kadar eğitimimi devam ettirmek istiyorum. Türkiye'ye gelmek hayatıma her açıdan çok büyük değer kattı. Herkes için her zaman kendi memleketi güzeldir. Türkiye benim ikinci memleketim oldu.

Ayrıca şunları da eklemeyeyim. Bana yol gösteren, bana her konuda yardımcı olan ve bu yola çıkmamda bana destek veren Kadir Hocama ve M.K Dedeman Radyasyon Onkolojisi ekibine: Tarkan, Mete, Dicle, Oğuz, Serdar ve Celettin hocalarıma TEŞEKKÜR ediyorum ve sonsuz minnetlerimi sunuyorum.



SERBEST KÜRSÜ

KAFKASLARDA BİR TIRMANIŞ HİKAYESİ: GÜRCİSTAN KAZBEK DAĞI (5047 mt.)**Fiz. Dr. Ayhan KILIÇ**

Evvel zaman içinde, kalbur saman içinde, pireler berber iken, develer tellal iken Tanrı dünya topraklarını dağıtıp, tüm milletler yeryüzünde bir toprak parçası kapma derdine düşmüş iken Gürcüler bir masada toplanıp, hiçbir şeye aldırmaksızın içki içip, tatlı tatlı sohbetlerine devam ediyorlarmış. Gel zaman git zaman tüm topraklar dağıtıp, Gürcüler de durumun farkına vardıklarında iş işten çoktan geçmiş. Telaşa kapılmışlar. Hemen koşup Tanrı'ya övgü dolu sözlerle methiyelerde bulunmuşlar ve bir toprak parçası alabilmek için çok ısrar etmişler. Tanrı sonunda uzun uzun düşünmüş ve dayanamayıp; "Kendime kafa dinlemek için ayırdığım sakın bir köşe vardı, orayı da size vereyim bari" demiş. Tanrının kendine kafa dinlemek için ayırdığı o sakın köşeye yani Kafkasya'nın ön yüzündeki Gürcistan'a doğru gitmeyi biz 3 arkadaş aylardır heyecanla bekliyorduk. Gönlümüz ve aklımız Gürcistan'ın en deli ve huysuz dağı, Kazbek'in ağına düşmüştü bir kere. Tek yapılacak yola düşmek ve içimizi iki yıldır kemirip duran, heyecanlandıran Kafkasya'nın güneyinin bu güzel kızına bir "MERHABA" demekti.

5047 metrelik Kazbek'e gitmeden vücudumuzu fiziksel anlamda yüksek irtifaya alıştırmak için kondisyonumuzu arttıracak bisiklet turları, doğa yürüyüşleri ve salon sporları yaptık. Tırmanışa gitmeden önce de vücudumuzu 5000 mt irtifaya hazırlamak için yurdumuzda birçok dağa tırmanış yaptık. Önce Aladağlar'ın 3756 mt ile en yüksek zirvesi olan ve teknik bir tırmanış isteyen Büyük Demirkazık'a sonra da Hakkari'de yurdumuzun son 2 yıldır dağcılara açılmış dağı olan ve birçoğumuz için terör tehlikesi nedeniyle yanından bile geçilmeyen Cilolar'ın 4135 mt ile en yüksek zirvesi olan Reşko'sunu başarıyla tırmandık. Tüm bunları yaptıktan sonra kendimizi Süperman gibi hissederken, artık gitme zamanı da gelmişti. Barış (Tuncaboylu), Şenay (Kılıç) ve benim dahil olduğum ekip Kazbek'le kozlarımızı paylaşmak için artık hazırız sanırım. Nihayet beklenen an gelip çatmıştı.

TİFLİS

Tiflis'e indikten sonra Rusya sınırına yakın Kazbek'e ulaşmak için 3 saat sürecek bir araba yolculuğu yapmanız gerekiyor. Bu yolculuk da gecenin bir yarısı inen uçaklar sonucunda ancak özel taksilerle oluyor. Taksicilere kazıklanmamaya çalışmak buraya gelmeden hepimizin birçok defa konuştuğu bir durum olsa da yine kazıklanmadan yola çıkamıyoruz. Uzun lafın kısası bir taksi mafyası tarafından kandırılıyor ve kazıklanıyoruz. Tabi faaliyetin böyle can sıkıcı bir olayla başlaması tadımızı kaçırıyor. Zamanla yarıştığımız için gecenin ortasında bilmediğimiz bir yerde hemen başka bir taksici buluyor ve yola devam ediyoruz. Güvenemediğimiz başka bir taksici ile gecenin karanlığında, Kafkas Dağları'nın

derinliklerine doğru, Gürcistan-Rusya askeri karayolunda ilerliyoruz. Böyle zamanlarda yaşamdaki sonumuzun bir gün bu maceraya doymak bilmeyen ruhumuzun istekleri sonunda nihayetleneceğini düşünürüm nedense hep. Nihayetinde taksicilere güvenmediğimiz için tüm geceden sabaha kadar uyumadan sarp yollarda Kazbegi kasabasına kadar ilerliyoruz. Bu kasaba adını Gürcüler'in ünlü yazarı Aleksander Kazbegi'den alıyor. Kasaba Kazbek dağı'nın eteklerine kurulmuş bir dağ kasabası olma özelliğini taşıyor. Bu sebeple her yerde dağcılarla karşılaşmanız mümkün. Birkaç haftadır takip ettiğimiz hava koşulları sebebiyle bu deli ve hırçın dağı iyi bir havada yakalamak için hiç oyalanmadan Kazbegi'den Gergeti Köyü'ne geçip, yükselmek zorundayız. Kahvaltı sonrası hemen eşyalarımızı hazırlayıp, köyün ana yoluna çıktığımızda Kazbegi kasabası sağ tarafımızda olduğu gibi karşımıza çıkıyor. Oldukça kötü bir toprak yoldan yarım saat içinde 2170 mt'deki Sameba Kilisesi'nin olduğu düzlüğe varıyoruz. Varır varmaz da ünlü Sameba Kilisesi sol tarafta hemen gözümüze çarpıyor, burası 14. yy.'da inşa edilmiş, bir tepenin ucuna kurulmuş güzel bir kilise. 18. yy.'da bazı önemli emanetlerin burada saklanması sonucu önemi artmış, rus döneminde de dini hizmetlerin yasaklandığı zamanlarda turizme açılmış ve oldukça ilgi görmüş. Kilise bugün Gürcü Ortodoks ve Apostolik Kilisesi'ne bağlı bulunuyor.

Yukarı doğru tırmanırken sıklıkla rastlayacağınız haçlardan bir tane de bu düzlükte bulunuyor. Gürcüler bizim dağlarda rotayı belirlemek için kullandığımız 'BABA' dediğimiz taş yığınları yerine haç dikmeyi tercih ediyorlar. Yani yol üzerindeki haçlar yolunuzun doğruluğunu gösteriyor. Bulduğumuz yer yaklaşık olarak 2200 mt civarında ve ulaşacağımız Meteo kamp alanı 3653 mt'de bulunuyor. İngilizce bilmeyen şoförümüz Thomas'la arabanın kirli camlarında geri dönüş tarihimizi anlatmak için şekiller çizerek vedalaşıyoruz.



Gürcistan, sahip olduğu doğa itibarıyla çok güzel ve zengin bir ülke. Havanın güzelliği yanında yeşile doya doya yukarılara doğru ilerlemek bizi çok mutlu ediyor. Patika ilk önce bir süre yatay dönerek ilerliyor. Sonra yavaş yavaş, set set yükselmeye başlıyor. Kendimizi ve uykusuz bedenimizi fazla yormadan, güzel havanın da tadını çıkartarak neredeyse tüm iniş yapan insanlarla sohbet ederek ilerlerken ara ara da mola vermeyi ihmal etmiyoruz. Bir süre sonra rotanın 1.Haç denilen yerine ulaşıyoruz. Gürcüler gerçekten dine çok önem veriyorlar. Yol üzerinde bir kilisenin yanından geçenlerin durup istavroz çıkarttıklarını bile görebiliyorsunuz. O sebeple bu baba taşlarının üzerine kimi mermer, kimi farklı farklı taşlardan haçlar koymalarına şaşmamak lazım. Bu ilk haçın olduğu yer bir geçit ve 2950 mt'de bulunuyor. Sabertse geçidi diye anılıyor. Geçide saat 12.00'de varıyoruz. Burada oturup, dinlenmek istiyoruz ama oldukça fazla rüzgar olduğundan biraz manzaraya bakıp ilerliyoruz. Artık Kazbek tüm heybetiyle karşımızda duruyor. 2. haçı da geçince artık yavaş yavaş inişe geçiyoruz. İnişe geçtiğimiz yerde bir süre sonra geçmek zorunda kalacağımız Gergeti Buzulu'nu güzel bir açıdan görüyoruz. Heyecanlanıyoruz. Ve nihayet Gergeti buzulundan eriyip, akan suların oluşturduğu bir nehri geçeceğimiz noktaya geliyoruz. Görünüşe göre bu sene dağ üzerinde iklim koşulları nedeniyle fazla kar da olmadığından buzulda oldukça fazla bir erime bulunuyor. Sular her yerden kendine çıkış yolu bulmuş gibi gözüktüyor. Sonunda ıslanmadan geçmeyi başardığımızda bir öğle yemeğini hak ettiğimizi düşünüp, yemek yiyoruz. Yüksek dağlarda yüz yıllar boyunca birikmeyle oluşmuş buzullar olur. Örneğin bizim Ağrı Dağımız'da da ufak çapta bir buzul vardır. Ama buradaki buzulla karşılaştırılmaz. Buzulun tehlikesi, üzerindeki yarıklardır. Kimi açık kimi üstü karla kaplı olan bu çukurlara düşerseniz dibi nereye kadar uzandığı bilinmeyen bu karanlık boşluklardan belki de hiç çıkamama durumunuz da olabilir. Sonunda buzulun başladığı yere geliyoruz. İtiraf etmek gerekirse geçen sene buzula adım atarlardan dinlediklerimiz kalbimizin ritmini değiştirmeye yetmişti. Önce biraz dik yükselip sonra Meteo istasyonuna doğru giderek kamp alanına ulaştık. Grup olarak birbirimizden ayrılmadan, krampon takmadan ve ipe girmeden buzulda ilerlemeye başlıyoruz. İpe girmediğimiz için de mümkün olduğunca yakın takipte ve dikkatli ilerliyoruz. Aslında yürürken yarıkları çok rahat görüyorsunuz. Bazı yarıkların genişliği bir insanı alacak kadar geniş. Birçoğu da bir harita misali tüm yüzeyi kaplamış durumda. Tehlikesi üstünün



karla kaplanıp, görünmez hale gelmesi. Artık yavaş yavaş buzul etabının sonlarına doğru yaklaşıyoruz ama bu sefer de bu etapta ise daha farklı bir oluşum olan moren çukurları başlıyor. Sanki onlar buzul çatlağından daha tehlikeli gibi geliyor göze. Moren doğrudan doğruya buzulların ilerlemesi veya gerilemesi sırasında, buzulun taşıyarak oluşturduğu tabakalaşmamış oluşumdur. Moren bölümünü geçince kampa doğru hafif patika bir yol var. Bu bölümden sonra çok rahat bir şekilde 3653 mt'deki Ruslardan kalma eski meteoroloji istasyonu Meteo Kamp Alanı'na ulaşıyoruz ve oyalanmadan hemen yerleşip, uyumaya geçiyoruz. Hedefimiz hava bozmadan çok yorgun da olsak bu gece kalkıp, zirveye ulaşmak.

SAAT 21:00....

Akşam yemeği için tüm ekipler uykudayken kalkıp, kamp mutfağında hazırlık yapıyoruz. Mutfak duvarlarında daha önce zirve yapan tüm ekiplerin isimlerini görmemiz mümkün. Umarım dönüşte bize de bu duvarlara isim yazmak nasip olur diye düşünüyoruz. Burada genelde Rus ve Polonyalı ekipleri görüyorsunuz. Onun haricinde İranlılar, Almanlar

ve biz Türkler de Kazbek'e tırmanış yapanlar arasında bulunuyor.

Akşam yemeğimizi yiyor, tırmanış için sıcak sularımızı ısıtıyoruz. Biraz da sıvı tüketip, hemen yatışa geçiyoruz. Saat 02:00 de kalkıp, tırmanışa geçeceğiz.

SAAT 02:00....

Tüm hazırlıklarımızı yapıp, gecenin karanlığında üç arkadaş yola çıkıyoruz. Koca, heybetli bir dağa doğru kimi buzul çatlakları, kimi moren çukurlarına düşme olasılığımızı aklımızdan bir türlü çıkartmadan ilerlemek insanı oldukça gerse de o zirveye ulaşmak hepimizin içinde büyük bir yer tutuyor. Önce patika yoldan biraz ilerliyoruz. Sonra da şekil değiştirmiş morenlerde nasıl yürüdüğümüzü anlamadan, görmeden ilerliyoruz. Bir ara rotadan biraz yükseldiğimizde, kısa bir buzul geçişi ile karşılaşıyoruz. Buzulda bizi rahatça karşıya geçirecek çivili ayaklıklarımız ile, kramponları takmadan buzula giriyoruz. Tam buzul hattının orta yerinde ilerlerken bir anda kayıp, sağ tarafımın üzerine düşüyorum. İlk anda hissettiğim kolumun acısı "Acaba kırdım mı?" sorusunu getiriyor aklıma ve hemen tırmanışımın biteceği acı gerçeği geçiyor aklımdan. Yine de ilk yaptığım kalkmaya çalışmak oluyor. Fakat ayağımda krampon olmadığı için buzulda kaymaya başlıyorum. Hayatımda geçirdiğim en sıkıntılı anlardan birini yaşadığımı fark ediyorum ama soğukkanlı olup, bir şekilde bu durumdan kurtulmam gerektiğini de bir yandan fark ediyorum.

Sonunda bir beş dakika hiç kımıldamadan durup bekliyorum sonra tüm soğukkanlılığımı toplayarak, gecenin karanlığında üzerinde bulunduğum buzdan iç eldivenlerimi feda ederek, ellerimi kullanarak kurtuluyorum. Kolum kırık değil ama kötü bir şekilde ağrıyor ve işin kötüsü eldivenlerim son derece ıslak. Tek dış eldivenle kalakalıyorum. Yüksek irtifa dağında olmamız sebebiyle o iç eldiveni ıslatmak, tüm tırmanış boyunca ellerimin donmasına sebep oluyor. Nihayetinde ciddi bir dağda buzul geçerken, krampon takmadan ilerlemenin cezasını tüm ekip adına ben çekmiş oluyorum. O etaptan kurtulunca ilk yaptığımız ekip olarak bize buzlu rahat geçirecek, kramponlarımızı takmak oluyor.

Daha sonra 500 mt irtifayı almak için yükselmeye başlıyoruz. Bu bölümde eğim de rüzgar da oldukça artıyor. Biz yükselirken yukarıdan aşağı inenleri görüyoruz. Onlar inerken onlar adına seviniyoruz ama bizim için bu zorlu tırmanış ne zaman bitecek merak ediyoruz. Eğim oldukça fazla, zemin sert ve rüzgar sizi alıp da savuracak cinsten. Ara ara içimden " Ne zaman bitecek bu işkence?" demeden edemiyorum. Yine de içimdeki sonsuz sabır ve dayanma gücüne şükrediyorum. Beni hiçbir zaman yarı yolda bırakmıyor. 4700 metrelere kadar bu şekilde yükseldikten sonra dağı sola doğru yatayda dolanmaya başlıyoruz. Koca bir dağın külahını tek bir ayak izi genişliğinde bir izde dönüyoruz. Eğim oldukça

fazla. Herhangi bir sebeple kayıp, yuvarlanmaya başlasanız en az 600-700 mt yuvarlanırsınız. Bu sebeple çok yavaş ve dikkatli bir şekilde ip birliğinde ilerliyoruz. Bu bölümde artık dağın bel bölümü diye anılan kısım az da olsa görünmeye başlıyor." Acaba az mı kaldı ?" diyerek heyecanlanıyoruz ama bizimki yüksek irtifanın ve yorgunluğun verdiği bir yanılğı sadece. Daha çok yolumuz var ne yazık ki! Bulduğumuz yerin üstlerinde birikmiş kar kütleleri insanı ürkütüyor. Kopup, üstümüze geliverecekmiş gibi duruyorlar. O sebeple gözümüzü onlardan alamıyoruz. Amansız rüzgar bir süre sonra artık iyice çekilmez hale geliyor ama üçümüz de hiç sesimizi çıkarmadan yükseliyoruz. Rüzgardan korunmak için kafamız bedenimize gömülmüş halde dağın beline doğru ağır ağır ilerlemeye devam ediyoruz. Resmen hem fiziksel hem de tinsel bir savaş içerisindeyiz bu tırmanışta. Bedenimin rüzgara karşı direndiği kadar iç sesimin "Dayan, bırakma.." diye kulaklarımı tirmalaması dün gibi aklımda. Nihayet 4900 metrelerdeki bele varıyoruz. Hiç oyalanmadan bizi zirveye taşıyacak ve bizim son sandığımız etaba doğru ilerliyoruz. Bu etaptan sonra eğim 45-50 derecelik bir eğime ulaşıyor. Yani oldukça dik çıkmaya

başlıyoruz. Bu da oksijenin iyice azaldığı 5000 metrelerde doğru bizi oldukça zorluyor. Rüzgarın kuvveti ara ara dengemizi bozacak seviyeye geliyor. Ama ip birliğinde olduğumuzdan içimiz rahat ilerliyoruz. Belden sonra yükseldiğimiz bu bölümün artık zirve için son çıkış olduğunu düşünürken biraz daha yükselince bir set daha görünce "Yooo olamaz" demeden edemiyoruz. Ama son bir gayretle yola çıkmamızdan 10 saat sonra saat 12:00 da 5047 mt'lik Kazbek zirvesine ulaşıyoruz. Bu geçen 10 saati hayatım boyunca unutamayacağım sanırım. Birkaç yaş yaşlanmış gibi hissettiğimi söyleyebilirim. Zirvede inanılmaz rüzgar altında ilk yaptığımız şey çok da halimiz olmamasına

rağmen birbirimize sarılmak, birbirimizi tebrik etmek ve Kafkaslar'a doğru hep birlikte "BAŞARDIK!!" diye bağırarak oluyor. Bir gün içerisinde deniz seviyesinden, 5000 metrelerdeki bu zorlu dağın zirvesine ulaşmak büyük bir başarıdır. Bunu ancak dağcılar bilir, anlar. Bu zirve bize hem dağcı hem de bir insan olarak çok şey kattı. Zorlu dağ koşullarına dayanmamız; buzulları aşmamız, düşmemiz, kurtulmamız, yarıklara düşmemiz, çılgın bir rüzgara karşı koymamız hem bedenimizin dayanıklılığını hem de mental anlamda zorluklara dayanma gücümüzü bize kanıtlıyor. Bu sebeple "Bu sporun bana verdiklerini bu hayatta başka ne verebilir?" diye düşünmeden edemiyorum.

Belki bir gün son nefesimi dağlarda verebileceğimi bile bile ömrüm boyunca zorlu dağlarda olmaya ve zorlu doğa koşullarıyla savaşıma ant içtim desem yalan olmaz. O sebeple son söz olarak diyorum ki:

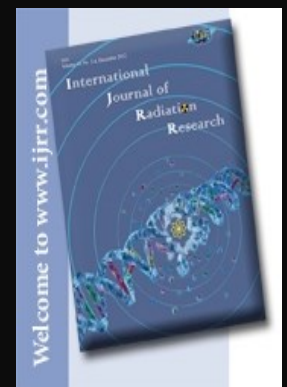
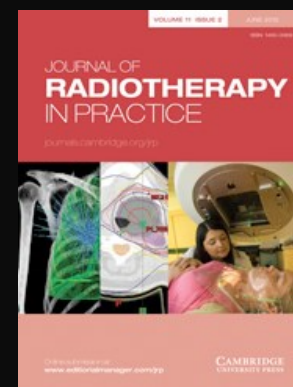
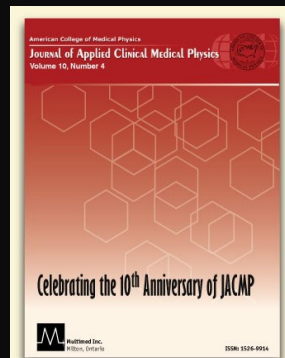
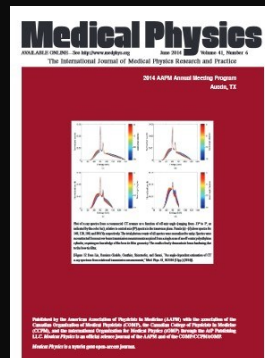
DAĞLARA GİDİN GENÇLER..MUTLAKA SİZLERE SÖYLEYECEĞİ BİR ŞEYLER VARDIR..

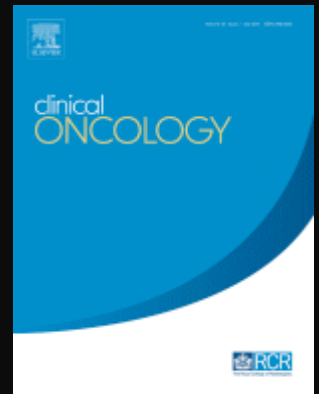
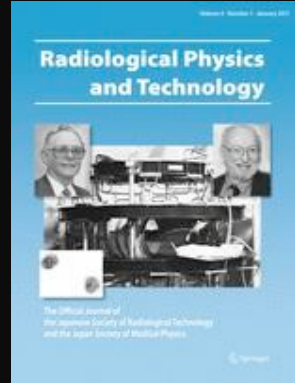
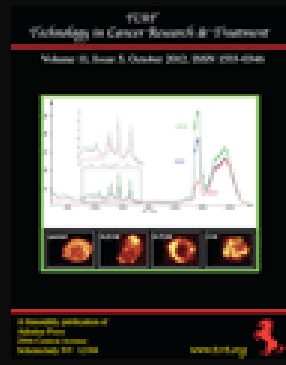


AYHAN KILIÇ

1960 yılında Erzurum'un Aşkale ilçesinde doğdu. İlk Orta ve Lise eğitimini İstanbul Gaziosmanpaşa'da tamamladı. 1983 Yılında İ.Ü. Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 1985'de U.Ü. Fizik Bölümünde Yüksek Lisans eğitimine başladı. 2005 yılında Galler Swansea Üniversitesi Medikal Fizik Bölümünde Doktora eğitimini tamamladı. Aynı yıl U.Ü. Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde Medikal Fizikçi olarak göreve başladı. 2005 yılında Anadolu Sağlık Merkezi Radyasyon Onkolojisine geçti. Haziran 2016'da ASM'den emekli oldu. Temmuz 2016'dan itibaren Okan Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisinde çalışmaya başladı. Evli ve 2 çocuk babasıdır.

IMPACT FACTOR DEĞERİNE SAHİP ULUSLARARASI DERGİLER





BİZE YAZIN

Sorularınızı Bekliyoruz!

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



medfizonline@gmail.com

YAZARIMIZ OLUN

Yazarlarımızı Bekliyoruz!



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

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



4. Uluslararası Medikal Fizik Günü

Bu yılın teması "Medikal Fizik Eğitimi: Başarının anahtarı".