

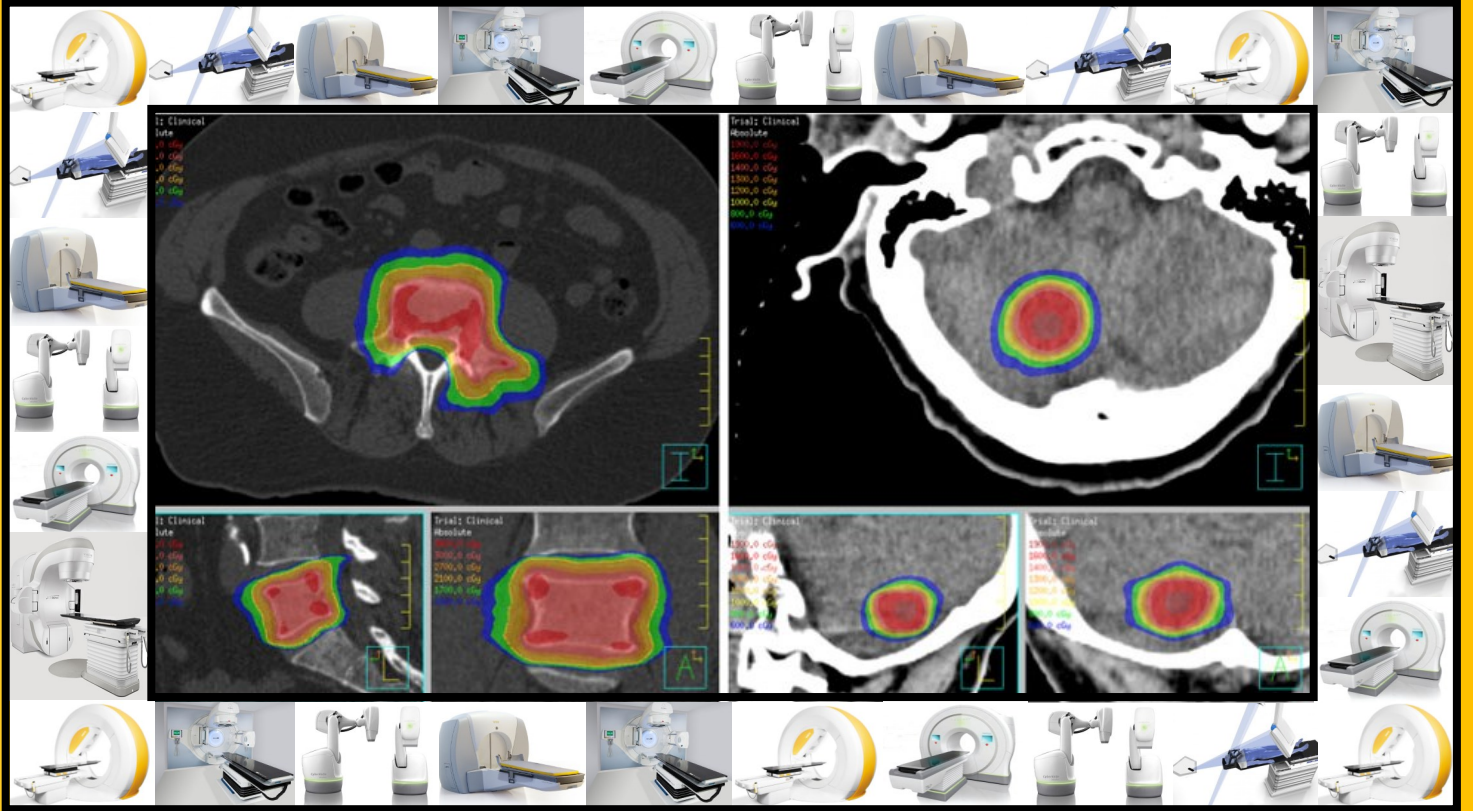
MedFiz@Online

E-DERGİ

ŞUBAT – MART 2017

medfizonline@gmail.com

SAYI: 7



Bu Sayıdaki Popüler Konular;

- **PROSTAT KANSERİNDE HİPOFRAKSİYONE RADYOTERAPİ**
- **FFF DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ**
- **RTOG AKCİĞER SBRT PROTOKOLLERİNE GENEL BAKIŞ**
- **SRS/SBRT HASTALARI İÇİN HANGİ TEDAVİ PLATFORMU DAHA UYGUN?**
- **SRS/SBRT KALİTE KONTROLÜ**
- **GÖZ ÇUKURU VE GÖZ İÇİ TÜMÖRLERİNİN TEDAVİSİNDE RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ VE FİZİĞİ**
- **AYIN RAPORU: IPEM TOPICAL REPORT 1: GUIDANCE ON IMPLEMENTING FLATTENING FILTER FREE(FFF) RADIOTHERAPY**
- **DVH TABANLI HASTAYA ÖZGÜ KALİTE KONTROL (QA) SİSTEMLERİ**
- **MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TABANLI SİMULASYON VE MRCAT İLE TEDAVİ PLANLAMASI**

BAŞ EDİTÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

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

DERGİ TASARIM

Hande Baş Ayata
Mertay Güner
Namık Kayalılar

MEDYA İLETİŞİM

Esra Küçükmorkoç
Mine Doyuran

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Ahmet Murat Sarıcı
Alpay Levent
Ayşe Dağlı Değerli
Bahar Baltalarlı
Bora Taş
Burak Başlangıç
Bülent Yapıcı
Canan Ertunç
Cem Önal
Emre Mustafa Kandemir
Evrin Eren
Görkem Güngör
Hande Baş Ayata
Mertay Güner
Münir Kınay
Namık Kayalılar
Nazmiye Dönmez Kesen
Öznur Şenkesen
Rashad Rzazade
Songül Karaçam
Şeyda Kınay
(Yazarlar harf sıralamasına göre
sıralanmıştır)

medfizonline@gmail.com

Medikal Fizik Derneği'nin
katkılarıyla
MedFiz@Online DERGİSİNDE
YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN
SORUMLULUĞUNDADIR

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **BEST OF RSS TOPLANTISININ ARDINDAN**
- **AYIN BÖLÜMÜ (I): ACIBADEM KOZYATAĞI HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **AYIN BÖLÜMÜ (II): İ.Ü. ONKOLOJİ ENSTİTÜSÜ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **PROSTAT KANSERİNDE HİPOFRAKSİYONE RADYOTERAPİ**
- **FFF DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ**
- **MP3.0: FİZİĞİN MODERN TIPTAKİ ROLÜNÜN YENİDEN TANIMLANMASI VE CANLANDIRILMASI**
- **RTOG AKCİĞER SBRT PROTOKOLLERİNE GENEL BAKIŞ**
- **SRS/SBRT HASTALARI İÇİN HANGİ TEDAVİ PLATFORMU DAHA UYGUN?**
- **SRS/SBRT KALİTE KONTROLÜ: Cihaz ve hasta bazlı kalite kontrol yöntemleri**
- **GÖZ ÇUKURU VE GÖZ İÇİ TÜMÖRLERİNİN TEDAVİSİNDE RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ VE FİZİĞİ**
- **AYIN RAPORU: IPEM TOPICAL REPORT 1: GUIDANCE ON IMPLEMENTING FLATTENING FILTER FREE(FFF) RADIOTHERAPY**
- **DVH TABANLI HASTAYA ÖZGÜ KALİTE KONTROL (QA) SİSTEMLERİ**
- **GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ: SRS/SBRT 'DE HOMOJEN DOZ DAĞILIMI MI? HETEROJEN DOZ DAĞILIMI MI?**
- **MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TABANLI SİMULASYON VE MRCAT İLE TEDAVİ PLANLAMASI**
- **RADYASYON ONKOLOJİSİNİN DÜNÜ, BUGÜNÜ, YARINI**
- **SERBEST KÜRSÜ: YÜZÜCÜLÜK**

BASIM

E-kopya

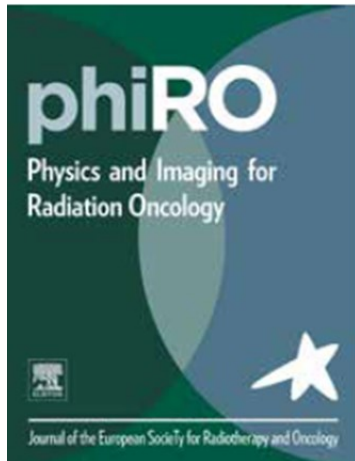
2017 yılında yine birlikteyiz...

MedFiz@Online dergisi, 2017 yılında yine sizlerin değerli katkılarıyla yayın hayatına devam ediyor. Edecek... Gerçekten yoğun bir emek ve zaman harcayarak daha güzel bir dergi çıkarma heyecanımız giderek artıyor.

2017 yılı için, her sayıda seçilen bir temayı yoğun olarak işleme düşüncesini 7. Sayımızda ilk olarak gerçekleştiriyoruz. Bu sayımızın ana teması kısa adıyla **SRS/SBRT** veya uzun açılımı ile **Stereotactic RadioSurgery** ve **Stereotactic Body RadioTherapy**. Bu konuda seçilmiş konu başlıklarına yer vermeye çalıştık. Böylece SRS/SBRT hakkında toplu bir paket çıktı karşımıza. Diğer sayılarımızda SRS/SBRT konuları dergimizde yine yer alacak.

Bu sayımızda yine önemli bir konu olarak medikal fizik alanında AAPM (American Association of Physicist in Medicine) tarafından "**MedPHYS 3.0**" başlığı ile yayınlanan bir çalışmayı temel alan yazımızı bulacaksınız. İlgili doküman, medikal fizikçilerin, eğitim, bilim, klinik, idari açılardan tanımını yaparken alanında lider olma özelliklerini de inceliyor.

Benzer bir değerlendirmeyi **ESTRO Physics Commite** yeni Başkanı Dr. Nuria Jornet şu soruyu sorarak yapıyor; Avrupa'da radyasyon onkolojisi alanında medikal fizikçilerin geleceğini nasıl öngörmeliyiz? Cevabını da ekliyor; Radyasyon Onkolojisinde en yeni teknoloji ve tekniklerin güvenli kullanımında ve geliştirilmesinde medikal fizikçilerin öncü rol oynaması, klinik hizmetler, araştırma, görüntüleme, ileri tekniklerin kullanılması, yöntemlerinin geliştirilmesi, klinik ve deneysel alanlarda güzel modellemelerin yapılması. İçeriği oldukça dolu bir görev tanımı çıkıyor karşımıza. ESTRO, medikal fizik ile ilgili olarak mevcut yeşil dergi ve iki aylık ESTRO bültenlerine ek olarak, bu yılın başında **phiRO (Physics and Imaging in Radiology)** adlı dergiyi yayınlamaya başladı. Derginin amacı, Avrupa'da geniş boyuta medikal fizikçilere ulaşmak ve radyasyon onkoloji ve görüntüleme alanında yüksek kaliteli yayınlara referans olmak diye ifade edilmiş.



1 Aralık 2016 günü modern radyobiolojinin büyük isimlerinden "**Prof. Dr. Francis Jack Fowler**" 91 yaşında hayatını kaybetti. University of London'da fizik okuyan Fowler daha sonra kariyerine medikal fizikçi olarak devam etti ve aynı alanda Profesör ünvanını aldı. 18 yıl Londra'daki Gray laboratuvarında yöneticilik yaptı ve temel biyokimyasal etkileşimler konusunda araştırmalar ile tümör ve sağlıklı dokuların etkilerini inceledi. Lineer-Quadratik model ve değişik fraksiyon rejimleri üzerinde birçok çalışması mevcuttur.



Jack Fowler: 1925-2016

Yazımızın sonunda 4 Şubat 2017 tarihinde her yıl kutlanan "Dünya Kanser Günü", kansere karşı savaşta dünya nüfusunu birleştirmek amacını güdüyor. Hedef, eğitim ve bilgilendirme aracılığı ile kanser nedeniyle oluşan ölümleri azaltmak.

2017 yılı Dünya Kanser Günü'nün ana teması ise şöyle:

"We can, I can" Biz yapabiliriz, Ben yapabilirim.



Medikal fizikçiler olarak bu hedeflerin merkezinde yer aldığımızı biliyoruz.

Saygılarımızla.

HALUK ORHUN

BEST OF RSS Toplantısının Ardından

Öğr. Gör. Canan ERTUNÇ



Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği'nin 10 Aralık 2016 tarihinde düzenlediği Post RSS Toplantısı İstanbul'da gerçekleştirildi. Toplantı aslında, "The Radiosurgery Society"nin Haziran 2016 tarihinde Orlando'da düzenlediği "The SRS/SBRT Scientific Meeting 2016" adlı toplantısının özeti niteliğindedir. Bu sayede SRS/SBRT tedavi yöntemleri için Orlando'daki toplantıda öne çıkan ve medikal fizik konularını da içeren bildiri ve sunumları dinleme imkanı bulduk.

Bu yazıda, toplantıda konuşulan medikal fizik konuları arasından, benim için öne çıkan noktaları özetleyeceğim.

Toplantının medikal fizik ile ilgili sunumları, ikincil ışınlamalar için radyobiyojoloji ve fizik perspektifi ile başladı. İkincil ışınlamalarda Hiperfraksiyone Konvansiyonel Radyoterapi için palyatif yaklaşımla, normal dokulara bağlı sınırlı doz ve hedefte düşük lokal kontrol sağlandığını biliyoruz. Hipofraksiyone SRS/SBRT için küratif yaklaşımla normal dokularda daha az doz ve yüksek tümör kontrolünün sağlanması ise önemli bir avantajdır. Kritik dokular için, **Doz, Zaman, Aralık ve Doku İyileşmesi** arasında kurulan ilişki ile Biyolojik Etkif Doz (BED) hesabındaki hassas yaklaşım öne çıkmaktadır. Örneğin, radyasyon miyelopatisi gelişimi, spinal kordun aldığı BED ile doğrudan ilişkilidir. Yapılan çalışmalara göre, ilk ışınlama sonrası spinal kord için 6 aylık, 1 yıllık ve 2 yıllık süreçlerde sırasıyla %25, %33 ve %50 oranlarında iyileşme gösterdiği tespit edilmiştir. Bu oranların dikkate alınarak ikincil ışınlama planlarının yapılmasının önemli bir detay olduğunu söyleyebiliriz. Bunun yanı sıra, fizik stratejileri arasında; ışınlanan normal doku hacminin azaltılması için gerekli yöntemlerin belirlenmesi ve uygulanması, ışınlama sırasında maksimum geometrik doğruluk için yapılması gerekenler ve

uygun tedavi cihazının seçimi sayılabilir. Nefes tutma, tracking ya da gating gibi teknikler kullanılarak ışınlanan normal doku hacminin azaltılması izlenebilecek stratejilerden biridir.

SRS ve SBRT prensipleri uygulanırken küçük alan dozimetrisi diğer radyoterapi tedavi uygulamalarından (IMRT, VMAT, IGRT) farklı bir yaklaşım gerektirmektedir.

Yüksek doz ve düşük fraksiyonasyon beraberinde yüksek tedavi doğruluğunu ve iyi bir kalite kontrolü getirmektedir. AAPM TG 178 ve TG 142 rehberliğinde küçük alan dozimetresinin gereklilikleri ve kalite kontrol listelerinin oluşturulması mümkündür. Böylelikle, medikal fizikçinin rolü dikkat çekmektedir. Ayrıca fizikçinin tedavi planlama aşamasında anatomi bilgisi de önem taşımaktadır. CT-MR füzyonunda MR distorsiyonunun sık sık kontrol edilip düzeltilmesine de vurgu yapılmaktadır. Planlama aşamasında yardımcı yapıların çizilmesi ve yüksek doz noktalarının kontrol altında tutulması fizik planlama açısından önemlidir. Örneğin, SBRT planı yapılırken, cildin 0.5 cm altından çizilen ikinci bir cilt konturu cilt dozunun kontrolünü sağlamaktadır. Doku kıvrımlarının olduğu yerlerde de benzer çizimler yapılabilir.

Hepimizin bildiği gibi, bir tedavi planının iyi olduğunun kriteri, bazı dozimetrik ölçütlerin sağlanmasına dayanmaktadır. Bu sebeple; Conformity Index, Homogeneity Index, Gradient Index ve Selectivity gibi plan kalitesini doğrudan gösteren parametrelerin hesapları söz konusudur. Tanımlanan dozun hedefe ne oranda verildiği, hedef içindeki dozun değişimi, hedeften sonra keskin doz düşüşü ve tanımlanan izodozun hedeften ne kadar taşıdığı yapılan tedavi planının başarısını göstermektedir. Ancak bu ifadelerin tedavi planlarını doğru bir şekilde yansıtmaları, doğru formülasyonları ve yorumlanmaları ile mümkündür. Toplantıda, özellikle Conformity Index'in çeşitli formlarının karşılaştırılması şeklinde verilmesi iyi bir örnekti diyebilirim. Ayrıca genç medikal fizikçi arkadaşlarımla yaptığım çalışmaları da gurur verici ve başarılı bulduğumu söyleyebilirim. İleride birbirini izleyen pek çok yararlı çalışma göreceğiz gibi görünüyor. SRS/SBRT uygulamaları ile ilgili "2017 Radiosurgery Society Annual Scientific Meeting" isimli toplantı 2-4 Kasım tarihleri arasında Las Vegas'ta gerçekleştirilecektir.



Son olarak, yurt dışında gerçekleştirilen toplantıya katılamayanlarımız için böyle bir organizasyonun düzenlenmesini, alanımızdaki gelişmeleri ve yenilikleri takip edebilmemiz açısından çok değerli buluyorum. Bu organizasyon için emeği geçen herkese çok teşekkür ediyorum.



Prof.Dr. P. Bahar BALTARLI

Post RSS sempozyumu radyasyon onkolojisi camiasında stereotaktik radyoterapi ile ilgilenen hocaların Amerika'daki toplantıdan izlenimlerini, daha doğrusu edindikleri bilgileri biz meslektaşlarına aktardıkları çok başarılı bir toplantıydı. Ayrıca, derneğimizin de bu toplantının organizasyonunu çok güzel yaptığı kanısındayım.

Bir tam gün içinde beyin metastazlarında GamaKnife uygulamaları, intrakranial spinal bölge, baş-boyun ve meme bölgelerindeki ikinci seri ışınlamalarda SRS/SBRT uygulamaları ve sonuçları, konturlama ve fiziki yönü, ayrıca toraks ve akciğer kanserindeki yeri, konuşmacılar tarafından oldukça detaylı anlatılarak radyobiyojoloji ve immünoterapi kombinasyonu ile ilgili çalışmalar da değerlendirildi.

Önümüzdeki yıllarda daha da sıklıkla kanser tedavisinde kullanılacağını düşündüğüm CyberKnife, GamaKnife ve Linak tabanlı SRS/SBRT uygulamaları, bazı tümörlerde artık cerrahiye eşdeğer niteliğindedir. Örneğin, yaşı ileri ve inoperable erken evre akciğer kanserli olgularda etkinliğinin yüksek olduğu bilinmektedir.

Meme kanserli ve meme içinde nüksü olan ve cerrahiye kabul etmeyen hastalar için 30Gy/5fx SBRT uygulamaları, 45 Gy/30fx BID 3 hafta (RTOG IO 14) iyi tolerasyona ve düşük toksisiteye sahiptir. Nodal yinelemesi olan olgular için eğer daha önce radyoterapi uygulanmadıysa eş zamanlı kemo-radyoterapi konvansiyonel veya hipofraksiyonel dozlarda, ancak daha önce radyoterapi aldıysa fokuslanmış radyoterapi, gross hastalık veya yüksek riskli tümör yatağına kemoterapiyle kombine olarak uygulanabilir. Hipofraksiyonasyon bu durumda daha iyi bir seçenek olabilir.

Ayrıca internal mammarian bölge izole nükslerinde CyberKnife tedavisi veya diğer SBRT uygulamaları da başarı vaat etmektedir.

Prostat kanserinde de trend, yine radyocerrahiye doğru kayıyor. Neden mi? Çünkü Radyobiyojolojik özellikler ve de hastanın daha hızlıca tedaviyi bitirmesi söz konusudur. Ancak standart radyoterapi (IMRT, VMAT, IGRT) uygulamaları tabii ki halen güncel ve başarılı sonuçlar veriyor.

SBRT, lokal yineleme yapmış ve radyoterapi uygulanmış olan baş boyun kanserli hastalarda da öncelikli bir tedavi seçeneğidir. Peki, hangi olgularda SBRT uygulayalım? Çalışmalar gösteriyor ki, 25cc den küçük hacimli tümörlerde ve 14 günden kısa süreli tedavilerde daha başarılı ve iyi sağ kalım sonuçları elde ediliyor. Dozların da yüksek olması bu grup hasta için çok önemli. ACRO 2010 çalışmasında 40-50 Gy SBRT dozlarıyla daha düşük dozlar karşılaştırılıyor. Özellikle, 3 yıllık lokal kontrol oranlarında standart RT %41 iken bu oran SBRT'de %16 seviyelerinde raporlanmıştır. Yüksek dozlarda başarının daha yüksek olduğu da gösterilmiştir.

Karotis kanama toksisitesi ise, gün aşırı SBRT uygulamaları sayesinde oldukça az görünüyor. Ayrıca, cetuximab kemoterapiyle kombine olarak SBRT güvenle uygulanabiliyor.

İlgi çekici diğer bir alan ise, SBRT'nin immünoterapiyle birlikte olan uygulamalarıdır. Biyolojik etkilerden dolayı iki uygulamanın birlikteliği adeta mucize denebilecek etkiler oluşturabiliyor. Burada, yüksek dozdaki radyasyonun tümör sensitizasyonu, radyoterapi gören bölge dışında bile etkili olabilmesini sağlıyor. Ancak bu konuda daha çok çalışmalara ihtiyaç var.

Sonuç olarak, SBRT ile ufukumuz genişledi. Ben de önümüzdeki günlerde bu alandaki başarıların artacağını ümit ediyorum.



Öğr. Gör. Canan ERTUNÇ

1981 yılında İzmir'de doğdu. 2003 yılında Celal Bayar Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden mezun oldu. Yüksek lisansını, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bölümü'nde tamamladı. Kısa bir özel sektör macerasından sonra 2009 mart ayından bu yana Pamukkale Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde ve 2016 ağustos ayından itibaren GammaKnife ünitesinde Tıbbi Radyofizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

PAÜ Fen Fakültesi Fizik bölümünde doktorasına devam etmektedir. Ayrıca PAÜ SHMYO Tıbbi Görüntüleme Teknikleri Bölümü'nde derslere girmekte ve hastane çalışanlarına radyasyon güvenliği eğitimleri vermektedir.



Prof.Dr. P. Bahar BALTARLI

1966 yılında İzmir'de doğdu. Bornova Anadolu Lisesini 1984 yılında, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi'ni 1990 yılında bitirdi. 1996 yılında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde uzmanlık eğitimi tamamladı. İzmir Atatürk Eğitim Araştırma Hastanesi ve Marmara Üniversitesi'nde uzman doktor olarak çalıştı. 1999 yılından bu yana Pamukkale Üniversitesi Hastanesi'nde yardımcı doçent ve doçent, 2012 yılından bu yana da Profesör olarak çalışmaktadır.

2007 yılında Royal Marsden Hastanesi Meme ve Üroonkolojik Tümörler Departmanlarında çalışmalarda bulundu. Tıp fakültesinde kendi alanında dersler vermekte ve 2016 eylül ayından bu yana Tıp Fakültesi yönetim kurulu üyesi olarak görev yapmaktadır. Hobileri arasında resim yapmak, gezmek, sosyal sorumluluk projelerinde çalışmak vardır.

ACIBADEM KOZYATAĞI HASTANESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ

ACIBADEM

Acıbadem Kozyatağı Hastanesi, Acıbadem Sağlık Grubunun 3. hastanesi olup, Radyoterapi hizmeti veren ilk hastanesidir. 2004 yılında hasta kabul etmeye başlayan Acıbadem Kozyatağı Hastanesi, 13.700m² kapalı alan ve 84 yatak kapasitesine sahiptir. Radyasyon Onkolojisi bölümü, Ekim 2004 tarihinde iki lineer hızlandırıcı (Varian 600C, Varian 2300 C/D) ve Brakiterapi cihazı (Varian Varisource) ile hizmet vermeye başlamıştır. Cihazlarımıza 2005 yılında Gamma Knife model 4C eklenerek, intrakranial Stereotaktik Radyocerrahi uygulamalarına başlanmıştır. Kurulduğunda 1 Hekim, 1 Radyofizik Uzmanı, 6 Tekniker, 1 hemşire ve bir hasta kabul elemanı ile hasta tedavilerine başladığımız bölümümüzde, halen 3 tam, 2 yarı zamanlı hekim, 5 Medikal Fizik Uzmanı, 8 Tekniker, 1 dozimetrist, 3 Hemşire ve 5 hasta kabul elemanı ile hizmet vermeye devam etmekteyiz. 3 Boyutlu tedavi tekniklerinin uygulanması ile hasta tedavilerine başladığımız bölümümüzde, 2005 yılında IMRT uygulamalarına başlandı. Tek enerjili cihazımız, 2008 yılında Varian DHX-OBI lineer hızlandırıcı cihazıyla yenilendi. Bu yenilikle birlikte, IGRT uygulamalarında MV görüntülemeye ek olarak kV ve CBCT görüntüleme teknikleri ve RPM solunum takip sistemi kullanılmaya başlanmıştır.

Bölümümüz, 2012 yılında yenilenen Gamma Knife cihazı Perfexion modeli ve yenilenen lineer hızlandırıcı

TrueBeam STx sistemi ile intra ve extra kranial SRS/SBRT ve Volümetrik Arc tekniği ile tedavi yapabilen cihazlara sahip olmuştur. TrueBeam STx cihazında ilave olarak pozisyon doğrulamada

kullanılan Exactrac

ve 6 boyutlu masa düzeltme sistemi tedavi kalitesini en üst düzeye taşımaktadır. IMRT ve VMAT Tedavi Planlarının 2 boyutlu doğrulamasında portal dozimetre (EPID-Varian), 3 boyutlu plan doğrulamasında Compass (IBA) sistemleri kullanılmaktadır.



Kliniğimizde Yüksek ve düşük doz hızlı brakiterapi uygulamaları yapılmaktadır. Jinekolojik tümörlerin tedavisinde sıklıkla olmak üzere, meme, özefagus, bronş ve nazofarenks kanserli hastalarda gerektiğinde YDH brakiterapi uygulamaları yapılabilmektedir. Düşük Doz Hızlı (DDH) brakiterapi uygulamaları ise erken evre prostat kanserli hastalarda kalıcı iyot-125 tedavisi üroloji bölümünün katkısı ile bölümümüzde uygulanmaktadır.

Gamma Knife cihazında 6500'ün üzerinde hasta sayısına ulaşan bölümümüzde diğer radyoterapi cihazlarında ise tedavi gören hastalarımızın sayısı yılda ortalama 900'ün üzerine çıkmaktadır.

Bölümümüz hekim ve medikal fizik uzmanları tarafından, Acıbadem Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Radyoterapi Teknikerliği Bölümü öğrencilerine teorik ve pratik eğitim desteği verilmektedir.

Çok sayıda yerli ve yabancı kongrelere bildiri ve poster ile katılan Radyasyon Onkolojisi Ekibi, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneğinin düzenlemiş olduğu UROK'nde Medikal Fizik dalında verilen Seyfettin Kuter ödülünü iki kez (2008, 2016), en iyi sözel bildiri ödülünü (2014) ve derneğimizin düzenlemiş olduğu Medikal Fizik

Kongresinde en iyi poster ödülünü (2015) kazanmıştır. Ekibimiz birçok yerli ve yabancı dergide yayınlanan makaleler dışında, Radyasyon Onkolojisi alanında yayınlanan yerli ve yabancı kitap bölümlerine de bilimsel katkıda bulunmuştur.

Acıbadem Kozyatağı Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü olarak 2017 yılı Nisan ayından itibaren artık **Acıbadem Altunizade Hastanesinde** hizmet vermeye başlayacağız. IMRT, IGRT, VMAT, SRS/SRT ve SBRT tedavi teknikleri, YDH ve DDH Brakiterapi

uygulamaları ile hastalarımıza en iyi hizmeti sunma çabamız Acıbadem Altunizade Hastanemizde de aynı titizlik ve heyecanla devam edecektir.

CİHAZ PARKI

TrueBeam STx (Novalis Powered by Varian) : 6-10-15MV FF, 6-10 MV FFF foton ve 5 farklı elektron enerjisine sahiptir. HD MLC ve FFF modu ile SRS ve SBRT tekniklerinin kısa sürede ışınlanmasına olanak sağlar. IGRT ile IMRT ve VMAT tedavi tekniklerinin 6 boyutlu masa hareketi ile hassas bir şekilde uygulanmasına izin verir. RPM solunum takip sistemi kullanılarak toraks ve abdomen bölgesi ışınlamalarında organ hareketlerinin doza etkisi minimumda tutulmaktadır.

DHX-OBİ (Varian) : 6-18MV foton ve 5 farklı elektron enerjisine sahiptir. Cihaza monte görüntüleme sistemi ile IGRT yapılmasına izin verir. 120 MLC'ye sahip cihazımızda IMRT tekniği uygulanabilmektedir. RPM solunum takip sistemi sayesinde özellikle sol meme hastaları derin inspiriumda kalbin alandan çıkarılması sağlanarak güvenli tedavi edilmektedir.

Gamma Knife Perfexion (Elekta): 192 Kobalt kaynağına sahip cihazda 4,8,16mm kolimatör bulunmaktadır. Stereotaktik çerçeve kullanılarak milimetrenin altında doğrulukla tek fraksiyonda 3cm den küçük intrakranial benign ve maling tümörler, fonksiyonel hastalıklar ve damarsal bozuklukların tedavileri yapılmaktadır.

Varisource IX (Varian): Iridyum-192 kaynaklı YDH Brakiterapi cihazı ile CT/MR uyumlu aplikatörler yardımıyla 3 boyutlu tedavi planları uygulanabilmektedir.

DDH Prostat Seed (Iyot-125) Implantasyonu: Ultrason eşliğinde **stepping unit ve grid template** yardımıyla gerçek zamanlı planlama yapılarak düşük doz hızına sahip iyot -125 kaynakları kalıcı olarak hastaya implante edilmektedir.

Tedavi Planlama Sistemleri: Eclipse (version 13.6, Varian) 4 planlama,1 konturlama istasyonu, BrachyVision (version 13.6), Iplan (Version 4.5.2, Brain Lab.), Gamma Plan (Version 10.1), Varisource (Version 7.1) LDR planlama sistemi.

Siemens Somatom Sensation 64 CT: RPM ile 4D CT çekebilme özelliğine sahip.

Misyonumuz

Acıbadem Sağlık Grubu olarak misyonumuz, toplumun yaşam kalitesini yükseltmek ve tıbbın gelişimine katkı sağlamak amacıyla; Koruyucu ve iyileştirici sağlık hizmetlerini ileri düzeyde, uygun ekonomik koşullarda topluma sunmak, Sağlık bilimleri alanındaki akademik çalışmalara ve bilimsel araştırmalara olanak sağlayarak, sağlıkla ilgili yeni bilgi ve uygulamaların geliştirilmesini desteklemektir.

Vizyonumuz

Acıbadem Sağlık Grubu, sunduğu sağlık hizmetleriyle hasta ve hasta yakınlarının memnuniyetini sağlamayı, ekibi ve altyapısıyla, Türkiye'ye model oluşturmayı, dünyada referans gösterilen akademik sağlık kurumlarından biri olmayı hedeflemektedir.

Radyasyon Onkolojisi Uzm.

Tam zamanlı

Prof. Dr. Meriç Şengöz
Prof.Dr. Melahat Garipağaoğlu
Doç.Dr. Evrim Tezcanlı

Yarı zamanlı

Prof.Dr. Işık Aslay
Prof.Dr. Nuran Beşe

Tıbbi Radyofizik Uzm.

Öznur Şenkesen, PhD
Evren Ozan Göksel, PhD
Halil Küçüçük, MSc
Alican Yılmaz, MSc
Ece Tek, MSc

Dozimetriz

Derya Çöne

Radyoterapi Teknikerleri

Ali Güneş
Medine Can
Özge Şahin
Cenk Bozkurt
Sema Kurun
Murat Koçer
Seda Taşkaya
Mine Çırak



Fiz. Dr. Öznur ŞENKESEN

1985 yılında İstanbul Üniversitesi, Fen fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Aynı yıl Şişli Etfal Hastanesinde göreve başladı. 1986 Yılında kurulan Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik yüksek lisans bölümünün ilk öğrencileri arasındaydı. 1985-1994 yılları arasında Şişli Etfal Hastanesinde çalışırken aynı zamanda 1988-94 yıllarında yarı zamanlı olarak Amerikan hastanesinde görev yaptı. 1994-96 yıllarında Kartal Lütfü Kırdar Eğitim ve Araştırma hastanesinde,1996-2004 yıllarında Marmara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında görevini sürdürdü. 2004 yılında halen çalışmakta olduğu Acıbadem Sağlık Grubunun ilk Radyoterapi merkezi olan Acıbadem Kozyatağı Hastanesinde göreve başladı. 2008 yılında İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik dalında Doktorasını tamamladı. Çalışmaya başladığı ilk günden beri mesleğini severek, keyifle ve aynı heyecanla sürdürmektedir. Evli ve bir çocuk sahibidir.



İ.Ü. ONKOLOJİ ENSTİTÜSÜ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ



Resim 1. İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü

İstanbul Tıp Fakültesi kampüsü içerisinde, Radyoloji Enstitüsü ve Radyoterapi kliniği olarak kurulmuştur. Onkoloji Enstitüsü'nün hizmet verdiği ana bina, 1915 yılında Almanlar tarafından bir hastane kompleksinin parçası olarak inşa edilmiştir, ancak Birinci Dünya Savaşı süresince ve sonrasında bir süre tütün deposu olarak kullanılmıştır. 1934 yılında enstitünün bugünkü binalarının bulunduğu ilk kanser ve tanı tedavilerinin gerçekleştirildiği Radyoloji ve Biyofizik Enstitüsü Alman bilim adamı Prof. Dr. Friedrich Dessauer tarafından kurulmuştur.

Prof. Dr. F. Dessauer ve öğrencileri tarafından atılan tıbbi fiziğin temelleri Doç. Dr. Seyfettin Kuter tarafından sağlamlaştırılıp geliştirilmiştir. Seyfettin Hocamız, 1953-1993 yılları arasında Onkoloji Enstitüsü'nde birçok ilkleri başarıp tıbbi fiziğin ülkemizde ayrı bir bilim dalı halinde kurulmasını, gelişmesini ve bu alanda pek çok eleman yetiştirilmesini sağlamıştır.

Kuruma ilk doktora ve yüksek lisans öğrencilerinin alınarak, eğitimin başlaması da aynı döneme rastlamaktadır. Ülkemize tıbbi radyofizik dalında büyük hizmetler veren değerli hocalarımız Prof. Dr. Hatice Bilge Becerir, Prof. Dr. Gönül Kemikler ve Doç. Dr. İsmail Özbay, Dr. Alpar Kalabay Dadaşbilge ve Dr. Nazmi Oğuz kurumun yetiştirdiği ilk mezunlardandır.

Bu dönemde devrin en modern teşhis ve tedavi olanaklarını sunabilmek amacıyla Siemens 100 KV Dermopham, Chaoul 60 KV, 200 KV ve 400 KV derin tedavi ve röntgen cihazları çalışmaya başlamıştır. Döneminde enstitü bünyesine katılan pek çok Alman radyasyon ve fizik uzmanıyla Radyoterapi ve Tıbbi Fizik bilim dallarının temelleri atılmıştır. 1943 yılında Prof. Dr. Tevfik Berkman, 1978 yılında da Prof. Dr. Nijad Bilge kliniğin başına geçmiştir.

Fransız kredisi ile alınan Saturne 20 lineer hızlandırıcı ve diğer tedavi cihazları ile İstanbul Tıp Fakültesi Radyoterapi Bilim Dalı sayılı Radyasyon Onkolojisi merkezleri arasına girmiştir. 1994 yılında kuruma Enstitü Müdürü olarak atanan Prof. Dr. Erkan Topuz döneminde ise iki yeni lineer hızlandırıcı (Satürn ve Orion), bir Kobalt (Cirus), bir uzaktan kumandalı brakiterapi (Gammamed) tedavi cihazı ve iki Simülasyon cihazı kuruma kazandırılmıştır.

Türkiye'deki ilk kanser tanı ve tedavisinin uygulandığı İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü, 1933 yılında Atatürk'ün gerçekleştirdiği Üniversite Reformu çerçevesinde

Radyoterapi cihazları, 2005 yılında İstanbul Üniversitesi araştırma projesi kapsamında yenilenerek bilgisayarlı planlama sistemi (CMS XiO TPS), bilgisayarlı tomografi simülasyon (Shimadzu) ve çok yapraklı lineer hızlandırıcı (Siemens Oncor) kurulmuştur. Aynı tarihte hasta tedavisinde IMRT uygulamaları başlamıştır. 2010 yılında 4D Philips Big Bore BT simülasyonla birlikte tek enerjili Orion lineer hızlandırıcı yerine Varian DBX cihazı kurulmuş, ayrıca Ark tedavisi yapabilen dual enerjili Varian DHX cihazı, hasta solunum hareketlerinin takibinde kullanılmak üzere Varian RPM sistemi ve Cyberknife robotik radyocerrahi sistemi enstitüye kazandırılmıştır. Stereotaktik radyocerrahi tedavileri de aynı yıl hastalara uygulanmaya başlanmıştır. 2011 yılında Gammamed 2D brakiterapi cihazı kullanımdan kaldırılıp yerine Nucletron 3D brakiterapi cihazı kurulmuştur. Halen enstitümüzde intrakaviter, interstisyel ve mold uygulamaları yapılmaktadır. Kliniğimizde ayrıca tanı amaçlı kullanılan mamografi cihazı da hastalarımıza 2015 yılından beri hizmet vermektedir. Ayrıca 1 adet röntgen ve ultrasonografi cihazı da enstitümüzde hastalara hizmet vermektedir.

İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü; Klinik Onkoloji, Temel Onkoloji ve Prevaltif Onkoloji Anabilim dallarında onkoloji hastalarına hizmet veren ve eğitim veren bir kurumdur. Klinik Onkoloji Anabilim dalında Radyasyon Onkolojisi, Tıbbi Onkoloji, Pediatrik Onkoloji, Onkolojik Cerrahi, Onkolojik Sitoloji bilim dalı bulunmaktadır. Kanser hastalarının radyasyonla tedavisi, ilaç tedavisi ve cerrahisi enstitüde yapılmakta olup her hastaya tedavi kararı multidisipliner yaklaşımla verilmektedir. Enstitüde günde 100 hastaya ayaktan kemoterapi, 130-150 hastaya ayaktan radyoterapi uygulanmaktadır. Yıllık yeni hasta sayısı 7000'dir.

Bunların yanında 50 adet yataklı servis, biri normal biri Brakiterapi'ye ait olmak üzere 2 adet ameliyathane, 58 koltuklu 6 yataklı ayaktan KT uygulama salonu, Robotik KT hazırlama ünitesi ve eczane enstitümüz bünyesinde hizmet



Resim 2. Tarihi Kobalt cihazımızla bir selfie:),

vermektedir. 3 Toplantı salonu, 11 farklı poliklinik ve 5 laboratuvarı bulunan kurum 1975'den bu yana hasta dosyalarının saklandığı oldukça geniş bir arşive sahiptir.

Eğitim

Bölümümüz, 2015 ve 2016 yıllarında Onkoloji Günlerinde Akademik Çalışma Ödülü almaya hak kazanmıştır. Ayrıca 14. Medikal Fizik Kongresinde de en iyi poster ödülü alınmıştır.

İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü bünyesinde İstanbul Tıp Fakültesi adına Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimi, İç Hastalıkları Anabilim dalına bağlı Tıbbi Onkoloji yan dal uzmanlık eğitimi, İstanbul Tıp Fakültesi 4. ve 5. Sınıf öğrencilerine kuramsal ve uygulamalı eğitimleri verilmektedir.

Temel Onkoloji Anabilim dalında; DeneySEL ve Moleküler Onkoloji, Onkolojik biyoloji ve immünoloji, KansER Genetiği, KansER Biyokimyası, Sağlık Fiziği, KansER Etyolojisi, RadyobiyoLoji; Prevantif Onkoloji Anabilim Dalı'nda KansER Epidemiyolojisi ve Biyoistatistik, Psikososyal Onkoloji ve Eğitim; Klinik Onkoloji Anabilim Dalı'nda Tümör patolojisi, Onkolojik Sitoloji bilim dalında yüksek lisans ve doktora eğitimi verilmektedir.

Ayrıca Sağlık Fiziği yüksek lisans ve doktora programlarında yeterli mesleki bilgi ve donanıma sahip Sağlık Fizikçileri, bunun yanı sıra Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu (SHYMO) Radyoterapi programında radyoterapi sağlık teknikeri yetiştirilmektedir.

Enstitümüzde bugüne kadar 48 doktora, 188 yüksek lisans öğrencisi mezun olmuştur. Halen devam eden 35 yüksek lisans, 25 doktora öğrencisi vardır. Sağlık fiziği programından günümüze kadar 101 adet yüksek lisans öğrencisi, 18 adet doktora öğrencisi mezun edilmiştir.



Resim 3. Kliniğimizde çalışan Fizik Ekibimiz: Prof Dr. Hatice Bilge Becerir, Yrd. Doç. Dr Murat Okutan, Dr.Nazmiye Dönmez Kesen, Fiz Uzm. Uğur Akbaş, Fiz Uzm. Canan Köksal ve Fiz. Uzm Leyla Süncak

Misyonumuz

İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü; çağdaş eğitim veren, bilim insanı yetiştiren, araştırma yapan ve bilgi üreten; kanser tedavisinde en ileri standartlarda hizmet veren ulusal ve uluslararası saygınlığı olan bir kurumdur

Vizyonumuz

Vizyonumuz, Onkoloji alanında dünyanın en önde gelen eğitim, araştırma ve tedavi kurumlarından biri olmak; kanser hastalığının önlenmesi ve tedavisinde dünya çapında yeni buluşlar yapmaktır.



Resim 4. Enstitümüzün değerli hocaları

PROSTAT KANSERİNDE HİPOFRAKSİYONE RADYOTERAPİ

Prof. Dr. Cem ÖNAL

Prostat kanseri (PK), erkeklerde en sık görülen kanserlerden birisidir. Radyoterapi ve prostatektomi tedavi seçeneklerini oluşturmaktadır. Tedavi süresinin uzun olması (yaklaşık 7 – 8 hafta) RT'nin en önemli dezavantajlarından birisidir. Tedavi süresi, günlük RT dozları artırılarak kısaltılabilmektedir. Günlük fraksiyon dozunun konvansiyonel fraksinyasyondan daha yüksek olduğu ve tedavi süresinin daha kısa olduğu uygulamaya 'hipofraksinyasyon' denir.

PK, diğer tümörlere göre yavaş seyirli olduğundan, prognozu iyi olan tümörlerden biri olarak kabul görmektedir. Hastalığın yavaş seyirli olmasından dolayı yeni bir tedavi modalitesinin etkinliğinin gösterilmesi ve güvenilirliğini belirlemek için çok uzun takip süreleri gerekmektedir. Yakın zamanda yayınlanan hipofraksinyone RT ile ilgili randomize çalışmalar ve derlemelerde, bu tedavi yönteminin güvenilir ve etkili olduğunu göstermiştir. Ancak,

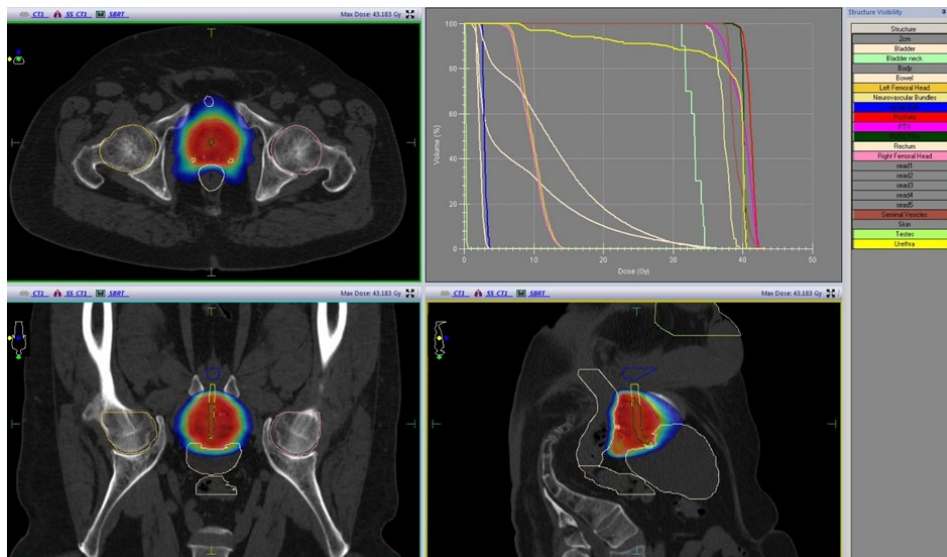
bu tedavi yönteminin standart hale gelmesi için daha uzun takip süreli yayınların sonuçları beklenmelidir.

'Lineer-kuadratik model' dokuların RT fraksinyasyonuna duyarlılığını gösteren bir matematiksel model olarak kabul edilmektedir. Klinik ve preklinik çalışmalarda her doku için farklı α/β değeri elde edilmiştir. Bu α/β değeri, her doku için de farklılık gösterebilmektedir. Aynı dokunun RT etkinliği için α/β değeri ile geç yan etki α/β değeri farklılık gösterebilmektedir. Farklı modeller ile yapılan retrospektif çalışmalar, prostat kanseri için α/β değerinin yaklaşık 1.5 Gy civarında olduğunu göstermiştir. Bu değerler de, PK'nde hipofraksinyasyonun tedavi etkinliğini arttırılabileceğini düşündürmektedir. Ancak bu yöntem ile ilgili tartışmalar devam etmektedir.

'German Society of Radiation Oncology' (DEGRO) paneli, hipofraksinyasyon ile ilgili bir bildiri yayınlamıştır [1].

- **Prostat kanseri için kabul edilen $\alpha/\beta = 1.5$ Gy, hipofraksinyasyonun etkinliğini abartılı hale getirebilmektedir.**
- **Zaman faktörü hipofraksinyone RT'de gözardı edilmemelidir.**
- **Hipofraksinyone tedavinin etkinliği ve normal doku toksisitesi kaliteli randomize çalışmalar (ChiPP, HYPRO ve RTOG 0415) çerçevesinde irdelenmelidir.**
- **Etkinliği kanıtlanmış fraksinyasyon şemaları kullanılmalıdır.**

PK genellikle multifokal olduğundan dolayı, hedef hacim genellikle tüm prostat olarak kabul edilmelidir. 'Planning Target Volume' (PTV) oluşturulurken günlük setup hataları, organ hareketleri ve belirsizlikler için prostata belirli bir emniyet marjı verilmektedir [2, 3] (Şekil 1).



Şekil 1. Toplam 36.25Gy/5 fraksiyon un doz %95 lik izodoz dağılımı ve doz-völüm hidtogramı.

Hipofraksinyone RT sırasında, günlük tedavi dozları yüksek olduğundan dolayı, tedavi öncesi hedef hacmin 'cone-beam bilgisayarlı tomografi' ile görüntülenmesi gerekmektedir.

Hipofraksinyasyon uygulamalarında farklı şemalar kullanılmaktadır. Fraksiyon dozları 2.2 – 4Gy arasında olan uygulamalar 'İlımlı Hipofraksinyasyon', fraksiyon dozları 4Gy ve üzeri olan uygulamalar da 'Ultra hipofraksinyasyon' olarak kabul görmektedir.

İlimli Hipofraksinasyon:

İlimli hipofraksinasyonun etkinliğini değerlendiren 8 çalışma Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. İlimli hipofraksinasyon ile ilgili prospektif randomize çalışmalar.

Çalışma (yıl)	Hasta sayısı	Takip süresi	Tedavi şeması	Sonuç	Toksiste
RTOG 0415 (2016)	542	70	73.8 Gy/41 fx/1.8 Gy ADT yok	5y DFS % 85.3	G 2 GI %11.4 G 2 GU %20.5
	550		70 Gy/28 fx/2.5 Gy ADT yok	5y DFS % 86.3	G 2 GI %18.3* G 2 GU %26.2
Lukka ve ark. (2005)	466	68	52.5 Gy/20 fx/ 2.63 Gy ADT yok	5y FFBF % 47	G 3–4 GU + GI %3.2
	470		66 Gy/33 fx/ 2.0 Gy ADT yok	5y FFBF % 42	G 3–4 GU + GI %3.2
HYPRO (2016)	397	60	78 Gy/39 fx/2.0 Gy	5y RFS %77.1	3y G3+ GU %12.9%
	407		64.6 Gy/19 fx/3.4 Gy %66 ADT var	5y RFS %80.5	3y G3+ GU %19.0*
CHHiP (2016)	1065		74 Gy/37 fx/2.0 Gy	5y PFS %88.3	5y G 2+ GI %13.7 5y G 2+ GU %9.1
	1074		60 Gy/20 fx/3.0 Gy	5y PFS % 90.6	5y G 2+ GI %11.9 5y G 2+ GU %11.7
	1077		57 Gy/19 fx/3.0 Gy %97 ADT var	5y PFS % 85.9	5y G 2+ GI %11.3 5y G 2+ GU %6.6
Fox Chase (2013)	151	68	70.2 Gy/26 fx/2.7 Gy	5y BCF %23	5y G 2+ GU %13 5 G2 GI %9
	152		76 Gy/38 fx/2.0 Gy %46 ADT var	5y BCF %21	5y G2+ GU %22 5 G2+ GI %9
Yeoh ve ark. (2011)	108	90	55 Gy/20 fx/2.75 Gy	7.5y FFBF %53*	Fark yok
	109		64 Gy/32 fx/2.0 Gy ADT yok	7.5y FFBF % 34	Fark yok
Kuban ve ark. (2010)	102	60	72 Gy/30 fx/2.4 Gy	5 FFBF %96	5y G2+ GU %16 5y G2+ GI %10
	101		75.6 Gy/42 fx/1.8 Gy %21 ADT var	5 FFBF %92	5y G2+ GU %17 5y G2+ GI %5
Arcangeli ve ark. (2012)	83	70	62 Gy/20 fx/3.1 Gy	5y FFBF % 85	3y G 2+ GU %16 3y G 2+ GI %17
	85		80 Gy/40 fx/2.0 Gy %100 ADT var	5y FFBF % 85	3y G 2+ GU %11 3y G 2+ GI %14

Kısaltmalar: ADT = androjen deprivasyon tedavisi, DFS = hastalıksız sağkalım, FFBF = biyokimyasal relaps olmama, BCF = biyokimyasal relaps, PFS = progresyonsuz sağkalım, RFS = relapssız sağkalım, G = grad, GI = gastrointestinal, GU = genitoüriner.

(*) İstatistiksel olarak anlamlı.

İlimli hipofraksiyone çalışmalarında fraksiyon dozları 2.4 – 3.4Gy, toplam doz da 52.5 – 72Gy arasında değişiklik göstermiştir. Çalışmalarda farklı teknikler de kullanılmıştır. ChiPP ve HYPRO çalışmalarında 'simultaneous integrated boost' tekniği kullanılırken, çok nadiren pelvik lenfatikler de ışınlanmıştır [4, 5].

Çalışmaların takip süreleri hastalığın kontrolü için yeterli olmasa da toksisiteyi değerlendirmek için kabul edilebilir aralıktadır. Bazı çalışmalarda ilimli hipofraksiyone kolunda görülen toksisite oranları konvansiyonel kola göre daha yüksek bulunmuştur. HYPRO çalışmasında akut grad II gastrointestinal sistem toksisitesi hipofraksiyone kolda anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (%42 vs. %31.2; $p = 0.0015$) [4]. Geç grad III ve üstü genitoüriner sistem (GU) toksisite oranları da anlamlı olarak yüksek bulunmuştur (% 12.9 vs. %19.0; $p = 0.021$). 5-yıllık relapsız sağkalım oranlarında anlamlı farklılığın olmaması, akut GI ve geç GU toksisite oranlarının daha yüksek olması nedeni ile, yazarlar hipofraksiyone tedavinin yeni bir standart tedavi olamayacağını vurgulamıştır. ChiPP çalışmasında da, akut grad II ve üstü GI oranları iki farklı hipofraksiyone uygulanan kolda anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (%25 vs. %38, $p <$

0.0001) [5]. Ancak 5-yıllık grad I, II ve III barsak, mesane ve seksüel fonksiyon bozuklukları oranları benzer bulunmuştur. RTOG 0415 çalışmasında da geç grad II ve III GI toksisite oranları hipofraksiyone kolda yaklaşık %60 daha fazla görülmüştür (HR, 1.55 – 1.59) [6]. Benzer şekilde geç grad II ve III GU yan etkiler hipofraksiyone kolda daha fazla görülmüştür (HR, 1.31 – 1.56).

Bu konuda devam eden ve sonuçları beklenen çalışmalar da mevcut. 'OCOG/TROG PROFIT Prostate Fractionated Irradiation Trial' (NCT00304759) çalışmasında 78Gy/39 fraksiyon ile 60Gy/20 fraksiyon tedavi protokolleri yaklaşık 1200 orta risk grubundaki hastalarda değerlendirilecektir. Kanada çalışması (Hypofractionated Dose Escalation Radiotherapy for High Risk Adenocarcinoma of the Prostate, NCT01444820) 76Gy/38 fraksiyon ile 68 Gy/25 fraksiyonu, MD Anderson çalışması da (NCT00667888), 75.6Gy/42 fraksiyon ile 72Gy/30 fraksiyonu karşılaştırmalı olarak değerlendirecektir. Her ne kadar ilimli hipofraksiyasyonun konvansiyonel fraksiyasyona göre daha az etkili olmadığı gösterilse de, akut GI ve geç GU toksisite oranları hipofraksiyone kolunda daha yüksek olduğu unutulmamalıdır.

Ultra Hipofraksiyasyon:

Genellikle 4 – 10Gy fraksiyon dozlarıyla toplam 35 – 50Gy steretoaktif RT (SBRT) yöntemi ile uygulanmaktadır. Günlük fraksiyon dozlarının yüksek olması nedeniyle PTV diğer RT yöntemlerine göre daha küçük olmalı ve hedef hacim çok daha iyi belirlenmelidir. Tedavi süresinin uzun olması nedeniyle tedavi sırasında prostat hareketleri takip etmek veya organ hareketlerini en aza indirmek için rektal balon veya rektumu prostattan uzaklaştırmak amacı ile doku genişleticiler de gerekebilmektedir.

Son 5 yılda çok sayıda faz I/II ve retrospektif çalışmalar yayınlanmıştır. Bu çalışmaların büyük bir kısmı düşük ve orta riskli hastaları kapsamaktadır. Kısa süreli takipleri olan bu çalışmalarda biyokimyasal kontrol oranları %90 – 100 arasında raporlanmıştır. Hasta sayısı en fazla olan bir çalışmada Katz ve ark.[7], 515 hastayı toplam 5 fraksiyonda 35–36.25Gy ile tedavi etmiştir. 7-yıllık biyokimyasal kontrol oranları düşük, orta ve yüksek riskli hastalarda %95.8, %89.3 ve %68.5 olarak raporlanmıştır. Loblaw ve ark. [8] yaptığı çalışmada ise, 5-yıllık biyokimyasal kontrol oranları düşük riskli hastalarda %98 olarak bulunmuştur. Ultra hipofraksiyasyonun kullanıldığı çalışmaları derleyen 'Registry for Prostate Cancer Radiosurgery (RPCR)' çalışmada, 2010 ila 2013 yıllarında SBRT ile tedavi edilmiş 1750 hastanın tedavi sonuçları analiz edilmiştir [9]. 2-yıllık takip sonrası, biyokimyasal relapsız sağkalımı oranı %92 olarak bildirilmiştir.

Ultra hipofraksiyasyon sonrası grad II–III toksisite oranları % 10–20 arasında değişmektedir. Geç grad II toksisite oranı % 1 – 31 arasında değişiklik gösterirken, bu çalışmalarda grad IV toksisite de raporlanmıştır. Konvansiyonel RT'de üriner

inkontinans oldukça nadir iken, Chen ve ark. SBRT'den 3 yıl sonra üriner inkontinans oranını %10 olarak bildirmiştir. Üriner sistem toksisitelerinin beklenenden daha yüksek olması, üretra ve mesanenin α/β oranının bilinenden daha düşük olduğunu akla getirmektedir. Medicare datalarına dayanarak yapılan retrospektif karşılaştırmalı çalışmada, ultra hipofraksiyone RT ile tedavi edilen 1335 hasta, konvansiyonel IMRT ile tedavi edilen 2670 hasta ile karşılaştırılmıştır [10]. Tedaviden 2 yıl sonra görülen geç GU toksisite oranları ultra hipofraksiyone ile tedavi edilen hastalarda daha yüksek bulunmuştur (%43.9 vs. %36.3; $p = 0.001$). Günaşırı tedavi ile toksisite oranlarında azalma görülebilmektedir. King ve ark. [11] gün aşırı tedavi ile geç grad I-II toksiste oranları daha düşük olduğunu göstermiştir (GU %17 vs. %56; $p = 0.007$ ve GI %5 vs. %44; $p = 0.001$).

Ultrahipofraksiyone RT ile ilgili devam eden 3 faz III çalışma mevcuttur. 'Scandinavian Hypofractionated Radiotherapy of Intermediate Risk Localized Prostate Cancer trial (HYPO-RT-PC; ISRCTN45905321)' çalışması orta risk grubundaki hastaları 42.7Gy/7 fraksiyon ile 78Gy/39 fraksiyon kollarına randomize etmektedir. Bir diğer çalışmada, 'Prostate Advances in Comparative Evidence (PACE) (NCT01584258)' çalışması, 1036 hastayı ultrahipofraksiyone ve konvansiyonel RT kollarına randomize etmiştir. RTOG'un yapmış olduğu çalışmada da (RTOG 0938, NCT01434290) hastalar iki farklı hipofraksiyasyon kollarına randomize edilmiştir (36.25Gy/5 fraksiyon/haftada iki kez vs. 51.6Gy/12 fraksiyon).

Sonuç:

Özellikle son yıllarda prostat kanserinde ılımlı ve ultrahipofraksiyone RT ile ilgili oldukça fazla çalışma yayınlanmıştır. Bu çalışmaların çok büyük bir kısmında hipofraksiyone tedavinin konvansiyonel tedaviden daha az etkili olmadığı bildirilmiştir. Ancak başta ultrahipofraksiyone tedavi şeması olmak üzere, tüm hipofraksiyone RT uygulamalarında akut GI ve geç GU toksisite oranları konvansiyonel fraksinasyondan daha fazla olarak görülmüştür. Bu nedenle hasta seçim kriterlerinde bu faktör göz ardı edilmemelidir. Hipofraksiyone tedaviler görüntü kılavuzluğunda ve tecrübeli ekip ve uygun ekipmanlarla yapılmalıdır. Özellikle ultrahipofraksiyone RT de tedavi süresi daha uzun olduğundan dolayı prostat hareketini takip edici veya çevre organ hareketlerini minimize edici önlemler alınmalıdır. Hipofraksiyone tedavi henüz standart bir yaklaşım olmadığından çalışma dahilinde veya belirlenen bir protokol çerçevesinde uygulanmalıdır.

Referanslar

- [1]. Hocht S, Aebbersold DM, Albrecht C, Bohmer D, Flentje M, Ganswindt U, et al. Hypofractionated radiotherapy for localized prostate cancer. *Strahlenther Onkol.* 2017;193(1):1-12.
- [2]. Onal C, Arslan G, Parlak C, Sonmez S. Comparison of IMRT and VMAT plans with different energy levels using Monte-Carlo algorithm for prostate cancer. *Jpn J Radiol.* 2014;32(4):224-32.
- [3]. Onal C, Sonmez S, Erbay G, Guler OC, Arslan G. Simultaneous integrated boost to intraprostatic lesions using different energy levels of intensity-modulated radiotherapy and volumetric-arc therapy. *Br J Radiol.* 2014;87(1034):20130617.
- [4]. Incrocci L, Wortel RC, Alemayehu WG, Aluwini S, Schimmel E, Krol S, et al. Hypofractionated versus conventionally fractionated radiotherapy for patients with localised prostate cancer (HYPRO): final efficacy results from a randomised, multicentre, open-label, phase 3 trial. *Lancet Oncol.* 2016;17(8):1061-9.
- [5]. Dearnaley D, Syndikus I, Mossop H, Khoo V, Birtle A, Bloomfield D, et al. Conventional versus hypofractionated high-dose intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer: 5-year outcomes of the randomised, non-inferiority, phase 3 CHHiP trial. *Lancet Oncol.* 2016;17(8):1047-60.
- [6]. Lee WR, Dignam JJ, Amin MB, Bruner DW, Low D, Swanson GP, et al. Randomized Phase III Noninferiority Study Comparing Two Radiotherapy Fractionation Schedules in Patients With Low-Risk Prostate Cancer. *J Clin Oncol.* 2016;34(20):2325-32.
- [7]. Katz AJ, Kang J. Stereotactic body radiotherapy as treatment for organ confined low- and intermediate-risk prostate carcinoma, a 7-year study. *Front Oncol.* 2014;4:240.
- [8]. Loblaw A, Cheung P, D'Alimonte L, Deabreu A, Mamedov A, Zhang L, et al. Prostate stereotactic ablative body radiotherapy using a standard linear accelerator: toxicity, biochemical, and pathological outcomes. *Radiother Oncol.* 2013;107(2):153-8.
- [9]. Freeman D, Dickerson G, Perman M. Multi-institutional registry for prostate cancer radiosurgery: a prospective observational clinical trial. *Front Oncol.* 2014;4:369.
- [10]. Yu JB, Cramer LD, Herrin J, Soulos PR, Potosky AL, Gross CP. Stereotactic body radiation therapy versus intensity-modulated radiation therapy for prostate cancer: comparison of toxicity. *J Clin Oncol.* 2014;32(12):1195-201.
- [11]. King CR, Brooks JD, Gill H, Presti JC, Jr. Long-term outcomes from a prospective trial of stereotactic body radiotherapy for low-risk prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;82(2):877-82.



Prof.Dr. Cem ÖNAL

1999 yılında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesinden (İngilizce) mezun olmuştur. 2000-2004 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Uzmanlık Eğitimi tamamladıktan sonra, çok kısa süre Ankara Üniversitesi'nde çalışmıştır. 2006 yılında Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, Adana Dr Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi, Radyasyon Onkolojisi bölümünü kurdu ve halen aynı yerde çalışmaya devam etmektedir. 2011 yılında Doçent, 2016 yılında da Profesör unvanını almıştır. Çok sayıda uluslararası ve ulusal basılmış makaleleri ve 600'ün üzerinde atfı bulunmaktadır. Ayrıca ulusal ve uluslararası kongrelerde toplam 8 ödül de bulunmaktadır. Uluslararası dergilerde editörlük ve de hakemlikleri bulunmaktadır. Başlıca ilgilendiği hastalıklar prostat kanseri, meme kanseri, jinekolojik tümörler ve gastrointestinal sistem tümörleridir. Birçok kongre ve toplantılarda davetli konuşma ve eğitim amaçlı kurslarda da görev yapmıştır. Bateria, spor, kitap ve Fenerbahçe en büyük tutkularıdır.

FFF Değerlendirme Kriterleri

Fiz. Uzm. Alpay Levent



Dünya Düz Değil!

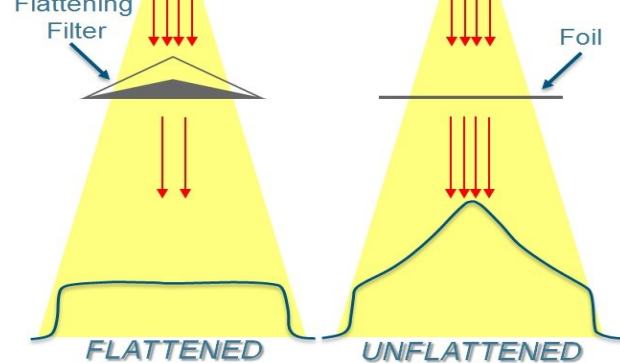
Konvansiyonel lineer hızlandırıcılar foton demetlerinde homojen doz dağılımı sağlamak için düzleştirici filtreli (flattening filtered (FF)) enerjilere sahiptirler. Bu enerjilere ihtiyaç konvansiyonel ve konformal tedavi tekniklerinden doğmuştur. Transvers doz dağılımı idealde homojen olan bir foton enerjisi ile konvansiyonel bir planda paralel alanların doz dağılımını manuel veya konformal tedavilerde kare (box) planların doz dağılımını tahmin etmek şüphesiz daha kolay olmuştur.

Bu tekniklerden sonra yaygınlaşan IMRT ve VMAT gibi dozun modüle edildiği nispeten daha yeni tekniklerde ise "Neden filtre var?", "Olmasa ne kazanırız?" soruları ortaya çıkmış ve özellikle bu yoğunluk ayarlı tekniklerde düzleştirici filtresiz (Flattening Filter Free (FFF)) foton enerjilerinin kullanımı, yüksek doz hızının nimetlerinden faydalanan SRS ve SBRT tekniklerinin yaygınlığındaki artışla birlikte artmıştır.

FFF enerjilerde fiziksel yapı

FFF enerjilerde düzleştirici filtre yerine ince bakır bir filtre tabaka bulunmaktadır. Bu tabakanın bulunmasının sebepleri, tedavi sırasında fotonların üretildiği hedef kaza eseri yerinde olmazsa elektron demetinin hastaya ulaşmasını önlemek, elektron üreterek cihaz içi iyon odasında yeterli sinyali elde etmek ve primer kolimatörden izomerkeze ulaşan elektron kontaminasyonunu azaltmaktır.

Doz verimi açısından değerlendirirsek; düzleştirici filtre, foton akısını filtrede soğurulan oranda azaltır. Yüksek foton enerjileri daha geniş düzleştirici filtre gerektirir, bu sebeple soğurulma daha yüksektir. Düzleştirici filtrenin kaldırılması orijinal akıyı geri kazandırır. Bu, hedefe çarpan elektron sayısının cihaz doz verimine oranını ciddi miktarda arttırmaktadır.



Geçtiğimiz dönemlere kadar FFF ile ilgili yapılan çalışmalarda; spektrum, enerji, derin doz, geri saçılma, elektron kontaminasyonu, alan dışı doz, nötron üretimi ve zırlama gereklilikleri gibi başlıklara değinilmiştir. Bugün kullanılan AAPM TG-142 gibi protokoller düzlük, simetri ve penumbra gibi parametreleri değerlendirirken bunların FFF enerjilerin değerlendirilmesinde yetersiz ve kullanışsız olduğu görülmüştür.

İşte bu sebeple düzleştirici filtreli enerjilerden FFF enerjilere kalite kontrol parametrelerini basit ve kesin bir yöntemle aktarmak ihtiyacı doğmuştur. FF ile FFF enerjiler arasında de-

met dozimetrisinde farklar varken, linak mekanik karakteristiği ve dozimetrik olmayan değerlendirme unsurlarında yeni kalite kontrollere ihtiyaç duyan farklar yoktur. Enerji spektrumu, doz hızı doz kalibrasyonu gibi parametrelerin değerlendirilmesinde yeni ihtiyaçlar doğmamıştır.

FFF Enerjilerin Karakteristiğinin Değerlendirilmesi

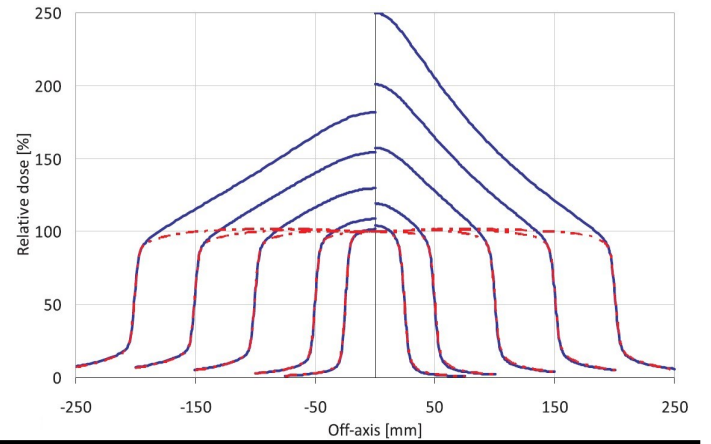
Klinik kullanımda son yıllarda ciddi artış gösteren düzleştirici filtresiz foton enerjilerinin karakteristiğinin değerlendirilmesi için geliştirilen tanımlamalardaki amaç, tedavilere başlarken güvenli ve tedaviler sürecince kontrollü olmaktır. FFF demet parametrelerinin kalite güvencesinde kullanılacak standartlar henüz gelişmektedir.

Filtreli enerjilere göre dozimetrik parametreler ve tanımlar farklılık içerir. Düzleştirilmiş filtre kullanan

foton enerjilerindeki kavramlarla değerlendirilemeyen bu enerjiler için yeni kavramlara ihtiyaç duyulmaktadır. Öncelikle FFF profillerini basit bir yöntemle kullanılabilir hale getirecek normalizasyon prosedürü gerekmiş, sonrasında hesaplanacak eğim (slope), düzsüzlük (unflatness) ve pik pozisyonu (peak position) gibi tanımlamalarla FFF demet özelliklerinin karakterize edilebilirliği sağlanmıştır (A. Fogliata ve grubunun çalışmaları).

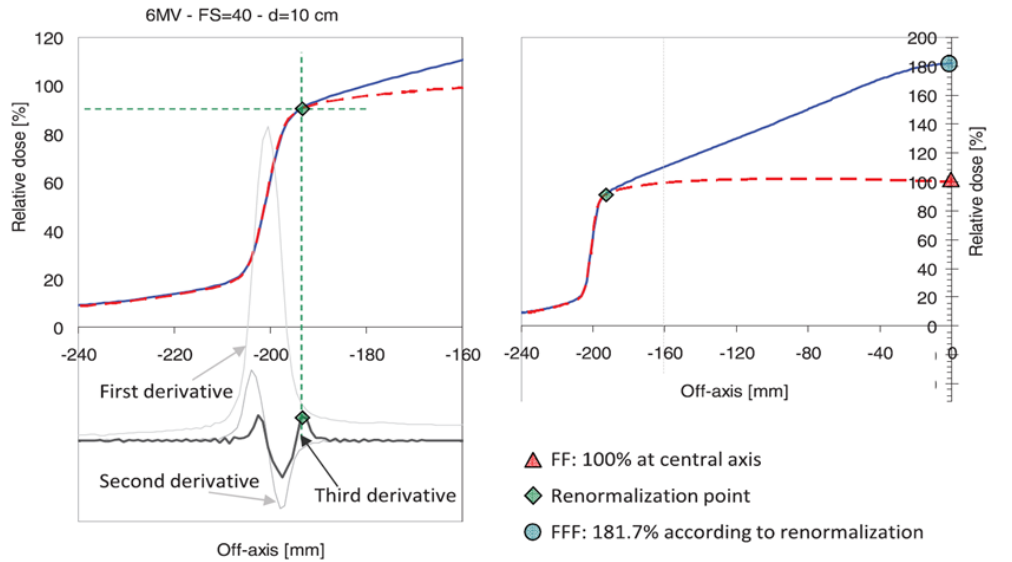
Profil Normalizasyonu:

I. Eğilme Noktası (The Inflection Point): Penumbra bitişik iki komşu ölçüm noktası arasındaki farkın ((ΔD)) en yüksek olduğu yer olarak tanımlanmıştır. Merkezi eksene (CAX) normalize edilmiş standart demetlerin profilinde ~% 50'lik doz seviyesidir. Penumbra bölgesindeki (%20-80) bu nokta idealde profil üzerinde en yüksek gradyente sahip noktadır. Dozimetrik alan boyutu da eğilme noktaları veya %50'lik doz seviyeleri arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Bu şekilde belirlenen eğilme noktasına göre çakıştırılan aynı enerjili FF ve FFF profiller değerlendirilebilir.



II. Renormalizasyon Değeri:

Eğilme noktası metodundaki belirsizliğin üstesinden gelecek bir yöntem olarak düşünülmüştür. Bu yöntemde renormalizasyon noktası, profilin üçüncü türevinin merkez eksene yakın maksimum noktası olarak hesaplanır. Belirlenen bu noktaya göre filtresiz enerjili profil tekrar normalize edilerek filtreli enerjili profille çakıştırılır.



Renormalizasyon değerinin hesaplanmasında üçüncü türevle elde edilecek maksimum noktası, yazılım yardımıyla bulunabileceği gibi, geliştirilen renormalizasyon formülü pratik uygulanabilirliği açısından kolaylıkla kullanılabilir:

$$\text{Renormalization} = \frac{a + b \cdot \text{FS} + c \cdot \text{depth}}{1 + d \cdot \text{FS} + e \cdot \text{depth}}$$

Energy (MV)	6 FFF	10 FFF
<i>a</i>	95.60	89.08
<i>b</i>	0.6595	2.4826
<i>c</i>	0.1255	0.1152
<i>d</i>	−0.0099	−0.0078
<i>e</i>	0.0013	0.0011

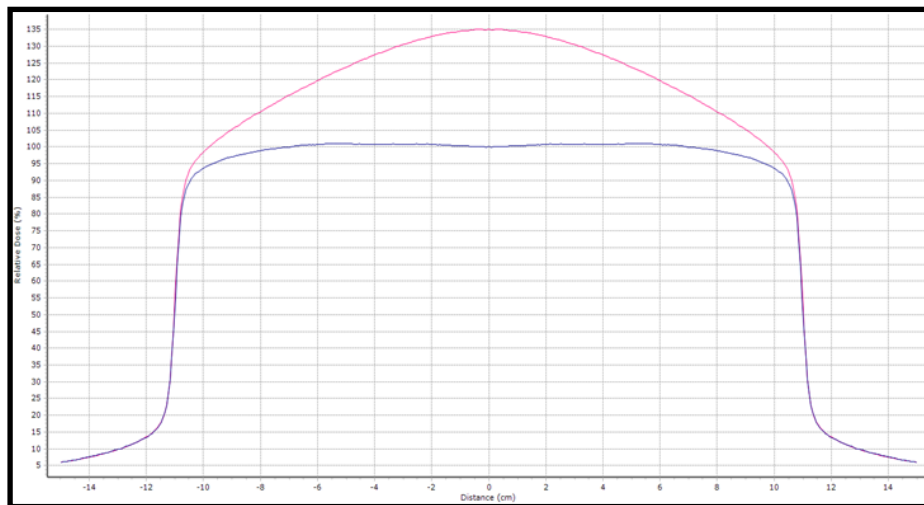
a,b,c,d,e: Fitting parameters

Bu formülle elde edilen değer, FF enerjili profil %100'e normalize edilmişken FFF enerjili profilin rölatif olarak normalizasyon değerini verir. 20cm'lik kare alan boyutuna sahip 10 cm derinlikte aldığım 6 MV FFF profiliyle yaptığım kendi uygulamamda bu değeri 135,02 olarak hesapladım. Bu değer, 6 MV FF enerjisi profil merkezindeki rölatif doz %100 iken 6 MV FFF enerjisinde %135,02 olduğunu gösterir. Benzer şekilde farklı alan boyutlarına da uygulanıp incelendiğinde karşılaştırılan profillerin %50'lik doz seviyelerinin çakıştığı görülmüştür.

•Varian Trilogy
6MV FFF enerjisi

$$\text{Renormalization} = \frac{a + b \cdot \text{FS} + c \cdot \text{depth}}{1 + d \cdot \text{FS} + e \cdot \text{depth}} = 135.02$$

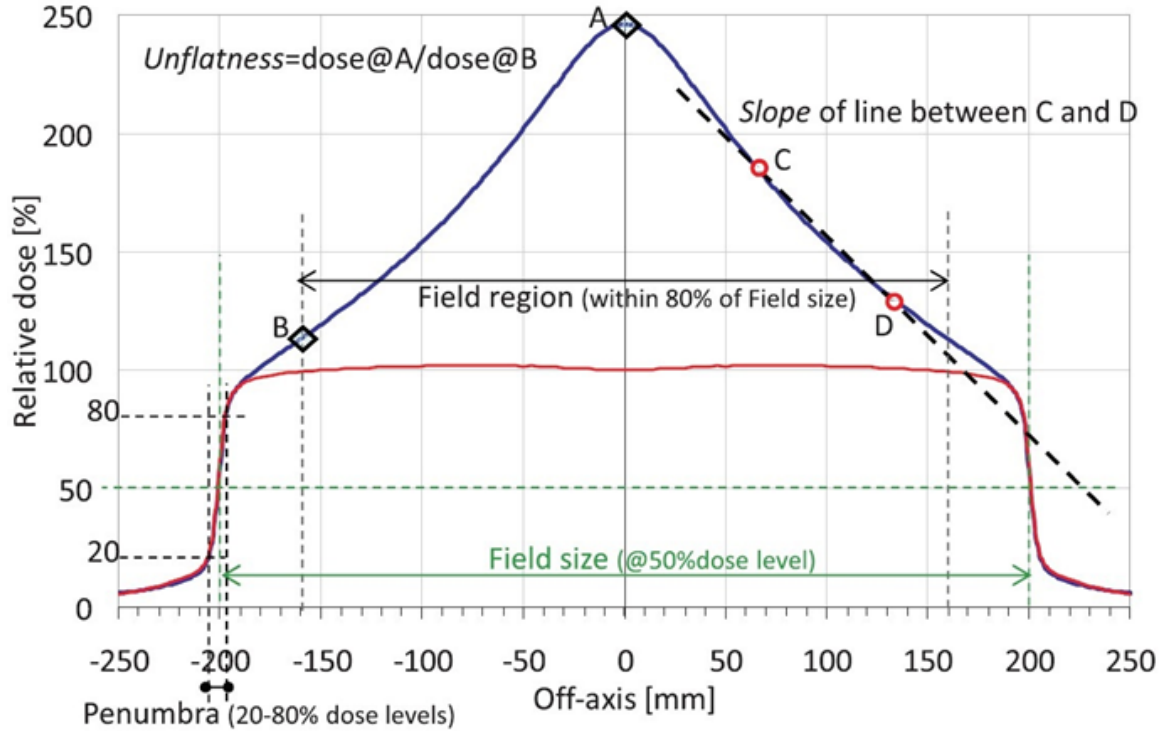
20cm 10cm



Düzsüzlük (Unflatness):

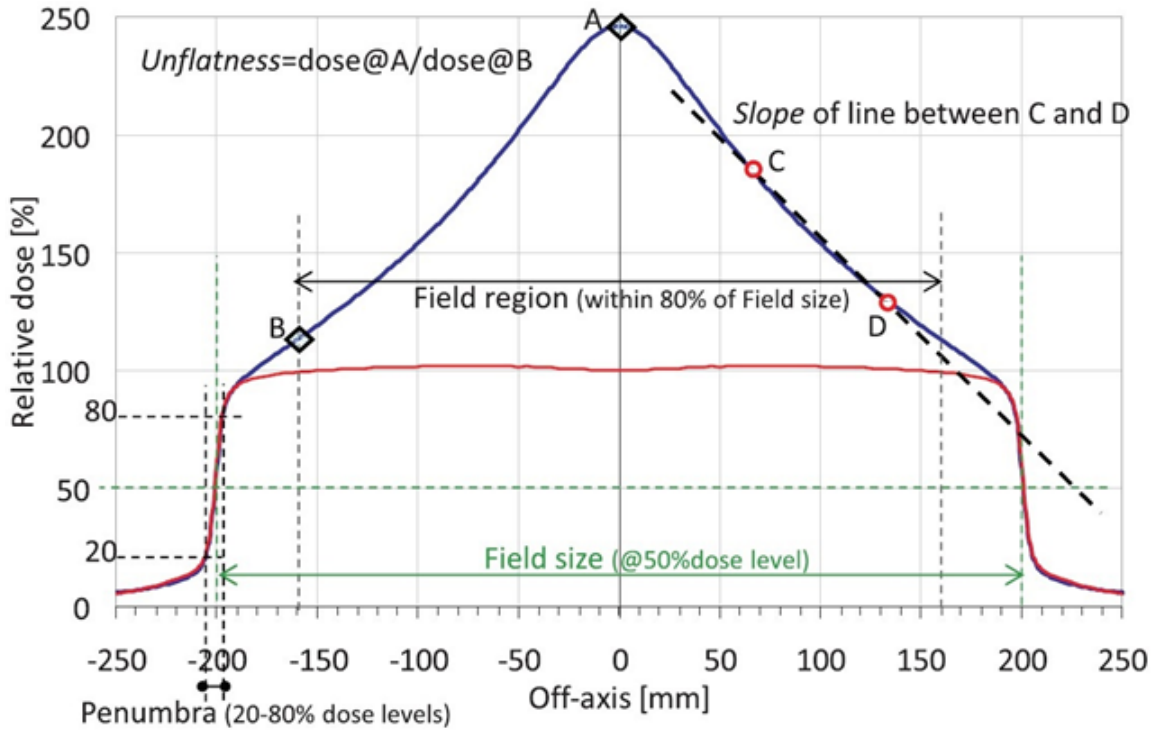
Profil merkezindeki dozun, alan bölgesinin sınırındaki doza oranı ile elde edilir. Alan bölgesi tanımlanırken; alan boyutu 10 cm veya daha büyük alanlarda alan kenarının %80'i, alan boyutu 10 cm'den küçük alanlarda ise alan kenarının %60'ı olarak hesaplanır.

$$\text{Unflatness} = \frac{\text{Dose}_{\text{central.axis}}}{\text{Dose}_{\text{X.off-axis}}}$$



Eğim (Slope):

Filtresiz demetimizin alan içi bölge ve foton enerjisi ile ilgili değerlendirme yapmamızı sağlayan eğim, demet merkezinden yarım profilin 1/3'ü (C noktası) ve 2/3'ü (D noktası) kadar mesafedeki noktaların merkezden uzaklık değerleri ($x_{1,2}$) ile bu noktadaki rölatif doz değerlerinin ($y_{1,2}$) kullanıldığı aşağıdaki formülle hesaplanır.



$$\text{Slope} = \frac{(x_1 - x_2) \times (y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2}$$

Pik Pozisyonu (Peak Position):

İdealde sağ ve sol eğim noktalarından geçen çizgiler demet merkezinde kesişir. Pik pozisyonu, gerçekteki kesişim noktasının demet merkezinden uzaklığını gösteren bir parametredir.

$$\text{Peak position} = \frac{(I_L - I_R)}{(S_R - S_L)}$$

I_L ve I_R: Sol ve sağ kesim değerleri

S_L ve S_R: Sol ve sağ eğim değerleri

$$I = y_2 - x_2 \times \frac{(x_1 - x_2) \times (y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2}$$

Bazı Eski Kavramlar:

Dozimetrik Alan Boyutu: Filtreli enerjilerde olduğu gibi, normalize edilmiş demet profilinin %50 doz seviyeleri arası mesafe olarak tanımlanır. Filtresiz enerjiler için sağ ve sol eğilme noktaları arası da kullanılabilir.

Penumbra: Mevcut protokollerdeki gibi alan kenarındaki %20 ve %80 doz seviyeleri arası mesafedir.

Simetri: Mevcut protokollerdeki gibi filtreli enerjilerde düz bölge ile ifade edilirken FFF için alan bölgesi (field region) olarak tanımlanmıştır.

Yakın dönemlerde yaygınlaşmaya başlayan yeni kavramlar kalite kontrol protokollerinde yerlerini aldıkça, filtersiz foton enerjilerinin tedavilerdeki payı, artışı güven içinde sürdürecektir.

Referanslar

- [1]. A. Clivio, M.F. Belosi, L. Cozzi, G. Nicolini, E. Vanetti, G. Bolard, P. Fenoglietto, H. Krauss, A. Fogliata, "On the determination of reference levels for quality assurance of flattening filter free photon beams in radiation therapy," Medical Physics 41, 021713 (2014).
- [2]. A. Fogliata, R. Garcia, T. Knöös, G. Nicolini, A. Clivio, E. Vanetti, C. Khamphan, and L. Cozzi, "Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy," Med. Phys. 39, 6455–6464 (2012).
- [3]. D. Georg, T. Knöös, and B. McClean, "Current status and future perspective of flattening filter free photon beams," Med. Phys. 38, 1280–1293 (2011).
- [4]. M. Scorsetti et al., "Feasibility and early clinical assessment of flattening filter free (FFF) based stereotactic body radiotherapy (SBRT) treatments," Radiat. Oncol. 6, 1–8 (2011).
- [5]. J. Cashmore, "The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear accelerator," Phys. Med. Biol. 53, 1933–1946 (2008).



Fiz. Uzm. Alpay LEVENT

Lisans eğitimini Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünde, yüksek lisansını Acıbadem Üniversitesi Medikal Fizik bölümünde tamamladı.

2011-2013 yıllarında Varinak Onkoloji Sistemleri şirketinde medikal fizik uzmanı olarak Ankara Numune E.A. Hastanesi ve Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji E.A. Hastanesi'nde görev yaptı.

2013 yılı itibarıyla proje yönetimi, cihaz devreye alma, beam data ölçümleri, algoritma modellemesi, klinik destek, ulusal ve uluslararası eğitim organizasyonları gibi konularda medikal

fizik hizmetleri veren Medideal Medikal Projeler ve Çözümler şirketinde Medikal Fizik Yöneticisi olarak çalışmakta ve Hacettepe Üniversitesi Biyomühendislik A.D.'nda doktora eğitiminin tez çalışmasını sürdürmektedir.

MP3.0: Fiziğin Modern Tıptaki Rolünün Yeniden Tanımlanması ve Canlandırılması

Uzm. Fiz. Bülent YAPICI

Uzm. Fiz. Emre Mustafa KARADEMİR

Medikal fizik özellikle son yıllarda yüksek ihtiyaca istinaden değeri önemli ölçüde artan, mezun öğrenci düzeyinde ciddi farkındalık yaratan bir uzmanlık dalı olmuştur. Buna paralel olarak, günümüzde sağlık hizmetlerinin sunumunda köklü değişiklikler hızla devam ederken mesleğimizin bu değişikliklerde uygun pozisyonu alması için acele etmesi gerekmektedir. Ancak mesleki uzmanlığımızı yakın geçmişte tanımlatabildiğimiz, kontrolsüz bir şekilde açılan öğretim programlarıyla ciddi kalite ve standardizasyon kaygısı yaşadığımız şu dönemde tablomuz korkutucudur.

Günümüzde değer temelli, kişiselleştirilmiş ve kanıta dayalı bir sağlık hizmeti sunmak için yeni yetkilerle karşı karşıyayız. Bu gerçekler medikal fiziğin de değişimini gerektirmektedir. Bu doğrultuda hedefleri belirlemek ve ilerlemeyi sağlamak için belirli standartların önlemler alınarak oluşturulması çok büyük öneme sahiptir. AAPM tarafından oluşturulan MedicalPhysics 3.0 (MP3.0) isimli girişimde mesleğin gereklilikleri ifade edilmiş ve gelecek için yol haritası çizilmiştir.

Yerel bölgelerde oluşturulan mesleki temsilciliklerin ve derneklerin yerine herkes tarafından bilinen bir otoritenin destek verdiği MP3.0 girişimi medikal fizikte sürdürülebilir kalitenin tanımlanması ve uygulanmasını hedeflemektedir. Daha basit bir ifadeyle 'Medikal Fizik Uzmanının mesleki yeterlilikleri hangi içerik ve düzeyde olmalı?' sorusuna cevap vermektedir. Benzer şekilde, ülkemizde Medikal Fizik Derneği de bu standartları dünyayla uyumlu olarak belirlemiş olsa da mevcut şartlarda birçok medikal fizik uzmanı meslektaşımızın klinik iş yükünden dolayı tedavi planlamanın ötesine geçemediği görülmektedir.

MP3.0 medikal fizikçilerin, tedavinin geliştirilmesi ve uygulanmasında hassasiyet gösteren ve bu alandaki bilimsel yeniliklere öncülük edip tecrübelerini paylaşan bir uzmanlığa sahip olduğu temel önceliğine dayanır. Uzmanlık, bilinirlik, sürdürülebilirlik ve gelişim başlıkları altında bir dizi tanımlamalar yapmıştır.

Mesleki yeterlilik adına bilgi düzeyini geliştirme, yenilikleri takip etme, hasta için en doğru tedavinin belirlenmesi konularında medikal fizik için mükemmeliyet tanımlarını yapmak önemlidir. İlişkili disiplinler (örneğin, mühendislik, biyotıp, bilişim) ile olan etkileşimi göz önüne alarak, medikal fiziğin tüm alanlarındaki bilimsel mükemmellik ve yenilik modelleri oluşturulmalıdır.

Değer odaklı medikal fiziği etkili bir şekilde ifade etmek için tanıtım ve iletişim araçları geliştirilmelidir. Devamlılığı olan başarılı ve uygulanabilir uygulamalar oluşturulmalı ve bu uygulamalar için kaynaklar üretilmelidir. Ülkemizdeki durumumuzu da ifade eden şekilde, mesleğimizle ilgili düzeltilmesi gereken konu, iyonlaştırıcı radyasyon içeren uygulamalar dışındaki alanlar da dahil olmak üzere, tıbbın her dalında fizikçinin katılımı için fırsatlar üretemememizdir.

MP3.0'da ülkemizdeki durumumuza istinaden ders almamız gereken çok önemli diğer başlık hem bilimsel olarak hem de idari ve klinik sorumluluklar anlamında daha katılımcı olmamız gerekliliğidir. Birçoğumuzun mesleki yurtdışı ziyaretlerindeki gözlemi, ülkemizde yaptığımız işin gelişmiş kliniklerde dozimetrist ara kadroları tarafından yürütüldüğüdür.

Vurgulanan diğer konu medikal fizikçi olarak hangi alanlarda profesyonel olarak yer alabiliyoruz sorusudur. Bilindiği üzere radyoloji ve nükleer tıp bölümleri Türkiye'de henüz yasal mevzuatlarla yaptırımı olmasa da medikal fizikçilerin diğer çalışma alanlarını oluşturmaktadır. Her iki bilim dalındaki temel felsefe, her hasta için en doğru görüntülemenin veya tedavi modalitesinin, o hastaya özgü meydana gelebilecek tüm risk faktörlerinin hesaba katılarak uygulanmasıdır.

Kurulacak olan radyoloji ve nükleer tıp bölümleri için yeni sistemlerin ve uygulamaların satın alınmasında tesisin hasta çeşitliliği ve sayısı göz önüne alınarak özel olarak talep edilebilecek seçenekler belirlenmelidir.

Kurulacak olan radyoloji ve nükleer tıp bölümleri için yeni sistemlerin ve uygulamaların satın alınmasında tesisin hasta çeşitliliği ve sayısı göz önüne alınarak özel olarak talep edilebilecek seçenekler belirlenmelidir. Bu özellikler ile ilgili teknik açıdan uzman olmak ve sistemin kliniğe uyumunu sağlamak medikal fizikçinin sorumluluklarından olmalıdır. Bölümlerin uygulama kalitesine yönelik sağlanabilecek bir katkı var ise bu çalışma için gereken süreye ilişkin optimizasyonun yapılması gerekmektedir.

Radyasyon içeren alanlar olarak geçen bölümlerde ortak bir komisyon kurulması dünyada değişmeyen bir standarttır. Kurullarda diğer bölümlerle iş birliği içinde olmak, onların ihtiyaç duyduğu radyasyon güvenliği eğitimlerini oluşturmak, geliştirmek ve değerlendirebilir halde olmak bizlerin de ülkemizde son yıllarda başarıyla icra ettiğimiz yetki alanlarındandır.

Tabiki faaliyet alanları konusu ülkelerin iyonlaştırıcı radyasyon konusundaki mevzuatlarına göre farklılık gösterebilir. Örnek olarak radyoloji veya nükleer tıp bölümlerinin lisanslanma şartları arasında medikal fizikçi çalıştırma zorunluluğu bulunmayışı ülkemizdeki büyük bir eksikliklerdir. Bu eksikliğin başlıca nedeni eğitim sistemimizdeki sorunlardır. Medikal Fizik Uzmanlığı eğitimi veren üniversiteler öncelikle radyasyon onkolojisi ihtiyacını karşılamak üzere kurulmuş olduklarından radyoloji ve nükleer tıp alanlarında açıklık oluşmuştur. Günümüzde resmi kurumlar, radyasyon onkolojisinde olduğu gibi nükleer

tıp ve radyoloji bölümlerinde de medikal fizik uzmanı çalıştırma gerekliliğini anlayarak ilgili değişiklikleri yapmaya başlamışlardır.

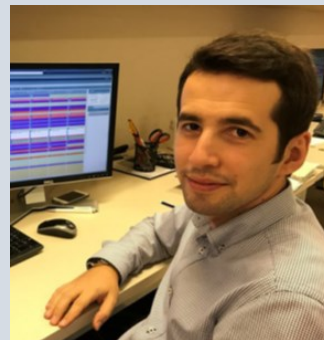
MP3.0 girişiminin önerileri ve ülkemizdeki mevcut durumumuz çerçevesinde derneğimizin organizasyonunda yürütülecek bir çalışma ile medikal fizik eğitimi veren üniversitelerin ders içerikleri konusunun ele alınması mesleğimizin durumuyla ilgili temel problemlerimize etkili bir çözüm olacaktır düşüncesindeyim. Mesleki misyonumuz, hem medikal hem endüstriyel alanda, sorumlu olduğumuz uygulamalarda doğru bilimsel prosedürlerle hareket ederek hedeflenen kaliteyi elde etmektir. Sorumluluk alanlarımızda sadece uygulayıcı olarak değil eğitici, yol gösterici ve karar verici olarak görev almaktır. Vizyonumuz gelişen ve değişen dünyada bilgi ve tecrübe paylaşımıyla sürekli güncel kalmak ve faaliyet alanlarımızı genişletici pozisyon almak olmalıdır. Hem akademik olarak öğretim programlarında hem de sektörel pratik uygulamalarda temel bilimlere alt uzmanlık dalları olarak özelleşmektedir. Bu kaçınılmaz multidisipliner yapıya uyum sağlayacak şekilde gerekli alt yapıyı oluşturmali ve mesleğimizle ilgili gelişen alanlarla temas halinde olmalıyız. Mesleğimizin güçlendirilmesi ve geliştirilmesi için yürütülen dernek ve oda faaliyetlerine destek olmanın ötesinde bireysel olarak, çalıştığımız kurumlarda yukarıda özetlemeye çalıştığımız şekilde duruş sergilemeliyiz.



Fiz. Uzm. Bülent YAPICI

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Askerlik görevini tamamladıktan sonra 1994 yılında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde Medikal

Fizikçi olarak göreve başlayıp yine aynı Üniversitenin Yüksek lisans programından Uzmanlığını aldı. 2002-2010 yılları arasında Fizik Mühendisliği Odası Yönetim Kurulu Üyesi ve Medikal Fizik İhtisas komisyonu başkanlığı yapmıştır. 2008 yılından itibaren Acıbadem Sağlık Grubunda Medikal Fizik Koordinatörü olarak çalışmaktadır



Fiz. Uzm. 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.

RTOG AKCİĞER SBRT PROTOKOLLERİNE GENEL BAKIŞ

Uzm. Dr. Rashad RZAZADE

Akciğere yönelik ışın tedavilerinde stereotaktik tedavilerin oranı giderek artmaktadır. RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) akciğer kanseri tedavilerinde SBRT uygulanacak hasta grupları için doz fraksiyonasyonu, kullanılacak cihaz türü ile bunların ürettiği enerji türü ve büyüklüğü, görüntü elde etme yöntemi, hedef belirleme, radyasyon demeti seçimleri uygulanacak doz miktarı ve bunlarla ilgili sınırlamalar gibi pek çok konu hakkında bilgi veren protokoller yayımlamıştır. Dünyada özellikle RTOG protokolleri sıklıkla takip edilmekte ve tedavilerde referans olarak kullanılmaktadır. Bu yazımızda

RTOG 0618 PROTOKOLÜ

Operabl Evre I/II küçük hücreli olmayan akciğer kanseri hastalarının tedavisinde Faz II SBRT çalışması Timmerman ve arkadaşları tarafından hazırlanmıştır. T1-T3 N0M0, tümör boyutu 5 cm'den küçük/eşit hastalar seçilmiştir. Proksimal bronşiyal ağaç olarak tanımlanan karina, sağ ve sol ana bronş, sağ ve sol üst lob bronşu, intermedius bronş, sağ orta lob bronşu, lingular bronş, sağ ve sol alt lob bronşu içine alan ve tüm yönlerden 2 cm uzaklıktaki bölgeyi de kapsayan bölge içinde veya bu bölgeye dokunan herhangi T-evre birincil tümörlü hastalar çalışmaya dahil edilmiştir.

Hastaya toplam 16 gün içinde hedef hacim her fraksiyonda 20 Gy doz alacak şekilde toplam 3 fraksiyon tedavi

uygulanmıştır. Protokole göre PTV nin %95'i reçete izodozun tamamını (her fraksiyonda 20 Gy, toplamda 60 Gy) ve PTV'nin %99'u reçete dozun %90'ını (her fraksiyonda 18Gy, toplamda 54 Gy) almalıdır. Reçete dozunun % 105'inden daha büyük dozlar (her fraksiyonda 21 Gy, toplamda 63 Gy) ağırlıklı olarak PTV içerisinde olmalı ve PTV dışındaki normal dokularda olmamalıdır. Bundan dolayı PTV'nin dışında reçete dozun %105'inden fazla doz alan tüm dokuların kümülatif hacmi PTV'nin hacminin %15'inden fazla olmamalıdır. Konformalite ve gradyent hesapları ve akciğer dozu Tablo 1 deki kriterlere uygun olmalıdır. Tablo 2'de diğer organların tolerans doz seviyeleri belirtilmiştir.

Tablo 1: RTOG 0618 planlama değerlendirme kriterleri

Maximum PTV Dimension (cm)	Ratio of Prescription Isodose Volume to the PTV		Ratio of 30 Gy Isodose Volume to the PTV, R _{30 Gy}		Maximum Dose 2 cm from PTV in any Direction, D _{2cm} (Gy)		Percent of Lung receiving 20 Gy total or more, V ₂₀ (%)		PTV Volume (cc)
	Deviation		Deviation		Deviation		Deviation		
	none	minor	none	minor	none	minor	none	minor	
2.0	<1.2	1.2-1.4	<3.9	3.9-4.1	<28.1	28.1-30.1	<10	0-15	1.8
2.5	<1.2	1.2-1.4	<3.9	3.9-4.1	<28.1	28.1-30.1	<10	10-15	3.8
3.0	<1.2	1.2-1.4	<3.9	3.9-4.1	<28.1	28.1-30.1	<10	10-15	7.4
3.5	<1.2	1.2-1.4	<3.9	3.9-4.1	<28.1	28.1-30.1	<10	10-15	13.2
4.0	<1.2	1.2-1.4	<3.8	3.8-4.0	<30.4	30.4-32.4	<10	10-15	21.9
4.5	<1.2	1.2-1.4	<3.7	3.7-3.9	<32.7	32.7-34.7	<10	10-15	33.8
5.0	<1.2	1.2-1.4	<3.6	3.6-3.8	<35.1	35.1-37.1	<10	10-15	49.6
5.5	<1.2	1.2-1.4	<3.5	3.5-3.7	<37.4	37.4-41.7	<10	10-15	69.9
6.0	<1.2	1.2-1.4	<3.3	3.3-3.5	<39.7	39.7-41.7	<10	10-15	95.1
6.5	<1.2	1.2-1.4	<3.1	3.1-3.3	<42.0	42.0-44.0	<10	10-15	125.8
7.0	<1.2	1.2-1.4	<2.9	2.9-3.1	<44.3	44.3-46.3	<10	10-15	162.6

Tablo 2: RTOG 0618 OAR's değerlendirme kriterleri

Organ	Volume	Dose (cGy)
Spinal Cord	Any point	18 Gy (6 Gy per fraction)
Esophagus	Any point	27 Gy (9 Gy per fraction)
Ipsilateral Brachial Plexus	Any point	24 Gy (8 Gy per fraction)
Heart/Pericardium	Any point	30 Gy (10 Gy per fraction)
Trachea and Ipsilateral Bronchus	Any point	30 Gy (10 Gy per fraction)

RTOG 0813 PROTOKOLÜ

Erken Evre, merkezi yerleşimli medikal olarak inoperabl küçük hücreli olmayan akciğer kanseri olan hastalarda evre I/II, Faz I/II SBRT Çalışması Bezjak ve arkadaşları tarafından hazırlanmıştır. 5 cm'den küçük/eşit T1-T2 N0M0 tümörler çalışmaya dahil edilmiştir. Proksimal bronşiyal ağacını (karina, sağ ve sol ana bronş, sağ ve sol üst lob bronşu, intermedius bronş, sağ orta lob bronşu, lingular bronş, sağ ve sol alt lob bronşu) ve tüm yönlerden 2 cm uzaklıktaki bölgeyi de kapsayan hacim olarak tanımlanan proksimal bronşiyal ağaç bölgesi içinde veya bu bölgeye dokunan tümörler çalışmaya dahildir.

Mediastenal veya perikardial plevraya hemen bitişik tümörler (plevraya temas eden PTV) merkezi yerleşimli tümörler olarak kabul edilir ve bunlar bu protokol için seçilmiştir. Hasta SBRT takvimi 1,5-2 hafta içinde biticek şekilde haftada 2-3 tedavi görecektir.

Tedaviler iki günde bir olup, hedef hacim her fraksiyonda 10 Gy doz alacak şekilde toplam 5 fraksiyonda 50 Gy doz olacaktır. Bu çalışmada helikal 4DCT'ye izin verilmiştir. Helikal tarama yaparak görüntü veri setleri elde eden merkezlerde PTV oluşturmak için GTV'ye aksiyel düzlemde 0,5 cm ve longitudinal düzlemde 1 cm eklenmiştir. 4DCT kullanan enstitüler görüntü elde etme, 4DCT görüntülerini kullanma ve PTV tanımlamada kullanılan marjlar gibi

bilgileri kişiye özgü sağlamıştır. PTV'nin %95'i reçete izodozun tamamını ve PTV'nin %99'u reçete dozun %90'ını almalıdır. Reçete dozunun %105'inden daha büyük dozlar ağırlıklı olarak PTV dahilinde olmalı ve PTV dışındaki normal dokularda olmamalıdır. Bundan dolayı PTV'nin dışında reçete dozun %105'inden fazla doz alan tüm dokuların kümülatif hacmi PTV'nin hacminin %15'inden fazla olmamalıdır. PTV sonrası normal doku dozları oldukça düşük tutularak keskin doz gradyenti oluşturulmalıdır. Aşağıdaki Tablo 3'de tümör çapına göre tedavi plan kalitesini değerlendirme kriterleri verilmektedir. Seri ve paralel organ dozları protokolda tablolarda detaylı bir şekilde sunulmuştur.

Tablo 3: RTOG 0813 planlama değerlendirme kriterleri

PTV Volume (cc)	Ratio of Prescription Isodose Volume to the PTV Volume		Ratio of 50% Prescription Isodose Volume to the PTV Volume, R _{50%}		Maximum Dose (in % of dose prescribed) @ 2 cm from PTV in Any Direction, D _{2cm} (%)		Percent of Lung Receiving 20 Gy Total or More, V ₂₀ (%)	
	Deviation		Deviation		Deviation		Deviation	
	None	Minor	None	Minor	None	Minor	None	Minor
1.8	<1.2	<1.5	<5.9	<7.5	<50.0	<57.0	<10	<15
3.8	<1.2	<1.5	<5.5	<6.5	<50.0	<57.0	<10	<15
7.4	<1.2	<1.5	<5.1	<6.0	<50.0	<58.0	<10	<15
13.2	<1.2	<1.5	<4.7	<5.8	<50.0	<58.0	<10	<15
22.0	<1.2	<1.5	<4.5	<5.5	<54.0	<63.0	<10	<15
34.0	<1.2	<1.5	<4.3	<5.3	<58.0	<68.0	<10	<15
50.0	<1.2	<1.5	<4.0	<5.0	<62.0	<77.0	<10	<15
70.0	<1.2	<1.5	<3.5	<4.8	<66.0	<86.0	<10	<15
95.0	<1.2	<1.5	<3.3	<4.4	<70.0	<89.0	<10	<15
126.0	<1.2	<1.5	<3.1	<4.0	<73.0	<91.0	<10	<15
163.0	<1.2	<1.5	<2.9	<3.7	<77.0	<94.0	<10	<15

Tablo 4: RTOG 0915 planlama değerlendirme

PTV Volume (cc)	Ratio of Prescription Isodose Volume to the PTV Volume		Ratio of 50% Prescription Isodose Volume to the PTV Volume, R _{50%}		Maximum Dose (in % of dose prescribed) @ 2 cm from PTV in Any Direction, D _{2cm} (%)		Percent of Lung Receiving 20 Gy Total or More, V ₂₀ (%)	
	Deviation		Deviation		Deviation		Deviation	
	None	Minor	None	Minor	None	Minor	None	Minor
1.8	<1.2	<1.5	<5.9	<7.5	<50.0	<57.0	<10	<15
3.8	<1.2	<1.5	<5.5	<6.5	<50.0	<57.0	<10	<15
7.4	<1.2	<1.5	<5.1	<6.0	<50.0	<58.0	<10	<15
13.2	<1.2	<1.5	<4.7	<5.8	<50.0	<58.0	<10	<15
22.0	<1.2	<1.5	<4.5	<5.5	<54.0	<63.0	<10	<15
34.0	<1.2	<1.5	<4.3	<5.3	<58.0	<68.0	<10	<15
50.0	<1.2	<1.5	<4.0	<5.0	<62.0	<77.0	<10	<15
70.0	<1.2	<1.5	<3.5	<4.8	<66.0	<86.0	<10	<15
95.0	<1.2	<1.5	<3.3	<4.4	<70.0	<89.0	<10	<15
126.0	<1.2	<1.5	<3.1	<4.0	<73.0	<91.0	<10	<15
163.0	<1.2	<1.5	<2.9	<3.7	<77.0	<94.0	<10	<15

Tibben inoperabl Evre I periferik küçük hücreli olmayan akciğer kanseri hastalarının tedavisinde 2 SBRT şemasının karşılaştırılmasını içeren randomize faz II çalışmasıdır. Videtic ve arkadaşları tarafından hazırlanmıştır. Medikal olarak inoperabl biyopsi ile kanıtlanmış erken evre T1, T2 (< 5 cm) NSCLC hastaları; PET (Positron Emission Tomograph) değeri klinik olarak negatif nod, periferik yerleşimli tümörler (proksimal bronşiyal ağaca her yönde > 2 cm) çalışmaya dahil edilmiştir. Birinci grup hastada hedef hacim 1 fraksiyonda 34 Gy doz olacaktır. İkinci grup hastada hedef hacim her fraksiyonda 12 Gy olmak üzere 4 fraksiyonda toplam 48 Gy doz olacaktır. Tedavi ardışık 4 günde tamamlanmalıdır. Fraksiyonlar arası süre araştırmacının takdirine bırakılmış olup minimum 18 saat olması

gerekmektedir. Tümör hareketini hesaba katan, GTV'yi çevreleyen ITV 4DCT veri setlerinden tanımlanabilir. PTV oluşturmak için ITV'ye 0,5 cm üniform marj eklenir. Gerçek tedavilerde monitör ünite hesaplaması ve doz planlaması için bu protokol doku heterojenite düzeltmelerini zorunlu kılar (RTOG 0236 heterojenite düzeltmelerini dikkate almaz). RTOG Fizik Komitesi tarafından onaylanmış belirli algoritmalar doz hesaplamalarında kullanılmalıdır. PTV'nin % 95'i reçete izodozun tamamını (PTV_{V100RX} = %95) ve PTV'nin %99'u reçete dozun %90'ını (PTV_{V90RX} > %99) almalıdır. Reçete dozun %105'inden fazla doz alan tüm dokuların kümülatif hacmi PTV'nin hacminin %15'inden fazla olmamalıdır. Konformalite ve gradyent hesapları Tablo 4 deki kriterlere uygun olmalıdır.



Uzm. Dr. Rashad RZAZADE

18 Ağustos 1983 yılında Azerbaycan'ın Fuzuli kentinde doğdu. İlk orta ve lise seviyesindeki okulları Bakü'de bitirdi. 2008 yılında Azerbaycan Tıp Fakültesini bitirerek doktor unvanını aldı. Marmara Üniversitesi'nde Radyasyon Onkolojisi uzmanlık eğitimini 2015 yılında bitiren Resad Rzaade halen Medipol Mega Üniversitesi hastanesinde çalışmaktadır.

SRS/SBRT HASTALARI İÇİN HANGİ TEDAVİ PLATFORMU DAHA UYGUN?

Fiz.Uzm. Hande BAŞ AYATA

Günümüzde güncel olarak sıklıkla kullanılmakta olan ve hem intrakraniyal hem ekstrakraniyal tedavi bölgelerinde kullanabildiğimiz SRS/SRS-SBRT teknolojilerine sahip sistemler; Lineer Akseleratör (Linak) tabanlı Radyocerrahi sistemleri, Tomoterapi ve Robotik Tabanlı Radyocerrahi sistemi (Cyberknife) ile sadece intrakraniyal tümörlerin tedavisinde kullanılan Gammaknife radyocerrahi sistemleridir. National Radiotherapy Implementation Group (NRIG), 2011 yılında çıkardıkları "Stereotactic Body Radiotherapy" raporunda günümüzde mevcut SBRT teknolojilerine sahip cihazların avantaj ve dezavantajlarını yayınlamışlardır [Tablo 1]. Cihazların sahip olduğu avantaj ve dezavantajlardan dolayı SRS/SBRT sistemlerini birbiriyle kıyaslamak neredeyse imkansızdır. Çünkü cihazlar arasında radyasyon kaynağı (Co-60 ya da lineer hızlandırıcı), radyasyon spektrumu, kolimatör yapısı (İris, fixed aperture, micro multileaf...), sistemin toplam doğruluğu, planlama yazılımı gibi cihaza bağlı farklılıklar ile kullanılan demet sayısı, lezyonun şekli, lezyonun kritik organa yakınlığı ve lezyonun büyüklüğü gibi parametrelerden kaynaklı ve doz dağılımında değişime sebep olabilecek farklılıklar mevcuttur. SRS/SBRT tedavi plan karşılaştırılmasında farklılıkların değerlendirilmesi için "hedef kapsamı, konformite indeksi, gradient indeksi, izodoz

dağılımı, saçılma faktörü, beam-on time (ışınlama) süresi, homojenite, sistemin geometrik doğruluğu, doz hızı, kritik organa ve tümörün dışındaki uzak bölgeye iletilmiş doz" gibi parametrelere bakılmaktadır. Ancak farklı teknolojilere sahip cihazların klinik olarak birbirleri ile karşılaştırılmasında olası doz dağılım farklılıklarının klinik getiriye etkisinin ne olduğu hala tam olarak bilinmemektedir. Bu yüzden farklı tedavi bölgelerinde hangi tedavi radyocerrahi cihazı ile ışınlamanın daha avantajlı olduğu sorusu da hala birçok açıdan belirsizliğini korumaktadır.

Genel olarak SRS/SBRT tedavileri için literatüre baktığımızda, farklı tedavi bölgelerinde farklı radyocerrahi sistemlerine ait karşılaştırma çalışmalarının sayısının hala sınırlı olduğunu ve var olan karşılaştırma çalışmalarının da son yıllara ait olduğunu söylemek yanlış olmaz.

Bu yazının temelindeki soru "kliniklerimizde bu teknolojideki cihazlardan bir ya da birden fazlasına sahip olduğumuzda, hangi tedavi platformunun hastamız için en uygun olduğu?" sorusudur. Daha önce de bahsettiğimiz gibi bu sorunun cevabı bir çok sebebe bağlı olarak farklılık göstereceğinden, farklı tedavi bölgelerinde tedavi cihazı seçiminde belirli referans makaleler kullanılarak cihaz seçimi kriterleri için bazı ipuçları verilmeye çalışılacaktır.

BEYİN SRS

Stereotaktik radyocerrahi (SRS), stereotaktik nörocerrahinin mantığından türetilmiştir. Amaç, çevre sağlıklı dokular üzerindeki herhangi bir ikincil etkiyi önlemek için keskin bir doz düşüşüyle lezyona yüksek ablatif doz vermektir. SRS için yaygın olarak kullanılan üç sistem Leksell GammaKnife (GK-Elekta, Stockholm, Sweden), Cyberknife (CK-Accuray, Sunnyvale, CA, USA) ve linak tabanlı sistemlerden Novalis (Brainlab, Feldkirchen, Germany) sistemidir. Herbir tedavi modalitesi doz iletiminde farklı yöntemler kullanır, diğer bir deyişle, bütün SRS modaliteleri konverjan demet kullanmalarına rağmen bunu çok farklı yollarla başarmaktadırlar. Örneğin, GK sistemi bir noktada (izomerkez) çok sayıda daire biçimli kolime edilmiş demet tarafından yaratılmış çoklu izomerkez kullanarak %50 izodoz'la hedefleri kapsamaktadır [2-3] ve sahip olduğu bu teknoloji ile GK sisteminin 3 cm'den küçük tek metastaz ya da oligometastazların tedavisinde tek fraksiyonda etkili ve güvenli bir tedavi olduğu gösterilmiştir [4-5]. Ters olarak Novalis Tx gibi gantriye monte lineer hızlandırıcı tabanlı radyocerrahi (LINAC-SRS) sistemi tarafından elde edilmiş doz dağılımı, demet şekillendirme sistemi, kullanılan demet yada ark sayısı ve kullanılan tedavi tekniğine bağlıdır. Çoklu

yoğunluk ayarlı demetler kullanılarak ya da çoklu kesişen non-coplanar arklar kullanılarak benzer tedaviler yaratılabilir. Tipik olarak kapsanmış tanımlanan doz, %80'lik izodozdur. LINAC radyocerrahisinde konformite'nin artırılması için ana demet şekillendirme teknolojisi mikro-multilif kolimatörlerdir [6-7] ve beyin metastazları, birçok benign beyin tümörü ve arteriovenöz malformasyonlar (AVM)'ın tedavi opsiyonu olarak kullanılmaktadır. SRS teknolojisinde diğer bir tedavi modalitesi esnek robotik kol üzerine monte edilmiş LINAC sistemli Cyberknife (CK)'tır. CK sistemi, inverse planlama kullanarak demet yönünde çoklu tedavi demetleriyle tedavileri başarır. 12 dairesel kolimatörlü ve non-izosentrik bir ışınlama tekniğe sahip Cyberknife modalitesi ile de en az linak tabanlı sistemlerdeki gibi bir tedavi planı yaratmak mümkündür. Bu demetler değişen boyutta dairesel kolimatörlerle izosentrik olarak ya da çoklu "pencil" demetlerin kullanımı ile izosentrik olmayan şekilde iletilirler [8-9]. İntrakraniyal tümörler için farklı tedavi modalitelerinde yapılmış karşılaştırma çalışmalarını taradığımızda literatürde genel olarak CK ve GK karşılaştırma çalışmalarını ağırlıklı olarak görmekteyiz.

Tablo-1. Günümüzde mevcut Stereotaktik Body Radyoterapi (SBRT) iletim teknolojileri için "National Radiotherapy Implementation Group: Stereotactic Body Radiotherapy" raporu orijinal güncellemesi.

Cihaz	Özellikleri	Avantajları	Dezavantajları
1a. Elekta Synergy, Düşük spesifikasyonl u Varian Clinac	- 80 lif MLC, 10mm lif genişliği. - 1-2 mm izomerkez doğruluğu. - Volumetrik görüntü takibi. - Konformal, statik gantri ya da rotasyonel alan IMRT. - 4 boyutta hareketli tedavi masası	-Fraksiyon içi hareket takibi. -Solunum hareketi uygun ekipman ve yazılım ile gating/breath-hold ile takip edilebilir.	-Non-coplanar demetler mümkün ancak MLC izomerkezi tarafından sınırlanabilir.
1b. Elekta Agility, Yüksek spesifikasyonl u Varian Clinac/Trilogy	- 120-160 lif MLC, 5 mm lif genişliği - 1 mm izomerkez doğruluğu - Volumetrik görüntü takibi - Konformal, statik gantri ya da rotasyonel alan IMRT - 4 boyutta hareketli tedavi masası	-Fraksiyon içi hareket takibi. -Solunum hareketi uygun ekipman ve yazılım ile gating/breath-hold ile takip edilebilir.	Non-coplanar demetler mümkün ancak MLC izomerkezi tarafından sınırlanabilir.
2a. Elekta Versa HD, Varian Trueeam STX/ Edge	- 120-160 lif MLC, 2.5-5mm lif genişliği - ≤1mm izomerkez doğruluğu - Volumetrik, düzlemsel ve floroskopik /gerçek zamanlı görüntü takibi. - Konformal, statik gantri ya da rotasyonel alan IMRT - Flattening Filter free demet - 6 boyutta hareketli tedavi masası	-Fraksiyonlar arası ve fraksiyon içi hareket takibi. -Flattening Filter Free demet ile daha hızlı tedavi iletimi.	-Non-coplanar demetler mümkün ancak MLC izomerkezi tarafından sınırlanabilir. -Çok pahalı.
2b. Brainlab Novalis Brainlab+Vari an Novalis Tx	- 2.5 mm MLC genişliği - ≤1mm izomerkez doğruluğu -Volumetrik ya da düzlemsel görüntü takibi - Konformal, statik gantri ya da rotasyonel alan IMRT. - 6 boyutta hareketli tedavi masası.	-Fraksiyonlar arası ve fraksiyon içi hareket takibi. -Linak flattening Filter Free demete sahipse daha hızlı tedavi iletimi. -İntrakraniyal ve spinal tümörler için fiducialsız çözüm.	-Non-coplanar demetler mümkün ancak MLC izomerkezi tarafından sınırlanabilir. -Fiducial bazı bölgeler için hala gereklidir. -Çok pahalı.
3a. Accuray Tomotherapy	- İkili MLC, Fan-beam demet. - MV volumetrik görüntü takibi - Konformal ya da Helikal IMRT. - 3 boyutta hareketli tedavi masası.	-Fraksiyonlar arası hareket takibi.	-Non-coplanar demetler mümkün değil. -Solunum hareketi yönetilemez. -Yüksek doğruluklu intrakraniyal radyocerrahi için uygun olmayabilir.
3b. Brainlab Vero	- 60 lif MLC, 5 mm lif genişliği. -Volumetrik, düzlemsel ve floroskopik görüntü takibi. - Coplanar-noncoplanar rotasyonel IMRT. - Gimbaled demet kafası izosentrik ya da non-izosentrik tedaviye izin verir. - 6 boyutta hareketli tedavi masası.	-Fraksiyonlar arası ve fraksiyon içi hareket takibi. -Coplanar ve Non-coplanar tedavi açıları.	-Yüksek doğruluklu intrakraniyal radyocerrahi için uygun olmayabilir. -Çok pahalı.
3c. Accuray Cyberknife	- Sabit kolimatör, değişebilir açıklıklı kolimatörler, ya da 2, 5 mm MLC. - mm'nin altında toplam set-up hatası. - Düzlemsel stereoskopik görüntü takibi,bazı tedavi bölgeleri için işaretleyici gerekli. - Non-coplanar ve non izosentrik demetli robotik iletim. - 6 boyutta hareketli tedavi masası.	-Fraksiyonlar arası ve fraksiyon içi hareket takibi. -Radyasyon demetleri solunumla hareket eder, daha küçük yüksek doz bölgesine izin verir. -İntrakraniyal, spinal ve akciğer tümörleri için işaretleyicisiz çözüm	-Yavaş tedavi iletimi. - İşaretleyici bazı tedavi bölgeleri için hala gerekli. -Çok pahalı.

Robotik tabanlı radyocerrahi ile linak tabanlı sistemlerin ya da Helical Tomoterapinin (HT) karşılaştırıldığı çalışmaların çok daha az olduğunu görüyoruz. Genel olarak tedavi modalitelerini sahip oldukları avantaj ve dezavantajları yönünden değerlendirecek olursak, CK'nın GK'ya göre en büyük üstünlüğü tedavi süresinin düşük olması ve özellikle büyük tümörler için fraksiyone edilebilmesinden dolayı tedavi edilebilme şansının artmasıdır. CK sisteminde tedavi süresini uzatacak işlem, tedavi süresince alınan gerçek zamanlı görüntülerin tedaviye ekstra süre katmasıdır ancak bu da CK'nın son versiyonuyla yüksek doz hızına sahip olmasından dolayı tedavi süresini daha da kısaltan bir çözüm olarak sunulmuştur. CK, diğer sistemlere göre sahip olduğu

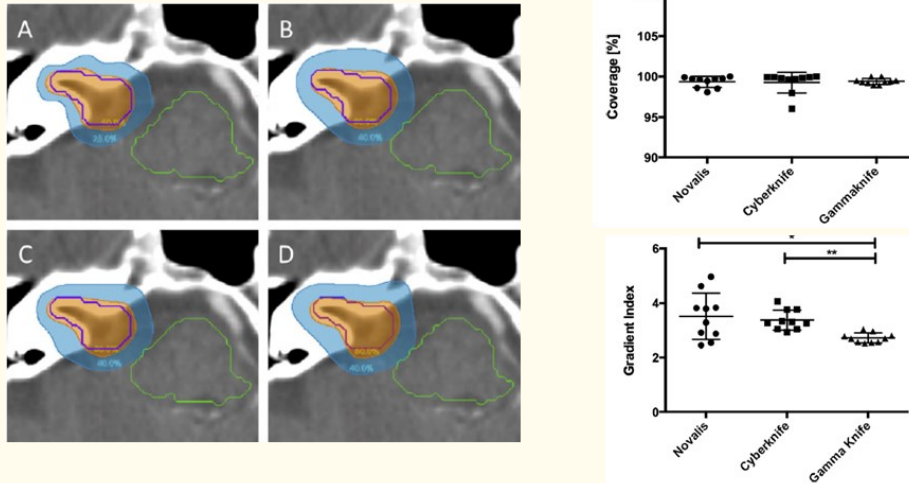
mükemmel takip sisteminden dolayı tümörü marjı ya da çok küçük marjlarla tedavi edebilmektedir. Oysaki Linac tabanlı bir sistemde lutz testi tarafından da belirlenen sistemin genel doğruluğundan dolayı en az 1-2 mm marj kullanılması gerekmektedir.

Benign tümörler için de diğer tüm intrakraniyal tümörlerdeki gibi yapılmış sınırlı karşılaştırma çalışması vardır. Özellikle menenjiyom, pituitary adenom, akustik nörinom gibi benign tümörler kritik organlara yakınlıklarından dolayı tedavi etmesi zor tümörlerdir ve uzun yaşam beklentisinden dolayı uzun dönem toksisiteler bu hastalar için önemlidir.

Bu yüzden belki de en önemli konulardan biri özellikle benign tümörlerde normal beyin dokusunun korunmasıdır.

Gevaert ve ark.'larının [10] Arteriovenöz Malformasyonlar (AVM) ve akustik nörinom tümörleri için yaptıkları çalışmada dört SRS modalitesi karşılaştırılmış ve doz dağılımları Şekil 1.a'da gösterilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına baktığımızda GK sistemi ile gradyent indeks (GI) en düşük olarak bulunmuştur. GI, tümörün dışında düşük doz yayılımı ve keskin doz düşüşünü temsil etmektedir. Ayrıca diğer sistemlerle kıyaslandığında GK sisteminin çoklu izomerkez kullanması ve daha fazla izomerkez kullanımı ile izomerkezler arasında overlap şansının artması ve bununda

daha yüksek doz ve hedef içinde sıcak nokta yaratmasından dolayı daha heterojen bir doz verdiği biliniyor ki, tümör için doz heterojenitesinin yapılan son çalışmalarla SRS planları için bir avantaj olduğu birçok çalışma ile gösterilmiştir. Menenjiyom hastaları için yapılmış ve farklı tedavi modalitelerini (Cyberknife, GammaKnife ve Novalis) karşılaştıran diğer bir çalışmada da [11], her üç tedavi modalitesi içinde mükemmel kapsamalı tedavi planları yaratılırken, CK ve GK sistemleri ile Novalis sistemine göre daha yüksek konformalite bulunduğu gösterilmiş, GK sistemi ile en düşük GI bulunurken CK ve Novalis sistemi ile de daha düşük iletim zamanına sahip olduğu gösterilmiştir (Şekil 1.b).



Şekil 1 (a). Farklı SRS teknolojileri için doz dağılımının karşılaştırılması : GammaKnife (A), Novalis DCA (B), DMLC-IMRT (C) ve CyberKnife (D) , **(b).** CyberKnife, Novalis ve GammaKnife kullanılarak tedavi edilmiş menenjiyom hastaları için dozimetrik göstergeler (A) Kapsama (B) Gradyent İndeks

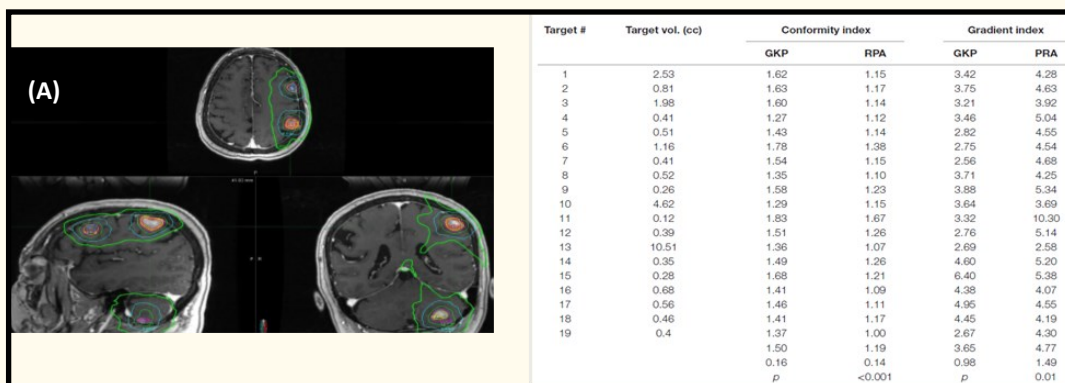
İntrakraniyal tümörler için, Radyasyon Onkoloğu tarafından belirlenmiş hedeflerin tedavi seçimi birçok planlama opsiyonu için verilecek karara bağlıdır. Bundan dolayı CK, linac tabanlı ve GK sistemleri için mükemmel planı bulmanın imkansız olduğu açıktır. GK sistemi, bir çok çalışmada diğer sistemler arasında en yüksek konformalite ve en düşük gradyent index'e sahip ancak diğer sistemlere

göre beam on süresi en fazla olarak bulunmuştur. Bu yüzden tedavi modalitesinin seçiminde özellikle kritik organla ilgili klinik getiri üzerine etkili olan plan kalite parametrelerinin etkisi değerlendirilmeli ve hangi tedavi modalitesinin hastaya uygun olup olmadığı hastaya ve tümöre spesifik olarak karar verilmelidir.

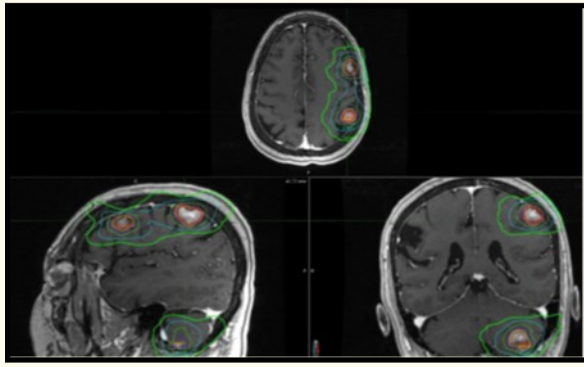
Çoklu hedefler? 3-4 çoklu lezyon?

İntrakraniyal ışınlanmalarda ışınlanacak tümör birden fazla ise seçilecek tedavi modalitesi için karşılaştırma çalışmalarına bakılacak olursa, Liu ve arkadaşlarının 2016 yılında yayınladıkları bir çalışma dikkat çekmektedir. Doz dağılımı Şekil 2.a'da verilen çalışmada 3-4 lezyona kadar olan beyin metastazları için GK ve LINAC tabanlı sistemler

karşılaştırılmıştır [12]. Çalışmanın sonucunda Rapidarc'ın tedavi ve beam-on süresi GK sistemine göre düşük bulunurken, Gradyent indeks GK sistemine göre yüksek bulunmuştur. Ayrıca sistemler arasında normal beyin dozu karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık bulunmadığı gösterilmiştir (Şekil 2 b).



(a)



(a)

	Gamma Knife		RapidArc		p
	Mean	Std.	Mean	Std.	
V12 (patient composite)	10.85	7.2	9.7	5.1	0.63
V6	36.9	16.9	36.3	14.7	0.96
V4.5	86.7	29.8	99	27.3	0.15
V3	160.8	55.7	224	53	0.1
D100	4	0.9	4.6	0.6	0.3
D200	2.6	0.6	3.2	0.5	0.06
D300	2	0.4	2.6	0.4	<0.05
Dspread	1.9	0.73	2.5	0.2	0.01
Beam-on time	71.6	15.9	6.4	0.8	<0.01
Est. total tx time	85.9	19.1	19.3	2.6	<0.01

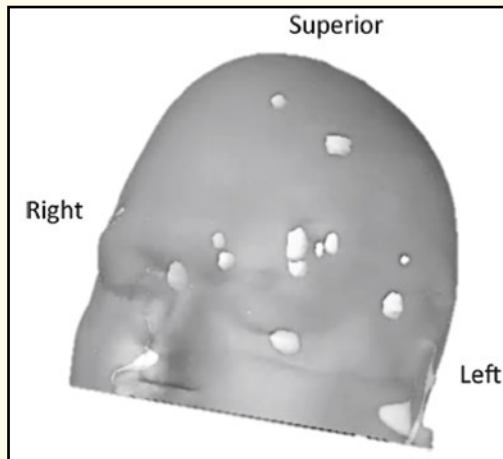
(b)

Şekil 2 (a). LINAC tabanlı (A) ve GammaKnife (B) için doz dağılımı **(b)** Konformite indeks ve gradyent indeks karşılaştırması (A) , Normal beyin dozu karşılaştırılması (B).

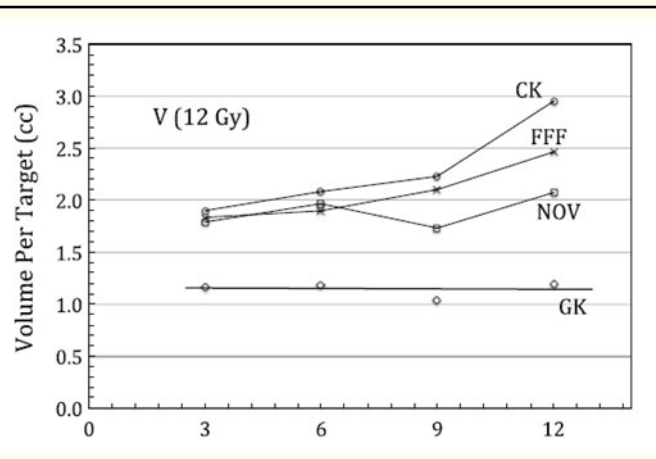
> 6 çoklu lezyon?

İntrakraniyal tümörler için, Radyasyon Onkoloğu tarafından belirlenmiş hedeflerin tedavi seçimi birçok planlama opsiyonu için verilecek karara bağlıdır. Bundan dolayı CK, linac tabanlı ve GK sistemleri için mükemmel planı bulmanın imkansız olduğu açıktır. GK sistemi, bir çok çalışmada diğer sistemler arasında en yüksek konformalite ve en düşük gradyent index'e sahip ancak diğer sistemlere

göre beam on süresi en fazla olarak bulunmuştur. Bu yüzden tedavi modalitesinin seçiminde özellikle kritik organla ilgili klinik getiri üzerine etkili olan plan kalite parametrelerinin etkisi değerlendirilmeli ve hangi tedavi modalitesinin hastaya uygun olup olmadığı hastaya ve tümöre spesifik olarak karar verilmelidir.



(a)



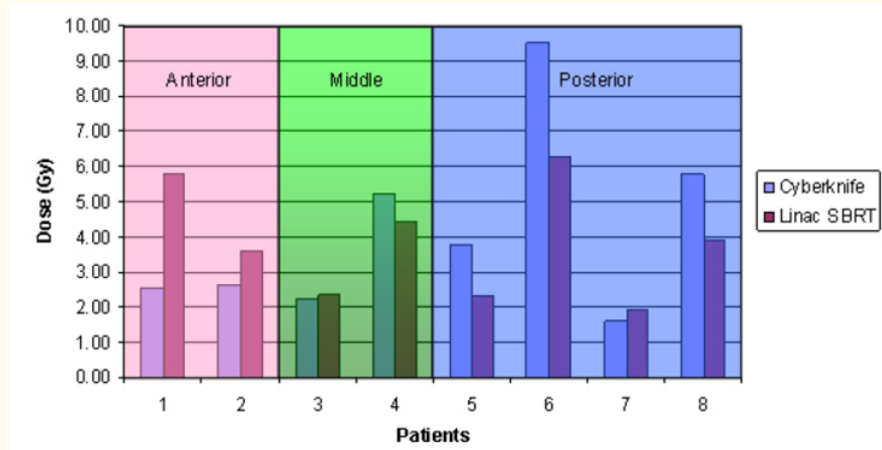
(b)

Şekil 3. (a) 12 lezyonlu beyin metastazı **(b)** dört farklı tedavi modalitesi için 12 Gy alan beyin hacimlerinin karşılaştırması.

AKCİĞER SBRT

Genel olarak farklı tedavi bölgeleri için farklı teknolojilerin karşılaştırıldığı SBRT tedavilerine baktığımızda, karşılaştırma çalışmalarının en sık "akciğer" bölgesi için yapıldığını görüyoruz. Akciğer SBRT tedavisinde farklı teknolojilerin karşılaştırıldığı çalışmaların en temelindeki iki çalışma 2010 yılında Ding ve arkadaşlarının [15] ve 2013 yılında Chan ve arkadaşlarının [16] yaptıkları ve akciğer SBRT tedavilerinde linac tabanlı sistemler ile CyberKnife sisteminin karşılaştırıldığı çalışmalardır. Her iki çalışmada da akciğerdeki lezyonun lokalizasyonuna bağlı olarak

tedavi modalitesi seçimi yapılması gerektiği ile ilgili benzer sonuçlar verilmektedir. Linac tabanlı sistemler ile Cyberknife sistemi akciğer dozları bakımından karşılaştırıldığında Tablo 2'de de gösterildiği gibi 20 Gy alan akciğer hacmi (V_{20Gy}), her iki tedavi modalitesi için de benzer bulunurken tümör hacminin artmasıyla V_{20Gy} 'in arttığı ve bu artışın, tümör hacmi ve şekli ile güçlü korele olduğu gösterilmiştir. Ancak düşük doz bölgesine baktığımızda bu durumun değiştiği ve iki farklı tedavi modalitesi içinde tümör yerleşiminin akciğer doz dağılımı



Şekil 4. Ön, orta ve arka yerleşimli tümörler için Cyberknife ve Linak tabanlı SBRT tedavisinde V_{20Gy} karşılaştırılması.

Buna göre Cyberknife'in Linak tabanlı sistemlere göre daha hassas olduğu ve tümör ön göğüs duvarına yakın lokalizasyonda olduğunda Cyberknife'in Linak tabanlı sistemlere göre akciğere daha az doz ilettiği, ancak tümör lokalizasyonu posteriora daha yakın olduğunda durum tam tersine dönerek akciğer dozunun Cyberknife ile daha yüksek bulunduğu gösterilmiştir (Tablo 2). Cyberknife ve Linak Tabanlı akciğer SBRT'sinde tümör lokalizasyonunun DVH üzerine etkisi şekil 5'de gösterilmiştir. Meydana gelen farkın iki modalitenin birbirinden farklı birçok karakteristiğe sahip olmasından kaynaklandığını biliyoruz. Örneğin Cyberknife SBRT tedavi planları (pratikte 100'den daha fazla) Linak-tabanlı sistemlere (7-10 demet) göre daha çok demet kullanır. Ayrıca, robotik kolun sınırlı ulaşabilir pozisyonundan dolayı Cyberknife demetlerinin hiçbir tedavi

masasının altından iletilemez. Bu yüzden posterior göğüs duvarına yakın yerleşimli tümörler için Linak tabanlı SBRT'ye göre Cyberknife ile akciğere daha yüksek doz verildiği gösterilmiştir. Yapılan her iki çalışmada da farklı modalitelerin kullanımı ile akciğer dozu, bütün hastalar için tolerans değerlerin altında kaldığı için farklı tedavi modalitelerinin kullanımının kliniğe yansımada anlamlı farklılık gözlenmeyebilir ancak gelecekte yapılacak çalışmaların etkisinin belirlenmesi gerekir. Akciğer SBRT tedavisinde tedavi modalitesi seçiminde bir başka önemli konu ise tedavi planlamasında kullanılacak algoritmanın önemidir. Elimizdeki sistemler değerlendirildiğinde akciğer için heterojeniteyi dikkate alan bir algoritma kullanılması gerektiği aşikardır.

Tablo-2. V_{20Gy} ve 1000 cm^3 akciğere iletilmiş minimal doz.

Patient	V_{PTV4D}	V_{20}		Minimal Dose to 1000 cm^3 lung (Gy)		Tumor Position
		CyberKnife	Linac	CyberKnife	Linac	
1	0.34%	1.34%	3.27%	2.55	5.77	Anterior
2	1.19%	3.67%	3.11%	2.86	4.28	Anterior
3	0.91%	4.31%	4.90%	2.07	2.35	Middle
4	4.75%	16.32%	13.37%	8.36	6.96	Middle
5	1.49%	2.16%	2.59%	3.76	2.30	Posterior
6	1.74%	9.11%	6.95%	7.86	4.10	Posterior
7	0.53%	2.21%	2.74%	2.75	2.91	Posterior
8	1.02%	4.83%	5.67%	5.85	4.00	Posterior
mean ±std	1.5%±1.4%	5.5%±5%	5.3%±3.6%	4.2±2.6	3.8±1.6	—

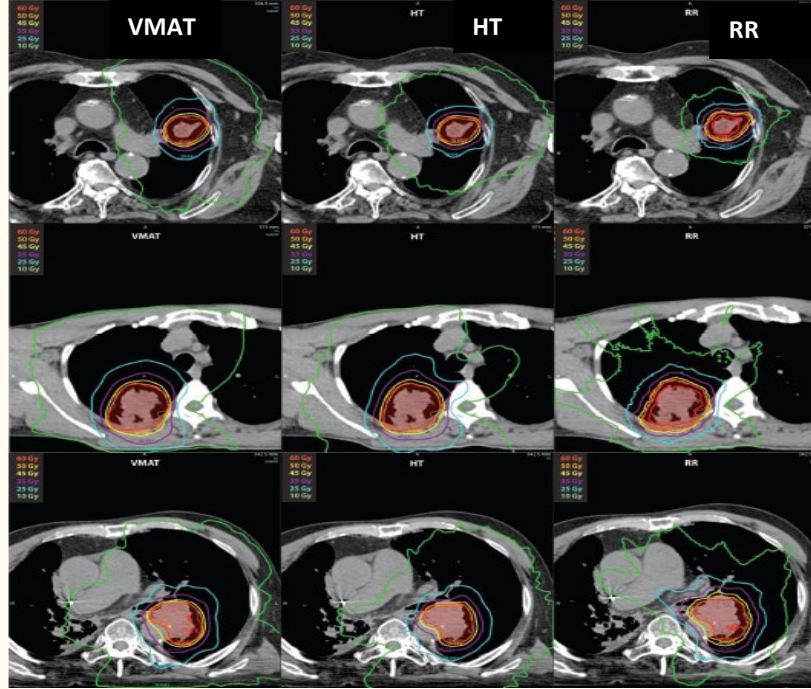
Cyberknife ve Linak tabanlı SBRT modalitelerini karşılaştıran bu iki çalışmanın sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde, dozimetrik, tümör kontrolü ve normal doku korunması temel alınarak tümör lokalizasyonuna göre tedavi modalitesi seçiminde bu iki çalışmanın bizim için genel bir yol gösterici olabileceğini söyleyebiliriz.

Eğer tümör merkezi yerleşimli ise?

Merkezi yerleşimli akciğer lezyonları 3 fraksiyonda 60 Gy dozla tedavi edildiğinde birçok toksisite (Grade 4-5) gözlenir [17-19]. Ancak, fraksiyon sayısı arttırıldığında ve fraksiyon başına doz azaltıldığında merkezi yerleşimli tümörler için daha başarılı getiriler raporlanmıştır [20-21]. Güncel olarak, Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) merkezi yerleşimli tümörler için güvenli fraksiyonasyon şemasını belirlemek için doz arttırımı çalışmasını (protokol 0813) yürütmüşlerdir [22]. Doz şemalarının modifikasyonunun yanında, modern iletim sistemlerinin geliştirilmesi ile de daha iyi doz dağılımları elde edilmesi sağlanmıştır. Elimizde SBRT tedavi seçeneği olarak Robotik tabanlı (CK), linak tabanlı ve Helikal Tomoterapi (HT) var ise "Merkezi yerleşimli tümörlerin tedavisinde hangi tedavi modalitesini kullanmak daha uygun olur?" sorusuna Kannrunimit ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı çalışmada önemli ipuçları verilmektedir [23].

Aslında elimizdeki tüm tedavi sistemleriyle RTOG protokollerine göre deneyimimiz oranında klinik olarak kabul edilebilir tedavi planını yaratmak mümkündür ancak özellikle merkezi yerleşimli akciğer tümörlerinde tümörün kritik organa yakınlığından dolayı kritik organ dozunun düşük olması yani GI'nın düşük olması kritik organların organ toksisitesinin azaltılması açısından son derece

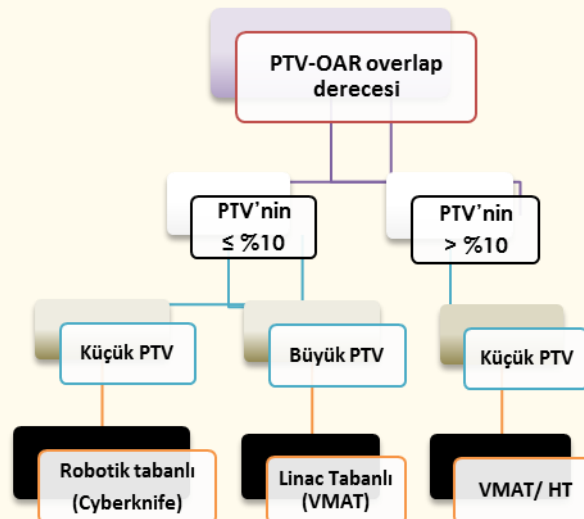
önemlidir. Çalışmada farklı tümör lokalizasyonu, boyutu ve kritik organa yakınlıklarına göre farklı tümörlere sahip hasta grupları seçilmiş, buna göre PTV boyutunun ve PTV'nin merkezi kritik organlarla overlap derecesinin tedavi platformu seçiminde ne derece önemli olduğu çalışılmıştır. Şekil 6'da VMAT, HT ve RR planlarında aynı aksiyel kesit için doz dağılımı karşılaştırılması gösterilmiştir.



Şekil 6. VMAT, HT ve RR planlarında aynı aksiyel kesit için doz dağılımı karşılaştırılması (Soldan sağa).

Çalışmanın sonuçlarına göre, PTV boyutunuz ne olursa olsun, PTV'nin kritik organla overlap derecesi %10'dan küçükse robotik tabanlı radyocerrahi sistemi ile en iyi fall-off ve en düşük akciğer dozunun sağlandığı, eğer PTV'nizin overlap derecesi %10'dan büyükse hem VMAT hem HT'nin iyi bir plan kalitesi sağladığı gösterilmiştir (Şekil 7). Ancak eğer PTV boyutunuz büyükse, VMAT teknolojisinin tedavi süresini azaltmanın yanında daha düşük akciğer dozu da sağladığı gösterilmiştir. Tümör boyutunun artması ile,

Cyberknife'ta non-coplanar demet sayısı arttığından linak tabanlı sistemlere göre daha geniş düşük doz bölgesi oluşmaktadır. Tam tersi tümör boyutu küçüldüğünde Linak tabanlı sistemlerle yapılan planlar ile daha az korformalite ve MLC kalınlığının limitasyonundan dolayı normal dokuya daha fazla doz leakage'i verilmektedir. Oysa Cyberknife'ta cone kolimatör sistemi olduğundan özellikle küçük tümörlerde mükemmel doz konformitesi sağlanabilmektedir.



Şekil 7. Merkezi yerleşimli akciğer tümörlerinde SBRT modalitesi seçiminde klavuz çizelgesi.

KARACİĞER SBRT

Karaciğer SBRT'sinde bugün birçok gelişmiş radyoterapi tekniği kullanılmasına rağmen geçmişte radyasyona bağlı yüksek riskli karaciğer toksisitesine sebep olduğu düşünüldüğünden radyoterapinin kullanımı sınırlı idi. Şimdilerde SBRT tekniği karaciğer lezyonlarının tedavisinde düşük fraksiyon sayılarında tümöre yüksek dozu doğrulukla verirken çevre dokuları korumasından dolayı sıklıkla kullanılmaktadır. Karaciğer paralel organ olduğu için, seçilmiş karaciğer bölgesine yüksek dozların verilmesi güvenli olarak düşünülmektedir [24]. SBRT uygulamasında radyasyona bağlı karaciğer toksisitesi için birçok karaciğer kısıtlayıcı doz önerilmektedir. Scheffer ve ark. [25]'leri minimum normal karaciğer hacminin 700 ml'sinin 3 fraksiyonda 15 Gy maksimum doza izinli olduğunu göstermişlerdir. Bu kısıtlayıcı dozlarda birçok toksisite görülmemiştir. Timmerman ve ark'ları 700 mL kritik hacim için maksimum 17.1 Gy'lik dozun güvenli olduğunu gösterirken [26], AAPM TG 101'de 700 ml'nin altındaki hacimler için 3 fraksiyonda 19.2 Gy'lik doz threshold dozu olarak önerilmiştir [27].

Karaciğer SBRT tedavilerinde tedavi modalitesinin seçiminde kriter belirlemek için literatüre baktığımızda akciğer SBRT'sinde olduğu gibi üçlü cihaz karşılaştırmalarını göremiyoruz. Literatürde en sık Cyberknife ve Linak Tabanlı sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmaları görüyoruz. Genel olarak çalışmaların sonuçlarına bakıldığında Paik ve ark.'larının çalışmasında [28] da gösterildiği gibi Cyberknife'in Linak tabanlı sistemlere göre daha iyi PTV doz konformalitesi sağladığı (Tablo 3) ancak normal karaciğer doz volüm histogramları karşılaştırıldığında yüksek ve düşük doz bölgelerinde iki sistem arasında farklılıklar bulunduğu gösterilmiştir (Tablo 4). Şekil 8'de RapidArc ve CyberKnife planları için aksiyel, koronal ve sagittal kesit doz dağılımı karşılaştırması gösterilmiştir. Yüksek doz bölgesinde Cyberknife'in düşük doz bölgesinde ise linak tabanlı sistemlerin daha iyi normal karaciğer dokusunu koruduğu gösterilmiştir [28]. Bu çalışmada tedavi süresinin kısa olması ve düşük doz bölgesinde karaciğer dozunun robotik tabanlı sistemlere göre daha iyi korunmasından dolayı linak tabanlı sistemler tercih edilmiştir.

Tablo 3. Planlanan hedef hacim kapsamalarında dozimetrik parametreler

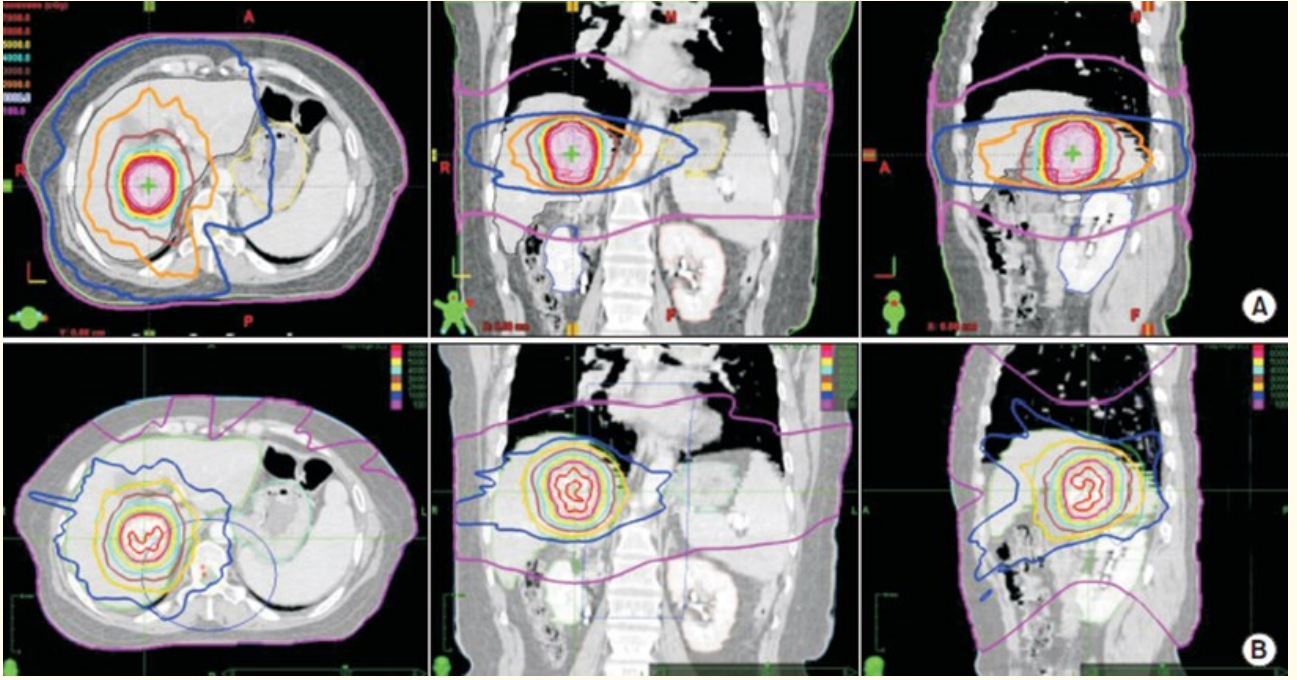
Variable	RapidArc	CyberKnife	p-value
D_{max} (Gy)	65.8 ± 1.9	73.5 ± 0.7	<0.001
D_{min} (Gy)	57.9 ± 1.4	57.0 ± 1.9	0.034
D_{mean} (Gy)	62.2 ± 1.0	66.8 ± 0.6	<0.001
CI	1.13 ± 0.10	1.05 ± 0.02	<0.001
HI	1.10 ± 0.03	1.23 ± 0.01	<0.001

D_{max} , maximum dose; D_{min} , minimum dose; D_{mean} , mean dose; CI, conformity index; HI, homogeneity index.

Tablo 4. Normal Karciğer için dozimetrik parametreler

V_x (%)	RapidArc	CyberKnife	p-value
V_1	84.5 ± 17.3	92.1 ± 12.4	0.042
V_3	70.7 ± 21.5	81.5 ± 18.6	0.036
V_5	64.5 ± 22.3	71.7 ± 21.9	0.189
V_{10}	50.4 ± 18.7	50.4 ± 23.3	0.969
V_{15}	35.9 ± 15.1	35.1 ± 19.9	0.703
V_{17}	30.8 ± 13.5	30.1 ± 17.8	0.726
V_{20}	24.4 ± 11.3	24.0 ± 14.6	0.774
V_{30}	12.1 ± 6.2	13.5 ± 8.6	0.680
V_{40}	6.5 ± 3.5	8.2 ± 5.4	0.347
V_{50}	3.3 ± 1.7	4.2 ± 2.8	0.355
V_{60}	0.4 ± 0.2	0.3 ± 0.2	0.011
D_{max} (Gy)	64.7 ± 1.5	64.3 ± 1.4	0.205
D_{mean} (Gy)	13.6 ± 4.8	14.5 ± 6.0	0.432

V_x , volume receiving x Gy or more; D_{max} , maximum dose; D_{mean} , mean dose.



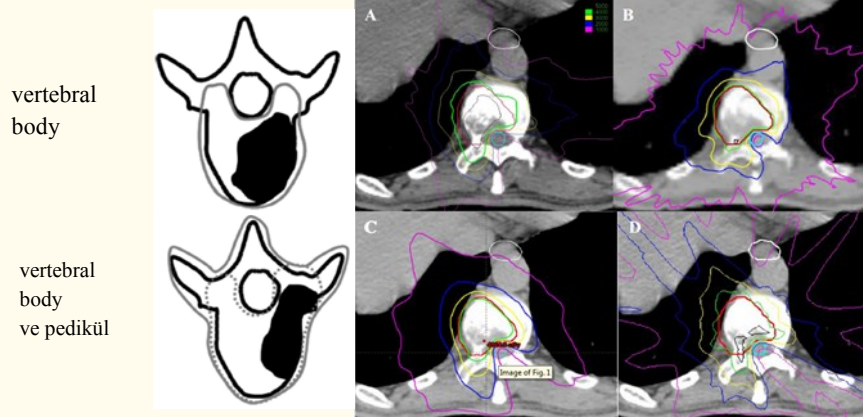
Şekil 8. (A) RapidArc ve (B) CyberKnife planları için aksiyel, koronal ve sagittal kesit doz dağılımı karşılaştırması.

SPİNAL METASTAZ SBRT

Görüntü takibi tekniklerinin gelişmesi ile LINAC tabanlı hipofraksiyonel ekstrakraniyal radyocerrahi ya da SBRT, primer ve metastatik lezyonlar için efektif ve güvenilir bir tedavi olarak kabul edilmektedir [29-30]. Spinal metastazların ışınlanmasında da Robotik tabanlı, Linak tabanlı ya da Helical Tomoterapi gibi SBRT cihazlarının tümü kullanılmaktadır. SBRT teknolojileri arasındaki GI ve konformalite indeksi karşılaştırılmalarına bakıldığında tüm sistemler SBRT yapabilme kabiliyetine sahip olduğunu görüyoruz.

2016 yılında spinal metastazların SBRT tedavisinde sistemler arasında karşılaştırma yaparak tedavi cihazı seçiminde bize yol gösterecek bir çalışma yayınlandı [31]. Bu çalışma torasik spinal metastaz SBRT'si için dört farklı tedavi modalitesini karşılaştıran ilk çalışma olma özelliğinde aynı zamanda. Çalışmada CK, HT ve LINAC-tabanlı iki tedavi tekniği (VMAT ve IMRT) 6 body tip ve 6 body+pedikül tip izole torasik spinal lezyonlar için karşılaştırılmıştır. Bir body+pedikül tip spinal metastaz

SBRT planının aksiyel doz dağılımı karşılaştırması şekil 9'da gösterilmiştir. Bu çalışmaya göre tedavi sonucunu cihaz farklılıklarına göre etkileyen en büyük faktörün ışınlanan vertebranın ışınlanan volümü, yani ışınlanan bölümün sadece vertebral body ya da vertebral body+pedikül olması olduğu gösterilmiştir. Vertebral body tip metastazlarda CK, HT ve VMAT, IMRT'ye göre daha keskin GI ve küçük penumbra göstermiştir. Bu üç modalite arasında VMAT diğer SBRT modaliteleri arasında en kısa tedavi süresi, en düşük MU ile body-tip metastazlar için ilk tercih olarak önerilmiş ve daha kısa tedavi süresi ile VMAT body-tip metastazlar için ilk seçenek olarak önerilmiştir. İkinci seçenek olarak CK ya da HT önerilmiştir. Ancak eğer tedavi bölgesi olarak vertebral body+pedikül alınacaksa VMAT ile kıyaslandığında MU ve tedavi süresine rağmen HT tercih edilmesi önerilmiştir. Body+pedikül lezyonların daha irregular ve daha büyük bir PTV'ye sahip olmasından dolayı CK'nın, HT ve RA ye göre keskin GI ve küçük penumbra sağladığı gösterilmiştir.



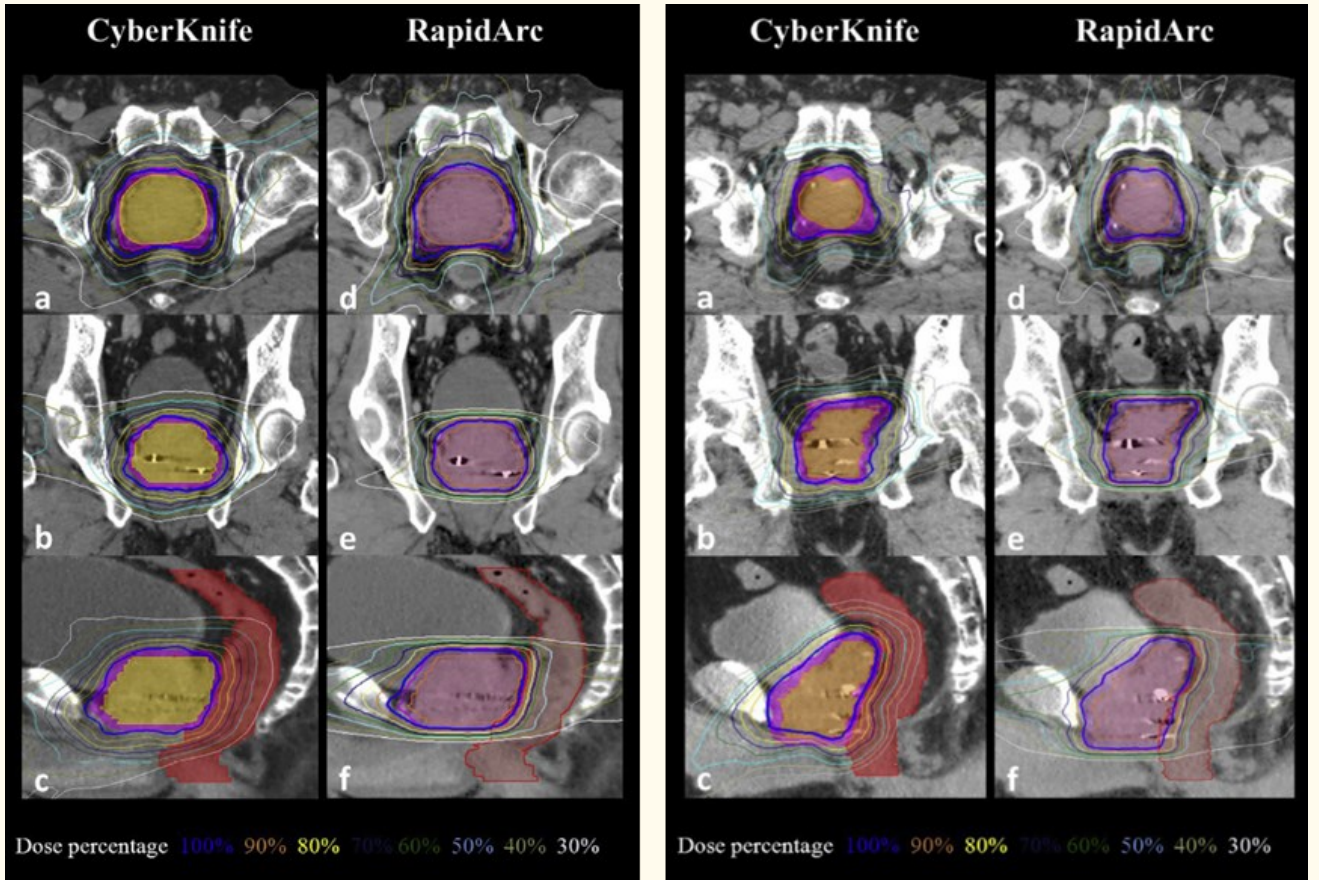
Şekil 9. Body+pedikül tip spinal metastaz SBRT planlarının aksiyel doz dağılımı karşılaştırması. (A) CyberKnife (B) Helikal Tomotherapy (C) VMAT (D) IMRT.

PROSTAT SBRT

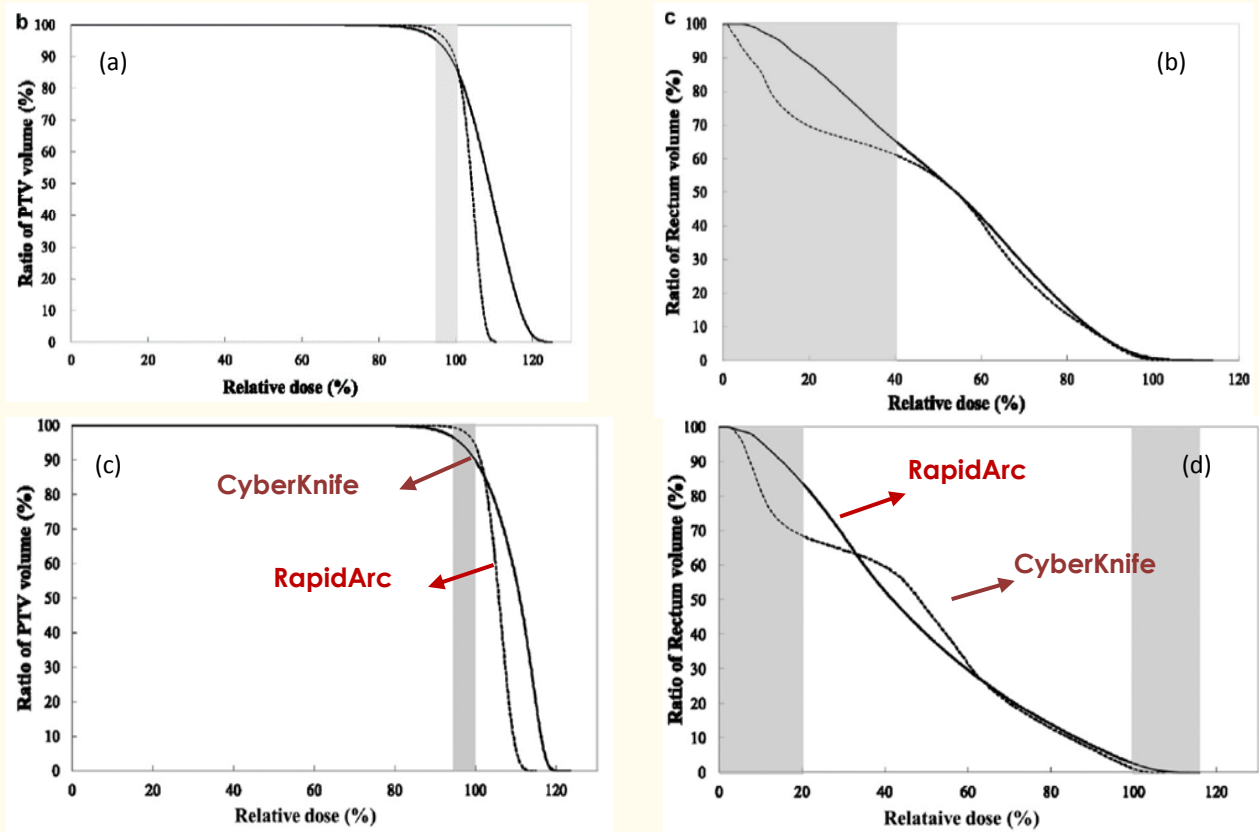
Son zamanlarda, prostat kanseri tedavisinde Cyberknife tedavisi ile umut verici gelişmeler yayınlanmıştır [32-35]. Cyberknife sistemi, tedavi iletiminde keskin doz gradyentiyle çoklu izosentrik olmayan demet kullanarak doğru IGRT'si ile doğrulukla tedavi edebilen bir sistemdir. Prostat SBRT tedavisinde hem robotik hem de Linak tabanlı tedavi planlarıyla doz dağılımı ve dozimetrik parametreler bakımından klinik olarak kabul edilebilir plan yaratmak mümkündür. İki tedavi modalitesi arasında dozimetrik olarak farklılıklar olmasına rağmen planlar klinik olarak ayırt edilemeyebilir. Ancak Linak tabanlı sistemlerle yaratılan VMAT tekniğinin en önemli avantajı çok yapraklı kolimatörün iyi uzaysal rezolüsyonu ve arc terapinin doğasından dolayı mükemmel bir doz konformalitesine sahip olmasıdır. Ayrıca VMAT ile bir çok çalışmada da gösterildiği gibi mesane ve rektum gibi yakın kritik organların daha iyi korunması sağlanmaktadır. CK sisteminde radyasyonun konformal olmayan demetlerle iletilmesinden dolayı sıcak ve soğuk noktalar oluşur. Bu noktalar Linak tabanlı sistemlere göre daha heterojen bir doz dağılımına sebep olur. Lin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [36] hastalar iki grupta incelenmişlerdir. Birinci grupta hastalar rektum'un Dmax doz sınırlamasına göre (36

Gy'den fazla alan rektum hacminin 1 cm³'den az alması) planlanırken (grup 1), ikinci gruptaki hastalar rektum'un DVH doz sınırlamalarına (V50<50%; V80<20%; V90<10%, V100<5%) (grup 2) göre planlanmıştır. Grup 1 ve grup 2 hastaları için Rapidarc ve CK planlarının doz dağılımı Şekil 10 (a) ve (b)'de gösterilmiştir.

Düşük doz bölgesi için CK planları ile VMAT planları karşılaştırıldığında CK ile daha büyük V5 bölgesi ve rektumda daha geniş düşük doz bölgesi görülmüştür. Bunun birinci sebebi VMAT'ın CK planlarına göre izosentrik demet iletimi ve CK planlarında non-izosentrik yönlerde görülen yayılmanın ark planlarında bütün dozun ark düzlemi boyunca biriktirilmesindendir. CK ile küçük aralıkta doz iletiminden dolayı hedefe benzer dozu iletmek için gerekli olan MU daha fazladır. Ayrıca CK planları ile VMAT planları karşılaştırıldığında iki sistem arasındaki iletim etkinliği CK tekniğinin real time tracking için implante fiducial markır kullanılmasından dolayı tedavi süresini arttırmaktadır. Şekil 11 (a) (b) ve şekil 11 (c) (d)'de 1 ve 2. Grup hastalar için Cyberknife ve Rapidarc teknikleri için ortama doz volüm histogramı karşılaştırması gösterilmiştir.



Şekil 10. (a) grup 1 hastalar için Rapidarc ve CK planlarının doz dağılımı (b) Grup 2 hastalar için Rapidarc ve CK planlarının doz dağılımı.



Şekil 11. (a). Grup 1 hastalarının **Planlanan Target Volume (PTV)** açısından CK (düz çizgi) ve RapidArc (kesikli çizgi) teknikleri için ortalama DVH karşılaştırılması. **(b)** Grup 1 hastalarının **Rektum hacmi** için ortalama DVH karşılaştırılması. **(c)** Grup 2 hastalarının **Planlanan Target Volume (PTV)** açısından ortalama DVH karşılaştırılması. **(d)** Grup 2 hastalarının **Rektum hacmi** için ortalama DVH karşılaştırılması. Gri bölge CK ve RA planları arasındaki istatistiksel olarak anlamlılığı ($P < 0.05$) ifade etmektedir.

Cyberknife'in RapidArc'a göre tedavi süresinin uzun olması dezavantajı Cyberknife'in yeni versiyonunda output hızının artırılması ile giderilmiştir. Apılan son çalışmalardan CK ve RA'nın yeni versiyonlarının karşılaştırılması [37] ile sonuçlar CK ile kıyaslandığında farklı PTV marjları altında bile RA'nın daha düşük doz bölgesi ve daha yüksek konformalite sağladığı gösterilmiştir. Ortalama tedavi süresi CK ile

ortalama 39 dakika iken, RA ile 3 dakika olarak bulunmuştur. Bu farklılıklar sistemlerin farklı doğasından kaynaklanmaktadır. RA, CK'ya göre tedavi süresini azaltırken konformal doz dağılımını yaratmak için daha iyi bir potansiyel olduğu gösterilmiştir. İyi dozimetrik dağılım, daha kısa tedavi süresi, lokalize prostat kanseri SBRT tedavisinde RA'ı CK'ya göre daha üstün kılmaktadır.

Sonuçta; özellikle SBRT metodunda hasta seçimi önemli bir konudur. Cyberknife tedavisinin RapidArc tedavisi ile kıyaslandığında en önemli dezavantajı uzun iletim süresidir. Uzun tedavi süresi, hastanın konforunun bozulması ve fraksiyonlar arası hasta hareketine sebep olmaktadır. Bundan dolayı hasta hareketine bağlı belirsizliği önlemek için yeterli marj kullanılmalıdır. Bu yüzden kısa tedavi süresi her zaman avantajlıdır. Ancak Cyberknife tedavisinde tedavi marjlarının azaltılmasına yardımcı olmak için çeşitli takip yöntemleri kullanıldığından bu iki cihaz arasında tedavi zamanlarını karşılaştırmak uygun olmaz. Bu şekilde düşündüğümüzde her sistemin kendine ait avantaj ve dezavantajları olduğunu görüyoruz.

Tüm bu söylediklerimizden tedavi modalitesi seçiminde sahip olduğumuz cihaz teknolojisi kadar, güncel yayınların ve ilgili tedavi alanı için belirlenmiş protokollerin takip edilmesinin de önemli olduğunu söyleyebiliriz. Ancak bunun yanında deneyimin öneminin de büyük olduğunu söylemek yanlış olmaz. Örneğin linak tabanlı bir sistemle de non-coplanar alanlar kullanarak, daha dar MLC kalınlığı ve FFF enerjileri kullanarak iyi bir PTV kapsamı ile kritik organların daha iyi korunduğu planlar yaratmak mümkündür. Bildiğimiz gibi bütün SRS/SBRT tedavi cihazlarına sahip olmamız mümkün değildir bu yüzden burada önemli olan sahip olduğumuz tedavi cihazının yeteneklerinin bilincinde olarak sahip olduğumuz potansiyeli en iyi kullanarak en iyi planı yaratmaktır.

Referanslar

- [1]. National Radiotherapy Implementation Group (NRIG) Report. Stereotactic body radiotherapy. Guidelines for commissioners, providers and clinicians in England 2011.
- [2]. Lindquist C, Paddick I. The Leksell Gamma Knife Perfexion and comparisons with its predecessors. *Neurosurgery* 2007;61:130-40.
- [3]. Novotny J, Bhatnagar JP, Niranjana A. Dosimetric comparison of the Leksell Gamma Knife Perfexion and 4C. *J Neurosurg* 2008;109:8-14.
- [4]. Tsao M, Xu W, Sahgal A. A meta-analysis evaluating stereotactic radiosurgery, whole-brain radiotherapy, or both for patients presenting with a limited number of brain metastases. *Cancer* 2012;118:2486-93.
- [5]. Tsao MN, Rades D, Wirth A, Lo SS, Danielson BL, et al. Radiotherapeutic and surgical management for newly diagnosed brain metastasis (es): an American Society of Radiation Oncology (ASCO) and American Society of Neuro-Oncology (ASNO) Joint Clinical Practice Guideline. *J Clin Oncol* 2012;30:211-22.
- [6]. Nill S, Tücking T, Münter M, Oelfke U. Intensity modulated radiation therapy with multileaf collimators of different leaf widths: a comparison of achievable dose distributions. *Radiother Oncol* 2005;75:106-11.
- [7]. Solberg TD, Boedeker K, Fogg R, Selch M, DeSalles A. Dynamic arc radiosurgery field shaping: a comparison with static field conformal and noncoplanar circular arcs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;49:1481-91.
- [8]. Kuo JS, Yu C, Petrovich Z, Apuzzo ML. The CyberKnife stereotactic radiosurgery system: description, installation, and an initial evaluation of use and functionality. *Neurosurgery* 2003;53:1235-9.
- [9]. Echner G, Kilby W, Lee M, et al. The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery. *Phys Med Biol* 2009;54:5359-80.
- [10]. Gevaert T, Levivier M, Lacomere T, et al. Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiosurgery of arteriovenous malformations and acoustic neuromas. *Radiother Oncol*. 2013;106: 192-97.
- [11]. Kaul D, Badakhshi H, Gevaert T, et al. Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiosurgery of meningioma. *Acta Neurochir*. 2015;157:559-564.
- [12]. Liu H, Andrews D W, Evans J J, et al. Plan Quality and treatment efficiency for Radiosurgery to multiple brain metastases: Non-coplanar rapidarc vs. GammaKnife. *Frontiers in Oncology*. 2016;6: 1-7.
- [13]. Lawrence YR, Li XA, el Naqa I, Hahn CA, Marks LB, Merchant TE, Dicker AP (2010) Radiation dose-volume effects in the brain. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 76(3 Suppl):S20-27.
- [14]. Ma L, Nichol A, Hossain S, Wang B, et al. Variable dose interplay effects across radiosurgical apparatus in treating multiple brain metastases. *Int J CARS*:2014; 1079-86.
- [15]. Ding C., Chang CH., Haslam J., Timmerman R., Solberg T. et al. A dosimetric comparison of stereotactic body radiation therapy techniques for lung cancer: Robotic versus conventional linac-based systems. *JACMP*; 11(3):2010.
- [16]. Chan MKH., Kwong DLW., Law GML, Tam E. et al. Dosimetric evaluation of four dimensional dose distributions of Cyberknife and volumetric-modulated arc radiotherapy in stereotactic body lung radiotherapy. *JACMP*; 14(4):2013.
- [17]. Le, Q. T., Loo, B. W., Ho, A., Cotrutz, C., Koong, A. C., Wakelee, H., Kee, S. T., Constantinescu, D., Whyte, R. I., Donington, J. Results of a phase I dose-escalation study using single-fraction stereotactic radiotherapy for lung tumors. *Journal of Thoracic Oncology: Official Publication of the International Association for the Study of Lung Cancer* 1, 802-809 (2006).
- [18]. Timmerman, R., McGarry, R., Yiannoutsos, C., Papiez, L., Tudor, K., DeLuca, J., Ewing, M., Abdulrahman, R., DesRosiers, C., Williams, M., Fletcher, J. Excessive toxicity when treating central tumors in a phase II study of stereotactic body radiation therapy for medically inoperable early-stage lung cancer. *Journal of Clinical Oncology: Official Journal of the American Society of Clinical Oncology* 24, 4833-4839 (2006).
- [19]. Song, S. Y., Choi, W., Shin, S. S., Lee, S. W., Ahn, S. D., Kim, J. H., Je, H. U., Park, C. I., Lee, J. S., Choi, E. K. Fractionated stereotactic body radiation therapy for medically inoperable stage I lung cancer adjacent to central large bronchus. *Lung Cancer* 66, 89-93 (2009).
- [20]. Nuytens, J. J., van der Voort van Zyp, N. C., Praag, J., Aluwini, S., van Klaveren, R. J., Verhoef, C., Pattynama, P. M., Hoogeman, M. S. Outcome of four-dimensional stereotactic radiotherapy for centrally located lung tumors. *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* 102, 383-387 (2012).
- [21]. Chi, A., Liao, Z., Nguyen, N. P., Xu, J., Stea, B., Komaki, R. Systemic review of the patterns of failure following stereotactic body radiation therapy in early-stage non-small-cell lung cancer: clinical implications. *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* 94, 1-11 (2010).
- [22]. Bezjak, A., Bradley, J., Gaspar, L. E., Timmerman, R. D., Papiez, L., Gore, E., Kong, F.-M., Bae, K., Normolle, D. Seamless phase I/II study of stereotactic lung radiotherapy (SBRT) for early stage, centrally located, non-small cell lung cancer (NSCLC) in medically inoperable patients (RTOG 0813). *Trial* started February 2, 2009.
- [23]. Kannarunimit D, Descovich M, Garcia A, Chen J, et al. Analysis of Dose Distribution and Risk of Pneumonitis in Stereotactic Body Radiation Therapy for centrally Located Lung Tumors: A comparison of Robotic Radiosurgery, Helical Tomotherapy and Volumetric Modulated Arc Therapy. *Tec Cancer Res Treat*. 14(1):2015.
- [24]. Kang JK, Kim MS, Cho CK, et al. Stereotactic body radiation therapy for inoperable hepatocellular carcinoma as a local salvage treatment after incomplete transarterial chemoembolization. *Cancer* 2012;118:5424-31.
- [25]. Scheffer TE, Kavanagh BD, Timmerman RD, Cardenas HR, Baron A, Gaspar LE. A phase I trial of stereotactic body radiation therapy (SBRT) for liver metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;62:1371-8.
- [26]. Timmerman RD. An overview of hypofractionation and introduction to this issue of seminars in radiation oncology. *Semin Radiat Oncol* 2008;18:215-22.
- [27]. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37:4078-101.
- [28]. Paik E K, Kim M S, Choi C W, et al. Dosimetric comparison of volumetric modulated arc therapy with robotic stereotactic radiation therapy in hepatocellular carcinoma. *Radiat Oncol*. 33(3); 233-241:2014.
- [29]. Blomgren H, Lax I, Naslund I, et al. Stereotactic high dose fraction radiation therapy of extracranial tumors using an accelerator. Clinical experience of the first thirty-one patients. *Acta Oncol*. 34:861-70;1995.
- [30]. Hamilton AJ, Lulu BA, Fosmire H, et al. Preliminary clinical experience with linear accelerator- based spinal stereotactic radiosurgery . *Neurosurgery* 36:311-9;1995.
- [31]. Yang J, Ma L, Wang X.S, Xu W X, et al. Dosimetric evaluation of 4 different treatment modalities for curative-intent stereotactic body radiation therapy for isolated thoracic spinal metastases. *Medical Dosimetry*. 41:105-112;2016.
- [32]. King CR, Brooks JD, Gill H, Pawlicki T, Cotrutz C, Presti Jr JC. Stereotactic body radiotherapy for localized prostate cancer: interim results of a prospective phase II clinical trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:1043-8.
- [33]. Katz AJ. Cyberknife radiosurgery for prostate cancer. *Technol Cancer Res Treat* 2010;9:463-72.
- [34]. Freeman DE, King CR. Stereotactic body radiotherapy for low-risk prostate cancer: five-year outcomes. *Radiat Oncol* 2011;6:3.
- [35]. King CR, Freeman D, Kaplan I, Fulle D, et al. Stereotactic body radiotherapy for localized prostate cancer: pooled analysis from a multi-institutional consortium of prospective phase II trials. *Radiother Oncol* 2013;109:217-21.
- [36]. Lin Y-W, Lin K-H, H H-W, et al. plan comparison between stereotactic body radiation therapy techniques for prostate cancer: Non-isocentric Cyberknife versus isocentric RapidArc. *Physica Medica* 2014;30: 654-61.
- [37]. Tree A, Jones C, Sohaib A, Khoo V, van As N. Prostate stereotactic body radiotherapy with simultaneous integrated boost: which is the best planning method? *Radiat Oncol* 2013;8:228.



Fiz. Uzm. Hande BAŞ AYATA

1979 yılında Edirne'de doğdu. 2002 yılında Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun olduktan sonra aynı yıl Ankara Üniversitesi Medikal Fizik alanında yüksek lisans programına başladı. 2002-2005 yılları arasında Gülhane Askeri Tıp Akademisinde sözleşmeli olarak çalıştı. 2005 yılında yüksek lisans programını tamamlayarak halen çalışmakta olduğu Özel Anadolu Sağlık Merkezi Radyasyon Onkolojisinde medikal fizik uzmanı olarak göreve başladı. Halen Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği A.D.'nda doktora çalışmalarını sürdürmektedir. Hayattaki en büyük tutkusunu resim ve heykel yapmaktır.

SRS/SBRT Kalite Kontrolü: Cihaz ve Hasta Bazlı Kalite Kontrol Yöntemleri

Fiz.Uzm. Bora TAŞ

Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) / Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT) tedavi teknikleri bilindiği gibi oldukça yüksek dozları küçük boyuttaki hedef hacme verirken, hedef hacmin dışında ise keskin doz gradientinin yüksek hassasiyet ve doğrulukla uygulanması işlemidir.

Kafa içi ve kafa dışı şekilde uygulanan bu tedaviler; yüklü parçacıklar (Proton, Karbon vb.), Gammaknife, Cyberknife,

Tomoterapi ve Lineer hızlandırıcı cihazları ile gerçekleştirilmektedir. Kliniklerin olası hataları minimuma indirmesi için SRS/SBRT tedavilerine geçmeden önce kritik bir hazırlık sürecinden geçmelerinde fayda bulunmaktadır. Bunlardan bahsetmek gerekirse;

- 1). Uygulanacak SRS/SBRT programının kapsamı ve hedefi belirlenmelidir.
- 2). Tedavi modaliteleri, doz-fraksiyon şemaları ve tedavi planının amacı klinik hedefler doğrultusunda ortaya konmalıdır.
- 3). Hasta pozisyonlanması, tedavi uygulanması ve doğrulaması için gerekli ekipmanlar, her bir tedavi modalitesi ve tedavi şeması için belirlenmelidir.
- 4). Çalışanların SRS/SBRT tedavilerine entegrasyonu için ihtiyaçları ortaya konmalıdır.
- 5). Kabul ve devreye alma testleri için prosedürler hazırlanmalıdır.
- 6). SRS/SBRT simülasyonları yapılmalı, tedavi planlama, uygulanan doz ve dozun doğrulanması, raporlama ve rutin kalite kontrol (QA) prosedürleri belirlenmelidir.
- 7). Çalışanların eğitimine önem verilmelidir¹.

SRS/SBRT tedavilerini yüksek doğruluk ile gerçekleştirebilmek için 3 Boyutlu Konformal ve IMRT/VMAT tedavilerine göre daha kapsamlı kalite kontroller ile daha düşük tolerans değerlerine sahip olmamız gerekmektedir.

SRS/SBRT tedavi teknikleri için AAPM Task Group 40'da verilmiş olan tolerans değerleri geçerli olmakla birlikte bazı yeni tolerans değerleri AAPM'in Task Group 142 raporunda mevcuttur^{2,3}. Belli başlı değişiklikler **Tablo 1.** verilmiştir.

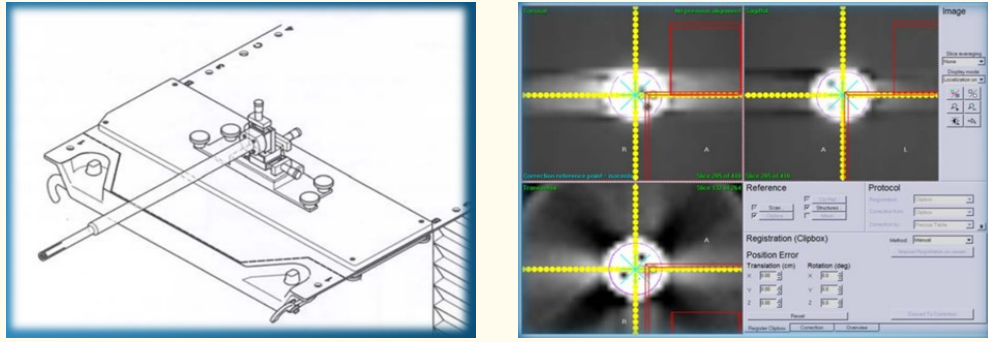
Tablo 1. AAPM Task Group 142'de SRS/ SBRT için değişen tolerans değerleri

Cihaz da Mekanik olarak	3 Boyutlu	IMRT / VMAT	SRS / SBRT
Lazer Lokalizasyonu	2 mm	1 mm	< 1 mm
Kolimatör boyut göstergesi	2 mm	2 mm	1 mm
Tedavi masası pozisyon göstergesi	2 mm / 1°	2 mm / 1°	1 mm / 0.5°
Mekanik izomerkez ile radyasyon izomerkez uyumu	2 mm	2 mm	1 mm
Görüntüleme de Düzlemsel KV ve MV port için			
Pozisyonlama / Tekrarlanabilirlik	≤ 2 mm	≤ 2 mm	≤ 1 mm
Görüntüleme ve tedavi koordinatları uyumu	≤ 2 mm	≤ 2 mm	≤ 1 mm
Cone Beam CT (kV ve MV)			
Görüntüleme ve tedavi koordinatları uyumu	≤ 2 mm	≤ 2 mm	≤ 1 mm

Küçük alan dozimetrisinden veya modellemesinden gelebilecek hatalar, SRS/SBRT tedavisinde büyük problemlere yol açabilmektedir. Bu yüzden SRS/SBRT tedavisine geçilmeden ilk etapta küçük alan dozimetresinde kullanılan ekipmanların ve sonuçların literatür taranarak kontrol edilmesinde büyük önem vardır.

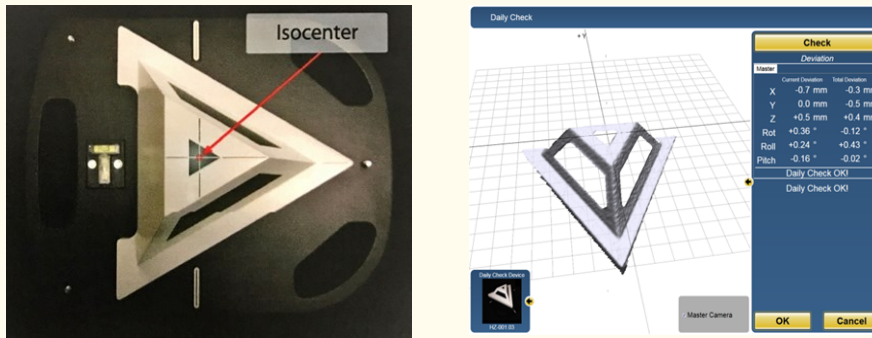
IMRT/VMAT tedavileri için de önemli olan mekanik izomerkez ile radyasyon izomerkez uyumu SRS/SBRT tedavi teknikleri ile daha da fazla önem arz etmektedir. Bunun en önemli nedeni küçük hacimli hedeflerin ışınlanması ve Flattening Filter Free (FFF) enerjilerinin kullanılıyor olmasındandır. Bilindiği gibi FFF enerjilerinde merkez de yüksek doz varken, alan kenarlarına doğru gidildikçe doz miktarı azalmaktadır ve kurulum esnasında radyasyon izomerkezinin, mekanik izomerkezle uyumunun sağlanması büyük önem arz etmektedir. Mekanik izomerkez; gantry'nin, kolimatör'ün ve masa'nın rotasyonel hareketinden bağımsız olarak elde edilen kesişim noktasıdır, bu noktanın radyasyon izomerkezi ile uyumu Winston-Lutz (Ball-bearing) testi ile kontrol edilebilmektedir. Aynı zaman da IGRT (OBI/XVI) görüntüleme sistemlerinin izomerkezinin cihazın mekanik izomerkezi ile uyumu yine Winston-Lutz testi ile kontrol

edilebilmektedir (**Şekil 1.**). Junfang ve ark.⁴ yaptığı çalışmada çoklu metastazlarda kullanılan tek izomerkez yöntemi veya collision'ın önlenmesi için kullanılan off izomerkez yöntemiyle uygulanan tedavilerde Winston-Lutz testinin sadece izomerkez noktasında yapılmayıp, 3 cm ve 5 cm ilerisinde MLC kullanılarak gerçekleştirildiğinde, 3 cm'e kadar 1 mm'nin altında, 5 cm'de ise 1.72 mm'e kadar sapma bulmuşlardır. SRS/SBRT tedavilerinde MLC kullanıldığında bu sonucun 1 mm'nin altında kalması hedeflenmektedir. Sonuçlar dikkate alındığında, Winston-Lutz testinin sadece mekanik izomerkez de değil, dışında da uygulanarak cihazımız için tolerans değerlerin belirlenmesinin, tedavi planlamasında izomerkez seçiminde fayda sağlayacağı elde edilmiştir. Her enerjinin radyasyon izomerkezi farklı olabileceği için bu testlerin her bir enerji için ayrı ayrı uygulanmasında fayda vardır.

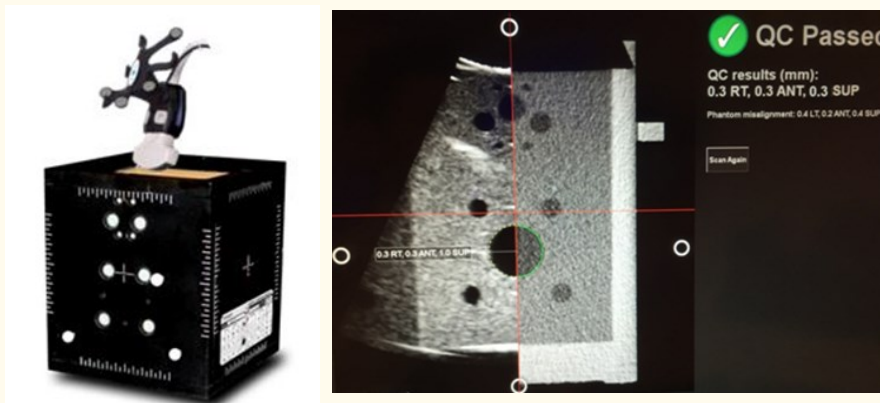


Şekil 1. Winston-Lutz (Ball-bearing) testi

Ayrıca, tedavide kullandığımız Surface Guided Radiotherapy (SGRT) veya IGRT sistemlerinin de (Solunum takip sistemleri, ultrason takip sistemleri, vb.) izomerkez uyumu gerekli periyotlarla sisteme uygun kalite kontrol testleri kullanılarak kontrol edilmelidir (**Şekil 2. ve Şekil 3.**). Yine AAPM Task Group 142'nin tavsiye ettiği fantomlar vasıtasıyla end-to-end testlerinin gerçekleştirilmesi ile oluşan küçük hataların kümülatif toplamını görme imkanına sahip olabilmekteyiz.



Şekil 2. C-RAD Solunum Takip Sistemi QC



Şekil 3. Clarity Ultrason Takip Sistemi QC

MLC kalite kontrolü için yapılan picket fence, hız, lif pozisyon doğruluğu, geçirgenlik, lif pozisyon tekrarlanabilirliği, spoke shot, step and shoot ve sliding window segment testleri SRS/SBRT kalite kontrolü için de AAPM Task Report 50 ve 142 'de belirtildiği gibi belirli periyotlarda uygulanmalıdır^{2,5}.

SRS/SBRT tedavisinde kalite kontrol, kullanılan sabitleme ekipmanlarından, hedef hacmin ve sağlam organların konturlanması için kullanılan görüntüleme sistemlerinin distorsiyonuna, tedavi planlama sisteminde kullanılan algoritmadan, algoritmanın dose to water'a göre mi yoksa dose to medium'a göre mi hesaplama yaptığına, hesaplama için seçilen grid size'dan, hasta bazlı kalite kontrole kadar birçok alanda olabilecek hata payını minimuma indirmek önem arz etmektedir. SRS/SBRT tedavilerinde kullanılan yüksek doz hızları ve küçük alan ışınlamalarından dolayı hasta bazlı kalite kontrolde bazı belirsizlikler mevcuttur. Öncelikle ölçüm yapılacak sistemin hassasiyeti konusunda piyasadaki sistemlerin literatür araştırmasında fayda vardır. 1 Boyutlu (TLD, İyon odası vb.),

2 Boyutlu (Film, 2B Array vb.) ve 3 Boyutlu (Jel, Compass, Archeck vb.) hasta bazlı kalite kontrol yöntemleri mevcuttur. Cavalli ve ark.⁶ yapmış olduğu çalışmada yüksek doz gradientlerinin olduğu SRS/SBRT tedavileri için oluşabilecek hataların belirlenmesinde 3 Boyutlu anatomik veriler üzerindeki doz dağılımlarını organ bazlı olarak elde ederek, DVH kıyaslaması gerçekleştiren sistemlerin (**Şekil 4.**) IMRT/VMAT tedavilerinde de kullanılan γ (2mm/2% - 3mm/3%) analiz yöntemine göre daha hassas sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Yapılacak γ (2mm/2% - 3mm/3%) için $\gamma \leq 1$ geçer, $\gamma > 1$ geçmez analizinin⁷ yapılmasına ek olarak, γ ortalama < 0.6 değerinin de dikkate alınmasının hasta bazlı tedavi kalite kontrolü açısından daha detaylı bilgi verdiği için literatürde yerini almıştır. Tedavi esnasında online hasta bazlı kalite kontrolü, gerek log-file kontrolü olsun, gerekse hastadan elde edilen çıkış dozunun dedekte edilmesi olsun her geçen gün geliştirilen sistemlerle mümkün hale gelmeye başlamıştır.



Referanslar

- [1]. AAPM Task Group 101 Report: Stereotactic Body Radiation Therapy, Med. Phys. 37 (8), August 2010.
- [2]. AAPM Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators, Med. Phys. 36 (9), September 2009.
- [3]. AAPM Task Group 40 Report: Comprehensive QA for Radiation Oncology, Med. Phys. 21 (4), April 1994.
- [4]. Junfang G., Xiaoqian L., Off-Isocenter Winston-Lutz Test for Stereotactic Radiosurgery/Stereotactic body Radiotherapy, International Journal of Med. Phys., Clinical Engineering and Radiation Oncology, 5, 154-161.
- [5]. AAPM Task Group 50 Report: Basic Applications of Multileaf Collimators, Med. Phys., July 2001.
- [6]. Cavalli N., Ricottone N., Bonanno E., Pisasale G., Girlando A. et al., Stereotactic Radiation Therapy (SRS/SBRT) Pre-Treatment QA: two different approaches, 3rd Estro Forum, 759-760, 2015.
- [7]. Low D. A., Dempsey J.F., Evaluation of the Gamma Dose Distribution Comparison Method., Med. Phys. 30: 2455-2464, 2003.



Fiz. Uzm. 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.

Göz Çukuru ve Göz İçi Tümörlerinin Tedavisinde Radyoterapi Teknikleri Ve Fiziği

Fiz. Dr. Songül KARAÇAM

Fiz. Dr. Nazmiye DÖNMEZ KESEN

Prof. Dr. Ahmet Murat SARICI

Plak tedavisi (brakiterapi) ve radyocerrahi gibi radyoterapi teknikleri, cerrahi (enükleasyon), kemoterapi ya da lazer tedavi teknikleri gibi retinablastom, uveal melanoma ya da bazı kanser türlerinin göz içine metastazlarının tedavisinde kullanılmaktadır. Gözün çıkarılması gibi organ kaybı, hasta psikolojisini bozmakta ve daha sonraki yaşamını olumsuz etkilemektedir. Klinik çalışmalarda, orta büyüklükteki melanomlarda enükleasyon ile plak tedavisi arasında yaşamsal beklenti yönünden bir fark olmadığının görülmesi, göz koruyucu tedavilerin önemini arttırmıştır. MedFiz@online dergisinin bu sayısında plak tedavisini ve radyocerrahi başarı ile yapan İstanbul Üniversitesi Çapa ve Cerrahpaşa Radyasyon Onkolojisi Departmanları'ndan medikal fizik uzmanları Songül Karaçam ve Nazmiye Dönmez plak tedavisinin fizik tarafını bizimle paylaşıırken, Oküler Onkolog Dr. Ahmet Murat Sarıcı ise klinik tarafını bizimle paylaştı. Konu ile ilgili tüm katkı ve sorularınızı dergimizin email adresine (medfiz@gmail.com) yazarak bizimle paylaşabilirsiniz.

1. Episkleral Brakiterapi

Brakiterapi uygulamalarında geçmişten günümüze birçok radyoaktif kaynak kullanılmıştır (Şekil1) [1,2]. Göz içi tümörlerinin brakiterapisinde kullanılacak radyoaktif izotopların yarılanma ömürlerinin çok kısa olmaması, doz hızlarının çok yüksek olmaması ve ucuz olması gibi özellikleri kaynak seçiminde belirleyicidir. 1960'lı yıllarda ilk uygulamalar ^{60}Co plakları ile başlamıştır. Ancak hem hasta hem de çalışanda korunma zorluğu önemli bir problem olmuştur. ^{60}Co plakları yerini zamanla ^{125}I , ^{106}Ru , ^{198}Au , ^{182}Ta , ^{192}Ir plaklarına bırakmıştır [3].

Collaborative Ocular Melanoma Study (COMS), göz uygulamaları için altın karışım plakların standart plak olarak kullanılmasını ve bu plakların içinde kullanılacak düşük doz hızına sahip foton yayan kaynak olarak da ^{125}I 'i tavsiye etmektedir [4,5,6]. Son yıllarda göz uygulamalarında ^{125}I en sık kullanılan (Amerika kıtasında ilk tercih) izotop olarak karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca ^{125}I kadar yaygın olmasa da ^{90}Sr , ^{103}Pd (New York, ABD) ve özellikle Avrupa ülkelerinde ^{106}Ru kaynakları da bazı kliniklerce tercih edilmektedir (Şekil 2)[3].

Radyonüklid	Yarı ömür	Ort. Foton Enerjisi (MeV)	Yarı tabaka kalınlığı (HVL) (mm kurşun)
^{226}Ra	1600 yıl	0.83	16
^{222}Rn	3.83 gün	0.83	12
^{60}Co	5.26 yıl	1.25	11
^{137}Cs	30.2 yıl	0.66	5.5
^{192}Ir	73.8 gün	0.38	6.0
^{198}Au	2.7 gün	0.42	3.0
^{125}I	59.4 gün	0.028	0.03
^{103}Pd	17.0 gün	0.021	0.02

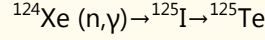
Şekil1-γ-ışını yayan kaynakların bazı özellikleri

Radyonüklid	Yarı ömür	Max. Elektron Enerjisi(MeV)	Yarı tabaka kalınlığı(HVL) (mm kurşun)
^{90}Y	64 saat	2.27	0.14
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	28.2 yıl	0.54/2.27	0.14
$^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$	372 gün	3.55	0.10

Şekil 2-β ışını yayan kaynakların bazı özellikleri

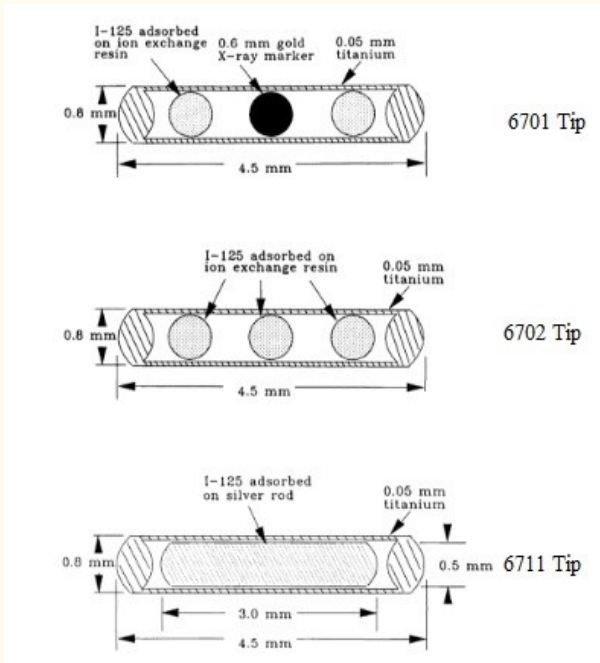
¹²⁵I İzotop özellikleri:

¹²⁵I, koroidal melanom ve retinablastom tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır [6]. Nükleer reaktörde Xe-124'ün bir nötron yakalaması sonucunda elde edilir. ¹²⁵I, ¹²⁵Te'in ilk uyarılma düzeyine elektron yakalaması yolu ile bozunur. İç dönüşüm ve elektron yakalama olaylarını karakteristik X-ışınları takip eder. Titanyum kapsül, 5 keV'den daha az olmak üzere serbest elektron ve X-ışınını absorbe eder [1].

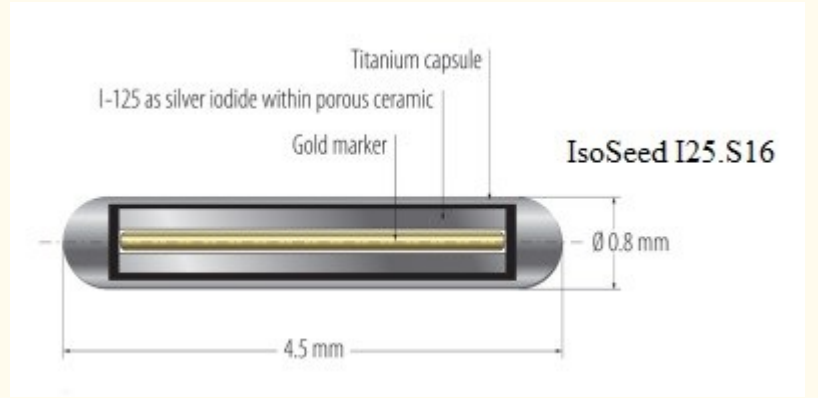


¹²⁵I radyoizotopu diğer radyoizotoplara göre düşük yarı ömür (59.4 gün), düşük foton enerjisi ve daha az koruma gerektirmesi gibi sebeplerle göz uygulamaları için daha avantajlıdır. Ancak geleneksel interstisyel kaynaklara göre dozimetrisi daha komplekstir [1].

Radyoizotop kalıcı ve geçici implant olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu amaçla, farklı marka ve modelde kapsülasyonu ve boyutları benzer fakat aktif kaynak dizaynı farklı ¹²⁵I seed'leri bulunmaktadır (Şekil 3). İnterstisyel uygulamalar için düşük aktiviteli 6701 model seed'ler 6711 modelle yer değiştirirken, intrakaviter uygulamalar ya da yüzey uygulamaları için 6702 model seed'ler kullanılmıştır (3M Company St.Paul, Minnesota)[1,2,6].



Şekil 3- ¹²⁵I seed'leri



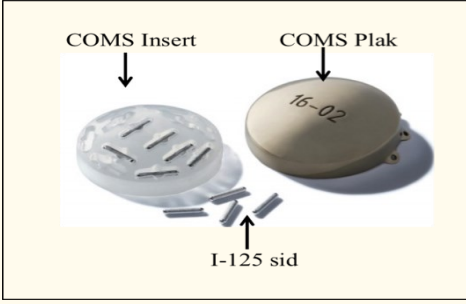
Şekil 4- IsoSeed® I25.S16 iyot-125 seed

Bunlar dışında başka marka ve modelde ¹²⁵I seed'leri de bulunmaktadır. (IsoSeed® I25.S16 Eckert&Ziegler BEBIG GMBH) (Şekil 4). Seed'ler titanyum sonlanma sebebiyle iyot seed'leri etrafındaki doz dağılımı anizotropiktir. Bu, kaynak ucunda düşük doz bölgeleri oluşmasına sebep olur. Bu problemi minimize etmek amacıyla rastgele seed dağılımları oluşturulur.

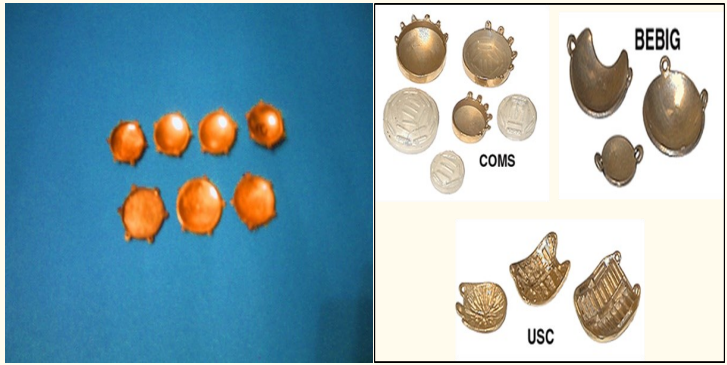
Episkleral plağın hazırlanması

Brakiterapi; oftalmolog, radyasyon onkoloğu, medikal fizikçi ve uygulama konusunda eğitilmiş hemşirenin birlikte çalışmasını gerektiren multidisipliner bir uygulamadır. Plağın göze yerleştirilmesi öncesi başlayan multidisipliner yaklaşım, tümör için özel olarak episkleral plağın hazırlanması, plağın göze yerleştirilmesi, gözden uzaklaştırılması ve hastanın takibi ile devam etmektedir [6,7]. Plak hazırlığında ilk aşama, kullanılacak plak boyutunun belirlenmesi ile başlar. Kullanılacak plağın çapı, tümörün en büyük çapını her sınırdan 2 mm aşacak şekilde,

optik sinire marjini <2 mm olan tümörlerde çentikli, diğer tümörlerde yuvarlak plaklar tercih edilecek şekilde belirlenir. Klinik tercihe bağlı olarak farklı dizaynlarda plak kullanılması mümkündür. Kliniğimizde rutin kullanımda COMS aplikatörü (12-20 mm aralığında 5 farklı boyutta plak) kullanılmaktadır. Standard COMS plak dizaynı (Şekil 5) altın alaşım plak (ticari ismi Modulay) ve silastik (MDX4-4210 bio-medical grade elastomer; Dow Corning Corp., Midland, MI) seed taşıyıcı insert'den oluşur [8,9].

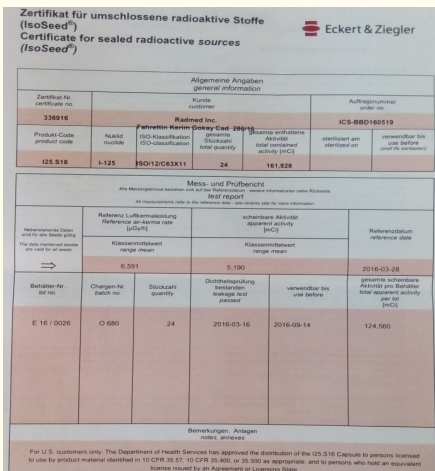


Şekil 5-COMS plak dizaynı



Şekil 6-a) El yapımı plaklar **b)** Ticari olarak satılan plaklar

İlk uygulamalarda altın alaşımdan hazırlanmış el yapımı plaklar kullanılırken son yıllarda ticari olarak satılan plaklar daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Şekil 6). Plaklar içerisine yerleştirilen kaynaklar medikal fizikçi tarafından teslim alınır. Teslim sırasında kaynakların uygun koşullarda teslim edilip edilmediği (istenen seed sayısı, kurşun saklama kabının uygunluğu, aktivitenin uygunluğu) kaynak sertifikasından kontrol edilir (Şekil 7) ve uygulama gününe kadar radyasyon tehlikesi uyarı işareti bulunan (bu iş için ayrılmış) çalışma alanında saklanır.



Şekil 7-¹²⁵I kaynaklarına ait sertifika örneği



Şekil 8-Plak hazırlanışı

Yerleştirme sırasında kaynakların yere düşmesi ya da sıçraması ihtimaline karşılık çalışma alanı dikkatli bir şekilde düzenlenir ve Geiger Müller sayacı uygulama masasında hazır tutulur. Seed'ler; kurşunlu cam arkasından kaynakla direkt temasa girmeden, uzun mesafeli cımbızlar kullanılarak silikon insertler içerisine ve ardından plak içerisine yerleştirilir (Şekil 8).

Yerleştirme tamamlandıktan sonra kaynak sayısı tekrar kontrol edilir ve kurşun saklama kabı içerisine yerleştirilir. Kurşun saklama kabı üzerine uygulama yapılacak olan hastanın adı-soyadı, kaynağın aktivitesi, kaç seed yerleştirildiği not edilir. Seed'ler uygulama öncesi ameliyathaneye kurşun saklama kabı içinde radyasyondan korunma prosedürlerine uyularak ulaştırılır. Ameliyathanede uygulama öncesi ve sırasında Geiger Müller sayacı hazır tutulur. Uygulama sonrası hastadan çıkarılan plak kurşun saklama kabına yerleştirilir. Saklama kabı içerisinde depolanmak üzere teslim edilir. Medikal fizikçi tarafından teslim sırasında seed'ler tekrar sayılarak aynı sayıda olup olmadıkları kontrol edilir ve uygun saklama koşullarında saklanır.

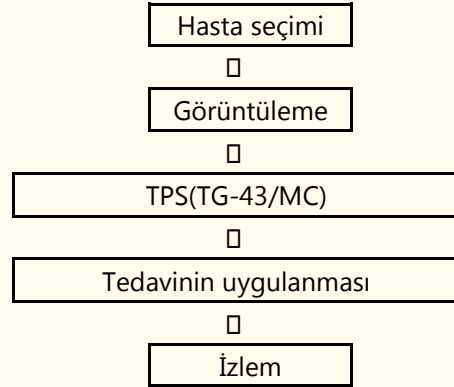
¹²⁵I plakta kullanılan altın alaşım sebebiyle plak arka yüzünde oluşan düşük doz hızı mesleki ışınlanma maruziyetinin diğer uygulamalara göre daha düşük olması avantajını beraberinde getirmektedir. Unsear 2000 raporunda yapılan uygulamalara ait yıllık alınan doz değerleri aşağıda verilmiştir (Şekil 9) [10,11].

Uygulama	Yıllık Ortalama Doz(mSv)
Diagnostik Radyoloji	1.34
Diş Uygulaması	0.89
Nükleer Tıp	1.41
Radyoterapi	1.33
¹²⁵ I Brakiterapi	0.004

Şekil 9-Unscear 2000 raporuna göre yıllık ortalama doz değerleri

Episkleral Brakiterapide Tedavi Planlama

Episkleral brakiterapide tedavi planlama ve tedavi süreci çeşitli adımları içerir. Bu adımlar aşağıda görüldüğü gibidir (Şekil 10).



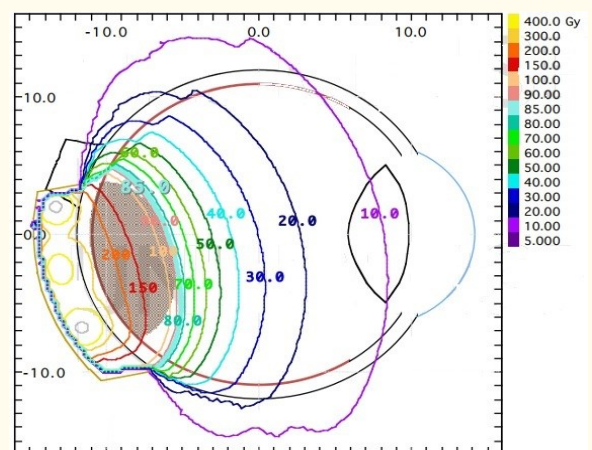
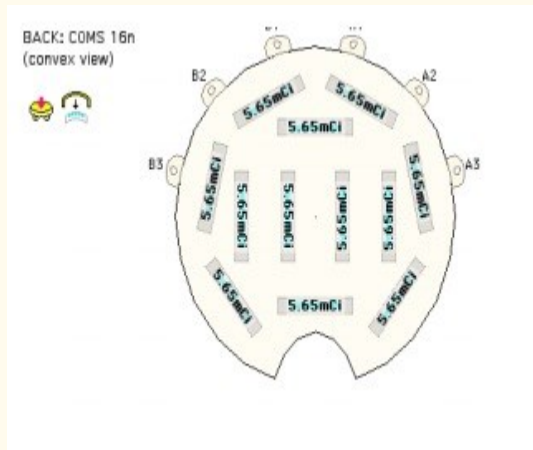
Şekil 10-Episkleral planlama ve tedavi süreci

Ameliyat öncesinde bilgisayar ortamına aktarılan tümör boyutlarına göre uygulanacak aktivite, seed'lerin yerleştirileceği plak boyutları ve seed yerleşim dağılım planı ön çalışma olarak belirlenir ve bu koşullara göre seed, plak ve seed'lerin yerleştirileceği plastik insertler ısmarlanır.

Dozimetri; termoluminesans dozimetreler, ekstrapolasyon iyon odaları, film ya da optik sintilatörlerle deneysel olarak yapılabilir [9,12]. ^{125}I brakiterapi kaynakları için AAPM Task Group No. 43 (TG-43); hava kerma şiddeti, geometri, radyal doz ve anizotropi fonksiyonu gibi parametreleri vererek hesaplamaya olanak sağlamaktadır [13,14]. Son yıllarda Medipix2 olarak isimlendirilen dedektör ve TG-43 formalizm temelli yazılım birarada kullanılarak yeni bir deneysel metod kalite kontrol amaçlı kullanılmaktadır [12]. Ancak kullanımda olan pek çok radyoaktif seed dizaynını deneysel olarak karakterize etmek ve kalibre etmek doz gradyentinin büyük olması, doz hızı aralığı, foton enerjisinin düşük olması ve dedektör seçimi ile ilgili problemler sebebiyle zordur ve Monte Carlo metotlarıyla doğrulanmaları gerekmektedir (13). Ayrıca birçok klinik

uygulamada göz plakları etrafındaki doz dağılımı homojen ortam ve tam saçılma koşulları kabulüyle yapılır. Son yıllarda heterojen ortam için ve kullanılan plak materyali ve 'silastik insert'i de hesaba katan Monte Carlo temelli plak dozimetri simülasyonları önemli bir gelişmedir. Task Group 129 plak dozimetrisinde bu konuda tavsiyelerde bulunmaktadır [9].

Hasta tedavi planlamasında eksternal radyoterapi tedavi planlamasında olduğu gibi bilgisayarlı tedavi planlama yazılımları kullanılmaktadır. Plak simülatör; TG-43 formalizmini temel alan her bir seed'den gelen katkıyı hesaba katan bir yazılımdır. Bu konuda 3 boyutlu simülasyon olanağı sunan Bebig plak simülatör programı (BEBIG GmbH, Berlin, Germany) bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Yazılıma seed konfigürasyonu, aktivite, tanımlanan doz, ve kullanılan aplikatör bilgileri girildikten sonra uygulanan plağın hastada kalış süresi ve plak etrafındaki doz dağılımı belirlenir (Şekil 11).



Şekil 11- ^{125}I kaynağına ait seed yerleşimi ve doz dağılımı

Son yıllarda AAPM (American Association of Physicists in Medicine) ve ABS (American Brachytherapy Society) tarafından önerildiği gibi ticari brakiterapi TPS sağlayıcıları görüntü temelli brakiterapi yapma olanağı sunmaktadır (9). Bu amaçla tümör lokalizasyon verisi ile fundus fotoğrafı, ultrason ve/ya da CT ve MR görüntüleri sisteme girilmektedir.

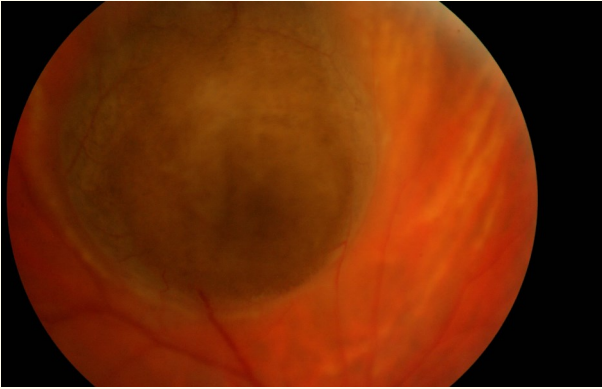
Episkleral brakiterapi dozimetrisinde, deneysel yöntemlerin rutin hasta alımında kullanımı zordur. Monte Carlo simülasyon programlarının klinik rutinde tüm konfigürasyonları içerecek şekilde modellenmesi gerekmektedir. Tüm bu sebeplerle birlikte ticari planlama yazılımlarının dezavantajları bilinerek rutin tedavi planlamasında kullanılması mümkündür.

2. Uveal Melanomlarda Brakiterapi Klinik Uygulaması

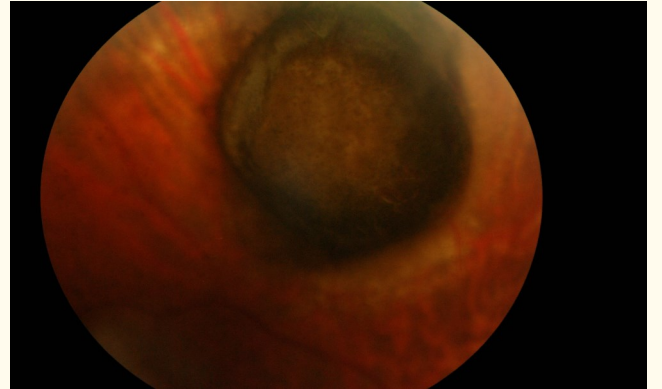
Uveal melanoma aslında nadir tümörler olup görülme sıklığı milyonda 5 yılda bildirilmiştir. Hastalarının doktora en sık başvuru nedeni sanılan aksine görme azalması olmayıp, çoğu kitle rutin bir göz muayenesi esnasında göz dibinin incelenmesi sırasında farkedilir. Bununla birlikte eğer tumor eksudatif retina dekolmanına neden oluyorsa bu takdirde görme alanında kayıp ve eğer makula dediğimiz merkezi görme alanını etkiliyorsa hasta görmesinin azaldığı şikayeti ile de başvurabilir (15).

Uveal melanomların tedavisi oküler onkoloji eğitimi almış göz hastalıkları uzmanlarının kılavuzluğunda radyasyon onkoloğu, medikal onkolog, sitolog ve patoloğun birlikte değerlendirmesi ile yapılır. Zira bu hastalık tıpkı deri melanomu gibi metastaz yapabilmekte ve bu nedenle göze ait bir hastalık olmaktan öte, kişiyi sistemik olarak etkileyen bir göz kanseri gurubudur (16),

Söz konusu hastalığın tedavisinde, göz koruyucu işlemler popülaritesini artırmaktadır. Kanıta dayalı tıp bilgisi olarak en sık kaynak gösterilen COMS sonuçları da küçük ve orta boy tümörlerde (yüksekliği ≤ 8 mm ve taban çapı 15 mm altında olan tümörlerde) enükleasyon ve iyot-125 brakiterapi tedavilerinin yaşam süreleri üzerine benzer etkisi olduğunu göstermiştir. Bu nedenle seçilmiş hastalarda brakiterapi uygulamaktayız (17). Ülkemizde brakiterapi uygulamasında en sık ^{125}I uygulanmaktadır. Bu uygulamayı sıklıkla primer tedavi olarak uygulamakla birlikte bazen endo veya ekzorezeksiyonla birlikte tümör nüksünü önlemek için kombine olarak da uygulayabiliriz. Kliniğimizde I-125 tedavisi uyguladığımız bir hastanın görüntüleri aşağıda verilmiştir (Şekil 12 ve Şekil 13).



Şekil 12. Sağ gözde ekvatoryal bölgede görmesi tam (20/20) olan hastaya ^{125}I tedavisi önerildi.



Şekil 13. Sağ gözde 1 yıl sonraki tümör görünümü. Kitlenin etrafında temiz cerrahi sınırları içeren brakiterapinin etkisi gösterecek şekilde koryoretinal değişiklikler izleniyor. Tumor regrese ve birinci yıl sonunda görmesi tedavi öncesi değerlerde olup, 20/20 düzeyindedir.

Referanslar

1. Khan, Faiz M. Physics of Radiation Therapy, The, 3rd Edition 2003 Lipincott Williams &Wilkins
2. Gerbaulet A., Pötter R., Mazon J.J. et al. The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy, 2002 pp 24-33.
3. Luxton G., Astrahan M. A. , Liggett P.E. et al. Dosimetric calculations and measurements of gold plaque ophthalmic irradiators using iridium-192 and iodine-125 seeds. Int. Journal Radioth. Biol. Phy., 1988 15(1) Pp 167-176
4. Collaborative Ocular Melanoma Study Group Accuracy of diagnosis of choroidal melanomas in the Collaborative Ocular Melanoma Study. COMS Report No.1. Arch Ophthalmol. 1990;108:1268-1273.
5. Collaborative Ocular Melanoma Study Group Complications of enucleation surgery. COMS Report No. 2. In: Proceedings of the Symposium on Retina and Vitreous (Rudolph M. Franklin, ed.). New Orleans Academy of Ophthalmology. Kugler Publications, New York, 1993, 181-190.
6. Podgorsak E.B. (Ed.) (2003). Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA Vienna, Austria 68-71, 371-396.

7. Tuncer S. Turk J Ophthalmol 2014; 44: 43-48
8. The American Brachytherapy Society consensus guidelines for plaque brachytherapy of uveal melanoma and retinoblastoma. The American Brachytherapy Society-Ophthalmic Oncology Task Force. Brachytherapy, 2013;1-14.
9. Tsaoa S.T., Astrahan M.A., Finger P.T. et al. Dosimetry of 125I and 103Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS. Medical Physics, 2012 Vol. 39, No. 10, pp.6161-84
10. Al-Haj A. N., Loriguito A. M. and Lagarde C. S. Radiation dose profile in 125I brachytherapy:an 8-year review. Radiation Protection Dosimetry 2004, Vol. 111, No. 1, pp. 115-119.
11. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly. Vol. 1: Sources (United Nations Publication) New York 2002.pp. 601-602
12. M. Weaver, J. Green, M. Petasecca et al. Three-dimensional dosimetry imaging of 125I plaque for eye cancer treatment. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment Volume 633, Supplement 1, May 2011, pp S276- 78.
13. Nath, R., Anderson, L., Weaver, K., Williamson, J., Meigooni, A. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. Med. Phys. 1995. 22 (2), 209-232.
14. Rivard, M.J., Coursey, B.M., DeWerd, LA, Hanson, W.F., Huq, M.S., Ibbott, G.S., Mitch, M.G., Nath, R., Williamson, J.F. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys.,2004. 31(3) 633-674.
15. Kaliki S, Shields CL. Uveal melanoma: relatively rare but deadly cancer. Eye (Lond). 2016 Dec 2.
16. Carvajal RD, Schwartz GK, Tezel T, Marr B, Francis JH, Nathan PD. Metastatic disease from uveal melanoma: treatment options and future prospects. Br J Ophthalmol. 2017 ;101(1):38-44.
17. Collaborative Ocular Melanoma Study Group. The COMS randomized trial of iodine 125 brachytherapy for choroidal melanoma: V. Twelve-year mortality rates and prognostic factors: COMS report No. 28. Arch Ophthalmol. 2006; 124:1684-93.

3. Göz Tümörlerinde SRS Fiziği ve Uygulamaları

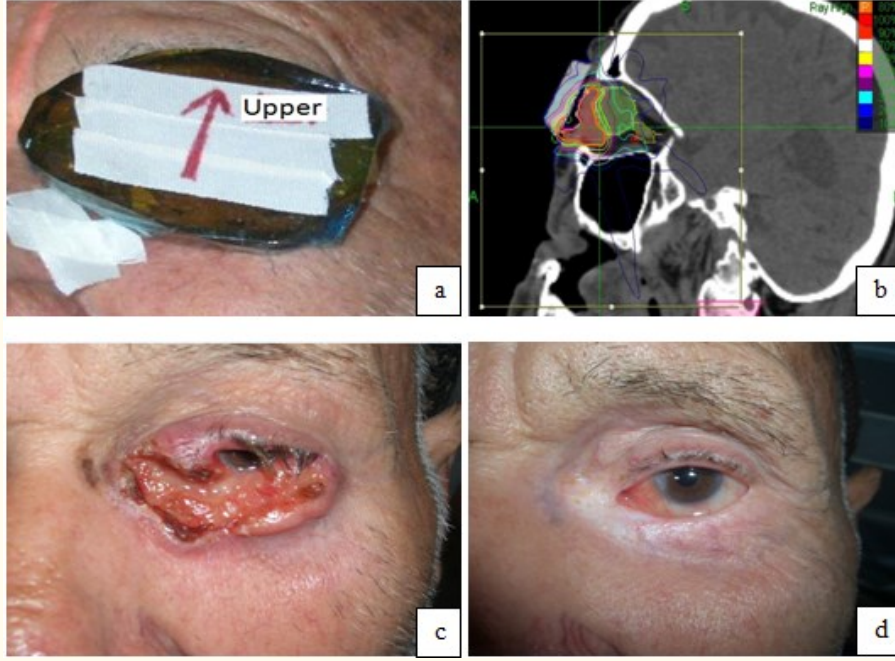
Oküler tümörler genel olarak görme kaybı ve iltihaplı ya da ağrılı bir gözün oluşmasına neden olan bir malignitedir. Ağırlıklı olarak oküler melanoma ve retinoblastomlar, uveal tabakada ortaya çıkarlar. Ortaya çıktığı yüz bölgesinde, hassas dokuların bulunduğu bu maligniteler, tedavileri sırasında görme kaybını en aza indirerek tümörü yok etme zorunluluğu nedeniyle tedavisi zor ve kompleks sorunlu bölgelerden bir tanesidir. Büyük hacimli tümörler, cerrahi enükleasyon kullanılarak tedavi edilirken; küçük hacimli tümörler gözü korumak amacıyla başlangıçta sıklıkla ışınlanır.

Radyoterapi (RT); cerrahi, lazer, kriyoterapi ve kemoterapi dışında kullanılan tedavi modalitelerinden biridir. Birçok oküler tümör, radyoterapinin farklı formlarıyla tedavi edilebilir. Cerrahiye kıyasla tedavi sonrasında daha iyi kozmetik sonuçlar vererek göz yapısının korunabilmesi, bu tedavi tekniğine üstünlük kazandırmaktadır¹. Göz tümörlerinin tedavisinde Brakiterapi (episkleral plak terapisi) ve Eksternal Radyoterapi tekniklerinden her ikisi de kullanılabilir². Tümör çapı ve yerleşimi bu tekniklerin seçilmesinde çok önemlidir. Özellikle 1 cc'den küçük ve periferdeki tümörlerde brakiterapi tekniği hastanın tedaviye uygun olup olmadığına göre tercih edilebilir. Oküler tümörlerin 1 cc'den daha büyük ve optik sinirler gibi kritik bölgelere yakın olan formlarının tedavisinde Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) yüksek doz konformitesi ve hızlı doz gradyentinin sağlanabildiği tedavi tekniğinin kullanımı önemli bir seçenektir.

SRS, yüksek hassasiyetle belirlenmiş, küçük boyutlu benign/malign tümörlerin ve doku anormalliklerinin yüksek radyasyon dozlarıyla tedavi edilirken, normal dokulara

isabet eden dozu minimum düzeyde tutmayı amaçlayan non-invaziv bir tedavi tekniğidir. SRS, çok sayıda dar ışın demetleri kullanarak uzayda 3-boyutlu olarak yeri belirlenen lezyonları tek bir fraksiyonla tedavi edebilen bir yöntemdir. Cerrahi bir işlem olmayan SRS yöntemi, girişim olmadan cerrahinin avantajlarını taşıyan, radyasyon tedavisinin gelişmiş ve modernize edilmiş bir şekli olarak görülmektedir. Hedef dışı dokularda anlamlı doz düşüşüne sebep olmasından dolayı tümör kontrolü açısından hassas ve önemli bir tedavi tekniği olarak kabul edilir. Bu tekniğe ait ilk uygulamalar hastanın başına vidalanan sabitleme araçları ile sadece intrakranyal lezyonlarda tek fraksiyonda gerçekleştirilmiştir. Günümüzde, teknolojinin gelişmesiyle birlikte SRS, hem intrakranyal hem de ekstrakranyal hedeflere invaziv bir immobilizasyon olmadan başarılı bir şekilde uygulanmaktadır.

Radyocerrahinin 3 temel amacı; planlanan hedef volüm (PTV) marjını minimize etmek, hedef volüme yüksek fraksiyon dozlarını vermek ve hedef volüm dışındaki sağlıklı dokuların dozunu minimum seviyede tutmak olarak sıralanabilir. Bu amaçlar doğrultusunda tedavi bölgesinin en doğru şekilde hedeflemek son derece önemlidir. Bu teknikte çok küçük marjlar ile tedavinin verilmesi, tedavide kesin doğruluğu gerektirir. Hedef volümün lokalizasyonunun en doğru şekilde tespit edebilmek için medikal görüntüleme (CT, MR, PET, DSA) ve 3-D haritalama (frame'li ya da frame'siz stereotaktik lokalizasyon) teknikleri kullanılır³. GamaKnife, stereotaktik Linaklar ve CyberKnife, SRS tedavisinde kullanılan cihazlardır. Kliğimizde bulunan robotik tabanlı sisteme sahip CyberKnife cihazı SRS uygulamalarında sıklıkla tercih edilmektedir (Şekil 14).



Şekil 14-83 yaşında Enükleasyon önerilmiş SCC hastası

a) Tedavi bölgesi, bolus uygulaması **b)** CyberKnife ile tedavi planı oluşturulmuş, tedavi planına ait izodoz hatları **c)** Tedavi öncesi tümör **d)** Tedaviden 2 yıl sonra

SRS tedavilerinde tümör immobilizasyonu iki şekilde sağlanmaktadır;

Hastanın tedavi odasında tanımlanmış bir noktaya bakması. Bu durum, hasta ile co-opere olmayı zorunlu kılar; göz pozisyonunun verifikasyonu orbitin içine dikilmiş referans marker'ları tanımlamak için kullanılan X-ışını sistemi ile yapılabilir.

Lokal anestezi ile oküler kasların felç edilmesi bolus gibi işlev görür ve gözün pozisyonunu yavaşça değiştirir⁵.

Uveal melanoma gibi ekstra serebral lezyonların SRS'si son yirmi yılda keşfedilmiş olup, orta ve büyük posterior koroid melanoma için alternatif bir tedavi yöntemidir. SRS tedavisi, göz tümörlerinde yüksek lokal kontrol sağlarken, diğer tedavilerle kıyaslanabilir bir sağkalım oranına sahiptir. Uveal melanoma tedavisinde SRS tekniği kullanımı ile ilgili 15 yılı aşkın bir süredir klinik araştırmalar yapılmaktadır. GammaKnife ya da kullanımı daha yakın zamana dayanan CyberKnife cihazı kullanılarak uygulanan SRS tedavisinde, tedavi edici tek doz, tümör kontrolünde azalma olmaksızın son birkaç yılda 35 Gy'e kadar düşürülmüştür. %50 izodoz eğrisine verilen 40 Gy'lik dozlar ile yapılan tedavilerin, iyi lokal tümör kontrolü ve kabul edilebilir toksisite ile sonuçlandığı görülmüştür. Radyobiyojik çalışmalar, hipofraksiyone tedavinin uveal melanoma hücrelerinde meydana getirdiği olumlu etkiler sebebiyle fraksiyone stereotaktik radyoterapiye duyulan ilginin artmasına neden olmuştur.

SRS'nin dozimetresini, güvenilirliğini ve etkinliğini değerlendirmek veya melanoma için GammaKnife radyocerrahisinin sonuçlarını değerlendirmek için henüz çok merkezli bir araştırma yapılmamıştır, ancak rapor edilen birkaç vaka serisine göre, brakiterapi ile kıyaslandığında;

SRS'in benzer tümör lokal kontrol, metastaz, mortalite ve komplikasyon oranlarına sahip olduğu bildirilmektedir. Yakın zamanda yapılan araştırmalar, GammaKnife radyocerrahisi ve SRS'nin, lezyonlarının brakiterapi uygulaması için uygun olmadığı hastalarda uveal melanoma tedavisi için uygun bir alternatif olabileceğini önermektedir^{6,7}.

Doz dağılımının ve hipofraksiyonasyonun etkisi tek fraksiyon radyoterapi uygulamalarının esas konularıdır. Tümör büyüklüğü ve yeri (tümörün optik sinire 2 mm'den daha yakın olması gibi) görme netliğinin klinik değerlendirmesini belirlemede en önemli faktörlerden birisidir. Risk faktörlerinin belirlenmesi, daha az nüks ve komplikasyon riskini, gözün korunmasını, görsel fonksiyonlarda iyileşme ve potansiyel olarak daha iyi sağ kalım oranını beraberinde getirmektedir. Stereotaktik radyocerrahi sonrası görme nöropatisinin rekürrensi sadece intraoküler tümörlerde değil, aynı zamanda perikiazmal tümörlerin stereotaktik ışınlamaları için de problem olarak görülebilir. Optik yollarda oluşacak maksimum dozun 8 Gy'nin altına düşürülmesiyle MR eşliğinde yapılan dikkatli doz planlamaları ile komplikasyon insidansı düşürülecektir^{8,9}.

Radyoterapi, tümör boyutu ve yerleşiminden dolayı brakiterapi yaklaşımı mümkün olmayan oküler melanoma olguları için en uygun tedavi şeklidir. Buna karşılık, son on yılda olumlu güvenlik ve etkinlik sonuçları veren bir dizi uzun vadeli sonuçla desteklense de, SRS, göz tümörlerinin tedavisinde hala oldukça yeni bir tekniktir.

CyberKnife ile yapılan SRS tedavisinde, 5 mm ile 60 mm çapındaki küçük radyasyon alanları kullanıldığı için küçük alan dozimetrisi çok daha önemli hale gelmektedir. Radyasyon dozimetrisinde küçük alan tanımlanması hala subjektiftir.

Genellikle $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'den küçük alanlar için konvansiyonel alan boyutlarından farklı kabul edilmekte, bu alan boyutlarında yapılan doz ölçümleri ve hesaplamaları özel dikkat gerektirmektedir. IMRT tedavisinde olduğu kadar SRS'te de kalite kontrol için kullanılan nokta doz ölçümlerinde, alan içinde hızlı doz değişimi ve lateral elektronik dengenin bozulması gibi nedenlerle uygun dedektörün seçimi oldukça önemlidir. İyon odalarının hacim etkisi ve filmin enerji bağımlılığı alan küçüldükçe etkisini daha da artırır. Küçük alan dozimetrisinde kullanılan ölçüm aletlerinin volümlerinin de küçük olması gerekmektedir. Küçük alanlar için dedektörler arasındaki

farklılıklar penumbra bölgesinde artmaktadır. Bu sebeple kullanılan dedektörler sadece alan büyüklüğünden küçük olmamalı, aynı zamanda penumbra bölgesindeki hızlı doz düşüşünü tanımlayacak yeterli çözünürlüğe de sahip olmalıdır. Bu nedenlerden dolayı absorbe doz verifikasyonunda küçük iyon odaları (0,1 cc veya daha küçük) kullanılmaktadır¹⁰.

Kliniğimizde de oküler melanoma hastalarının tedavisinde CyberKnife cihazı kullanılmaktadır. Resim-1'de kliniğimizde ışınlanan hastanın, tedavi öncesi ve sonrası görüntüleri görülmektedir.

Referanslar

1. Stannard C., Sauerwein W., Maree G., Lecuona K., Radiotherapy for Ocular Tumors, Eye (Lond) 2013 Feb; 27(2): 119–127.
2. Radiation Therapy for Eye Cancer, American Cancer Society, <https://www.cancer.org/cancer/eye-cancer/treating/radiation-therapy.html>
3. Khan FM. *The Physics Of Radiation Therapy*, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2010.
4. Collins S.P, Coppa N.D, Zhang Y, Collins B.T, McRae D. A, Jean W.C. CK Radiosurgery in the treatment of Complex Skull Base Tumors: Analysis of treatment Planning Parameters. Radiation Oncology. 2006; 1(46):1-10.
5. Practical Radiation Oncology Physics kitabı-Ocular Tumors.
6. De Potter P, Shields CL, Shields JA, Cater JR, Tardio DT. Impact of enucleation versus plaque radiotherapy in the management of juxtapapillary choroidal melanoma on patient survival. Br J Ophthalmol. 1994; 78: 109–114.
7. Rennie I, Forster D, Kemeny A, Walton L, Kunkler I. The use of single fraction Leksell stereotactic radiosurgery in the treatment of uveal melanoma. Acta Ophthalmol Scand. 1996; 74: 558-562.
8. Mosci C, Mosci S, Barla A, Squarcia S, Chauvel P, Iborra N. Proton beam radiotherapy of uveal melanoma: Italian patients treated in Nice, France. Eur J Ophthalmol. 2009; 19: 654-660.
9. Girkin CA, Comey CH, Lunsford LD, Goodman ML, Kline LB. Radiation optic neuropathy after stereotactic radiosurgery. Ophthalmology. 1997; 104: 1634- 1643.
10. Stasi M, Baiotto B, Barboni G, Scielzo G. The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. Medical Physics. 2004; 31(10): 2792-2795.



Fiz. Dr. Songül KARAÇAM

1971 yılında İstanbul'da doğdu. 1988 yılında Pertevniyal Lisesinden, 1995 yılında da İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik programında yüksek lisans ve doktora eğitimini tamamladı. 1996 yılından itibaren İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda çalışmaktadır. Aynı zamanda A sınıfı İş Sağlığı ve Güvenliği uzmanı olup Cerrahpaşa Tıp Fakültesi İş Sağlığı ve Güvenliği Birim Sorumlusu olarak görev yapmaktadır. Evli ve bir çocuk annesidir.



Fiz. Dr. Nazmiye DÖNMEZ KESEN

2006 yılında İTÜ Fizik Mühendisliği bölümünden mezun olmuştur. Aynı yıl İ.Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği yüksek lisans programına kabul edilmiştir. Öğrenimi sırasında, Meditel Medikal Teknik Elektronik Ltd.'de Medikal Fizikçi olarak görev yapmıştır. 2009 yılında yüksek lisans programından mezun olmuş, 2010 yılında da İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde çalışmaya başlamıştır. Aynı yıl Sağlık Fiziği doktora programına kabul edilmiş 2016 yılında doktor ünvanı almaya hak kazanmıştır. Halen İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.



Prof. Dr. Ahmet Murat SARICI

1975 yılında Malatya'da doğan Doç. Dr. Ahmet Murat Sarıcı göz içi ve orbita tümörleri tanı ve tedavisi konusunda Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda öğretim üyesi olarak çalışmaktadır. 2000 yılında Hacettepe Tıp Fakültesi'nden mezun olmuştur. Göz hastalıkları uzmanlık eğitimini Cerrahpaşa Tıp Fakültesi ABD'nda tamamlayarak 2005 yılında göz hastalıkları uzmanı olmuştur. Göz tümörleri konusunda Prof. Dr. Halit Pazarlı ile birlikte çalıştıktan sonra bilgi ve deneyimini artırmak amacı ile 2010-2011 yılları arasında Amerika Birleşik Devletleri'nde Thomas Jefferson Üniversitesi Wills Eye Hospital'da Carol ve Jerry Shields yönetimindeki klinikte araştırmacı olarak hastaların tanı ve tedavi takibinde görev almıştır. 2013 yılında göz hastalıkları alanında Doçent ünvanı almıştır. Dr. Ahmet Murat Sarıcı evli ve 2 çocuk babası olup İngilizce bilmektedir. Halen Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları ABD'nda görev yapmaktadır.

AYIN RAPORU

IPEM Topical Report 1: Guidance on Implementing Flattening Filter Free (FFF) Radiotherapy

Fiz.Uzm. Burak BAŞLANGIÇ

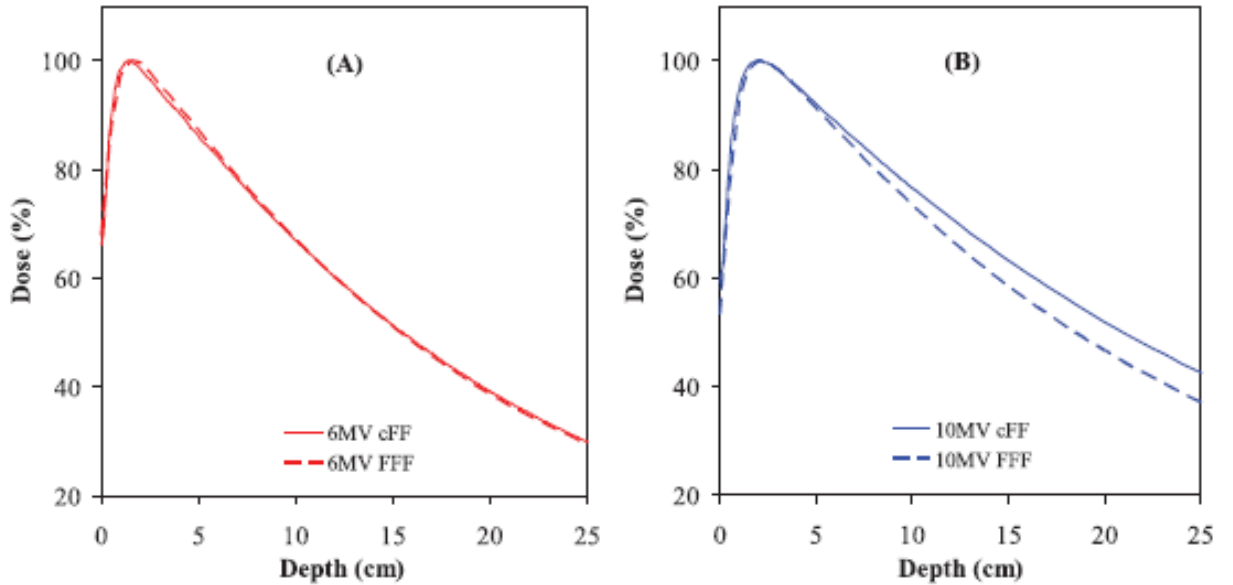
Radyoterapi tedavileri tarihsel olarak incelendiğinde, zamanının sınırlı bilgisayar hesaplama sistemlerine bağlı olarak düzenli düz ışın profilleri tercih edilmekteydi. Bu profillerin elde edilebilmesi için kullanılan filtreler; düşük doz hızı, saçılmaların artması, tedavi başlığında ekstra sızıntı radyasyonu ve daha fazla zırlama gereksinimi gibi negatif etkilere sahipti.

İlerleyen teknoloji ve sistemler ile yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) tedavileri konformal tedavilere baskın olmaya başladı. Stereotaktik radyocerrahi (SRS) ve stereotaktik ablatif radyoterapi (SABR) teknikleri ile küçük alanlı tedaviler artmış ve küçük alanlarda filtre gereksiz hale gelmiş, en önemlisi uygunluğunu kaybetmiştir.

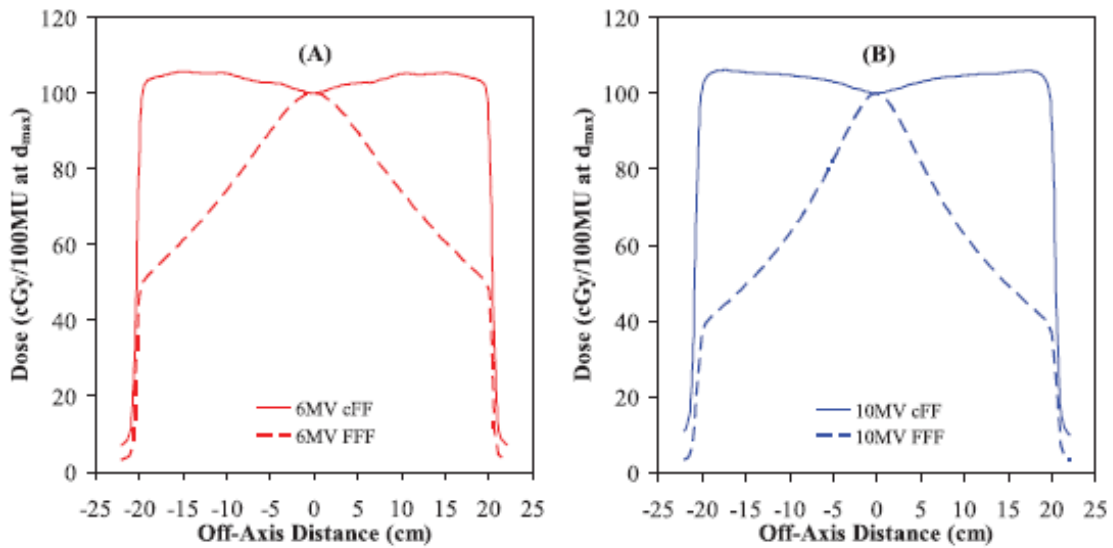
Teknik olarak incelendiğinde, düzleştirici filtre (FF) tamamen kaldırılmamış, aynı yerde iyon odalarının servo plakalarına sinyal gönderebilmesi için gerekli elektronları oluşturan çok daha ince bir metal plaka ile değiştirilmiştir. Bu plaka düzleştirici filtre kadar saçılmaya sebep olmamakla birlikte enerji spektrumunda dikkat edilmesi gereken değişikliğe sebep olmaktadır. Düzleştirici filtrenin beam hardening etkisi 1MeV altındaki fotonları merkezi eksenden alan kenarında doğru artan bir etki ile ortadan kaldırmakta iken filtrenin yokluğu düşük enerjili fotonların geçişine ve düşük ortalama enerjilere sebep olmaktadır. Bu enerji farklılığı için TPR20/10 tanımı geçerliliğini korurken üretici firmaların enerji yaklaşımları birbirlerinden farklılık göstermektedir.

Düzleştirici filtresiz (FFF) enerjilerin nominal enerji değerlerindeki değişikliklere rağmen en dikkat çekici iki özellik artmış doz hızı ve profillerdeki değişimdir. Bu değişimler kabul testleri ve tedavi planlama sistemleri için hassasiyetle değerlendirilmelidir.

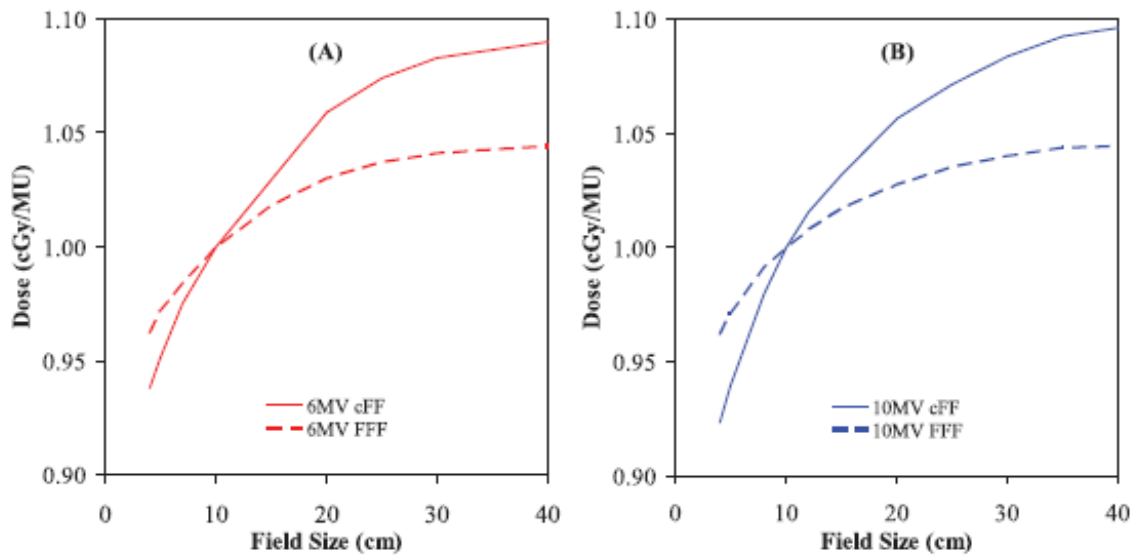
Farklı iki linak üreticisi için FF ve FFF enerjiler arasındaki temel fiziksel parametrelerdeki farklar aşağıdaki gibidir:



Şekil1. 10x10 FF ve FFF PDD A) 6MV Elekta B) 10MV Varian



Şekil 2. 40x40 FF ve FFF profilleri A) 6MV Elekta B) 10MV Varian



Şekil 3. 40x40 FF ve FFF rölaf output faktörleri A) 6MV Elekta B) 10MV Varian

Farklı üreticilerin cihazları doz hızları açısından karşılaştırıldığında, Elekta için 6FFF'te 1400MU/dk ve 10FFF için 2200MU/dk iken Varian için aynı değerler 6FFF'te 1400MU/dk ve 10FFF için 2400MU/dk'dır. Filtre kullanılmayan Tomoterapi cihazında 6FFF için doz hızı 850MU/dk iken CyberKnife cihazında maksimum 1000MU/dk'dır.

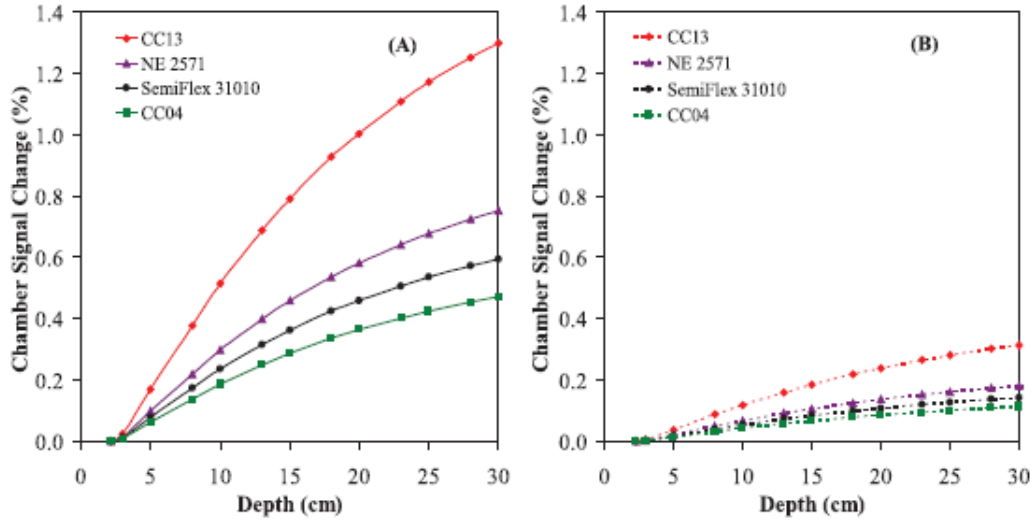
Filtresiz enerjilerin klinik kullanımı için alınan ölçümler temelde filtrelili enerjiler ile aynıdır. Fakat filtresiz enerjilerin artmış doz hızına karşılık artmış doz per pulse (DPP) ve doz gradyenti, ölçümler için kullanılacak iyon odası seçimini önemli hale getirir.

DPP, iyon odaları üzerinde rekombinasyon kaybı etkisine bağlı olarak büyük bir etkiye sahiptir. Bu etki genel olarak absolut doz ölçümlerine etki ederken FFF enerjiler için iyon toplama etkinliğinde büyük farklılık gösterebilir. DPP, derinlikle değiştiği (yüzde derin doz) gibi profil boyunca da değişkenlik gösterebilir. Rekombinasyon kaybı etkisi aynı

zamanda detektör boyutlarından da etkilenir. Küçük boyutlu iyon odaları daha az etkilenme eğilimi göstermektedir. Rekombinasyon kaybı etkisi alınan verilerin doğruluğuna direkt etkisinden dolayı dikkat edilmesi gereken bir etkidir. FFF enerji profillerinin penumbral bölgeden değil, merkezden başlayan gradyenti de detektör seçiminde etkilidir.

İyon odası boyutları, profil ölçümleri için merkezi eksendeki tepe noktasını doğru ortalama doz ile bulabilecek ve yüzde derin doz ölçümü için de derinlikle değişen gradyentinin getirdiği doz artışının (Şekil 4) detektör hacminden etkilenmeyecek kadar küçük olması gereklidir.

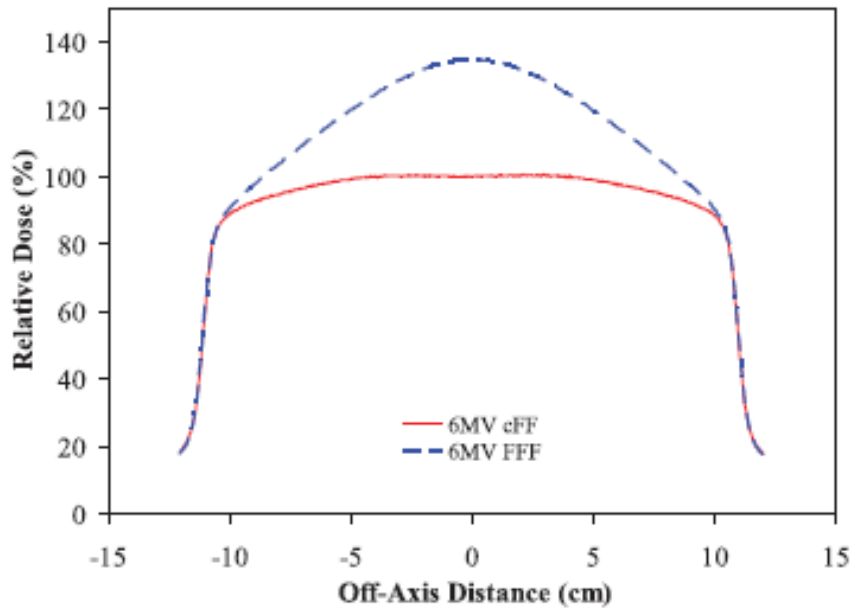
FFF enerji verileri alınırken iyon rekombinasyon ve doz-gradyent etkisi göz önüne alındığında seçilecek iyon odası, doz-hacim etkisinden etkilenmeyen, DPP aralıklarında düşük varyasyona ve yeterli uzaysal çözünürlüğe sahip küçük hacimli ve küresel geometride kullanılmalıdır.



Şekil 4. Farklı dedektörler için rekombinasyon kaybı etkisinin derinlik ile değişimi A) 10MV FFF B) 10MV FF 10x10 SSD 100cm Varian TrueBeam. İyon odaları hacimleri; IBA CC13 0.13cm³, NE 2571 0.6cm³, PTW 31010 0.125 cm³, IBA CC04 0.04 cm³

Düzleştirici filtrenin kaldırılması ile birlikte daha önce alınan klasik profil görünümü merkezden başlayan gradyente sahip profil şekline evrilmiş, buna bağlı olarak simetri ışın eksenini ve doğrultusu için önemini korurken, profillerin düzgünlükleri %50'lik izodoz noktaları arasını ifade eden alan boyutu ve %20-80 izodoz arasını ifade eden penumbra tanımları geçerliliklerini kaybetmişlerdir. Filtresiz enerjilerin alan boyutu ve penumbra tanımlarındaki bu belirsizlik farklı tekrar normalizasyon yöntemleri (Şekil 5) ile giderilmeye çalışılmıştır. Bu raporda daha önce yayınlanmamış olan klasik alan ve penumbra tanımlarını kullanabilen bir yöntem önerilmektedir. Bu teknik ile düzleştirici filtreli ve filtresiz profiller üst üste bindirildiğinde %50'lik izodozların örtüştüğü görülmüştür. Su fantomu ve film dozimetri ile yapılan testlerde 30x30 alan boyutlarında $\pm 0,5\text{mm}$ sınırları içinde kabul edilebilir sonuçlar ortaya çıkmıştır. Raporda, FFF profillerin düzlükleri

için belirli bir kabul değeri olmamasına rağmen, simetri değerleri için %2'lik sınırlar içinde kalması önerilmiştir. Düzleştirici filtresiz enerjilerde alınan ölçümlerin tedavi planlama sistemlerine girilmesi, üreticilerin bu enerjilere uyumlu planlama ve modelleme sistemleri sunması ile standart enerjiler gibi sistemlere uygulanabilmektedir. Veriler sisteme girilirken ilk adım olarak standart makine parametreleri girilmeli ardından yeni saçılma ve fantom saçılma faktörleri ile birlikte yeni enerji spektrumu, derin doz eğrileri ve profiller girilmelidir. Saçılma faktörleri düzleştirici filtresiz enerjiler için farklı olduğundan standart değerler yerine ölçülerek elde edilmeli ve sisteme girilmelidir. Düzleştirici filtrenin kaldırılması ile spektrumlardaki değişim MLC, kolimatör, tedavi masasındaki soğurulma etkisini değiştirmektedir. Filtresiz enerjilerin, nominal farkı olsun olmasın primer spektrumu değiştirdiği gibi hasta üzerindeki saçılım spektrumunu da



Şekil 5. 6FF profili ile aynı alan büyüklüğünü elde edecek şekilde 6FFF profilinin yeniden normalize edilmesi

Yüzey dozları beklenildiği üzere elektron kontaminasyonundaki azalma ve düşük enerjili komponentlere bağlı olarak farklı olacaktır. Düzleştirici filtresiz enerjiler için yüzey dozları dikkatlice modellenmeli ve ölçülmelidir. Nominal enerjisi standart enerjilere göre daha düşük olan Varian marka cihazlarda yüzey dozları daha yüksek iken nominal enerjileri eşitleyen Elekta marka cihazlar küçük alanlarda daha yüksek, geniş alanlarda daha az yüzey dozu oluşturmaktadır. Cihazların tedavi kafalarındaki saçılma ve sızıntı radyasyonunun azalmasına bağlı olarak alan kenarlarındaki doz daha az olacaktır. Bu etkiye bağlı olarak düzleştirici filtresiz enerjiler için potansiyel olarak daha keskin penumbra oluşmaktadır.

Genel olarak bakıldığında saçılmalardaki ve alan içindeki ışın spektrumundaki varyasyonların azalması, alan boyutlarında ışın karakteristiklerinin azalması anlamına gelmektedir. Buna bağlı olarak düzleştirici filtresiz enerji modellerinin daha az varyasyona sahip olması ve filtreli enerjilere göre daha doğru modellemeler sağlanabilmesi anlamına gelir.

FFF enerjilerin doz hızı ve enerji değerindeki farklılıklara bağlı olarak radyasyondan korunma ve zırhlama ile ilgili yaklaşımlar da değişiklik göstermektedir. Primer demet açısından FFF enerjilerde enerji az olduğundan etki FF enerjilere göre az olacaktır. Demet profili açısından değerlendirildiğinde, alan merkezindeki doz kenarlara göre büyük olduğundan sadece FFF ölçümüne göre zırhlamayı değerlendirmek FF demetlerinde hataya neden olabilir. Ek olarak geniş IMRT alanlarının FFF ile tedavisinde artan MU'ya bağlı olarak sekonder bariyerlerdeki ve şaşırtma koridoru girişindeki dozlar da artacaktır. Bu duruma benzer şekilde enerjideki azaltma hasta saçılmasını arttırarak aynı etkiyi oluşturacaktır.

Raporda, FFF ışınların karakteristik özelliklerindeki farklılığa bağlı olarak referans dozimetri ve referans dozimetri için kullanılacak düzeltme faktörlerinden bahsedilmiştir. FFF enerjilerin absolut ölçümler için enerji kalitesinin tanımı TPR20/10 olarak tavsiye edilmiş olup buna bağlı olarak iyon odası düzeltme faktörlerinin belirlenmesi önerilmiştir. Doza doğrudan etkisi olan saturasyon, polarizasyon etkisi, ışın non-uniformite gibi etkilerin dikkate alınması gerektiği açıklanmaktadır.

Tedavi planlama sistemi için alınan verilerin, gerçek tedaviler için doğruluklarının kontrolü hasta tedavileri için vazgeçilmez bir öneme sahiptir. Bunun için piyasada bulunan iyon odaları, doğrusal veya düzlemsel diyot matrisleri, film dozimetri ve elektronik portal dozimetri ekipmanları bulunmaktadır. Bu ekipmanlarda dikkat edilmesi

gereken özellikler iyon odaları için yüksek doz gradyenti ve iyon rekombinasyon etkisini göstermeyecek kadar küçük hacimli olması ve elektronik ölçüm cihazlarının yüksek doz hızına bağlı olarak saturasyona uğramaması olacaktır. Enerji bağımsız film dozimetri absolut ve rölatif ölçümler için kullanılabilir. Bu araçlar üretici firmaların kullanım aralıklarını gösteren kataloglarına göre seçilmelidir.

Düzleştirici filtrenin küçük alanlarda oluşturduğu profil ile düzleştirici filtresiz profiler arasında ufak bir fark vardır. Buna bağlı olarak SRS ve SBRT planları için filtre gereksiz bir komponent halini almıştır. Düzleştirici filtresiz enerjiler ile tedavi süreleri 6FFF enerjisi için hedef ve kritik organlarda ki küçük doz değişimleri ile %50 oranında kısaltılabilmektedir. Bu süre kısalması tedavi sırasında hasta-tümör hareketi için yararlı iken interplay etki için soru işaretlerine neden olmaktadır. Düşük doz hızlarında interplay etki daha az iken yüksek doz hızlarında dramatik bir şekilde artış göstermiştir. Yapılan çalışmalar bu etkinin VMAT planları için artmış ark sayısı ve artmış fraksiyon sayısı ile kabul edilebilir seviyelere indirilebileceğini göstermiştir. Sonuç olarak filtresiz enerjiler ile aynı kalitede interplay etki olmadan artmış MU'ya karşılık yüksek doz hızı ile tedavi süresi kısaltılabilir.

VMAT ve IMRT planları için filtreli ve filtresiz enerjiler ile yapılan tedavi planlarını karşılaştırmaya yönelik çalışmalar incelendiğinde modlar arasında hedef ve kritik organ dozları açısından büyük farklar görülmemiş olup filtresiz enerjiler için PTV hacmi oranında MU artışı gözlenmiştir. SRS ve SABR planları dışında tedavi süreleri benzerlik göstermiştir.

Derin nefes tutma ile kombine edilen sol meme tedavilerinde, planlama teknikleri arasında hedef ve kritik organ dozlarındaki ufak bir fark ile tedavi süreleri %18-39 arasında azaltılabilmektedir. Tedavi sürelerinin yanında, saçılma ve sızıntı radyasyonunda ki azalmaya bağlı olarak periferik dozlar düzleştirici filtresiz enerjilerin lehinedir. Bu avantaj düzleştirici filtresiz enerjileri pediatrik ve hamile hastalar için önemli hale getirmektedir.

Sonuç olarak, filtresiz tedaviler ile filtreli tedavilerde temel yaklaşımlar benzerdir. Bazı özel durumlarda filtresiz enerjiye ait fiziksel parametreler standart olan filtreli modlara göre değerlendirilir. Dikkat edilmesi gerekli kısımlar profildeki farklılığa bağlı alan boyutu, düzgünlük ve penumbra tanımı farklılıkları, doz hızına bağlı iyon rekombinasyonu etkisi ve enerji kalitesine ilişkin düzeltmelerdir. Klinik kullanım açısından değerlendirildiğinde özellikle küçük alanlarda filtrenin bir gerekliliği yoktur. FFF enerjilerinde doz hızı fazla, doz gradienti yüksek ve perifer dozlar az olduğundan özellikle stereotaktik tedaviler için kullanımı uygun olacaktır.



Fiz. Uzm. Burak BAŞLANGIÇ

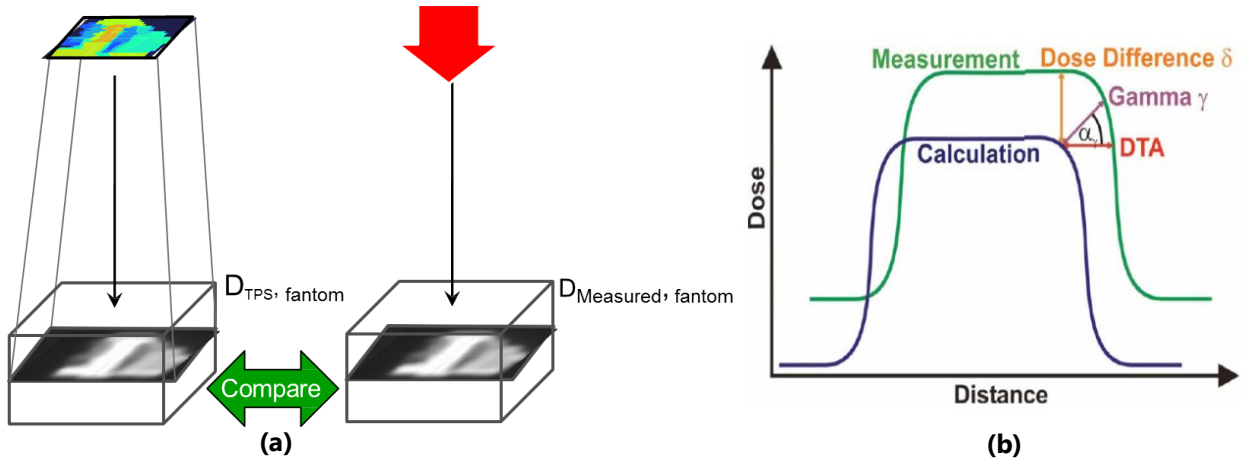
1988 yılında Ankara'da doğdu. 2011 yılında Anadolu Üniversitesi Fizik Bölümü'nü bitirdikten sonra 2014 yılında Sağlık Fiziği Yüksek Lisansı'nı Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nde tamamladı. 2013 yılında Medikal Fizikçi olarak Acıbadem Maslak Hastanesinde mesleki kariyerine başladı. Halen Acıbadem Eskişehir Hastanesi Radyoterapi Bölümü'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaya devam etmektedir.

DVH Tabanlı Hastaya Özgü Kalite Kontrol (QA) Sistemleri

Fiz.Uzm. Mertay GÜNER

Günümüzde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3D-CRT)'nin yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) tedavi teknikleri bilindiği üzere kompleks doz dağılımları içerirler. Bu tedavi teknikleri, birçok teknik parametrenin ve varyasyonun bir araya gelmesi sonucu oluşurlar. IMRT ve VMAT teknikleri çok yapraklı kolimatör (Multileaf Collimator-MLC)'ün hareketine, değişken doz hızlarına ve gantry dönüşüne vs. bağlı birçok parametreyi kullanan ve sayısız olasılık hesapları yapan gelişmiş tedavi planlama sistemleri (TPS) tarafından oluşturulur [1-2]. Bu da günümüzde planlamalarla elde ettiğimiz doz dağılımları ile cihazdan alınan gerçek doz okumalarının ve yine TPS sistemlerinin kendi içinde yaptığı doz hesaplamalarının sürekli olarak karşılaştırılması, takip edilmesi ve doğrulanması ihtiyacını doğurmuştur. IMRT ve VMAT tekniklerinde çıkılan yüksek dozlar nedeniyle hastaya verilen dozun kontrolü büyük önem taşımaktadır. IMRT ve VMAT tekniği, iletimin dinamik doğasından ve MLC hareketi ile module edildiğinden dolayı daha ayrıntılı commissioning, cihaza ve hastaya özgü kalite kontrol (Quality Assurance-QA) gerektirir [3]. VMAT planları için QA, TPS'in tedavi planının doz dağılımını doğrulukla hesaplama yeteneğini kontrol

etmesi bakımından önemlidir. Rotasyonel tedavinin dozimetrik performansını değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Bunlardan bazıları jel dozimetri,[4] portal dozimetri cihazları [5,6] ve film dozimetridir (radyografik ya da radyokromik) [7,8]. Jel ve film dozimetri çok zaman alıcı iken portal dozimetri günlük hasta QA'i için çok daha zaman kazandırıcıdır. Bunlara alternatif olarak son yıllarda yeni elektronik iyon odası ve diyet dedektör arraylerinin ticari olarak kullanılabilir olması ve bu düzlemsel arraylerin set-up kolaylığından dolayı birçok klinik 2 boyutlu (2D) dedektör array sistemlerine geçiş yapmıştır. 2D dedektör arraylerin (PTW seven29, İBA MatriXX ve Sun- Nuclear MapCHECK) IMRT planlarının doğrulanmasında klinik olarak uygunluğu birçok çalışmada gösterilmiştir [9-13]. IMRT için sıklıkla kullanılan QA metodu tedavi planına eş bir verifikasyon planının 2D dozimetri ile yüklenmiş bir fantoma dozun iletimidir. Ölçülmüş 2D doz dağılımı TPS tarafından hesaplanmış dağılım ile karşılaştırılır [3]. 2D doz dağılımları karşılaştırılırken, klinikte Low ve arkadaşları tarafından önerilmiş gamma-index metodu genel olarak kullanılır ve IMRT planları gamma-index geçme oranı ile değerlendirilir [13] (Şekil 1a-b).



Şekil 1 (a). Ölçülmüş ve hesaplanmış doz dağılımı arasındaki farkın karşılaştırılması **(b)** Karşılaştırma için kullanılan gamma değerlendirme metodu.

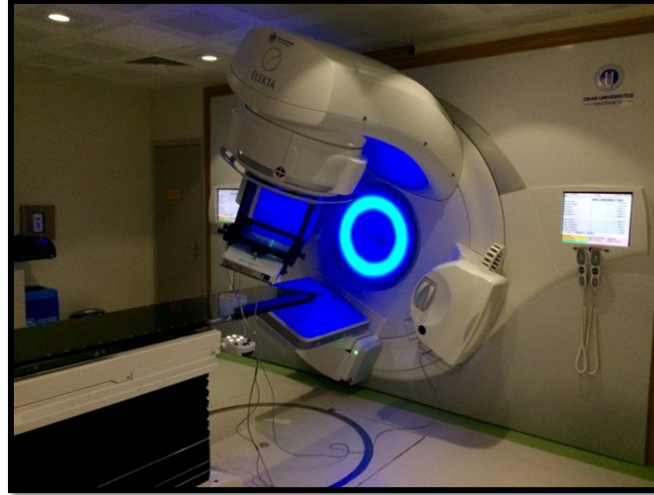
IMRT için kullanılan bu QA metodu aynı zamanda hastaya özgü VMAT QA'i içinde uygulanır. VMAT, birçok yönden IMRT'den farklı olmasına rağmen, %3/3mm kriteri IMRT ve VMAT QA'inin her ikisi içinde gamma-index değerlendirmesinde kullanılır [3,14-20]. Planın yüzde geçme oranı kabul kriterini geçen nokta sayısını temsil eder ve iki doz dağılımı arasındaki karşılaştırma uyumunun kalitesini yansıtır. Güncel olarak, uyguladığımız bu tedavi tekniklerinin QA'i için 3 boyutlu (3D) iletimin tahmini için birkaç firma tarafından birbirlerine göre avantajları ve

dezavantajları bulunan üç boyutlu (3D) software sistemi vardır. Bunlar; ScandiDos marka Delta4 diyet array, İBA MatriXX array ile Compass yazılımı, PTW-Seven 29 array fantomu ile Octavius fantom, Sun Nuclear-3 DVH yazılımlı ArcCHECK silindirik diyet array sistemleridir. Bu yazıda sizlerle MatriXX-Compass ve ArcCHECK-3DVH QA sistemleri ile ilgili teknik bilgi, klinik kullanım sırasındaki tecrübeler ve aralarındaki farklar ile ilgili bilgi vermeye çalışacağım.

COMPASS-MatriXX (fluence based system)

İki boyutlu bir düzlemde 1020 adet paralel iyon odasından oluşan bir sistemdir. 80mm^3 hacmindeki iyon odalarının boyutları 4.5 mm çapında, 5.0 mm yüksekliğindedir ve aralarındaki mesafe (merkezden merkeze) 7.62 mm'dir. İyon odalarının efektif ölçüm noktası dedektör yüzeyinin 3mm altındadır. MatriXX'in aktif ölçüm alanı $24.4 \times 24.4 \text{ cm}^2$ 'dir.

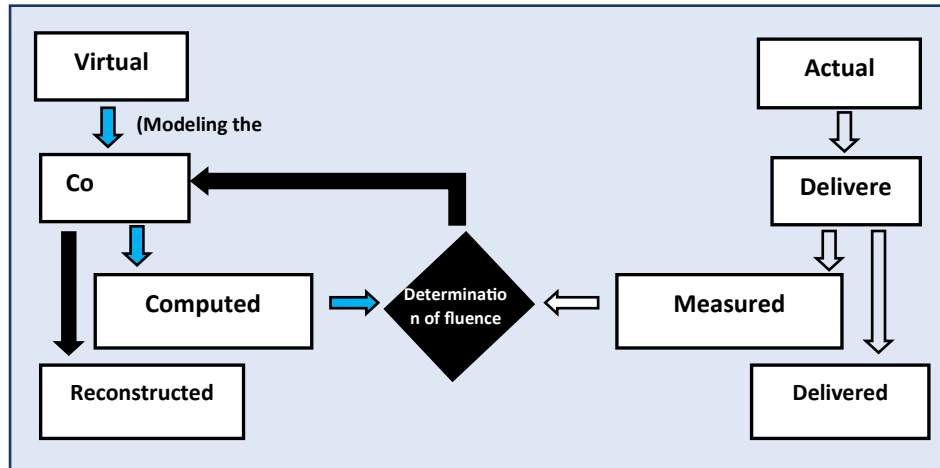
Saçılmaları azaltmak ve daha verimli ölçümler alabilmek için build-up bölgesi oluşturmak adına, dedektör üzerine çeşitli derinliklerde (klinik tercih) su eşdeğeri katı fantom (RW3) konulabilmektedir. Linakların kafasına sabitlemek için iki farklı uzunlukta tutucu (holder) bulunur (Şekil 2).



Şekil 2. MatriXX Evolution (IBA Dosimetry, Germany) dedektör set-up'ı

Bu tutuculardan biri SDD 76.2 cm, bir diğeri SDD 100 cm olacak şekilde iki farklı uzunluktadır. 76 cm'lik tutucu daha büyük ölçüm alanı ile düşük çözünürlük sunar. 100 cm'lik holder ise daha küçük ölçüm alanı ile nispeten daha yüksek çözünürlük sunar. Klinik kullanımlara göre biri ya da her ikisi birden tercih edilebilir. Ölçüm sırasında ışın daima dedektöre dik gelir. Ayrıca gantry'ye monte edilen bir

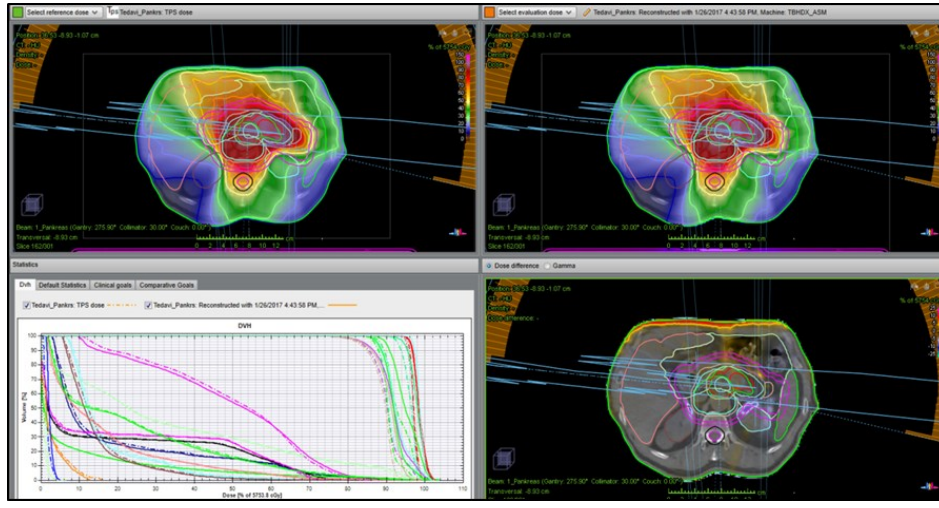
gantry açısı sensörü mevcuttur. Bu sensör IMRT ve VMAT planlarında açığa bağlı QA'e imkan verir. Shimohigashi Y. ve arkadaşları çalışmalarında hemen hemen bütün dedektörlerin açısı bağımlılığı olduğunu bunu azaltmak için gantry rotasyon bilgisi verebilen sistemlerin kullanılması ve sadece dedektöre dik ışınlama yapılması gerektiğini göstermişlerdir [21].



Şekil 3. COMPASS (IBA Dosimetry, Germany) dozimetri gerçek iletilmiş doz ve yeniden oluşturulmuş (reconstructed dose) doz dağılımı arasındaki karşılaştırma için şematik diyagram.

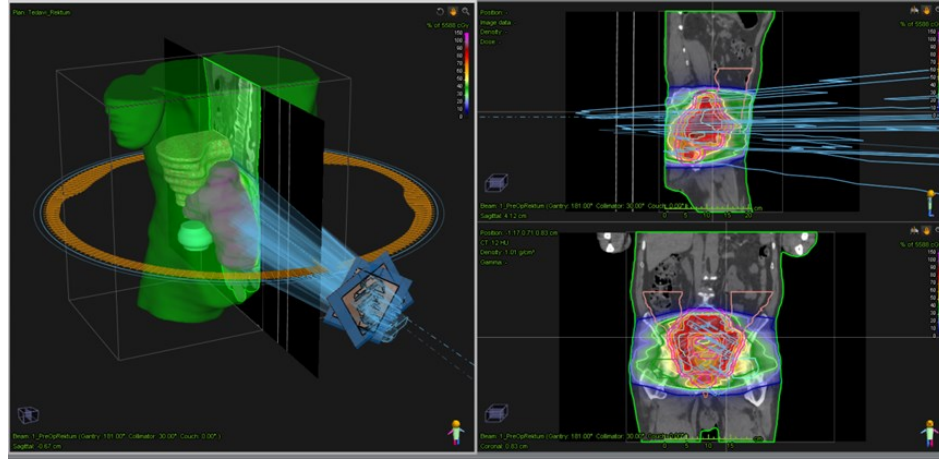
MatriXX dedektör ile alınan ölçüm dataları ile TPS'ten gelen plan dataları belirli hesaplama algoritmaları kullanılarak birbirleri ile karşılaştırılır. Gerçek iletilmiş doz ve yeniden oluşturulmuş doz dağılımı arasındaki karşılaştırma Şekil 3'de gösterilmiştir. COMPASS sistemi aynı zamanda TPS'ten alınan DICOM RT plan datalarını Collapsed-Cone Superposition algoritması ile hesaplayarak planlamanın yaptığı hesabın da QA'ini yapmanıza imkan verir. Normal bir

hasta plan QA'inde COMPASS sisteminde üç farklı data elde edilir. Birincisi cihazdan gelen ölçüm bilgisi, diğeri planlamadan gelen plan bilgisi, bir diğeri de Collapse Cone algoritmasıyla hasta CT datası üzerinde yapılan plan bilgisidir. COMPASS'ın diğer sistemlerden ayıran en büyük özellik bu üç parametreyi karşılaştırmaya imkan sunmasıdır (Şekil 4).

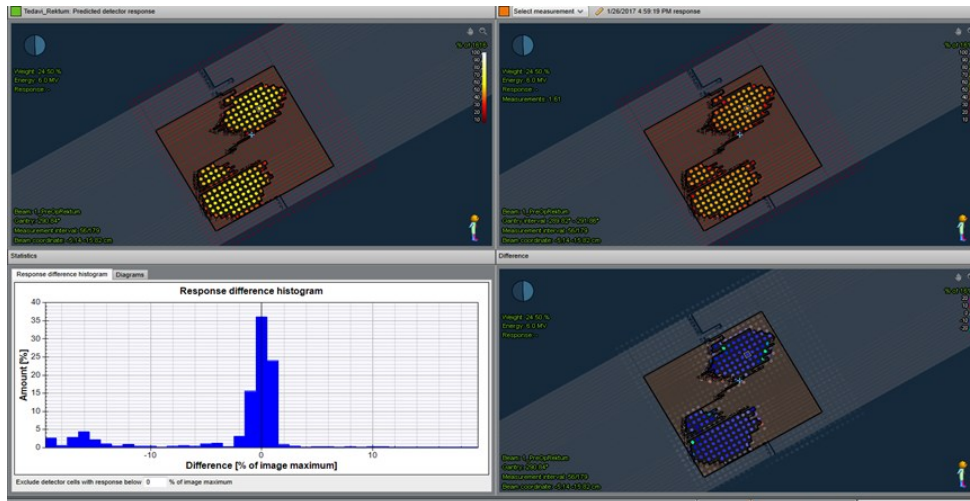


Şekil 4. TPS dozu ile reconstructed dozun axial kesitlerde karşılaştırılması.

Karşılaştırma sonuçları doz farkı axial, coronal ve sagittal kesitlerde ayrı ayrı görülebilir. Doz farkı Gamma, absolute ve rölatif olarak üç düzlemde de kesit kesit görülebilirken (Şekil 5), ayrıca VMAT için her bir arktaki her bir açı girişindeki farklarda gözlenebilmektedir.



Şekil 5. Coronal ve sagittal yöndeki alan girişlerine göre doz farklılıkları

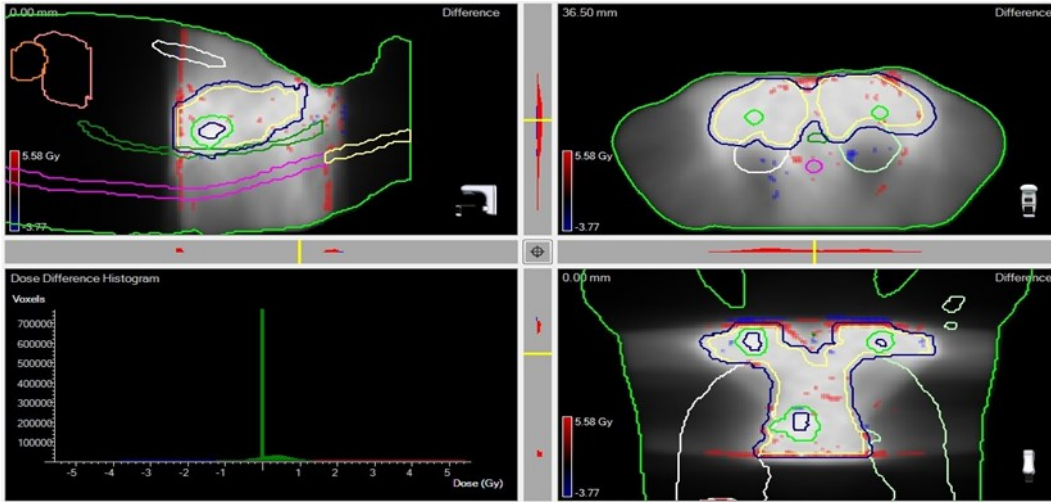


Şekil 6. Ölçüm değerlendirilmesi arasındaki farkın grafik ve histogram ile gösterimi

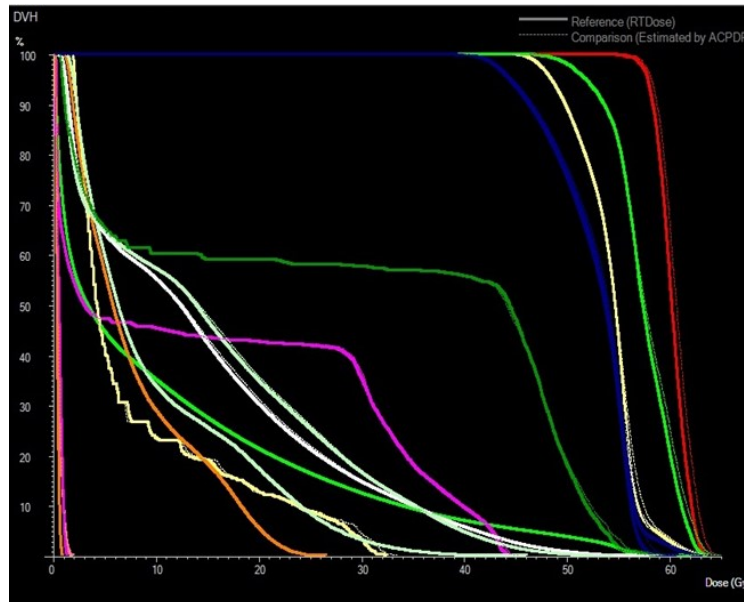
Ayrıca ölçüm değerlendirilmesinde beklenen dedektör cevabı (RTplan'dan ve beam model'den hesaplanan) ile ölçülmüş cevap karşılaştırılabilir. Cevaplar plan Jaw'ları ve MLC pozisyonları ile birlikte gösterilebilir. Bu iki cevap arasındaki farklar, grafik ve histogram ile değerlendirilebilir (Şekil 6).

Tabi bu hesapları yapabilmesi için COMPASS sistemi kurulurken cihazınıza ait beam dataları modelleyerek COMPASS sistemine girmek ve her ölçüm sırasında detector commissioning yaparak bunu kontrol etmek gerekmektedir. Bu da sistemin güvenilirliğini artırmasının yanında yoğun klinik iş akışında fizikçilerin karşısına ekstra bir iş yükü olarak çıkmaktadır.

PDP algoritması ile hesaplanan doz ile TPS'den gelen doz dağılımları farkı hastaya yüklenen CT kesitleri üzerinde coronal, axial ve sagittal kesitlerde ayrı ayrı görülebilir. Kırmızı noktalar hesaplanan dozun, TPS'den gelen dozdan daha yüksek olan doz bölgelerini, mavi noktalar ise daha düşük olan doz bölgelerini temsil etmektedir (Şekil 9). Ayrıca hesaplanan doz ile TPS'den gelen doz farkı hedef ve kritik organlar için Doz-Volüm-Histogram'ında (DVH) da görülebilmektedir (Şekil 10).



Şekil 9. 3DVH yazılımı ile hesaplanan doz ile TPS'den gelen doz farkının sagittal, axial ve coronal kesitte gösterimi.



Şekil 10. Hesaplanan doz ile TPS'den gelen doz farkının hedef ve kritik organlar için DVH'de gösterimi.

Bu iki sistemi kabaca karşılaştırdığımızda özet olarak şunu söyleyebiliriz ki; COMPASS MatriXX ile ölçülen fluence'i baz alarak hasta anatomisinde volümetrik doz dağılımını rekonstrükte ederken, 3DVH sistemi ise plan data setlerinin dozunu rekonstrükte etmek için 'planned doz perturbation algorithm'i ve 'measurement guided dose recostructions'ı kullanır. Ayrıca, MatriXX iyon odalı bir ölçüm sistemine sahipken, ArcCHECK diyet dedektörlü ölçüm sistemine sahiptir. Bilindiği gibi bu iki teknoloji farklı prensiplere göre dozu ölçer. Dahası, iyon odaları ve diyet dedektörler; aktif ölçüm alanı, hassasiyet, belli bir alana sığdırabilirlik, küçük-büyük alan hassasiyetleri gibi unsurlar yönünden birbirlerinden farklıdır ve bu konularda birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Bu da cihaz seçimi yaparken göz önünde bulundurulması gereken bir konudur. Sonuçta, VMAT ya da IMRT tekniği ile yapılan planlarda hastayı tedaviye almadan önce mutlaka cihazın testleri yapılarak cihazdan emin olunmalı ve planların her

hasta için tedavi başlamadan mutlaka QA'i alınmalıdır. Birçok çalışmada da gösterildiği gibi planların QA'inde 3D DVH analizi yapmak plan değerlendirmesi için çok daha fazla bilgi sağlamaktadır. Diğer tüm dozimetrik sistemlere göre üstünlüğü, DVH analizinde tedavi planına ait hedef ve kritik organları ayrı ayrı değerlendirmeye olanak sunmasıdır. VMAT, IMRT QA'i için kullanılan bütün sistemlerin hem avantajı hem de dezavantajı vardır. Bu sistemlerin kullanım ortamlarının göz önünde bulundurulması önemlidir ve tabiki QA için seçilecek sistem günlük hasta sayısı, fizikçi sayısı ve kliniğin yoğunluğu gibi parametreler göz önünde bulundurularak seçilmeli ve yapılacak işin asıl amacına uygun olmalıdır. Son olarak, piyasa bulunan birçok QA sisteminden hangisine sahip olursak olalım, elimizdeki sistemin özelliklerini ve kabiliyetini iyi bilmek ve onu limitlerinde kullanabilmek biz fizikçilerin primer görevleri arasında olmalıdır.

Referanslar

- [1]. Yu CX, Amies CJ, Svatos M. Planning and delivery of intensity-modulated radiation therapy. *Med Phys* 2008;35:5233–41.
- [2]. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35:310–7.
- [3]. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, Xia P, Xiao Y, Xing L, Yu CX: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003, 30:2089–2115.
- [4]. Vergote K, De Deene Y, Duthoy W, De Gersem W, DeNeve W, Achten E, et al. Validation and application of polymer gel dosimetry for the dose verification of an intensity-modulated arc therapy (IMAT) treatment. *Phys Med Biol* 2004;49(2):287–305.
- [5]. Mans A, Remeijer P, Olaciregui-Ruiz I, Wendling M, Sonke JJ, Mijnheer B, et al. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. *Radiother Oncol* 2010;94(2):181–7.
- [6]. Iori M, Cagni E, Paiusco M, Munro P, Nahum AE. Dosimetric verification of IMAT delivery with a conventional EPID system and a commercial portal dose image prediction tool. *Med Phys* 2010;37(1):377–90.
- [7]. Bucciolini M, Buonamici FB, Casati M. Verification of IMRT fields by film dosimetry. *Med Phys* 2004;31(1):161–8.
- [8]. Pallotta S, Marrazzo L, Bucciolini M. Design and implementation of a water phantom for IMRT, arc therapy, and tomotherapy dose distribution measurements. *Med Phys* 2007;34(10):3724–31.
- [9]. Jursinic PA, Nelms BE. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Med Phys* 2003;30(5):870–9.
- [10]. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn KC, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006;33(4):1005–15.
- [11]. Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med Phys* 2007;34(10):3825–37.
- [12]. Han Z, Ng SK, Bhagwat MS, Lyatskaya Y, Zygmanski P. Evaluation of MatriXX for IMRT and VMAT dose verifications in peripheral dose regions. *Med Phys* 2010;37(7):3704–14.
- [13]. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998, 25:656–661.
- [14]. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, Molineu A, Palta JR, Ramsey CR, Salter BJ, Shi J, Xia P, Yue NJ, Xiao Y: IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009, 36:5359–5373.
- [15]. Both S, Alecu IM, Stan AR, Alecu M, Ciura A, Hansen JM, Alecu R: A study to establish reasonable action limits for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2007, 8:1–8.
- [16]. Davidson MT, Blake SJ, Batchelar DL, Cheung P, Mah K: Assessing the role of volumetric modulated arc therapy (VMAT) relative to IMRT and helical tomotherapy in the management of localized, locally advanced, and post-operative prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011, 80:1550–1558.
- [17]. Quan EM, Li X, Li Y, Wang X, Kudchadker RJ, Johnson JL, Kuban DA, Lee AK, Zhang X: A comprehensive comparison of IMRT and VMAT plan quality for prostate cancer treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012, 83:1169–1178.
- [18]. Sung W, Park JM, Choi CH: The effect of photon energy on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) plans for prostate cancer. *Radiat Oncol J* 2012, 30:27–35.
- [19]. Joo YK, Sung YP, Doo HL: Comparison of treatment plans with multileaf collimators of different leaf width. *K J Med Phys* 2004, 15:173–178.
- [20]. Wagner D, Vorwerk H: Two years experience with quality assurance protocol for patient related Rapid Arc treatment plan verification using a two dimensional ionization chamber array. *Radiat oncology* 2011, 6:21.
- [21]. Yoshinobu Shimohigashi, Fujio Araki, Hirofumi Tominaga, Junichi Sakata, Keiichi Kawasaki, Nagisa Kanetake, Yuki Iwashita, Saori Yoshimura, Tamami Kawakami, Terunobu Ishihara, Tomoko Okuda, and Kasei Kogo. Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification. *Journal Appl. Clin. Med Phys*. 2012,13(5):198-214.
- [22]. Kozelka J, Robinson J, Nelms B, Zhang G, Savitskij D, Feygelman V. Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: a comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer. *Med Phys* 2011;38(9):5021–32.
- [23]. Feygelman V, Zhang G, Stevens C, Nelms BE. Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries. *Journal Appl. Clin. Med Phys*. 2011, 12(2):146-168.



Fiz. Uzm. Mertay GÜNER

1985 yılında Gümüşhane'nin Kelkit ilçesinde doğdu. 2009 yılında Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi İngilizce Fizik bölümünü bitirdi. 2011 yılında İstanbul Ticaret Üniversitesi Endüstriyel Fizik YLP'dan mezun oldu. 2009-2011 tarihleri arasında sırasıyla TAEK, Dr. Lütfi Kırdar EAH, İstanbul Onkoloji Hastanesi ve Anadolu Sağlık Merkezi'nde stajyer fizikçi olarak bulundu. 2011-2016 yılları arasında Sante Sağlık Hizmetleri'nde, 2016-2017 yılları arasında da Anadolu Sağlık Merkezi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2017 Ocak ayından bu yana da Okan Üniversitesi Hastanesi'nde Sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır. Aynı zamanda Yeditepe Üniversitesi Fizik bölümünde Doktora eğitimini sürdürmektedir.

GÖRÜŞ/KARŞIT GÖRÜŞ

SRS/SBRT'DE HOMOJEN DOZ DAĞILIMI MI, HETEROJEN DOZ DAĞILIMI MI?

OLUMLU GÖRÜŞ: Fiz. Uzm. Ayşe DAĞLI DEĞERLİ

Stereotaktik radyocerrahi (SRS) ve intrakranyal stereotaktik radyocerrahi deneyimlerinden faydalanılarak türetilen stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) az sayıda (1-5) tedavi fraksiyonu ile yüksek dozların verildiği özel radyoterapi teknikleridir [1, 2]. Hedef hacimde homojen doz dağılımına dayanan konformal radyoterapinin aksine SRS/SBRT için doz dağılımı bazı koşullara dayanmaktadır. Birinci koşul, gross tümör hacmi ve onun yakın çevresini içeren sınırlı bir dokunun tedavi boyunca fraksiyon başına oldukça yüksek dozla ışınlanması ve hedef içerisindeki sıcak noktaların çoğunlukla kabul edilebilir sayılmasıdır. İkinci koşul ise hedef dışındaki yüksek doz alan normal doku hacminin, tedavi toksisitesi riski ile sınırlandırılması ve dolayısıyla gradyent olarak tanımlanan hedef dışındaki izotropik doz düşüşünün keskin olmasıdır [3]. Hedef hacim etrafındaki doz gradyent basamakları Gy/cm, kritik organ yakınlarında ise Gy/mm şeklinde olmalıdır [2].

SRS/SBRT planlamasında tartışmalı konulardan biri hedef doz dağılımının homojen mi yoksa heterojen mi olacağıdır. Tedavi planının dozimetrik karakteristikleri uygulanan tekniklere göre değişmektedir. Birden fazla eşmerkez kullanılan stereotaktik tedavilerde hedef hacmi daha iyi saran küresel doz dağılımı sağlanır. Bunun sonucunda hedefte yüksek heterojen dozlar elde edilir. Birden fazla eşmerkezin kullanıldığı Gamma Knife planlarında, hedefi saran izodoz yüzeyi genellikle hedefteki maksimum dozun %50'sidir. Linak tabanlı planlar için tek eşmerkez kullanıldığında elde edilen hedef doz dağılımı oldukça homojendir. Hedefi saran izodoz çizgisi hedefteki maksimum dozun % 80'inden büyük olabilir [4]. Düşük tedavi izodoz çizgileri kullanılarak elde edilen internal doz gradyentleri hedef hacim içinde dikkate değer bir doz heterojenitesi oluşturur. Sıcak noktalar normal dokularda olmadığı sürece klinik olarak istenen bir durumdur. Tümörün merkezi bölgesi içinde kalan sıcak noktaların yüksek ihtimalle bu bölgede bulunan radyasyona dirençli hücrelerin yok edilmesinde

önemli bir avantaj olduğu şeklinde bir hipotez bulunmaktadır [1-6].

Pek çok SRS/SBRT vakasında, küçük alan boyutlarından dolayı, homojen olmayan doz dağılımı kendiliğinden oluşmaktadır. Bu doğal olay yoğunlukları aynı olan dokuların yanı sıra yoğunlukları aynı olmayan dokularda da karakteristiktir. Eğer tümör dokusunun fiziksel yoğunluğu çevre dokularından daha yüksekse (akciğerdeki solid tümör) küçük hedeflerdeki heterojen doz dağılımı daha belirgindir. Heterojen doz dağılımının kendiliğinden oluşmadığı durumlarda, hedef merkezindeki dirençli hücrelere yüksek doz verilmek istendiğinde, kompensatör ve çok yapraklı kolimatör alan segmentasyonu ile doz yoğunluğu değiştirilerek elde edilebilir.

Konvansiyonel radyoterapide hedef hacim içerisinde düzleştirici filtre, wedge, kompensatör ve çok yapraklı kolimatör kullanılarak yaratılan düzenli bir doz dağılımı dikkate değer bir çaba gerektirmektedir. Tümörün uzaysal yayılımı boyunca radyasyon duyarlılığının eşit olduğu ve zamanla değişmediğinin varsayıldığı durumda böyle bir doz dağılımı arzu edilebilir, ancak bu varsayımlar genellikle geçersizdir. Gross tümörün merkezi, çevredeki kan damarlarından sağlanan besin ve oksijenden yoksundur. Tümörün büyümesi ile birlikte, tümörün dış kenarından merkezine doğru olan mesafede hipoksi, yetersiz beslenme ve sonunda nekroz artmaktadır. Hipoksi radyasyon direnci ile ilişkili olduğundan tümör çapı boyunca radyasyona duyarlılık gradyenti vardır ve bu duyarlılık gradyentine karşı koymak için tümörün merkezine daha yüksek doz vermek gerekecektir.

Tümörün merkezi ile kenarı arasındaki duyarlılık gradyentiyle başa çıkmak için çok fraksiyonlu radyoterapide kullanılan yaygın uygulama, hedef volüm içerisinde homojen doz dağılımı sağlamaktır. Böyle bir uygulamanın klinik olarak etkinliği çok fraksiyonlu tedavi sırasında tümör hücresi öldürme sürecinin özel dinamiklerinin olmasıyla açıklanabilir.

Tümör, fraksiyone radyoterapi boyunca küçülür ve tümörün kenarındaki sağlıklı dokuyla birlikte daha az dirençli tümör hücrelerinin yer değiştirme süreci tedavi süresi bittikten sonra da devam eder.

Klinik deneyimlerin artmasıyla birlikte daha büyük hacimli hedefler için radyocerrahi söz konusu olmuştur. Büyük hedefler tedavi edildiğinde, hedef dışında kalan ışınlanmış sağlıklı doku hacmi ve

dolayısıyla komplikasyon riski artacaktır. Bu nedenle hedef içindeki heterojen dozun hedef dışındaki normal dokuları nasıl etkilediğinin bilinmesi önem kazanır. Maksimum dozun hedefin merkezinde olduğu heterojen bir doz dağılımı hedef dışındaki doku dozlarında çok küçük bir artışa sebep olur [8]. Ancak hedef merkezindeki dozu azaltmak klinik uygulamada terapötik kazancı arttırmayacaktır [9].

KARŞIT GÖRÜŞ: Fiz. Uzm. Görkem GÜNGÖR

Klinik perspektif ve hastaya verilecek doz şematiği bir yana, fiziksel açıdan bir planı stereotaktik tedavi sınıfına koyan kıstaslardan bir tanesini doz düşüş hızı olarak kabul edebiliriz. Van Dyk ve arkadaşlarının (1994) belirttiği üzere doz düşüş hızının $>30\%/cm$ 'den büyük olan durumlar, yüksek doz gradienti olarak ifade edilir. Bu durum stereotaksi için kilit bir parametredir. Bu bağlamda cm 'de 30% 'luk ve üzeri bir düşüş sağlanan planlara, verilecek doz ve fraksiyon şemasından bağımsız bir şekilde stereotaktik plan diyebiliriz.

Bu yaklaşım hedef hacim (PTV) ötesi bölgeler için önem arz ettiği öngörüde bilinir. Derinlemesine düşünecek olursak sağlanacak yüksek doz düşüşü fiili olarak PTV komşuluğundaki kritik organları korumaya yardımcı olacaktır. Haliyle doz gradient düşüş tanımı PTV'nin içi ile değil, ötesindeki durum ile ilgilenmektedir. Peki, PTV'nin içindeki doz dağılımı nasıl olmalıdır? Olması gereken değer neresinde olduğumuzu anlayabilmek için öncelikle zaman içerisinde geliştirilmiş çeşitli birimsiz faktörlere bakmalıyız.

RTOG-Shaw et al	SALT-Lomax	Lomax-Scheib	Paddick (RTOG recom.)
$HI_{RTOG} = \frac{D_{max}}{D_{min}}$	$HI_{RTOG} = \frac{D_{98\%}}{D_{presc.}}$	$HI_{RTOG} = \frac{D_{max\%}}{D_{presc.}}$	$HI_{RTOG} = \frac{D_{2\%}}{D_{98\%}}$

Tablo 1. Çeşitli makalelerde ifade edilmiş Homojenite indeks (HI) formülleri.

Tablo 1'e bakıldığında PTV içindeki homojen doz dağılımını matematiksel bir şekilde ifade etmeye yarayan HI için geliştirilmiş formüllerin birbirinden ne kadar farklı olduğunu görürüz. Konformite İndeksin (CI) gelişimindeki gibi bir önceki formülün eksiğini kapatacak adım adım geliştirilmiş karmaşık bir matematiksel bir ifade yoktur. Ayrıca Akciğer stereotaksi vücut tedavisi (SBRT) için geliştirilmiş RTOG 0236, RTOG 0618, RTOG 0813 ve RTOG 0915 rehberlerinde ifade edilen yüksek ve düşük doz bölgelerin daha klinik bir etki gözlemlenmeden, matematiksel bir indeks ile klinik etkisi olabilir varsayımını plan kalitesi açısından kullanıcıya veren none, minör, majör kabul kriterleri gibi kıstas sınır değerleri yoktur. Buradan rahatlıkla HI için fizik kabul kriteri açısından uygun bir planın yapılıp yapılmadığını ifade eden bir konsensüs veya uzlaşma olmadığını rahatlıkla söyleyebiliriz.

Bu bağlamda HI'nin ne olması gerektiği veya PTV içindeki homojen/heterojen doz dağılımı tercihi klinik ve karşılaşılan koşullara göre değerlendirilmesi gereken bir durum olduğu ortaya çıkar.

- Reirradiyasyon SRT/SBRT'si yapılacak bir durumda
- Kritik organ içine metastaz yapmış ama izole bir lezyona – beyin sapı içindeki bir ependimom mesela
- Çevre dokularla olan komşuluğu mm mertebesindeki bir lezyona – prostat SBRT'si gibi
- Işınlanacak intracranial lezyonun hacminin $10cc$ 'ye, ekstrakranial bir lezyonun hacminin ise $163 cc$ 'ye yaklaştığı durumlarda
- Verilecek doz ve doz fraksiyonu bakımından PTV içinde nekroz riski olan durumlarda

Nasıl bir heterojen plan rahatlıkla tercih edilebilir? Bu gibi durumlarda yapılacak bir planın heterojenite değeri –HI, kullanıcıya klinik sonuç gelmeden klinik olarak riskli yerde durup durmadığını verebilen bir parametre olmadığından dolayı CI kurban edilerek homojen bir plana dönülmelidir.

CI ve HI değerlerini birbirini dengeleyen zıt kutuplar olarak düşünebiliriz. Bir plan ne kadar homojen ise o kadar az konformal, keza ne kadar az homojen o kadar keskin konformal olduğunu gözlemleyebiliriz.

Sonuç olarak CI değerinin none, minör kabul değerlerini esneterek Homojen bir plan yapılabilir. Burada ifade etmeye çalıştığım öneriler, yukarıda belirttiğim durumlara uyan SRT/SBRT tedavileri için geçerlidir. HI için bir konsensüs olmaması, klinik ön kestirim vermemesi homojen bir plan yapılması anlamına gelmeyeceği gibi, homojen bir plan yapılmaması anlamına da gelmez. Her plan kendi kuralları ve koşullarına göre değerlendirilmelidir.

Referanslar

- [1]. Brian D. Kavanagh, Robert D. Timmerman, Stereotactic Body Radiation Therapy, Lippincott Williams&Wilkins, 2005, 57-59pp.
- [2]. Andrew Gaya, Anand Mahandevan, Stereotactic Body Radiotherapy: A practical Guide, Springer, Verlag London, 2015, 1-3pp.
- [3]. Benedict et al., Stereotactic body radiation therapy: The report of TG101, Med. Phys, 37(8), August 2010, 4078-411pp.
- [4]. Lawrence S. Chin, William F. Regine, Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery, Springer, 2015, 72-73pp.
- [5]. Süit H., Skates S., Taghian A., Akunieff P. And Efird JT., Clinical implications of heterogeneity of tumor response to radiation therapy, Radiother Oncol., 1992, 25(4):251-60pp.
- [6]. Xi-Jun Liu, Xiu-Tong Lin, Yong Yin, Jin-Hu Chen, Li-Gang Xing, and Jin-Ming Yu, Determining the Optimal Dose Prescription for the Planning Target Volume with

Stereotactic Body Radiotherapy for Non- Small Cell Lung Cancer Patients, Asian Pacific Journal of Cancer Prevention, Vol 17, 2016

[7]. Lech Papież, Robert Timmerman, Colleen Desrosiers and Marcus Randall, Extracranial Stereotactic Radioablation Physical Principles, Acta Oncologica, 2003, 42:8, 882-894pp.

[8]. Ingmar Lax, Henric Blomgren, Ingemar Naslund and Rut Svanstrom, Stereotactic Radiotherapy of Malignancies in the Abdomen: Methodological aspects, 1994, Acta Oncologica Vol. 33, No. 6, 677-683pp.

[9]. Ingmar Lax, Target Dose Versus Extratarget Dose in Stereotactic Radiosurgery. 1993, Acta Oncologica Vol. 32, No. 4, 453-451pp.



Fiz. Uzm. Ayşe DAĞLI DEĞERLİ

1984 yılında Ayvalık'ta doğdu. 2007 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünde lisans eğitimini tamamladıktan sonra Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyofizik dalında yüksek lisans eğitimine başladı. 2010 yılında İzmir Onkomer Özel Onkoloji Merkezinde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaya başladı. 2017 yılı başında Ege Üniversitesi Fen Bilimler Enstitüsü Nükleer Uygulamalar AD'nda doktorasını tamamladı. 2013 yılından beri Marmara Üniversitesi Pendik EAH Radyasyon Onkolojisi kliniğinde görev yapmaktadır. Amatör olarak seramik ile ilgilenmektedir.



Fiz. Uzm. Görkem GÜNGÖR

1981-Gölcük'te doğdu. 1999 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bölümüne girdi. Mezun olduktan sonra aynı üniversitede medikal fizik yüksek lisansını yaptı. 2005-2007 yılları arası Hacettepe Üniversitesinde çalıştı. 2007 yılından beri Acıbadem Sağlık Grubunda medikal fizik uzmanı ve Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programında öğretim görevlisi olarak çalışmaktadır.

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TABANLI SİMULASYON VE MRCAT İLE TEDAVİ PLANLAMASI

Fiz. Evrim EREN

Magnetik rezonans görüntüleme (MRI) birçok özelliğinin yanında üstün yumuşak doku kontrastından dolayı radyoterapi tedavi planlamalarında hedef hacmin tasvir edilebilmesi için tercih edilen bir modalitedir. Görüntüleme formları; üç boyutlu tümör lokalizasyonu ve OAR tanımlamaları açısından modern radyoterapinin yapıtaşını oluştururlar. Uzun süredir radyoterapi planlama amaçlı kullanılan primer görüntüleme modalitesi olan bilgisayarlı tomografi (BT) yerine son zamanlarda popüler hale gelen manyetik rezonans görüntüleme yardımıyla yapılan planlama, diğerlerine nazaran üstünlüğüyle ilgi çekmektedir. BT modalitesine göre, yumuşak doku kontrastında üstün olmasının yanında MRI'nın diğer bilinen yararı ek bir radyasyon dozu alımı olmadan fonksiyonel görüntüleme ve değerlendirme gerçekleştirilebilmektedir.

Diagnostik görüntüleme tekniklerinin RT için kullanılabilirliği sıklıkla tartışılrsa da MRI simülasyon yaklaşımı için belirli gereksinimler mevcuttur. Buna göre, RT uygulamasına özel tasarlanan MRI simülasyon sistemi üreticiler tarafından geliştirilmiştir. Özellikle güncel olan yaklaşımlarda, 70 cm'lik çap boyutu, RT ile uyum sağlayabilir düz tedavi masası (couchtop) ve sarmal destek (coil support) çözümü gibi yeniliklerle daha yüksek verime ulaşılmıştır.

Daha önceki yıllarda MRI'nın RT açısından benimsenmesi ve primer görüntüleme mekanizması olarak kabul edilmemesi geometrik distorsiyon gibi bazı sorunların oluşundan dolayıdır. Bilindiği üzere; geometrik distorsiyon magnetik alan inhomojenitesinden ve lineer olmayan gradientler dolayısıyla meydana gelir. Birçok probleme rağmen dikkat konusu olan MR-RT sistemlerinde, bugün gradient

distorsiyon düzeltme faktörünün uygulaması ve gradient lineeritesinin iyileştirilmesi ile bazı olumsuz etkiler en az seviyeye getirilmiştir.

MRI'nın çalışma prensibi gereği, doz hesaplaması için gereken elektron yoğunluğu bilgisini sağlayamadığından çoğu kliniksel tedavi planlama iş akışında MRI, BT dataseti üzerine füzyon amaçlı kaydedilerek uygulamaya geçirilir. Bu yaklaşım ile BT ve MRI'nın birbirini tamamlayıcı özelliklerinden faydalanılır. Fakat bu durum iş akışı, hasta ve



Şekil 1. MR-RT simülasyon sistemi

maliyet açısından bir dezavantaj haline gelebilir. Ayrıca MRI-BT füzyonu önemli yapıların belirlenmesinde ek bir belirsizliğe ve buna bağlı olarak hatalara yol açabilir. Oluşabilecek bu sistematik hatalar, genel olarak uygulanacak olan marjların artmasıyla sonuçlanır.

MRI bazlı simülasyon iş akışında ise belirli anatomik bölgeler için MR-BT multi modalite görüntüleme iş akışı ile ilişkili tekniksel tüm problemler elimine edilebilir.

CT-MR registration workflow



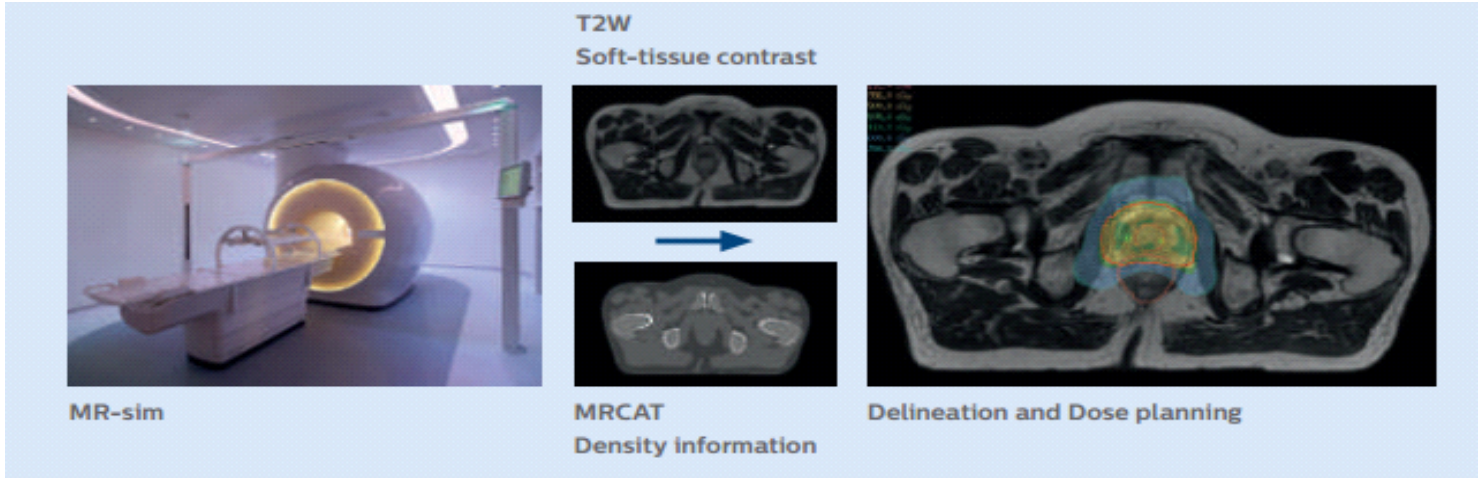
MR-only simulation workflow



Şekil 2. BT/MR füzyonu ve sadece MR sistemlerine göre iş akış süreçleri

MR bazlı simülasyon için görüntüleme teknikleri

MR bazlı simülasyon kendine özgü bir görüntüleme yaklaşımı sunar. İş akışını etkili bir düzeyde tutabilmek adına mümkün olan en kısa görüntüleme süresi ile hasta konforundan ve organ hareketlerinden oluşabilecek etkilerin en düşük düzeyde kalması sağlanır. MR tabanlı yaklaşım için gereken en az dizide belirlenmiş tarama protokolleri; hedef ve OAR konturu için tarama protokolü, internal markerların görüntülenmesi için bir tarama ve MRCAT üretimi için bir kaynak görevini görür. Tedavi planlamaya özgü tarama protokollerinin aynı zamanda optimize edilmesi gerekmektedir. Bazı parametreler örneğin hız, üç yönde yüksek uzaysal rezolüsyon, geniş FOV açıklığı ve istenilen seviyeye getirilebilen kontrast bu protokollerin temelini oluşturur.

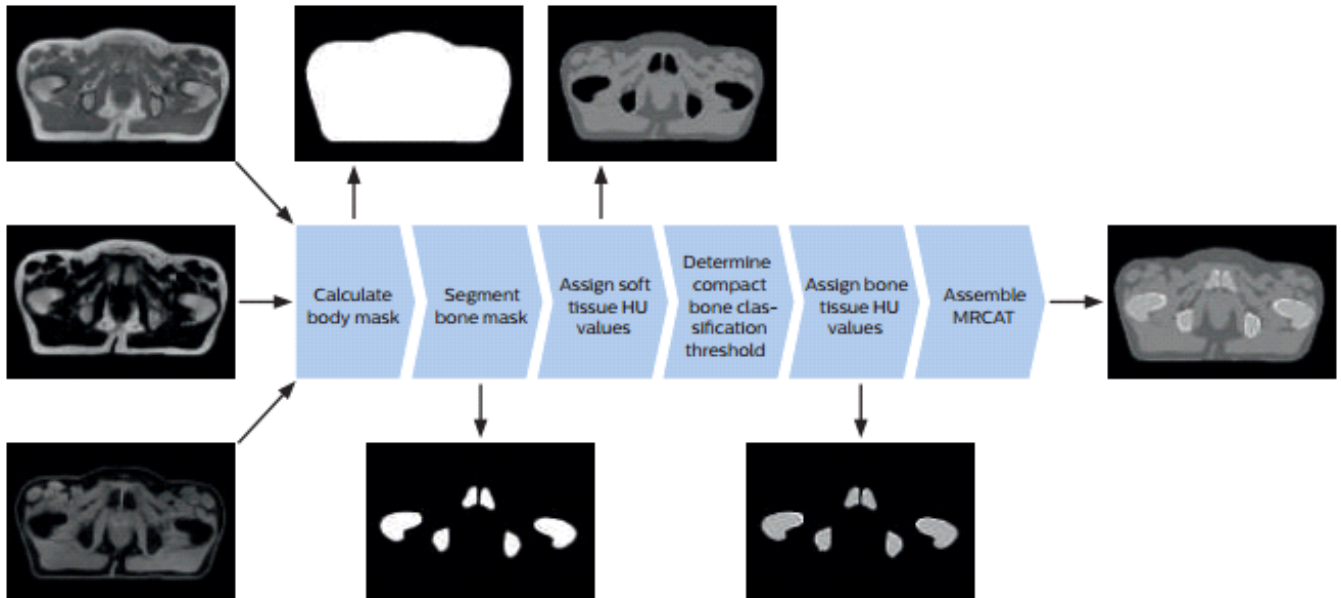


Şekil 3. MR simülasyon ve planlama akışı

Bu uygulamaya özgü görüntüleme protokolleri, MRI'dan oluşan, BT eşdeğeri doğru bir radyasyon soğurulma haritasına ihtiyaç duyar. Farklı doku tipleri otomatik olarak ayırt edilebilmeli ve uygun Hounsfield unit değerleri atanabilmelidir. Daha önceki birçok yaklaşım manual segmentasyona veya çoklu taramaya ihtiyaç duyar. MRCAT yaklaşımında ise elektron yoğunluk bilgisi üretmek için tek bir mDixon MRI sekansı kullanılır. Dolayısıyla sekanslar arasındaki registrasyon belirsizliğinden gelen risk de ortadan kalkmış olur. mDixon MRI sekansı içerisinde iki ana

echo elde edilir. Bunlar aynı elde edinimden türetilen su, yağ ve eş faz tabanlı görüntülerdir ve su ile yağdaki protonların frekans kayması ile elde edilir.

MRCAT algoritmasında kullanılan mDixon taraması, yüksek geometrik doğruluğa sahip olmak amacıyla kısa echo zamanı ve yüksek bant genişliğinden yararlanılarak oluşturulmuştur. Güvenilir bir kemik segmentasyonu elde edinimi için yüksek uzaysal rezolüsyon seçilir. Bu şekilde doğru bir doz planlamasına varılır.



Şekil 4. MR görüntülemeyle elde edilen elektron yoğunluklarının elde edilmesi

Sıklıkla eksternal ışın radyoterapisinde kullanılan, interfraksiyone organ hareket kontrolü sağlayan implante edilebilir markerlar, MRCAT için elde edilen mDixon su ve eş fazlı tabanlı görüntülerde görünür haldedir.

MR bazlı simülasyon için doğru MR görüntülemesi

Geometrik doğruluk, radyoterapide MRI için bir sınırlama iken son yıllarda, geometrik uygunluk derecesi üzerine elde edilen önemli gelişmeler ile gerekli doğruluğu sağlayan cihazlar geliştirilmiştir. Geometrik distorsiyonlar, sistem bazlı ve hasta bazlı olmak üzere iki ana kaynaktan ortaya çıkar. Bunlar, gradient alan lineeritesinin olmayışı ve statik magnetik alan inhomojenitesi nedeniyle oluşan distorsiyonlar şeklinde karakterize edilir, belirli düzeltme faktörleri ile düzeltilmesi yapılabilir. Fakat doku hassasiyet farklılığı ya da MRI da kullanılan ve uyuşmayan yeni eklentiler gibi sebeplerden dolayı oluşan daha az öngörünebilir distorsiyonların belli bir doğrulukla ölçülüp düzeltilme durumu daha azdır. Geometrik hatalar sistematik hatalar olarak tanıtıldığından geometrik uygunluk derecesi parametresinin periyodik kalite kontrolünün ayrıca yapılması gerekmektedir.

Yoğunluk Haritalarının Üretimi

MRCAT yaklaşımı

MR görüntülerine dayanarak yoğunluk haritalarının üretilmesindeki genel problem çok farklı yoğunluktaki dokuların bile benzer MR sinyal şiddetleri verebiliyor olmasıdır. Bu anlam karmaşasının çözümlenebilmesi için, elektron yoğunluğu değerlendirilmesinde MRCAT yaklaşımı kullanılır. MR görüntülerinin elektron yoğunluğu değerlendirmesi için oluşturulan MRCAT yaklaşımı, yumuşak doku ve kemik yapıların kesitsel olarak segmentasyonunu kullanır. Aynı ayrı yapılar içerisinde (kemik, yumuşak doku) MR sinyal şiddeti ve elektron

yoğunluğu arasındaki ilişki daha belirgindir. Her bir voxele belirli bir yoğunluk değeri atanır. Böylece, MRCAT uygulaması içerisinde BT- benzer yoğunluk haritaları iki adımla mDIXON görüntülerinden üretilir. İlk olarak, MR görüntüleri içeriği beş alt sınıfta kategorize edilir: hava, su açısından zengin doku, yağ, süngerimsi kemik ve sert kemik. İkinci adımda ise; her bir voksele pseudo-HU değeri denilen literatür değerlerinin toplanmasıyla oluşturulan bir veri alt yapısından yararlanılır ve belirli değerler atanmış olur.

Doku Sınıflandırılması

Belirli bir voxelin tanımlandığı bir sınıf için şu işlemler gerçekleşir: İlk olarak hastanın "body" denilen ana hatları belirlenir. Bu yapı dışında kalan vokseller hava olarak değerlendirilir. İkincil olarak, mDixon taraması ile çoklu kontrastlar kullanılarak tüm kemik yapılar body içerisinde segmentlere ayrılmış olur. Tüm kemik yapılar ve anahat belirli bir mDixon görüntü veritabanı ile oluşturulmuş segmentasyon tabanlı model kullanılarak sağlanır. Aynı zamanda, segmentlere ayrılmış yapının şekline verilen bir sınırlama ile yanlış bir pozisyonda oluşabilecek segmentlere ayırma işlemi engellenmiş olur.

Body anahattı içerisindeki ve kemik kesitlerinin dışında kalan vokseller yumuşak doku olarak değerlendirilirler. Bu

alan içerisinde yoğunluklara göre alt bölümler oluşturularak üç boyutlu görüntüler elde edilir. Ayrılan vokseller sudan çok yağca zengin doku içeriyorsa yağ doku, tam tersi bir durum varsa suca zengin doku şeklinde sınıflandırmaya katılırlar. Kemik segmentasyonu içerisindeki vokseller ise kompakt ya da süngerimsi kemik şeklinde sınıflandırılırlar. Bu ayırım, iç faz görüntülerinin voksel yoğunluklarına dayandırılarak yapılır.

mDixon imajlarının toplanmasından sonra MRCAT post processing otomatik olarak başlar. Diğer tarama protokolleri örneğin, T2 elde edinimi post processing elde edinimi sonrasında gerçekleştirilebilir. Bu şekilde tüm seans için ek bir süre gereksinimi olmaz.

Alternatif MR Bazlı Stratejiler

BT eşdeğeri bilgilerin MRI ile otomatik olarak üretiminde birçok metot tavsiye edilmiştir. MR sinyal şiddeti ve elektron yoğunluğu arasındaki bahsi geçen karmaşıklığın çözümü için alternatif bir yaklaşım olan atlas metodu yaklaşımı önerilmiştir. Bu yaklaşımda, bir dizi BT görüntülerinin toplanıp kaydedilmesi ile oluşturulan yoğunluk haritası kullanılır. Daha sonra belirli bir hasta için rigid olmayan bir registrasyon ile oluşturulan bu yoğunluk haritası belirli bir hasta için rigid olmayacak şekilde haritalandırılır. Fakat metottaki ana eksiklik, görüntü registrasyonundaki belirsizliktir. Başka bir deyişle alt voksellerin doğruluğundaki belirsizliktir.

Diğer bir yaklaşım ise; kemik yapılardan gelen bazı sinyallerin çıkartılması ve bir diğer MR kontrastı ile bunun

birleştirilmesidir. Dış zara yakın olan bazı kemik yapılar geleneksel MR taramalarıyla sinyal açığa çıkartmaz. Fakat eksitasyon pulsundan hemen sonra MR sinyallerinin toplanmasıyla en yoğun kemikten bile sinyal dedekte etmek mümkündür. Bu da ultra kısa echo time -UTE- denilen bir görüntüleme ile mümkün olabilmektedir. Elde edilen görüntü farklı MRI taramaları ile birleştirildiğinde voksel dönüşümü için doku tipleri arasındaki ayırım daha kolay ve doğru yapılır. Bu metodun en belirgin avantajı da anatomi ile ilgili öncelikli bir bilgiye dayandırılmadan şiddet bazlı yoğunluk değerlerinin tanımlanmasını sağlar. Daha geniş FOV'lar için uzun tarama süresi ve donanım duyarlılığından kaynaklı olarak bu metod pratik olmayan bir hale gelebilir.

İleriye Yönelik Bakış

MR simülasyonu üzerine yapılan RT tedavi planlaması, yumuşak doku kontrastından ve doğru üç boyutlu görüntüleme kapasitesinden yararlanılarak doğru bir hedef tanımı sağlaması açısından ilgi çekmiştir ve bazı Avrupa ülkelerinde yaygınlaşmaya başlamıştır. Özellikle prostat

kanserlerinde BT simülör olmadan daha iyi bir tedavi planlama süreci gerçekleştirilebilir. BT'den alınan yoğunluk bilgisi ile gerçekleştirilen doz bilgisi işlemi tedavi planlama yöntemi açısından bir çok yenilik ve araştırmalara da öncülük edecek önemli bir adımı oluşturacaktır.

Referanslar

- [1] P. Dirix, K. Haustermans, and V. Vandecaveye, "The Value of Magnetic Resonance Imaging for Radiotherapy Planning," *Semin. Radiat. Oncol.*, vol. 24, no. 3, pp. 151–159, Jul. 2014.
- [2] G. P. Liney and M. A. Moerland, "Magnetic Resonance Imaging Acquisition Techniques for Radiotherapy Planning," *Semin. Radiat. Oncol.*, vol. 24, no. 3, pp. 160–168, Jul. 2014.
- [3] E. S. Paulson, B. Erickson, C. Schultz, and X. Allen Li, "Comprehensive MRI simulation methodology using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning," *Med. Phys.*, vol. 42, no. 1, pp. 28–39, Jan. 2015.
- [4] J. Ferlay, E. Steliarova-Foucher, J. Lortet-Tieulent, S. Rosso, J. W. W. Coebergh, H. Comber, D. Forman, and F. Bray, "Cancer incidence and mortality patterns in Europe: Estimates for 40 countries in 2012," *Eur. J. Cancer*, vol. 49, no. 6, pp. 1374–1403, Apr. 2013.
- [5] C. Tsien, Y. Cao, and T. Chenevert, "Clinical applications for diffusion magnetic resonance imaging in radiotherapy," *Semin. Radiat. Oncol.*, vol. 24, no. 3, pp. 218–226, Jul. 2014.
- [6] "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU Report 24." ICRU, 1976.
- [7] T. Nyholm and J. Jonsson, "Counterpoint: Opportunities and Challenges of a Magnetic Resonance Imaging–Only Radiotherapy Work Flow," *Semin. Radiat. Oncol.*, vol. 24, no. 3, pp. 175–180, Jul. 2014.
- [8] C. Bos, M. A. Viergever, and C. J. G. Bakker, "On the artifact of a subvoxel susceptibility deviation in spoiled gradient-echo imaging," *Magn. Reson. Med.*, vol. 50, no. 2,

pp. 400–404, Aug. 2003.

- [9] Philips MRCAT for prostate dose calculations using only MRI data M. Köhler, T. Vaara, M. Van Grootel, R. Hoogeveen, R. Kemppainen, S. Renisch
- [10] A. Johansson, "CT substitute derived from MRI sequences with ultrashort echo time." *Med. Phys.*, vol. 3, no. 5, pp. 2708–2714, 2011.
- [11] D. A. Low, W. B. Harms, and S. Mutic, "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," *Med. Phys.*, vol. 25, no. 5, pp. 656–61, 1998.
- [12] C. C. Parker, A. Damyanovich, T. Haycocks, M. Haider, A. Bayley, and C. N. Catton, "Magnetic resonance imaging in the radiation treatment planning of localized prostate cancer using intra-prostatic fiducial markers for computed tomography co-registration," *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.*, vol. 66, no. 2, pp. 217–224, Feb. 2003.
- [13] "Press Release. Dutch medical center begins installation of world's first high-field MRI-guided radiation therapy system. April 6, 2014".
- [14] O. Ecabert, J. Peters, H. Schramm, C. Lorenz, J. von Berg, M. J. Walker, M. Vembar, M. E. Olszewski, K. Subramanyan, G. Lavi, and J. Weese, "Automatic ModelBased Segmentation of the Heart in CT Images," *Ieee Trans. Med. Imaging*, vol. 27, no. 9, pp. 1189–1201, Sep. 2008.
- [15] J. A. Dowling, J. Lambert, J. Parker, O. Salvado, J. Fripp, A. Capp, C. Wratten, J. W. Denham, and P. B. Greer, "An Atlas-Based Electron Density Mapping Method for Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone Treatment Planning and Adaptive MRI-Based Prostate Radiation Therapy," *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 83, no. 1, pp. e5–e11,



Fiz. Evrim EREN

2008-2014 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünde lisans eğitimini tamamladıktan sonra 2014 yılında başladığı Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği tezli yüksek lisans programında ikinci sınıf öğrencisidir. 2015 yılından itibaren Bezmialem Vakıf Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Stajeri olarak görev yapmaktadır.

RADYASYON ONKOLOJİSİNİN DÜNYÜ, BUGÜNÜ ve YARINI

Fiz. Uzm. Şeyda KINAY
Prof. Dr. Münir KINAY

Bu sayımızda ülkemizin yetiştirdiği değerli hocalarımızdan Prof. Dr. Münir Kınay hocamızı konuk ettik ve kendisiyle ülkemizde radyasyon onkolojisinin geçmişinden geleceğine bir yolculuk yapalım istedik. Röportajı değerli eşi, meslektaşımız Şeyda Kınay yaptı. Bu vesile ile sayın hocamıza saygılarımızı iletiyor, dergimize verdiği destek için teşekkür ediyoruz. Keyifle okuyacağız bir röportaj sizi bekliyor.

1895 yılında William Conrad Röntgen tarafından, Almanya'da bilemediği ve ismine X Işınları dediği bazı ışınların keşfinden sonra 1986 yılında Pierre ve Marie Curie ilk defa radyoaktif bir madde olan Radyumu ve daha sonra Antoine Henry Becquerel Uranyum ve doğal radyoaktiviteyi buldu. Bu gelişmeler gerek FİZİK gerekse TIP alanında büyük devrim yaratmıştır. 1800'lerin sonu ve 1900'ların başlarında x-ışınları tanıda kullanıldığı gibi daha sonra bulunan gama ışınları ile beraber özellikle kanser tedavisinde kullanılmaya başlandı. Böylece iyonize radyasyon ışınları ile yapılan bu tedaviye radyoterapi ismi verildi. Bu bilgiler tıbbi fizik uzmanları tarafından çok iyi bilinmektedir.

Şeyda Kınay: Geçmişte yapılan radyoterapi çalışmaları ülkemize neler getirmiştir?

Münir Kınay: İlginç olan Osmanlı imparatorluğunun sonlarına yaklaştığımız 1900'ların başlarında Radyoterapi ülkemizde batıdan bir iki sene sonra başlamıştı. Bir cerrah olan Prof. Dr. Cemil Topuzlu, o zamanki ismiyle Mekteb-i Tıbbiye-i Şahane yani Tıp Fakültesi Cerrahi Kliniğinde Röntgen Cihazını kanser tedavisinde kullanmış, hatta bu olgularını yayınlamıştı. Daha sonraları ise 1902 senesinde, Hamidiye Etfal Hastanesinde Dr. Rasih Emin, Dr. Suffian Bey, Dr. İbrahim Vasıf ve Dr. Şevki Bey tarafından hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılmıştı. O devirlerde radyasyon onkoloğu tanımlaması yoktu ve ülkemiz milli mücadele yıllarına girmekteydi. Derken sahneye Atatürk çıktı ve 1933'teki Üniversite Reformu sayesinde darülfünun yerine "İstanbul Üniversitesi" kuruldu. Almanya'daki Nazi rejiminden kaçan Musevi asıllı tanınmış öğretim üyeleri davetli veya sığınmacı olarak Türkiye'ye gelmişti. 1934 senesinde o devrin tanınmış Fizik Hocası Prof. Dr. Fredrich Dessauer üç senelik bir anlaşma ile çağrıldı ve yardımcılıklarına da Prof. Dr. Tevfik Berkman ile Prof. Dr. Muhterem Gökmen getirildi. İlk Radyoterapi Merkezi, İstanbul'da Şişli Etfal Hastanesinde 1933 senesinde açıldı ve daha sonra ise Prof. Dr. F. Dessauer Başkanlığında bir dönem bütün deposu olarak kullanılan, şimdi ise İstanbul Tıp Fakültesinin Çapa'da bulunan Onkoloji Enstitüsü binasının içinde "Radyoloji Enstitüsü" ismi verilen ve 100 kV'den 400 kV'ye kadar ışın tedavi aygıtları ile donatılmış bir yere geçildi. Üst katındaki görüntüleme olanakları ile o dönemin en gelişmiş kanser tedavi kliniklerinden biri oldu. Dessauer'ın bulduğu ve geliştirdiği bir tedavi yöntemi olan "Rotasyon Tedavisi" burada uygulandı. Prof. Dr. Fredrich Dessauer bir fizik uzmanıdır ve bu nedenle tıbbi bilen bir fizik uzmanının Radyoterapi'yi geliştirmekte ne kadar önemli olduğunu 1934'te bütün dünya gördü. 1937'de F. Dessauer ülkemizden ayrıldı ve İsviçre'ye Freiburg Üniversitesine gitti. O senelerde daha çok İstanbul olmak üzere Ankara'da kanserin tedavisi ile ilgilenildiğini

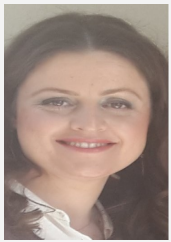
görmekteyiz ve sonuçlar tüm bilim çevreleri tarafından takip edilmektedir. O dönemin yeni Türkiye'si, kanserin ana tedavilerinden biri olan Radyoterapide dünya öncülerinden biri olmuştur. 1934-1937 arasında ünlü Fizik Uzmanı F. Dessauer'ın varlığı ve buluşları ile dünyadaki en iyi merkezlerden biriydik ancak II.Dünya Savaşının olması, merkezin yalnız İstanbul kökenli oluşu ve de tanınmış bir ismin ayrılması ülkemizdeki kanser tedavi düşüncesini önleyivermişti. II.Dünya Savaşı, büyük Atatürk'ün ölümü, İsmet İnönü'nün ülkeyi savaşa sokmaması nedeniyle gerekli ekonomik tedbirleri alması çoğu açılardan yavaşlamamıza neden oldu. Eğitim ve sağlık açısından gerekli hamleleri yapamadık ve en önemlisi sağlık eğitimini geniş kitlelere ve ülke sathına yayamadık. Prof. Dr. F. Dessauer'ın ayrılmasından 25 sene sonra 1963'te "Radyoloji Enstitüsü" yerine Çapa Radyoterapi Kürsüsü kuruluyor ve başına A.T. Berkman geçiyordu. Bu 25 sene içerisinde batıdaki tıbbi fizik uzmanları ve radyoterapistler gerek onkolojik açıdan gerekse radyoterapideki fiziki donanım ve tedavi aygıtları açısından gerekli gelişmelerini sağlamışlardı. Eğitim yönünden bireysel başarıları toplumsal alana yaymayı başardılar ve çoğunlukla toplumsal bir sağlık politikası sürdürdüler. Biz ise 1950'lerden sonra köy enstitülerini kapatarak eğitimin ilerleyici gücüne darbe vurduk. Senelerce kanser eğitim politikasını topluma yayamadık ve bir iki büyük şehirde bu çabayı götürdük. Ankara'da ise 1960 ve 1963 senelerinde Ankara Onkoloji Hastanesi ve Ahmet Andıçen hastaneleri açıldı. Türkiye'nin radyoterapi görmesi gereken tüm kanser hastaları İstanbul'a ve Ankara'ya gelmeye başladı. Derken 1970'lerden itibaren Ankara Hacettepe ve Ankara Üniversiteleri, İstanbul Cerrahpaşa Üniversitesi (1974) ve İzmir Ege Üniversitesi (1975) açıldı. F. Dessauer'ın gelmesinden 30-40 sene sonra bile Türkiye'de İstanbul, Ankara ve İzmir'deki 15-20 Radyoterapist 3-4 tane tıbbi fizik uzmanı dışında eleman yoktu.

Şeyda Kınay: Günümüzde radyoterapi ne durumdadır ve yarın nasıl olması gerekir?

MK: Türkiye’de Radyoterapi merkezleri 1990’lara doğru çoğalmaya, gelişmeye ve diğer şehirlere yayılmaya başlamıştır. 1984 ile 2000 seneleri arasında devlet tarafından 15’e yakın merkez açılmıştır. Ayrıtların çok pahalı oluşu özel merkezlerin açılmasını geciktirmiştir ancak özel hekimliğin ve özel hastanelerin teşviki ile özel sağlık kuruluşları artmıştır. 2005’e kadar açılmış olan 17 özel merkezin 7’si İstanbul, 2’si Ankara ve 3’ü İzmir’dedir. Kanserin yani Onkolojik hastaların tedavisi bir ekip işidir. Bu ekibin üyeleri cerrah, medikal onkolog ve radyasyon onkoloğudur. Gerçi doku tanısı koyan Patolog, görüntü tanısı koyan Radyolog ve hücresel tanı ile uğraşan moleküler biyolog bu takımın diğer üyeleri olmasına rağmen kanserin tedavisi çok uzmanlıdır yani multidisiplinerdir. Halen bireysel üstünlük söz konusudur ve uzmanlık dalları birleşmeye zor razı gelmektedir. Ülkemizde bütün problem eğitimde yatar. Asıl sorun toplumsal ihtiyaçlara cevap ararken çözümlerin bireysel tatminler düzeyinde kalmasıdır. Bu durum ülkenin her konumunda mevcut olup yalnızca Orta Doğu’ya ait bir olgudur. Sağlık Bakanlığı, genelde ihtiyaç duyulan şehirlerde Radyoterapi Merkezleri açması gerekirken büyük şehirlere yönelmektedir. Avrupa Radyasyon Onkolojisi Derneği’nin (ESTRO) 2005 senesinde yaptığı bir ankette, senede 250 hastaya bir radyasyon onkoloğu, senede 450 hastaya bir Linak ve senede 450/500 hastaya bir tıbbi fizik uzmanı düşebileceğinden bahsetmekte. “Türkiye’de Onkoloji Hizmetleri Yeniden Yapılanma Hizmetleri 2010-2023” raporuna göre radyasyon onkoloğu sayısı yeterli (500 civarında). Ancak tıbbi fizik uzmanı ve radyoterapi teknisyen sayıları yeterli değildir. En önemli konu eğitimidir. Bu işi yapacak olan ise derneklerdir. 1993 senesinde kurulan Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD) Radyasyon Onkolojisi Bilim Dalının ülke sathında dengeli bir şekilde yayılmasını, altyapı standartlarının kanserin ışınlı tedavi edilmesine

olanak verecek nitelikte olmasını ve Anabilim Dallarında çalışan hekimlerin yeterli ve nitelikli olmalarını sağlamaya çalışmaktadır. Medikal Fizik Derneği ise 1988 senesinde kurulmuş olup o merkezlerde çalışan tıbbi fizik uzmanlarının daha nitelikli olmalarını, eğitimlerini, tedavi ve planlama ayrıtlarının nitelik teminini oluşturacak (QA) şekilde teorik ve pratik alt yapıya sahip olmasını sağlamaktadır. Her iki derneği de kontrol edecek olan Türkiye Atom Enerjisi Kurumunun ve Türk Tabipleri Birliğinin iyi bir şekilde çalışmaları gerekmektedir. Eğitim, birbirini tamamlayan bu iki dal için çok önemlidir. Türkiye’de radyasyon onkolojisinin daha iyi değerlendirilmesi ve doğru uygulanabilmesi için kanserin tedavisindeki yeri daha iyi öğrenilmesi lazımdır. Bu nedenle bazı sorulara cevap aramak için birçok tedavi modeli arasındaki (cerrahi, kemoterapi, hedeflenmiş tedaviler, immünoterapi vs) yerini iyi saptamak gereklidir. Nedeni, Ne zamanı, Nasılı, Ne şekilde gibi sorulara cevap vermek için kanserde multidisipliner tedavileri bilen ve takip eden, tıbbi fiziği iyi bilen, çok yönlü düşünebilen, çağa ayak uydurabilen ve bu alandaki farkındalığı olan bir tıbbi fizik uzmanına sahip olmak gerekir. Ayrıca bir radyoterapi kliniğinin iyi eğitilmiş bir Radyoterapi teknikerine de sahip olması gereklidir. 1953 yılından itibaren tıbbi fizik dalının Türkiye’de gelişmesini, Türk Medikal Fizik Derneği’nin kurulmasını ve Türkiye’de birçok tıbbi fizik uzmanının yetişmesini sağlayan Doç. Dr. Seyfettin Kuter’e çok teşekkür ederim. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü’nde yetişmiş olan bir hekim olarak kendisini rahmet ve saygıyla anırım. Son olarak çok başarılı bir şekilde sürdürmekte olduğunuz ve birinci yılınızı tamamladığınız elektronik derginizde bizlere de bir söz hakkı verdiğiniz için medikal fizik camiasına da teşekkür eder yolunuzun her daim açık olacağına gönülden inanırım.

Sevgilerimle...



Fiz. Uzm. Şeyda KINAY

2004 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik bölümünden mezun olduktan sonra, Yüksek lisans eğitimini Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Bölümünde tamamlamıştır. Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktadır.



Prof. Dr. Münir KINAY

Orta eğitimini Özel Darüşşafaka Lisesinde tamamladı. İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde uzmanlık eğitimini 1981 yılında aldı. Fransa Paris’ te Tenon Hastanesi Rad. Onk. ve İngiltere Londra Royal Marsden ve Hammersmith Rad. Onk. Kliniklerinde bulundu. 1984 senesinde Doçent ve 1991 senesinde Profesör oldu. 1992 Ocak ayında İzmir Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi Rad. Onk. AD’na başkan olarak atandı. Mayıs 1992’de Türkiye’de ilk Radyoterapi Tekniker Ön lisans Programının açılmasını sağladı. 1994’de ilk Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresini organize etti ve Türk Radyasyon Onkolojisi Derneğinin kurulmasına yol açtı ve TROD’nin radyoaktif çiçek amblemini tasarladı. 1995-2000 yılları arasında ESTRO kurslarını İzmir’e getirdi ve ülkedeki radyasyon onkolojisi eğitimine katkıda bulundu. 1997-1999 seneleri arasında ESTRO yönetim kuruluna ilk Türk olarak seçildi. 2000-2002 seneleri arasında Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Başkanlığı yaptı. Eğitime inancı nedeniyle Türk Tabipler Birliği’nde uzmanlık derneklerinin Yeterlik Komisyonu (UYEK) Başkanlığını 2004-2008 seneleri arasında yaptı. DEÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD başkanlığını ise 1992-2008 yılları arasında yaptı ve 16 seneden sonra 2008 senesinde AD Başkanlığından ayrıldı ve 2012’ye kadar DEÜ Onkoloji Enstitüsü Başkanlığı yaptı. Sağlık Bilimleri Enstitüsü bünyesinde 2006 yılında YÖK onayı ile kurulmuş multidisipliner bir anabilim dalı olan Medikal Fizik Yüksek Lisans programının açılmasında katkıları olmuştur. 08.04.2012 tarihinde emekli oldu. Halen Özel Onkomer Tedavi Merkezinde çalışmaktadır. Evli ve 11 yaşında bir kızı vardır. İngilizce ve Fransızca lisanslarını konuşur ve yazar.

SERBEST KÜRSÜ

Yüzücülük

Fiz. Uzm. Namık Kayalılar



Yüzmenin tarihsel gelişimi: Dünyada ve Ülkemizde Yüzme

Yüzmenin tarihi insanlık tarihi kadar eskilere dayanır. En temel ve yaygın sporlardan olan yüzme sporunun aslında nasıl ortaya çıktığı ve insanoğlunun yüzmeyle ne zaman karşılaştığı bilinmemektedir. Yüzme ile spor olarak değil yaşam için ihtiyaç olarak tanışan insanoğlunun, M.Ö. 9000 yıllarında yüzdüğü Libya'da bulunan tarihi bir mağaranın duvarındaki resminden anlaşılmaktadır. Eski Sümer, Mısır ve Hititlerde yüzmenin pek çok çeşidinin bilindiği ve uygulandığı kalıntıların incelenmesi sonucu ortaya çıkarıldığı bilinmektedir. Eski Roma ve Yunan uygarlıklarında ise yüzme askeri eğitimle birlikte temel eğitimin bir parçası olarak uygulanmıştır. Julius Sezar'ın ve Büyük İskender'in kendi dönemlerinde iyi birer yüzücü olduğu tahmin edilirken Platon'un "yüzemeyenler eğitimde zayıf kalırlar" dediği biliniyor. Gelişim çağında yüzerek büyüyen çocuklar hem sağlıklı oluyorlar hem de askere alınınca orduya büyük fayda sağlıyorlardı. Bir başka bilgi ise, Japon İmparatoru okullarda yüzmenin zorunlu ders olması için ferman çıkartmıştır. Daha orta Asya'ya göç etmeden Türklerin orada bulunan göller ve nehirlerde yüzdükleri bilinmektedir. Londra'da İngiliz müzesinde bulunan kabartmalarda Uygur Türklerinin bugünkü kulaç stilleri görülmektedir. Yine M.Ö ki yıllarda savaşlar sırasında asur savaşçıların düşmanlardan kaçmak için yüzerek nehirleri geçtikleri asur kabartmalarında görülmektedir. Hintlilerin dini amaçla oluşturdukları su kültürünün M.Ö.3000 yıllarına kadar uzandığı biliniyorsa da su ile ilgili yaşam biçimi kültürüne ilişkin en iyi korunmuş yapı örnekleri Ege uygarlıklarına aittir.

Bunun yanında Libya çölünde Sori vadisindeki mağara duvarlarından kazılarak elde edilen resimlerin incelenerek, bugünkü kurbağalama stilineki yüzüş şeklinin aynısı olduğu görülmüştür. Pers Atina ve Isparta uygarlıklarının ve kabartma resimlerinin küçük yaşta çocuklara yüzme öğretilme yoluna gidildiği yapılan araştırma ve kazılar sonunda öğrenilmiştir.

İlk olarak İngilizler modernize yüzme 19.yy'da sistemli yarışlar şeklini almaya başladı. İlk açık hava havuzu 1828'de Liverpool'da yapılırken, ilk uluslararası yarışma 1837'de Londra'da yapıldı. 1875'de İngiliz Mathew Webbe, Manş Denizi'ni kurbağalama stili ile yüzerek geçti. 1896 yılındaki modern olimpiyatların ilkinde yüzme sporu da yer aldı. Önceleri sadece erkeklerin katıldığı yarışlara 1912'de ilk kez kadın yüzücüler de alındı. 1909 yılında Londra'da Uluslararası Amatör Yüzme Federasyonu (FINA) kuruldu. İlk modern olimpiyatta yarışmacılar yüzme stili açısından serbest bırakılırken zamanla stiller arası yarışmalara dönülmüş ve yüzme son şeklini küçük oynamalar dışında 1956 yılında almıştır.

Ülkemizde ise Osmanlı zamanında donanmadaki askerlerin iyi yüzücüler oldukları bilinir. Sahil kentlerinde kurulan deniz hamamları ile yüzme yaygınlaşmaya başlamıştır. Ve 1937 yılında ilk yüzme yarışları Moda'da yapılır. Fenerbahçe, yüzme sporuna yer veren ilk spor kulübü olmuştur. İlk olarak Büyükdere yüzme havuzu (25x50m) 1931 yılında açılır (Ortaköy). 1943'te ise Yüzme İhtisas Kulübüyle yüzme sporu resmen başlamış olur.

Nasıl yüzücü olunur?

Yüzücü olmak için yola çıkmak... Bebek sağlığı açısından uygun olan hijyenik havuzlarda "bebek (6-36 aylık) yüzmesi" eğitimi anne ve baba katılımıyla verilmektedir. Anne ve/veya babanın teşvikiyle, çocuklar 3 yaşında yüzmeye başlatılabilir. Bu başlangıç çocuğun sadece suya alışması ve adaptasyonu için olmalıdır. Çünkü çocuklar ancak 5 yaşından sonra kısa bir mesafeyi yüzebilirler. 6 yaşından sonra tekniklerin gelişmesi üzerine yüzme evresine başlayabilirler. Çocuklar 10 yaşına kadar yarış sporcusu olarak yetiştirilmemelidirler. Bu bağlamda yüzme öğretmekle, yarışmacı yüzücü yetiştirmek arasında büyük farklar vardır. Her yaştan kişiye yüzme eğitimi verilebilirken her yüzme eğitimi alan kişi yarışmacı yüzücü olamaz. Yüzme her spor dalında olduğu gibi genetik yatkınlık oldukça önemlidir. Genetik araştırmalar doğrultusunda hangi spor dalına uygun olacağınız öngörülebilmektedir. Ebeveynler olarak, çocukları yönlendirmek elbette önemlidir. Ancak, çocuğun sevdiği sporu yapması başarı için en önemli anahtardır. Hiçbir çocuk başaramayacağı sporu yapmak istemeyecektir. Bu ayrımı yaparken, yani yarışmacı yüzme sporcusunu seçerken, çocuğun suyu sevmesi, sudan korkmaması, verilen egzersizleri istekle yapması ve sürekli yarışmacı bir karakterde olması dikkat edilecek unsurlar olmalıdır. Yüzme, bireysel bir spor olduğu için yenilme, yenme, geçilme, geçme olgularının yoğun yaşandığı bir daldır. Bu

yüzden özgüveni yüksek çocukların yüzme sporunda ön plana çıktığı ve başarılı olduğu görülmektedir. Bireysel bir sporda başarıya ulaşmak isteyen buna inanan ve bunun için inanarak hedefleri doğrultusunda çalışacak her çocuk profesyonel bir yüzücü adayı olarak, gelişimleri doğrultusunda ülkemizde bulunan profesyonel spor kulübünün lisanslı sporcusu olabilirler. Fenerbahçe, Galatasaray, Enka Spor Kulüpleri, yüzme sporunda ülkemizde en önde gelen kulüpleridir. Bir takım adına yüzmeye başladığınızda yerel yarışlardan olimpiyatlara uzanan bir yüzme kariyere başlamış olursunuz.

Avrupa'da ve ülkemizde yaş kategorilerinde yüzme yarışmaları spor kulüpleri seviyesinde yapılmaktadır. Avrupa yüzme şampiyonası, olimpiyatlar dışındaki sporcuların çıktıkları en önemli organizasyondur. Kendi ülkelerinde dereceye giren yüzücüler Olimpiyat elemelerine katılmaya hak kazanırlar. Olimpiyat oyunları zirve sayıldığı için bu alanda kazanılan başarılar, kırılan rekorlar, dünya spor tarihinin en önemli dereceleri sayılır.

Erkeklerde Mark Spitz, Ian Thorpe, Aleksandr Popov, Michael Phelps, kadınlarda ise Kristin Otto, Krisztina Egerszegi, Deborah Elizabeth Meyer dünya yüzme tarihine damga vuran yüzücülerdir. Bir olimpiyatta yüzme dalında en çok madalya kazanan isim ise Michael Phelps'tir.

Sağlık için yüzme

Yapılan araştırmalar, düzenli yüzmenin dolaşım sistemi üzerinde olumlu yönde çok önemli etkileri olduğunu göstermektedir. Düzenli yüzme antrenmanları yapan kişilerde koroner kalp hastalıklarına daha az rastlanırken bu bireylerin kalp krizi geçirme olasılıkları düşmektedir. Yüzme egzersizleri düzenli yapılmasıyla hem kaslar güçlendirmekte hem de vücut koordinasyonunun gelişimiyle "Yüzücü Vücudu" tanımında kendine beden bulmaktadır. Yüzerken eklemler ve bağlar herhangi bir spora göre daha az zorlanmaktadır. Bu sebeple suda yapılan egzersizlerde sakatlanma ve yaralanma oranı karadaki egzersizlere oranla %90 daha azdır. Hamileliğinden önce ve hamileliği sırasında yüzme egzersizi yapan kadınlarda ölü ve erken doğum yapma oranı dikkat çekecek şekilde düşüktür. Yapılan bir araştırmaya göre, yüzme sporu da dahil olmak üzere yapılan düzenli fiziksel

aktiviteler şeker hastalarının insülin duyarlılığını arttırmakta, bunun sonucu hastanın daha az insülin gereksinimi olmaktadır. Kara sporlarını yapmalarını kısıtlayacak ya da önleyecek derecede fiziksel problemi olan bireyler tarafından kolayca yapılabilmesi açısından yüzme oldukça avantajlıdır. Yüzmenin sinir sistemine ve insan psikolojisi ise suya girdiğimizde hissettiğimiz rahatlama duygusu egzersiz sonrasında salgılanan endorfin hormonu ile birleşince yaşayacağınız psikolojik ve sinirsel rahatlama size başka bir egzersizin veremeyeceği hissiyatı yaşatır. Özellikle sportif olarak yüzen çocukların gelişme dönemlerinde onların kendilerine güvenen, hırslı, herhangi bir işe konsantrasyonu ve disiplinli, adaptasyonu yüksek, aktif, programlı ve başarılı bireyler olmasında çok büyük oranda katkı sağlamaktadır.

Peki, yüzme stilleri ve teknikleri nelerdir?

Serbest yüzme stili; Stillerin içerisinde, en hızlı yüzülebilen stildir. Sağ ve sol kol omuz rotasyonu ile başın üzerinden çıkarılarak öne doğru uzatılır ve su çekilir. Ayaklar ise yukarı ve aşağı sırayla inip çıkar. Bu stilde nefes alma tekniği de oldukça önemlidir. Ayak vuruşları yüzücüye ancak yüzde 10 civarında hız kazandırmaktadır. Yüzücünün hızını önemli ölçüde kulaçlar sağlar.

Sırtüstü yüzme stili; Serbest yüzme stiline benzer fakat sırtüstü konumda yüzülür. Baş sürekli suyun üzerindedir. Bu sebeple nefes almada problem yaşanmaz. İlk olarak 1912 yılında Stockholm Olimpiyat Oyunları sırasında Amerikalı yüzücü Hebner tarafından yapılmıştır.

Kelebek stili; Stillerin içinde en fazla performans gerektiren yüzme stildir. Her bir vuruş hareketinde vücut sürekli pozisyon değiştirdiğinden, kelebek yüzüşü için tek bir vücut pozisyonundan söz edemeyiz. Bu stilde bel hareketi önemlidir. Kelebek yüzme iki kolun aynı anda hareket ettirilmesiyle gerçekleştirilen yüzme stildir. Özellikle yüzmeye yeni başlayanlar ve yaşlı insanlara bu stil önerilmez. Bir antrenör eşliğinde öğrenilmesi gereken tekniği zor olduğu kadar iyi bir teknikle yüzüldüğünde oldukça zevkli bir stildir. Harcanan efor doğrultusunda yakılan kalori açısından oldukça cömert bir stildir J.

Kurbağalama yüzme stili; Kurbağalama, en yavaş yüzme şeklidir. İsminden de anlaşılacağı gibi kurbağaların yüzüş tekniğini taklit eder. Serbest ve sırtüstü yüzmenin tersine bacaklar ve kollar yanlara açılır ve toplanır.

Yüzme bayrak yarışları takım halinde 4 sporcunun yarışmaya katılması ile oluşur. Karışık bayrak ve serbest bayrak yarışları olmak üzere İki türlü bayrak yarışı vardır. Karışık bayrak yarışlarında her bir sporcu dört stilden birini yüzerken, serbest bayrak yarışlarında her bir sporcu serbest stilde yüzerek yarışı tamamlar.

İlk olarak 6 yaşında tanıştığım bu spora Gençlik Spor Genel Müdürlüğü'nün Yüzme Teşvik projesi kapsamında milli takım sporcusu olan bir akrabamın yönlendirmesi ve ailemin teşvikiyle başladım. Aralıksız olarak 11 yaşına kadar devam ettirdim. Ancak ülkemizde her alanda olduğu gibi yarış atı olarak sınavlara yetiştirilmemiz dolayısıyla o zaman ilköğretim öğretmenimin bir gün velimi okula çağırıp "Yüzmeye gönderilmemiz" konusunda uyarılması ile son bulmuştur. Ara verdiğim sporuma 4 sene sonra tekrar başlamıştım. 2 gün kaçırılmış antremanın olumsuz anlamda 2 hafta etkisini hissettiğimiz bir spor dalında benim için başarılı olmak imkansızdı. Herşeyden önce yüzme, özveri, disiplin ve devamlılık gerektiren bir spordu. Tam o sırada bu spordan uzak kalmamak adına önüme nimet gibi çıkarılmış, en az yüzme kadar hatta yeri geldiğinde daha zevkli olduğunu düşündüğüm monopalet sporu ile tanışarak yüzme hayatıma devam ettim. Monopalet ile spora başladıktan yaklaşık 4 yıl sonra profesyonel anlamda yüzme antrenörlüğüne başladım. Ülkemizde yer alan birçok özel okul, kulüplerde ve kurucularından olduğum kulübümde hem sporcu hem antrenörlük yaptım. Milli takım sporcularının yetişmesinde katkıda bulundum. Özellikle, monopalette birçok milli sporcunun yetişmesine katkıda bulunup ülkemizi temsil ettim. Yaklaşık 7 yıl boyunca 3 yaşından, 70 yaşına kadar birçok insanın bu sporu öğrenmesi için katkıda bulundum. 7 yıl sonunda zevkle devam ettirdiğim antrenörlük hayatımı bitirerek hobi amaçlı uğraşmaya devam ettim.

Mustafa Kemal Atatürk'ün "Ben sporcunun zeki, çevik ve aynı zamanda ahlaklı olanını severim." sözünü hatırlatmak isterim.

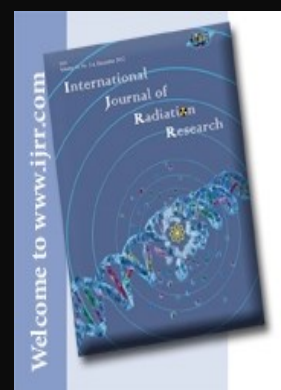
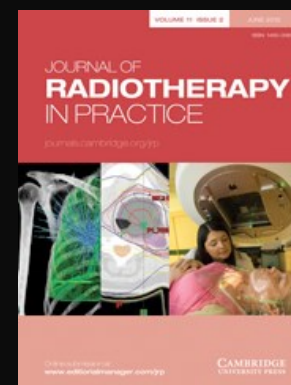
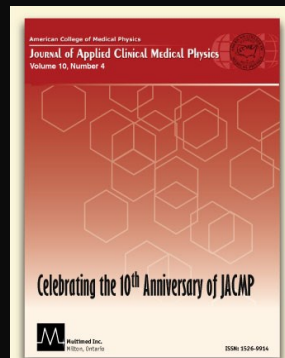
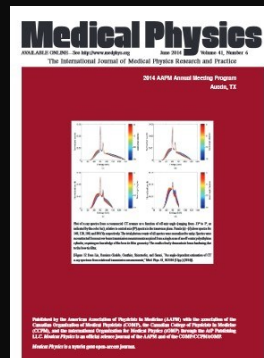
Sporla kalın, sağlıklı yaşayın...

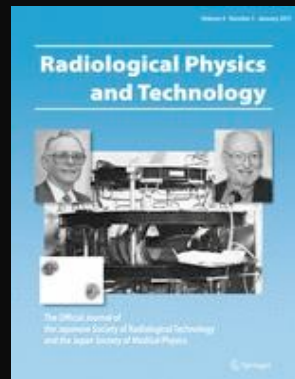
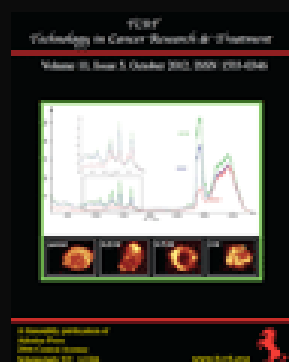


Fiz. Uzm. Namık KAYALILAR

1986 İstanbul doğumludur. Marmara Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Mezunu (2004-2008) olup, 2010-2012 yılları arasında Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programını tamamlamıştır. Ocak 2012 yılından itibaren İstanbul Neolife Tıp Merkezi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev almaktadır. Profesyonel ve Eğitmen olarak Yüzme Sporuna ilgilenmektedir.

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

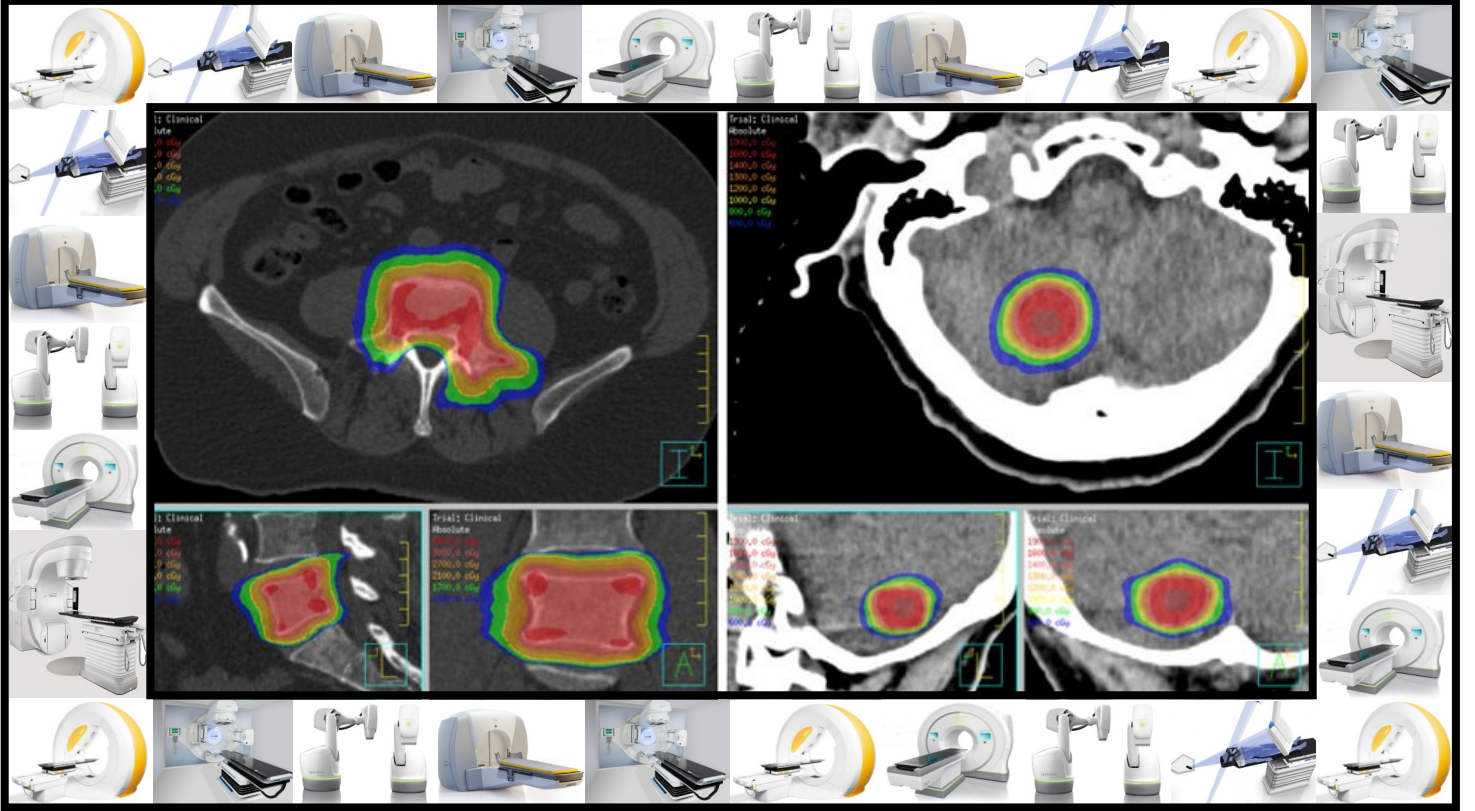
YAZARIMIZ OLUN

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...



SRS/SBRT TEDAVİLERİNDE KULLANILAN TEDAVİ CİHAZLARI İLE ÖRNEK İZODOZ DAĞILIMI