

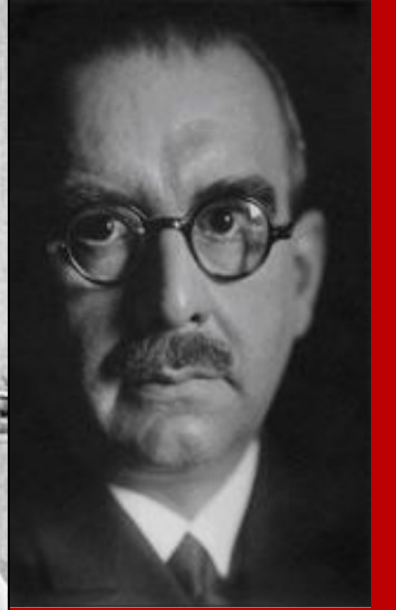
Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

E-DERĐİ

AĐUSTOS - EYLÜL 2016 SAYI: 4

medfizonline@gmail.com



Bu Sayıdaki Popüler Konular;

- **RADIOSURGERY SOCIETY (RSS) 2016 YILI SRS/SBRT TOPLANTISI ARDINDAN**
- **KULLANICI TECRÜBESİ: İNTRAOPERATİF RADYOTERAPİ**
- **RADYOTERAPİDE SOLUNUM YÖNETİMİ**
- **SPINAL SRS-RTOG 0631**
- **SAĞLIKTA KALİTE SİSTEMİ VE RADYASYON GÜVENLİĞİ STANDARTLARI ÜZERİNE**
- **TPS ALGORİTMALARININ KÜÇÜK ALAN İÇİN GEÇERLİLİĞİ**
- **AYIN RAPORU: Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176**

BAŞ EDITÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDITÖR 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
Görkem Güngör
gorkem.gungor@acibadem.com.tr
Hande Baş Ayata
hande.bas@anadolusaglik.org
Nadir Küçük
nadir.kucuk@medipol.com.tr

DERGİ TASARIM

Hande Baş Ayata
Görkem Güngör

BASIM

E-kopya

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Berat Aral
Banu Atalar
Cemile Ceylan
Ercan Balcı
Eser Erim
Haluk Orhun
Hasan Uysal
Kadir Yaray
Mehmet Kuloğlu
Sedat Koca
Sevnur ŞAVLAN
Sinem Güngör
Songül Barlaz Us
Tülay Ercan
Vildan Alban
Zerrin Gani

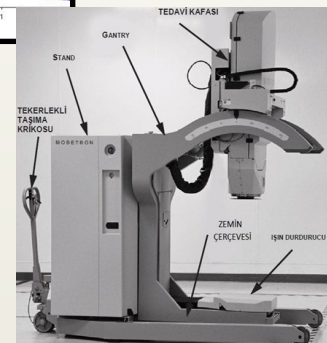
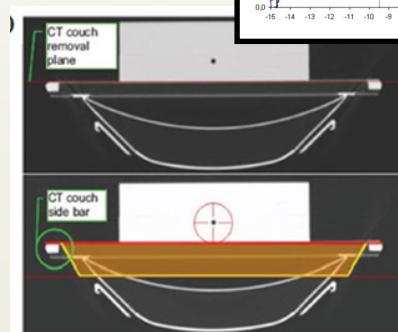
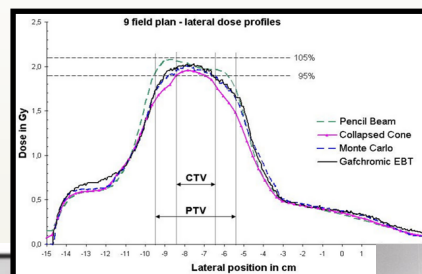
(Yazarların adı harf
sıralamasına göre
sıralanmıştır)

medfizonline@gmail.com

Medikal Fizik Derneği'nin
katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE
YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN
SORUMLULUĞUNDADIR

İÇİNDEKİLER

-MERHABA**-RADIOLOGY SOCIETY (RSS) 2016 YILI SRS/SBRT TOPLANTISININ
ARDINDAN****-MF4 HAZİRAN 2016 YEMEĞİ****-AYIN BÖLÜMÜ: Erciyes Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi****-AYIN BÖLÜMÜ: Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları Hastanesi
Radyasyon Onkolojisi****-KULLANICI TECRÜBESİ: İntraoperatif Radyoterapi****-RADYOTERAPİDE SOLUNUM YÖNETİMİ****-SPİNAL SRS-RTOG 0631****-TPS ALGORİTMALARININ KÜÇÜK ALAN İÇİN GEÇERLİLİĞİ****-SAĞLIK BAKANLIĞI: "Sağlıkta Kalite Sistemi (SKS)" ve "Radyasyon
Güvenliği" standartları üzerine****-AYIN RAPORU: AAPM 176****-KARŞIT GÖRÜŞ: SBRT'nin geleceği FFF demetlerinin kullanılmasında
mı yatıyor?****-SERBEST KÜRSÜ: İnsan Akı-Zaman-Varlık (II)**

YENİDEN MERHABA

4. Sayımızı elimize aldığımız bu günlerde, sizlerle ilk üç sayımızın küçük bir muhasebesini yapmak istiyoruz. Neden bu sayıda böyle bir değerlendirmeye yöneldiğimiz cevabı ise, ilk altı ayımızı doldurmuş olmamız.

MedFiz@Online yayınının çıkış projesinde üzerinde en çok durulan konuların başında "uzun soluklu olmak" ve "medikal fizik meslek grubunun desteğini almak" geliyordu. Destek düşüncesini ise medikal fizikçiler için bir buluşma platformu yaratmak olarak ifade etmiştik. İlk üç sayımızla ilgili sizlere birkaç teknik rakam vermek istiyoruz; toplam makale sayısı merhaba yazıları da dahil olmak üzere 40 ve yazar sayısı 53'dü. Üçüncü sayımızda makale sayısı 17'ye, yazar sayımız 19'a ulaşarak zirve yaptı. Yazarlarımızın 47'si medikal fizik uzmanı iken, 6'sı radyasyon onkoloji uzmanlarından oluştu. İlginç olan, ilk üç sayıda iki kez yazı yazar yazar sayısı sadece bir kişi yani her sayımızda yeni yazarlara ulaştığımızı sevinerek söylememiz gerekiyor. Her sayı yeni katkılar, yeni soluklar, yeni yüzler, yeni bakış açıları; gurur duymamak elde değil. Bu durumda birinci yaş günümüze kadar yazar sayımızın ikiye katlanmasını beklemek bir hayal olmayacak gibi...

MedFiz@Online dergisinin, medikal fizikçilerin buluşma platformunun çatısını sağlam bir şekilde kurduğunun resmini görebiliyoruz. Şüphesiz, daha çok yolumuz var, ulaşılacak çok hedefimiz var. Bu aşamada, ilk olarak yazı ve yazarlarımızın ezici çoğunluğunun radyasyon onkolojisi alanından geldiğini not etmek gerekiyor. Radyoloji ve görüntüleme alanı hiç dokunulmamış bir alan olarak dururken, nükleer tıp alanında sadece bir adet yazı yayınlamışız. Daha sonraki sayılarımızda bu dengesizliği aşmak durumunda olduğumuzu saptamak gerekiyor. Ayrıca tekniker arkadaşlarımızın yazılarını da dergimizde görmemiz gerektiğini vurgulamak diğer önemli bir saptama olarak karşımızda duruyor. Sonuç olarak, ortada başarı sayılabilecek bir emek var ise bu, tüm medikal fizik grubuna ve bu fikri ateşleyen editör grubumuza aittir. Bir yayının uzun soluklu olması üzerine söz söylemek için iki örnek vermek istiyoruz, bu örnekler bizim de yolumuzu aydınlatacaktır. Müthiş bir örnekle başlayalım. IPEM (The Institute of Physics and Engineering in Medicine), tıp ve biyoloji alanında çalışan fizikçi, klinik biomedikal ve teknikerlerin profesyonel organizasyonu olup "**Physics in Medicine and Biology**" dergisini 1956 yılından bu yana çıkarmaktadırlar. Geçtiğimiz günlerde 60. yıldönümlerini kutladılar. Dile kolay...60. yıl...Birinci sayılarından bir yazının başlığı şöyle; "The variation of scattered x-rays with density in irradiated body". Diğer bir örnek ise, 2013 yılından bu yana yılda iki kez olarak yayınlanan "**Medical Physics International**" dergisi, yine bir medikal fizik organizasyonu olan "**The International Organization for Medical Physics (IOMP)**" tarafından çıkarılıyor. Editörler grubu dünyanın değişik ülkelerindeki medikal fizikçilerden oluşuyor. Örnekler çoğaltılabilir. Ama süreklilik çok önemli bir parametre, dergimiz ve benzer

dergiler için.

Güzel ve uzun soluklu işler başarmak, gelecek günlerin altyapısını kurmak kolay değil. Aşağıda 4. sayımızın mutfağından bir kare sunuyoruz, editörlük ve yayına hazırlık aşamasından.



Elinizdeki 4. Sayımız yine oldukça yoğun bir içerik ile karşınızda. Hasta tedavisi sırasında kullanılan hasta sabitleme sistemleri ve hasta masasının tedaviye katkılarını inceleyen AAPM TG-176 sayılı rapor değerlendirmesi önemli bir konuya yeni bir boyut getiriyor. Spinal Metastazlar yine çok güncel bir konu. Solunum hareketlerinin tedaviye etkisi ve çözüm yolları son teknolojik gelişmelerin bir parçası. Güvenli radyoterapi merkezlerinin yaratılmasında kalite yönetimi bir diğer yaklaşım. The Radiosurgery Society (RSS)'nin 2016 toplantısında ülkemiz medikal fizikçileri 2 sözlü sunuş ve 4 posterle yer aldılar. Bir adet de ödülleri var. RSS ile ilgili toplantının değişik boyutlarda ve değişik katılımcılar tarafından bu sayıda değerlendirilmesi, ilgili toplantıya katılmayan meslektaşlarımız için güzel bir rehber ve başvuru kaynağı olacak. Medfiz@Online dergisini izleyen okurlarımızın, her sayının değişik sayfa sayısında olması, dikkatlerinden kaçmamıştır diye umuyoruz. İlk projede bir sayfa sınırı koyma fikri hepimize uygun gelmişti. Yaşam, sınırların katı kurallara bağlanmaması gerektiğini bize öğretti. Böyle katı bir kural, yazı akışını, belki de yazı yazma heyecanını azaltabilir, yazı yazma süresini uzatabilir diye düşündük. Dergimiz, bir taraftan yazı yazma heyecanımızı desteklerken, diğer taraftan daha kısa yazı yazmamızı da sağlayacak diye düşünüyoruz. Bu süreci yaşayarak izleyeceğiz.

Gerek editör grubunun istediği yazılara cevapların olumlu olması, gerekse dergimize yollanan ya da önerilen yazıların bizleri mutlu ettiğini, sevindirdiğini söylememiz gerekiyor.

Daha sağlıklı yazı programları ve izleme yöntemlerinin bu alandaki trafiği kolaylaştıracağını düşünüyoruz.

Gelecek sayıda yeniden buluşmak üzere,

Sevgi ve Saygılarımızla,

Haluk ORHUN

RADIOSURGERY SOCIETY (RSS) 2016 YILI SRS/SBRT TOPLANTISI ARDINDAN

The Radiosurgery Society® (RSS), üyeleri; cerrahlar, radyasyon onkologları, medikal fizikçiler ve radyocerrahiyle kliniksel ya da bilimsel olarak ilgilenen sağlık profesyonelleri olan, kâr amacı gütmeyen multidisipliner bir topluluktur. İlk olarak 2002 yılında CyberKnife® Topluluğu olarak kurulmasına karşın 2011 yılında tüm dünyada 500'ü geçen üyesi ile Radyocerrahi Topluluğu olarak hizmet vermektedir. Kurulduğu yıldan bu yana bilimsel toplantılarını yıllık olarak düzenleyerek dünyadaki tüm radyocerrahi kullanıcılarına buluşma imkanı sunan topluluk, bu yılki bilimsel toplantısını Orlando-USA' de düzenledi. Toplantı hem bilimsel anlamda çok doluydu hem de **'May the Force be With You.'** sloganı ile hazırladıkları radyocerrahiye uyarlanmış gösterileri ile sosyal yönden de doyurucuydu. Toplantıya ülkemizden hem radyasyon onkoloğu hem de medikal fizikçi olarak katılım yüksek olmakla beraber katılan çoğu hekim ve medikal fizikçinin sunum ve posterleri vardı. **Ülkelere göre değerlendirme yapıldığında %4 oranında katılımcı sayımız olmasına rağmen toplam sunumlar içerisindeki ülkemiz katılımcılarının sunum oranı, bu oranın çok üstündeydi. Yani RSS 2016' da 'Türk Rüzgarı' esti diyebiliriz.** Biz de dergi editor grubu olarak bu sayıda toplantıya katılım sağlayan Tülay Ercan hocamızdan toplantıyı genel bir bakış açısı ile anlatmasını, Berat Aral'dan sözel ve Hasan Uysal'dan da poster sunumlarını kendi bakış açılarından değerlendirmelerini istedik.



Fiz. Dr. Tülay ERCAN

16-18 Haziran 2016 tarihleri arasında Orlando-Florida da düzenlenen RSS toplantısına katıldım. Katılmış olduğum toplantıda ülkemizden 4 genç Medikal Fizikçi arkadaşımın da orada olması onları daha yakından tanımak ve yapmış oldukları hem sözel hem de poster sunumlarını izlemek açısından gurur vericiydi. Toplantının ilk gününde Radyasyon Onkolojisi ve fizik sunumları iki ayrı salonda düzenlendiği için, ben fizik sunumlarını izlemeyi tercih ettim. Fizik sunumlarında 16 sözel sunum, 10 sözel poster, dozimetri oturumunda ise 4 sunum dinledik. Bunlardan bazılarını sizlerle paylaşacağım. **Sözel sunumlar'dan 4**

tanesinde çalışmacılar, çoklu beyin metastazlı olgular için yapmış oldukları tek izomerkez planlı çalışmalarını sundular. **Medipol Uni. Hastanesi'nden Nadir Küçük MSc.ve ark.'nın** çalışmasının başlığı **"Treatment of multiple brain metastases: Non isocentric robotic vs. single isocenter modulated arc radiosurgery"** idi. Bu çalışmada her iki yöntemle yaptıkları planların doz volüm histogramlarını karşılaştırdıklarında elde ettikleri sonuca göre beyin dokusunun yüksek doz alan volümleri arasında fark bulunmaz iken düşük doz alan beyin dokusunun

Cyberknife sisteminde daha az doz aldığını bildirdiler. Hepimizin bildiği gibi ülkemizde çoğu radyasyon onkoloji merkezinde hem Cyberknife hem de radyocerrahi yapan lineer hızlandırıcılar bir arada bulunmamaktadır. Bu durumda, sadece lineer hızlandırıcı cihazları bulunan merkezlerde tek izomerkezli çoklu beyin metazları ışınlanmasında beyin dokusunun düşük dozlarda daha az doz almasını sağlayacak planlar gerçekleştirilmelidir. Bu gibi durumlarda yapılması gerekenler **Thomas Jefferson Uni.'den Haisong Liu PhD, Standford Uni.'den Alex Wells BS ve Alabama Uni. Birmingham'dan Evan Thomas PhD**'nin sunmuş oldukları çalışmalar ile verildi. Yaptıkları sunumlardan aldığımız mesaja göre; tek izomerkezli birden fazla metastazlı SRS VMAT planlarında, beyindeki metastazlar arasında yüksek doz alan bölgeleri, farklı kolimatör açıları kullanarak MLC'lerin bu bölgeleri daha iyi korumasını sağlayacak planlar yapılmasıydı. Aynı zamanda planlama da optimizasyon sırasında Jaw tracking seçeneğinin seçilmesinin de MLC hareketlerine eşzamanlı olarak kolimatör çenelerinin kapanmasını sağlayacağından beyin dokusunun daha az doz alacağı bildirildi.

-Evan Thomas MD, PhD ve ark. nın "Normal tissue dose reduction associated with use of jaw tracking in multiple metastasis single-isocenter VMAT radiosurgery" başlıklı sunumunda 28 multiple metastazlı hastalarda 112 hedef için yapılan tek izomerkezli planda optimizasyon sırasında jaw tracking opsiyonunu kullanmışlar. Tedavi planlarını Truebeam, EdgeTM sisteminde HDMLCs kullanarak 10MVFFF hüzmeleri ile planlamışlar. Bildirdikleri sonuçta; tanımlanan dozun %25 ini alan beyin volümünün jaws tracking kullanılmadığında ortalama değerinin $V_{25}=239.88\text{cc}$ iken jaws tracking kullanıldığında ortalama değer $V_{25}=136.57\text{ cc}$ ye anlamlı olarak ($p<0.05$) düştüğünü bildirdi.

-Los Angles California Uni.'den Angelina Tran MD ve ark. "First prospective trial in LINAC-based 4pi radiotherapy: Initial results in patients with recurrent Glioblastoma" başlıklı çalışmalarında 4pi radyoterapinin

emniyet, hasta toleransı, tedavi sırasında verme yeterliliğini araştırmışlar. 5 hastadan 3'üne 25Gy/5fr, 2 hastaya da 30Gy/10fr doz verilmiş. 4pi radyoterapide 14-19 non-coplanar huzme, VMAT planlarında ise 3 tam ve parsiyel arklar kullanmışlar. Bildirdikleri sonuca göre; 4pi radyoterapide beyin sapının maksimum dozunda %38.4 azalma olmuş ve 4pi radyoterapide masa rotasyonu uzaktan kumanda ile yapıldığında toplam tedavi süresi 26 dakika iken, masa rotasyon düzeltmesi tedavi odasına girerek yapıldığında 49 dakika olarak bulunmuş. Masa rotasyonu uzaktan kumanda ile yapıldığında tedavi süresinin azalmasına bağlı olarak hastaların bunu daha iyi tolere edebildiklerini ve 4pi radyoterapi ile hedef volüme tanımlanan doz kritik organların yeterli bir şekilde korunması ile tedavinin uygulanabileceğini gösterdiler.

-Henry Ford Health System, Detroit'ten Ning "Wiston" Wen Ph.D ve ark.'nın "Image guided Radiosurgery for Trigeminal Neuralgia" çalışması da dikkate değerdi. Çalışmalarında Linac tabanlı SRS platformu (Varian, EdgeTM) ile 6 MV FFF huzme ve head-frame kullanarak, 6 DoF masa ile 4 mm konik konlarla tedavileri planlamışlardır. Kliniklerindeki tedavi cihazında CBCT, ileri seviye görüntüleme yazılımı ve optik yüzey görüntüleme sistemi (OSMS) olduğunu bildirdiler. Hasta simülasyonunu hem CT hem de yüksek çözünürlüklü MR ile yapmışlar. Tedavi planlamasını Eclipse tedavi planlama sisteminde 4mm'lik konla 14 parsiyel ark kullanarak izomerkezde 85-90 Gy'lik bir dozla gerçekleştirmişler. End-2-end (E2E) testini masaya tutturulan Rando baş fantomunda gerçekleştirmişler. 6DoF robotik masa kullanımıyla CBCT görüntülerinin E2E fantom ölçümlerindeki doğruluğu ve tekrarlanabilirliğini vurguladılar. Frame tabanlı immobilizasyon ile tedavide hareketin fraksiyon sırasında CBCT ile 0.5mm/1°, eşzamanlı optik yüzey izleme sisteminde ise 1mm/1° içinde olduğu sonucunu verdiler. Tedavi ettikleri 2 hasta için bu ilk deneyimlerinden Edge radyocerrahi sisteminin Trigeminal

neuralgia hastalarının tedavisinde kullanılabileceğini bildirdiler.

-Anadolu Sağlık Merkezi'nden Cemile Ceylan MSc.ve ark.'nın "Re-irradiation of locoregional recurrence NSCLC using robotic stereotactic Body radiotherapy"

başlıklı çalışmalarında, daha önceden tedavi görmüş (konvansiyonel, konformal, IMRT/VMAT veya SBRT) KHDAK hastalarında Robotik SBRT ile yeniden ışınlamanın lokal kontrole etkisini ve oluşan toksisiteyi BED hesaplamasıyla ilişkilendirerek sundular. Çalışmalarının sonucunda tekrarlayan akciğer kanserli hastalarda tedavi seçeneklerinin sınırlı olduğunu ve dikkatli seçilecek hastalarda robotik SBRT' nin radikal veya palyatif amaçlı kullanılabileceğini bildirdiler.

-Sözel posterler olarak Ankara Medicana Hastanesinden Berat Aral MSc. ve ark.'nın sunduğu "Do we need a different E2E test for multifraction SRS/SBRT?"

başlıklı çalışmayı sundular. Çalışmada CyberKnife sisteminde E2E testlerini 6Dskull, Fiducial ve XSight Spine izleme sistemleri için total dozu aynı tutarak 1, 3, 5 fraksiyonda üç kez tekrarlamışlar ve elde edilen tarayıcı sonuçları ortalamışlardır. Fraksiyon sayısındaki artışla hata değerindeki artışı, Sperman korelasyon testi ile analiz ettiklerinde sonucu anlamlı bulmuşlar. Yapılan çalışmanın sonucunda fraksiyon sayısının arttığı tedaviler için, sistemde geniş kapsamlı dozimetrik, mekanik ve robotun tekrarlanabilirlik kontrollerinin yapılmasını tavsiye ettiler.

Posterler arasında Medipol Uni. Hastanesinden Esra Küçükorkoç MSc.ve ark.'nın "Evaluation of treatment planning results for linac and robotic vertebral SRS"

çalışması da göze çarpan bir çalışmaydı. Çalışmalarında, tedavisine karar verilen 10 vertebra SRS hastası için planları hem 6FFF ve 10FFF enerjilerini kullanarak VMAT tedavi tekniği ile Truebeam STX sisteminde hem de 6FFF enerjisi ile CK sisteminde planlamışlar. Her enerji için yapmış oldukları planları ortalama PTV dozuna, maksimum spinal kord dozuna, 0.35cc spinal kord volümünün aldığı doza,

ortalama R_{50} dozuna ve ışınlama zamanına bakarak karşılaştırmışlar. Risk altındaki organlar ve PTV için bütün kriterler her enerji için sağlanmışsa da Truebeam sisteminde 6FFF huzmesi için elde ettikleri sonuçlar diğer enerjilere göre anlamlı olarak daha iyi olarak bildirilmiş ve tedavi zamanı açısından da 10FFF'in yüksek doz şiddeti sebebiyle istatistiksel olarak diğer enerjilere göre anlamlı olarak daha kısa sürede ışınlama sağladığı vurgulanmıştı. Buna göre Truebeam sisteminde 6FFF ve 10FFF ile yapılan VMAT planları CyberKnife sistemine göre biraz daha avantajlı duruma geçmiş gibi gözüküyor.Toplantının son gününde 2008 yılında Vicki's projesi kapsamında pilot çalışma olarak başlayan ve 2009 yılından bugüne **Amerikan Medikal Dozimetriz Birliği (AAMD) tarafından düzenlenen plan yarışması** sunumu vardı. Bu yarışmaya bu derneğe üye olan veya olmayan herkes katılabiliyor. Katılmak istediğinizi bildirip kayıt yaptırdığınızda o yıl için gerçekleştirmenizi istedikleri plan ile ilgili kriterleri ve tomografi kesitlerini hasta anatomisi ile ilgili hedef ve kritik organ yapılarını çizilmiş olarak gönderiyorlar. Belirtmiş oldukları tarih içinde yapmış olduğunuz planı göndermiş oldukları sisteme yüklemenizi istiyorlar. Bu sene dokümanlar ProKnown sistemi tarafından yarışmacılara yollanmıştı. Geçen sene katılım 210 kişi iken bu sene katılımın 420 kişi olduğunu bildirdiler. Bu seneki katılımcıların %48'i dozimetristlerden, %41'i fizikçilerden geri kalan %11'i ise öğrenci, tekniker ve doktorlardan oluşmaktaydı. Katılımcılar tarafından kullanılan planlama yöntemlerinin %79.8'i VMAT, %7.4'ü IMRT, %6.7'si Robotik, %4.8'i Helikal Tomoterapi, %1.4'ü de Proton'du. Sonuçları her sene yapılan AAMD toplantısında açıklıyorlardı. 2013 ve 2014 yıllarında AAMD yıllık toplantısı ile birlikte ASTRO ve AAPM toplantısında da sunulmuş. Bu yıl ise hem AAMD toplantısında hem de katılmış olduğumuz RSS toplantısında sunuldu. Bu seneki planlama konusu "Hipofraksiyone Prostat SBRT" si idi. Doz tanımlaması PTV'ye 36.25Gy (7.25Gy/fr) ve prostat'a 40Gy (8Gy/fr) olarak bildirilmişti. Oturumu sunan Tampa Bay, FL Cyberknife merkezinden Marry Ellen Masterson-McGary MS., yarışmaya

gönderilen prostat olgusunda hedef volümün rectum ve mesane ile çakışmaması sebebiyle planın kolay olduğunu Planı gerçekleştirirken hem hedef volümler hem de kritik organlar için 15 kriterin sağlanması isteniyordu. Bu 15 kriter

için toplam skor 150 olarak belirlenmişti. Başarılı planlar için ise skor aralığı 136.53-150 idi. Yani 136.53'lük skoru sağlayan bir planlamacı 15 kriterin hepsini sağlamış oluyordu. Yarışmaya katılan 420 planlamacının 383'ü (%91.2) 15

Farklı planlama sistemleri için VMAT planlarında en yüksek skoru alan planlamacılar aşağıdaki tabloda görüldüğü şekilde bildirildi.

RESULTS: "BEST IN VMAT" (1 PER TPS)			
Category	Name	Site	Score
VMAT (Eclipse)	David Littlejohn (Dosimetrist)	South Florida Radiation (USA)	147.17
VMAT (RayStation)	Mikel Byrne (Physicist)	ROC Wahroonga (NSW, Australia)	146.37
VMAT (Pinnacle)	Ludovic Michon (Physicist)	CRT Versailles (France)	145.30
VMAT (Monaco)	Abdul Wahab Sharfo (Physicist)	Erasmus MC (Rotterdam, Netherlands)	145.28*
Tomotherapy	Luke Arentsen (Physicist)	University of Minnesota (USA)	143.58*
VMAT (Oncentra)	Timothy Atkins (Physicist)	Royal United Hospitals NHS (UK)	142.36
* Denotes there was a higher score in the category, but by a vendor employee			

Tabloda görüldüğü gibi 150'lik maksimum skora hiçbir planlamacı erişememişti.

Yukarıdaki tabloda görülen ve en yüksek skoru sağlayan kişiler Orlando daki bu toplantıya katılmadığı için toplantıya katılan ve farklı planlama sistemi ile plan yapmış olan kişiler yaptıkları planlar ile ilgili deneyimlerini sundular. **Medipol Uni. Hastanesinden Nadir Küçük M.Sc.** arkadaşımızda yapmış olduğu plan ile ilgili deneyimlerini paylaştı.

2015 yılında AAPM tarafından yapılan plan yarışmasının konusu ise "Hippocampus korumalı birden fazla metastazlı tüm beyin ışınlamasıydı". Bu yarışmada da **Yeniüzyıl Uni. Gaziosmanpaşa Hastanesinden Bora Taş, Ph.D,Dr.** ülkemizi temsil etmişti. Ülkemizdeki Radyasyon Onkolojisi merkezlerinin sayısının artması ve yüksek teknoloji cihazlarla donanması sebebiyle, kliniklerde çalışan tüm fizikçi arkadaşlarımızın da bu gibi yarışmalara katılarak deneyimlerini uluslararası bir platformda sunma şansı yakalayabileceğini düşünüyorum.



Tülay Ercan

1994 yılında İstanbul Uni. Onkoloji Enstitüsünde Tıbbi Radyofizik Bilim dalında Doktora diplomasını aldı. Halen Gayrettepe Florence Nightingale Hastanesinde Radyofizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır. Zaman buldukça yurtiçi ve yurtdışı kültür turlarına katılmak ve yeni yerler keşfetmek en büyük tutkusudur.

Fiz. Uzm. Berat ARAL

2016 RSS toplantısında fizik oturumunda sözel sunuma seçilen 1 çalışmayı ve benim yapmış olduğum sözel sunuma seçilen 2 çalışmamı sizlerle paylaşmak istiyorum.

Hotspots: friend or foe? Effect on radionecrosis risk of penalizing high dose in linac SRS plans- Alabama Üniversitesi Rad. Onk. Bölümünden MD. John Fiveash:

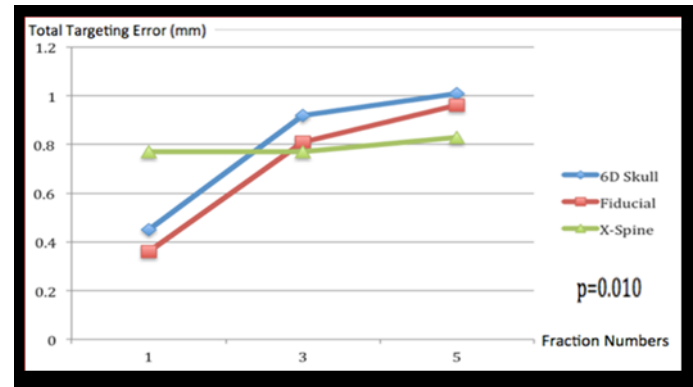
Bu çalışmayı da kongrenin dikkate değer çalışmalarından biri olarak görüyorum. Zira, radyocerrahi üzerine katıldığım hemen her toplantıda mutlaka homojen plan mı yoksa heterojen plan mı? Sıcak noktalar faydalı mı yoksa zararlı mı? Sıcak noktaların tümör kontrolü, kritik doku koruması ve sağlam doku doz değerlerine yansması nedir? Tartışmasına tanık olmuştum. John Fiveash'in yapmış olduğu bu çalışma çoklu beyin metastazına sahip 10 plan için geriye dönük tekrar planlama yapılarak elde edilen hem homojen hemde heterojen planlamalarda benzer tümör doz dağılımları altında beyin $V_{50\%}$ dozları karşılaştırılmış. Heterojen yapılan planlamalarda tümör maksimum dozları %124.9 ile %159.4 arasında değişmekle beraber ortalama tümör maksimum dozu %143.3 olarak belirlenmiş. Homojen planlamalarda ise tümör maksimum dozu %107.5 ile %138 arasında değişmekle beraber ortalama tümör maksimum dozu %119 olarak belirlenmiş. Her iki planlama yöntemi ile elde edilen planlamalar karşılaştırıldığında ise homojen planlamalarda elde edilen $V_{50\%}$ dozları heterojen planlamalarda elde edilen $V_{50\%}$ dozlarına göre ortalama olarak 6.53cc ($p=0.002$) daha yüksek çıkmış ve radyonekroz olasılığının arttığı ifade edilmiş. Çoklu beyin metastazlı hastalarda toksisite ve radyonekroz riskini düşürebilmek adına heterojen plan yapılması önerisinde bulunulmuş.

Görüşüm: Bu çalışmada heterojen planlamalarda sağlam doku korumasının daha iyi olduğunu görmekteyiz. Bu çalışma ile ilgili tek eleştirim vaka sayısının azlığı ve yapılan homojen ve heterojen planlamaların kalitesinin planlamayı yapan fizikçinin planlama yatkınlığına bağlı olarak

değişkenlik gösterebilmesidir. Sonuç olarak radyocerrahide homojen ve heterojen plan tartışmasına bu çalışmanın da sağlam doku koruması ve radyonekroz riski açısından güzel bir katkı yaptığını düşünüyorum.

Bu çalışma dışında bu toplantıda benim de iki adet sözlü sunumum vardı. Bu çalışmaları da sizlerle paylaşmak isterim.

Do We Need A Different E2E Test For Multifraction SRS/SBRT?- Berat Aral: CyberKnife cihazı için yapılan e2e testi cihazın toplam mekanik doğruluğunu vermekle beraber tek fraksiyon ışınlama ile yapılan bir testtir. Bu çalışmada e2e testinde tüm parametreleri sabit tutarak aynı ışınlamayı (total doz aynı olacak şekilde, fantom hareketi olmaksızın art arda yapılan ışınlamalar ile) 6D Skull, X-Spine ve Fiducial takip sistemleri için üç ve beş fraksiyonda uyguladık ve her ölçümü üç defa yaparak ortalamasını aldık.



Grafik-1 Her bir takip sistemi için toplam hedefleme hatası ve fraksiyon sayısı arasındaki ilişki

Grafik-1'de görüldüğü üzere X-spine takip sistemi için değerler hemen hemen sabit olmakla beraber, 6D Skull ve Fiducial takip sistemleri için artan fraksiyon sayısı ile birlikte elde edilen e2e sonucunda ciddi bir artış söz konusu.

Görüşüm: Çok dikkate değer farklı sonuçlar bulduğumuz bu çalışmayı göz önüne alarak daha ayrıntılı yeni bir çalışma ile bu artışın nedenlerini ve bu testin daha doğru

olarak nasıl yapılması gerektiğini ortaya koymak niyetindeyiz.

Critical Organ Based Gradient Index: A New Index Study

- **Berat Aral:** Radyocerrahide kullanılan bir çok indeks vardır. Bu indeksler planlama aşamasında fizikçiye yol gösterirken, planları değerlendirme aşamasında da hekim için kolaylık sağlamaktadır. Tümör doz sarımı ve sağlam doku korumasını ifade eden bir çok indeks bulunmakla beraber kritik organa özel o organın constrainlerini içeren ve ilgili kritik organ için doz düşüşünü ne kadar gerçekleştirdiğimizi numerik olarak gösteren bir indeks bulunmamaktadır. Biz bu çalışmamızda bu yönde

geliştirdiğimiz bir indeksi sunduk. Critical Organ Based Gradient Index (CGI) adını verdiğimiz bu indeks, ilgili kritik organ korumasını numerik olarak ifade etmektedir.

Yapmış olduğumuz sunumda 30 vestibular schwannoma hastası için retrospektif olarak ikinci bir plan yaparak aynı hedef doz sarımı altında beyin sapı ve cohlea açısından CGI kullanarak planlarda kritik organ korumasını değerlendirdik. Geliştirmiş olduğumuz bu indeksin kritik organ koruması konusunda planları değerlendirirken bize ciddi bir katkı sağladığını gördük.

Görüşüm: Oldukça basit fakat kullanışlı bir indeks geliştirdiğimizi düşünüyorum. Bir sonraki aşamada farklı tanı alan hastalar üzerinde CGI ile değerlendirme yaparak CGI parametresinin kullanılabilirliğini test etmek istiyoruz.

$$CGI = \left(\frac{D_i}{D_p} + \sum_{k=1}^n \frac{D_d}{D_c} \right) / (n + 1)$$

Burada;

D_i =Kritik organın aldığı maksimum doz

D_p =Planlamada reçete edilen doz değeri

D_d = Kritik organın için belirli hacimlerde aldığı doz değeri

D_c = Kritik organın belirli hacimlerde izin verilen doz değeri

n = Kritik organ için belirlenmiş constrain sayısı



Berat Aral

2010 yılında Ankara Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2012 yılında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimini tamamladı. Halen Selçuk Üniversitesinde doktora eğitimini sürdürmektedir. 2008-2012 yılları arasında Demetevler Dr. Abdurrahman Yurtarslan Onkoloji Hastanesinde çalışmıştır. 2012 yılından itibaren ise Medicana CyberKnife Radyocerrahi Merkezinde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır. Ayrıca 2014 yılından itibaren Fizikist Bilim ve Teknoloji Platformunda yazarlık görevini sürdürmektedir. Evli ve bir çocuk babası olan Berat Aral, düzenli olarak koşuya çıkmakta ve keman çalmaktadır.

Fiz. Uzm. Hasan UYSAL

Amerika Birleşik Devletleri'nin Orlando şehrinde düzenlenen RSS toplantısında bu sene Türkiye'den gönderilmiş 4 poster olması önemliydi. Tüm posterler içinden seçmiş olduğum çalışmaları inceleyecek olursak;

CBCT for Stereotactic Body Radiation Therapy of Lung:

Cesare Guida ve ark.'nın yapmış olduğu bu çalışmada, SBRT'de herhangi bir nefes kontrol sistemi kullanılmadan toraks bölgesinde GTV'ye eklenen küçük marjinleri bulmak için geliştirilen strateji anlatılmış. Fraksiyonlar arası tümör hareketi 4D PET/CT, slow CT simülasyon ve tedavi öncesinde çekilen günlük CBCT'ler ile belirlenmiş. Çalışmada primer non-small cell akciğer kanseri (42 hasta) ve akciğer metastazı (39 hasta) ele alınmış. 490 CBCT çekimi yapılmış. Fraksiyonlar-arası hata her zaman < 1 mm olarak bulunmuş. Uygun hastalarda CBCT kullanılarak tedavi marjinlerinin azalacağı ve tedavi doğruluğunun artacağı vurgulanmış. **Prostate Motion During Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) on a Robotic Linear Accelerator:** Karthika Ramakrishnan ve ark.'nın yaptığı çalışmada 13 prostat hastasında PTV marjini ne kadar olması gerektiğini ortaya koyulmuş. Çalışmada CyberKnife cihazı ile yapılmış Fiducial marker yerleştirilen hastaların log file analizleri yapılmış ve farklı zaman dilimlerinde, her fraksiyonda rotasyonel ve translasyonel yönde analiz edilmiş. Çalışmanın sonucunda PTV oluşturulurken 3-5 mm marjini yeterli olduğunu bildirmişler.

Dosimetric appraisal of volumetric modulated

archtherapy for stereotactic radiosurgery in benign intracranial lesions in comparison to robotic radiosurgery: Ekin Ermiş'in çalışmasında robotik cerrahi ve VMAT teknikleri ile benign intrakranial hastalar karşılaştırılmış. Çalışmada 50 hasta retrospektif olarak değerlendirilmiş. Her iki tedavi planlamasında da planlar kabul edilebilir bulunmuş.

Yukarıda bahsi geçen çalışmalara ek olarak aşağıda bizim bölümümüzde hazırlanan iki çalışmadan bahsetmek isterim;

The Effect of Low and Medium Resolution Selection on Treatment Planning:

Multiplan tedavi planlama sisteminde orta (128x128x128) ve düşük (64x64x64) rezolüsyonda yapılan tedavi planlamalarının high rezolüsyonda hesaplatıldığında ne gibi farklılıklara neden olduğunu ortaya koymak için yaptığım bir çalışma idi. Özellikle küçük hacimli, çok fazla kritik organın olduğu kompleks tedavi planlarında düşükten yüksek rezolüsyona geçtiğimizde tedavi planlarımızda farklılıklar gözlemlenir. Fakat tedavi planlamasının orta'da yapıp yüksek rezolüsyonda hesaplatıldığında, 128x128x128 doz hesaplama hacminde çalışıldığı için farklılıklar daha az çıkmaktadır. Bu farklılığı hipofiz adenomu tanılı 10 hasta üzerinde göstermeye çalıştık. Sonuç olarak; orta rezolüsyonla tedavi planının yapıp, yüksek rezolüsyonda hesaplatıldığında; tümör kapsamı ve kritik organlar hem daha iyi hem de daha kolay sağlanmaktadır.

$$\text{Planing Quality Index: } PQI = 100 / \text{Cov} \times CI \times nCI \times HI \times GI \times \frac{\prod_{i=1}^n \frac{D_i}{D_i}}{n} \times \frac{\prod_{i=1}^n \frac{V_i}{V_i}}{n}$$

where;

Cov: Tumor Coverage

CI: Conformity Index

nCI: new Conformity Index

HI: Homogeneity Index

GI: Gradient Index

D_i: Kritik organların aldığı max doz

D_i: Kritik organların alabileceği max tolerans dozu

V_i: Kritik organların aldığı hacim dozları

V_i: Kritik organların alabileceği max hacim dozları

Orta rezolüsyonda tedavi planlaması, düşük rezolüsyona göre biraz daha fazla sürmektedir.

The Effect of Prescribed Isodose Line on the Treatment Planning Quality for Pituitary Adenoma with A New Planning Quality Index: Bu çalışma homojen plan mı yoksa heterojen plan mı yapalım amacına yönelik yapılan bir çalışmadır. 10 hipofiz adenomu tanılı hasta %60, %65, %70, %75, %80 izodoz hattına reçete edilerek, MultiPlan tedavi planlama sisteminde her bir hasta için 5 farklı tedavi planlaması aynı şartlarda yapılmıştır. Hedef ve kritik organlar için

protokollerde istenen bütün parametrelere bakılmıştır.

Daha sonra yapılan tedavi planlarını değerlendirmek amacıyla geliştirmiş olduğum PQI'a (Plan Quality Index) uygulanıp değerlendirilmiştir. Türetilen plan kalite indexine göre elde edilen sonuçlar toplam olarak değerlendirildiğinde; %60 izodoz hattı için PQI=25.95, %65 izodoz hattı için PQI=21.27, %70 izodoz hattı için PQI=22.17, %75 izodoz hattı için PQI=23.49 ve %80 izodoz hattı için PQI=25.50 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre en iyi tedavi planları %65 lik izodoz hattına yapıldığı bulunmuştur.



Hasan UYSAL

1987 yılında Ankara'da doğdu. 2010 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi fizik bölümünden mezun olmuştur. 2010-2013 yılları arasında Ankara Üniversitesi Sağlık Fiziği anabilim dalında yüksek lisans eğitimini bitirmiştir. 2014 yılında Selçuk Üniversitesinde Doktora programına başlamıştır ve halen devam etmektedir. 2012-2014 yılları arasında Demetevler Onkoloji Hastanesinde çalışmıştır. 2014 yılından itibaren Medicana International Ankara Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

SOSYAL ETKİNLİKLER: MF 4 HAZİRAN 2016 YEMEĞİ



Medikal Fizik Derneğinin düzenlemiş olduğu **"Yaza Merhaba Yemeği"** 4 Haziran 2016 tarihinde **"Kireçburnu Tarihî Ali Baba Balık Lokantası"**nda gerçekleştirilmiştir. Yoğun iş hayatı, koşuşturmalar, şehrin karmaşası içerisinde hızla akan zaman. Bitmek bilmeyen bir döngü. İşte tüm bu keşmekeşin içinde bir nefes almak, dinginleşmek, akıp giden zamanı an'da tutmak için bir mola vakti. Medikal Fizik Derneği olarak kongreler, kurslar, toplantılar dışında meslektaşlarımızla-dostlarımızla- güzel bir mekanda en azından yılda bir kez bir araya gelmeyi amaçlıyoruz.

Bu yıl ki mekanımızı seçmemizde yardımlarını esirgemeyen Bülent Yapıcı ve Görkem Güngör'e teşekkür ediyoruz. Elbette ki en büyük teşekkür bizi yalnız bırakmayan ve aramızda olamayan fakat yüreği bizlerle olan dostlarımıza.

Yemeğimize katılan sevgili dostumuz Ercan Balcı'nın izlenimlerini ve duygularını birlikte okuyalım...

Fadime ALKAYA

Tarih 4 Haziran 2016 bir eğitim çalışması için İstanbul'da bulunuyorum. Medikal Fizik Derneği'nin geleneksel olarak her yıl düzenlediği "Yaza Merhaba" yemeğine davet ediliyorum. Çok mutlu oluyorum. Her yıl yapıldığından haberdar olduğum ancak yıllar önce bir kez katılma fırsatı bulduğum bu toplantıya yeniden katılacak olmam - çok sıkıldığım o günlerde- bana sunulmuş eşsiz bir armağan oldu. Toplantı Kireçburnu'ndaki Tarihî Ali Baba Balık Lokantasındaymış. Kaldığım otelden oldukça uzakmış. İstanbul'un hengâmesi dikkate alındığında oraya varmadan yorulacağımı bilmeme rağmen meslektaşlarımı, eski dostlarımı görme isteği ağır basıyor ve akşamın ışıklarıyla yola koyuluyorum. Araba, verilen adrese doğru yol alırken içimde çocukça bir heyecan var. Kimler var acaba, beni görünce nasıl tepki verecekler diye geçiriyorum içimden. Yaklaşık iki saatlik sıkıcı, bunaltıcı bir yolculuktan sonra Tarihî Ali Baba Balık Lokantası'na varıyorum. Hakikaten de adı gibi "baba" bir yermiş. Tek kelimeyle mükemmel. Bir çölde vaha bulmak gibi bir şey. Taşa,

betona, ranta boğulmuş bu canım şehirde böylesine güzel, böylesine güzide bir mekân; insanın ruhuna huzur verebilecek bu denli dingin bir köşe olabileceğine çok şaşıyorum. Karşımda geniş ve ferah bir manzara duruyordu. Gün batımının kızılığı henüz kaybolmamış, bir kandil titrekliliğiyle ufku aydınlatırken akşamın serinliği bu kuytu köşeyi kucaklamıştı bile. Arkasını tarihî ve yorgun şehir İstanbul'a dayamış, ayaklarını denizin serin sularına bırakmış, deniz ürünleriyle meşhur bir lokanta burası.

İstanbul şairi Yahya Kemal'in

"Gönlümle oturdum da hüznümlendim o yerde

Sen neredesin ey sevgili, o yaz günleri nerde?"

dizelerini hatırlatan bir yer. Kimbilir büyük şair bu şiiri belki de burada yazmıştır. Hani zaman zaman hepimizin başımı alıp da gideyim, kendimle kalayım diye düşündüğü o asude köşe galiba böyle bir yer. Seçilen yerin bende uyandırdığı ilk izlenimler bunlardı. O gecenin beklediğimden de güzel geçeceğinin ilk işaretini almıştım.

Meslektaşlarımı açık alanda hazırlanmış masalarda yerlerini almış ve sıcak sohbete koyulmuş buldum. Şimdi dostlar arasındaydım. Neredeyse herkesi tanıyordum. Beni gören birçok kişi şaşırdı. Yemek için mi geldin?, diye sordular. Aslında bir iş için burada bulunduğumu, bu davete katılmamın tamamen bir tesadüf olduğunu açıkladım. Servis ve yemekler mükemmeldi. Hepimiz ortamdan ve yemekten çok memnun kalmıştık. Ancak bizleri üzen bir şey vardı ki o da Medikal Fizik Derneği'nin kurucularından, Türkiye'de medikal fiziğin gelişmesinde değerli katkıları

Onları rahmet ve saygıyla andık.

Medikal Fizik İstanbul Şubesi'nin hazırlamış olduğu bu toplantı gayet nezih ve güzel bir mekânda, dostlar arasında, sıcak bir atmosferde gerçekleşti. Bu toplantıyı düzenleyen ve katkısı olan herkese teşekkür ederim.

Bir daha ki toplantılara katılabilmek umuduyla...



olan ben ve benim gibi birçok medikal fizikçinin yetişmesinde emeği bulunan yakın zamanda yitirdiğimiz hocalarımız Doç.Dr. Seyfettin Kuter, Doç. Dr. İsmail Özbay ve Dr. Alpar Dadaşbilge'nin aramızda olmayışydı. Gözlerimiz ve gönüllerimiz eksikliklerini hissetti.



Ercan BALCI

1965 yılında Artvin Şavşat'ta doğdu. 1986 yılında Çukurova Üniversitesi'nden Fizik Mühendisi olarak mezun oldu. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nün Tıbbî Radyofizik programından yüksek lisans dersleri aldı. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Programı'nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. 1990 yılından itibaren Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Uzman Fizik Mühendisi olarak görev yapmaktadır. Aynı zamanda A sınıfı iş sağlığı ve güvenliği uzmanıdır. Evli ve iki çocuk babasıdır.



AYIN BÖLÜMÜ (I): ERCIYES ÜNİVERSİTESİ

Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 1990 yılında kurulmuştur. O dönemde bölüme iki asistan alınarak Ankara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'na ihtisas eğitimlerini yapmak üzere görevli gönderilmiştir. 1991 yılında bünyesine ilk medikal fizikçi alınmış ve daha sonra bir uzman doktor olarak anabilim dalı fiilen açılmıştır. Bir adet Cobalt-60 Theratronics-780C Teleterapi cihazı ve Therasim marka simülasyon cihazı ile eksternal tedaviye başlanmış ve Anadolu Üniversiteleri içinde ilk açılan radyoterapi merkezi olarak yerini almıştır. Kliniğimize destek olmak amacıyla A.B.D Georgia Eyaleti Atlanta kentinde bulunan Emory Üniversitesi Radyoterapi Kliniği Bölüm Başkanlığından emekli Prof.Dr. John R.McLaren, 6 ay süre ile kliniğimizde görev yapmıştır. Anabilim Dalında Tıpta Uzmanlık eğitimine 1992 yılında başlanmış olup, 2016 yılına kadar ülkemizin çeşitli kurumlarında öğretim üyesi veya radyasyon onkolojisi uzmanı olarak çalışan toplam 16 mezun vermiştir.

1995 yılında Halil Bayraktar Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek okulu bünyesinde Radyoterapi Teknikerliği programı, ülke ihtiyaçlarına cevap vermek ve nitelikli insan iş gücüne destek olmak amacı ile açılmıştır. Günümüze kadar özel ve kamuda çalışan yüzlerce teknikere iş imkanı sağlanmıştır.

1999 yılında, hayırsever Kemal Dedeman'ın yaptırdığı modern Onkoloji Hastanesi binamıza taşınarak, mevcut cihazlarımıza ilave olarak, 1 adet Varian 2300CD lineer

hızlandırıcı cihazı, Cad-Plan 3D planlama sistemi, PTW su fantomu ve diğer dozimetrik ekipmanlar ile 1 adet Varisource Brakiterapi cihazı alınarak bölümümüz daha güçlü hale getirilmiştir. Bölümümüz, 3D tedavilerini kamu hastaneleri içerisinde ilk yapan kliniklerdendir.

Üniversitemizde kemik iliği nakli hastanesinin açılması ile birlikte Tüm Vücut Işınlamaları da yapılmaya başlanmıştır. Bu anlamda kliniğimiz, ülkemizin bir çok şehriden ve yurt dışından ciddi anlamda hastaya hizmet vermektedir.



Mevcut cihaz parkı ile birlikte, Orta Anadolu ve Doğu illerinden gelen yıllık 1250 civarındaki hastaya hizmet veren kliniğimize, radyoterapi alanında yüksek teknolojiye sahip tedaviler uygulayabilmek için 2011 yılında, DPT projesi kapsamında,

Varian DHX lineer hızlandırıcı cihazı ve PET-CT simülasyon cihazları kazandırılarak, yine kamu hastaneleri içerisinde ilk, IMRT, IGRT ve 3D brakiterapi tedavileri kliniğimizde yapılmaya başlanmıştır.

2005 yılında ilk defa büyük şehirlerde bulunan radyoterapi klinikleri dışında, Anadolu'da da 10. Ulusal Medikal Fizik Kongresini Kayseri'de yapmanın mutluluğunu da yaşamış bulunmaktayız.

Ülkemizde radyoterapinin gelişmesi, nitelikli fizikçilerin az bulunması ve az yetişmesi gerekçesi ile 2007 yılında Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü bünyesinde Sağlık Fiziği Master programı açılmış olup günümüze kadar 14 kişi mezun edilmiştir. Bu öğrencilerden biri yabancı uyrukludur.

CİHAZ PARKI

Varian True Beam STX : HD 120 MLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV, 10MV, 15MV Filtreli Foton ve 6MV FFF, 10MV FFF filtresiz Foton ve 5 farklı enerjide elektron üretmektedir.

Varian DHX: 80MLC'li Lineer hızlandırıcı. 6MV,18MV Foton ve 5 farklı enerjide elektron üretmektedir.

Varian 2300CD: 6MV ve 18 MV Foton ve 6 farklı enerjide elektron üretmektedir. Konvansiyonel tedavi ve Tüm Vücut (TBI) ışınlamaları için kullanılmaktadır.

Varian UNİQUE: 120MLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV Foton üretmektedir.

Gammamed-Plus: 3D Brakiterapi planlamalı.

Siemens 4DCT: High Definition AS simülatör.

Eclipse v.13.6 : 3 adet

Soma Vision: Sanal simülatör istasyonu 4 adet ve Aria v. 13.6 Network sisteminden oluşmaktadır. Ayrıca PTW ve full Sun Nucleer dozimetrik ekipman, elektrometreler ve full QA ekipmanları bulunmaktadır.

Misyonumuz

Eğitim ve bilimsel araştırmalarda öncü, hasta tedavileri kalitesi ve hasta memnuniyeti yüksek, etik çalışan, multidisipliner yaklaşımı benimsemiş, hizmet kalitesi yüksek, yenilikçi, ulusal ve uluslararası referans merkezi ve modern bir akademik bölüm olmak.

Vizyonumuz

Genç ve üretken bir ekiple, güncel bilgileri, güncel teknolojiler ile yakalamak ve ulusal ve uluslararası alanda referans merkezi olmak. TROD, ESTRO tarafından akredite edilmiş bir klinik olmak.

Öğretim Elemanları:

Prof.Dr.Bünyamin KAPLAN

Doç.Dr. Oğuz Galip YILDIZ - Anabilim Dalı Başkanı

Doç.Dr. Celalettin EROĞLU

Y.Doç.Dr. Okan ORHAN

Öğt.Gör.Dr. Dicle ASLAN

Öğrt.Gör.Dr.Mete GÜNDOĞ

Tıbbi Fizik Uzmanları

Öğr.Gör.Dr. Kadir YARAY

Uzm.Fiz.Tarkan AKSÖZEN

Uzm.Fiz.Serdar ÜNAL



Kadir YARAY

1969 yılında Kayseri'de doğdu. Lisans eğitimine başladığı Erciyes Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden 1990 yılında mezun oldu. 1991 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde Yüksek lisans programına başladı; Bunun yanında Erciyes Üniversitesi Radyasyon Onkolojisinde de işe başladı. 1993 yılında yüksek lisan programını tamamladı. 1995'de İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Doktora programına başladı. (Bu esnada Amerika Birleşik Devletleri) Emory Üniversitesi radyoterapi kliniğinde observer olarak, akabinde Cancer Treatment Center of TULSA radyasyon onkolojisi merkezinde de çalışmaya başladı. 2000 yılında Doktora programını bitirerek Doktor (Ph.D.) ünvanı aldı. 2001'de Kiel Üniversitesi (Almanya) Radyoterapi kliniğinde Brakiterapi eğitime gitti. Birçok yurtdışı kliniğe ziyaretler yaparak mesleki bilgi ve becerilerini arttırmaya çalıştı. Ulusal ve uluslararası Medikal fizik derneklerine üyeliği devam etmektedir. Halen Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde Öğrt.Gör.Dr olarak çalışmaya devam etmektedir.

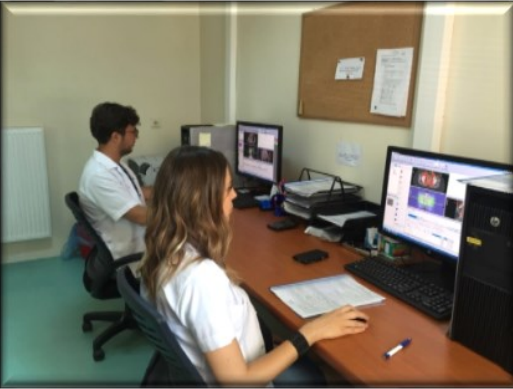
AYIN BÖLÜMÜ (II):

DR. SUAT SEREN GÖĞÜS HASTALIKLARI HASTANESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ

Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları Hastanesi 2004 yılında gerçekleştirdiği hizmet alımı ihalesi ile radyoterapi hizmeti vermeye başlamıştır. Bu ihale, Türkiye’de de yapılan ilk hizmet alım ihaleleri arasında yer alırken İzmir’de yapılan ilk ihaledir. O dönemin koşullarına göre gerçekleştirilen ihale sonunda temin edilen tek lineer hızlandırıcı ile 10 yıl süre ile hastanemize radyoterapi hizmeti verilmiştir.

2015 başında yapılan hizmet alım ihalesi ile, radyoterapi alanında mevcut standartlara uygun 1 adet Lineer Hızlandırıcı, 1 adet BT-Simülatör, 2 adet Monte Carlo hesaplama algoritması olan CMS-Monaco 5.1 planlama sistemi ve 3 adet konturlama istasyonu ile kliniğimiz yenilenmiştir. Cihaz kurulumu ve personel eğitimleri, Haziran 2015’te tamamlanmış ve hasta alımına başlanmıştır. Hastanemizde mevcut olan PET-BT, onkoloji açısından var olan sürecin daha hızlı ve tek merkez tarafından takibine olanak sağlamasının yanında, radyoterapi planlamasında da uygun olgularda da sıkça kullanılmaktadır.



Kliniğimizde 6 hekim, biri hizmet alımı kadrosunda olan 3 medikal fizik uzmanı, üçü hizmet alımı kadrosunda olmak üzere toplam 8 radyoterapi teknikeri

ile yılda yaklaşık 1500 hasta tedavi edilmektedir. **Tek cihaz ile ulaşılan bu hasta sayısında, hastanemizin yaklaşık 110 yıllık geçmişi ve bulunduğu merkezi konumunun etkisi büyüktür.** Personelimizin büyük özverisi ve vardiyalı çalışma politikası ile kliniğimizde uzun mesai saatlerince tedavi hizmeti verilmektedir. Ayrıca mevcut hasta yoğunluğuna rağmen, medikal fizik ekibimiz kliniğimizin kalite kontrol protokolüne göre tüm dozimetrik ölçüm ve mekanik testleri olması gerektiği zamanda



gerçekleştirirken, yine yoğunluğa rağmen hastaya özel kalite kontrolden ödün vermemektedir. Tek tedavi cihazımız olmasına karşın, ölçümler için gerekli tüm donanım kliniğimizde mevcuttur.

Bölümümüzde 6 MV - 15 MV olmak üzere iki farklı foton ve 6 – 9 – 12 – 15 MeV olmak üzere de dört farklı elektron enerji seviyesine sahip, üç boyutlu konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) yapabilen Elekta Synergy Platform 160 MLC Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazı ve 1 adet Siemens Somatom BT simülatörü bulunmaktadır.

Tedavi planları CMS-Monaco v5.1 planlama sisteminde yapılmakta, Mosaiq network aracılığı ile tedavi cihazına aktarılmaktadır.

Yakın gelecekte...

2017 yılı sonunda yapılacak hizmet alım ihalesi ile kliniğimize "VMAT" özelliğini de katarak hastalarımıza 3Boyutlu Radyoterapi, IMRT ve VMAT gibi tüm tedavi tekniklerini kullanarak daha uygun tedavi hizmeti vermek öncelikli hedeflerimiz arasındadır. Kliniğimizin hasta potansiyelini göz önünde bulundurarak, ikinci bir tedavi cihazı için hizmet alımını ya da kamu bünyesinden teminini düşünmekteyiz. Amacımız cihaz başına düşen hasta sayısını daha makul seviyelere indirmek böylece hasta memnuniyetinden de ödün vermeden olası arıza durumlarına karşı, ikinci bir cihazın bu yükü kaldırmasını sağlamaktır. Böylece tedaviler aksatılmadan tamamlanarak, kesintisiz ve daha kaliteli hizmet sunumu yakın gelecekteki hedeflerimiz arasında yer almaktadır.

DOKTORLARIMIZ

Uz. Dr. Cüneyt EBRULİ

Uz. Dr. Tülin BOZKURT

Uz. Dr. Hasan YILMAZ

Uz. Dr. Esra KIRAKLI

Uz. Dr. Ümit GÜRLEK

Uz. Dr. Sevilay ERDEM

MEDİKAL FİZİKÇİLERİMİZ

Uzm. Eser ERİM

Uzm. Gözde KARADOĞAN

Uzm. Eray ERGEN

TEKNİKERLERİMİZ

Sevil YAZGAN

Kasım DURGUN

Nurhan DEMİR

Sevgi TÜYSÜZ

Zahide ERGÜN

Serdar TOY

Tuğçe YILDIRIM



ESER ERİM

1985 yılında İzmir'de doğdu. 2008 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden mezun oldu. 2012 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. Aynı yıl halen çalışmakta olduğu Dr. Suat Seren Göğüs Hastalıkları Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde göreve başladı

KULLANICI TECRÜBESİ: İNTRAOPERATİF RADYOTERAPİ

Fiz. Uzm. Zerrin GANİ

İntraoperatif Radyoterapi (IORT), cerrahi sırasında tek fraksiyonda yüksek doz radyasyonun farklı radyoterapi kaynakları kullanılarak anestezi altında tümör/tümör yatağına uygulanmasıdır. Tek başına ya da EBRT (Eksternal Beam Radiotherapy) ile kombine edilebilir.

Tarihçe

İntraoperatif radyasyon tedavisi, kanser yönetiminde uzun bir geçmişe sahiptir. Bir kanser tedavi şekli olan ilk IORT, 1909 yılında Carl Beck'in mide ve kolon kanserli hastalarını tedavi etmesi ile ortaya çıkmıştır. Beck, ameliyat edilmesi mümkün olan yedi mide kanseri ve bir kolon kanseri hastasına, tümörü abdominal yaraya çekip ışınlayarak radyasyon tedavisi uygulamıştır. Uygulanan bu tedavileri düşük ışın demeti enerjisi, düşük doz oranı ve kısıtlı radyoterapi ekipmanı gibi nedenlerden ötürü başarısız olmuştur [1] ve bu ilk çabaların devamının gelmesine uzun bir süre engel olmuştur. Lineer hızlandırıcı (linak) yardımıyla üretilen mega-voltaj radyasyonun kullanıldığı IORT teknikleri Japonya'da başarılı olduğunda takvimler 1984 yılını gösteriyordu [2]. Modern IORT uygulamaları, dolayısıyla 1970'li yılların başında ve 1980'lerde Abe *et al.* [3] ve Abe ve Takahashi [4] tarafından yayınlanan çalışmalara dayanmaktadır. IORT uygulaması Birleşik Devletlerde 1970'li yılların sonunda Goldson tarafından Howard Üniversitesinde [5], Gunderson *et al.* tarafından Massachusetts Genel Hastanesinde [6] ve Tepper ve Sindelar [7] ve Fraas *et al.* [8] tarafından Ulusal Kanser Enstitüsünde başlatılmıştır.

IORT başlangıçta hem üniversite hastanelerinde hem yerel hastanelerde yıldızı parlayan bir uygulama olmuştur. 1992'de Coia ve Hanks [9] bir tedavi modeli çalışması hakkında bir rapor düzenlemiş ve bu rapora göre Birleşik Devletlerdeki 1293 radyasyon onkolojisi tesisinin 108 tanesinin IORT uyguladığı ve bunların 29'unun iki veya daha fazla asistan hekimi olduğu ortaya çıkmıştı. O tarihte yaklaşık 80 asistan hekim eğitim programının mevcut olduğu düşünüldüğünde bu rakamlar, kabaca üçte birinin IORT uyguladığı anlamına gelmekteydi. Günümüzde ise IORT uygulayan merkezlerin sayısı 30'dan azdır. Bu uygulamaya duyulan ilgide yaşanan düşüş iki farklı nedene dayanmaktadır. Birincisi, IORT'nin faydalı bir yardımcı tedavi olduğunu kanıtlamak oldukça zor olmuştur.

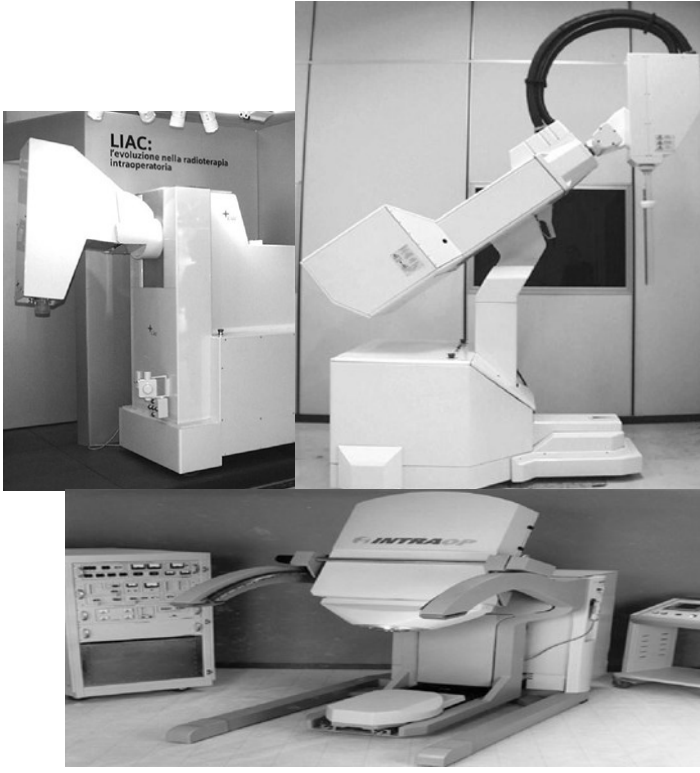
Bazı kurumlarda edinilen deneyimler IORT'un primer T4 ve tekrarlayan rektum kanseri [10,13], retroperitoneal sarkom [10,11], pankreas kanseri [12,13] ile seçili tekrarlayan jinekolojik [14] ve genitoüriner habis tümörlerde [15,16]



faydalı olduğunu göstermiştir. Bu hastalık türleri için yüksek sayılarda hastayı bir araya toplamak zor olduğundan ve uluslararası düzeyde yapılmadıkları sürece kesin bir tedavi şekli olarak IORT'un faydalılığını araştıran, III. evre çalışmaların yapılabilmesi muhtemel değildir. Bugüne kadar Avrupa'da önemli sayıda hastanın tedavi edilmiş olduğu göğüs kanseri alanı buna istisna olabilir. İkinci neden ise, merkezlerin büyük çoğunluğunun IORT uygulamalarında geleneksel linak cihazlarını kullanıyor olmasıdır. Bu durumda anestezi altındaki hasta, ameliyathane personelinin eşliğinde, sterilize edilmiş bir tedavi odasına götürülmek zorundadır. Bu, teknik açıdan oldukça zor ve nispeten etkisiz bir yöntemdir. Zira geleneksel tedavide kullanılan linak ile odanın hazırlanıp hastanın getirilmesini beklerken geçen zamandan ötürü sıklıkla uzun süreler boyunca boşta beklemek zorunda kalmaktadır. IORT'u savunan kişilerin karşı karşıya kaldığı bir başka sorun ise ameliyathanede özel bir tesis hazırlamanın doğurduğu yüksek maliyetlerdir. Ameliyathanenin özel bir linak ile donatılması, makinenin ve radyasyon zırhlamasının maliyeti de hesaba katıldığında IORT etkin bir seçenek olmaktan çıkmıştır.

Giriş

Mobil IORT cihazları daha düşük zırhlama ve maliyet gerektirir. Mevcut ameliyathanelerde mobil linak'ların IORT alanında kullanılmaya başlanması, bir IORT programı kurma maliyetini ve lojistiğini çok daha kolay hale getirmekte, dolayısıyla da bu alanı canlandırıcı bir unsur oluşturmaktadır. Mobil linak üreticileri; Mobetron'un üreticisi olan Santa Clara/California merkezli Intraop Medical Incorporated, Novac7'nin üreticisi olan Aprilia/İtalya merkezli Hitesys ve LIAC'ın üreticisi SORDINA firmalarıdır (Şekil 1). Ayrıca Alman merkezli Carl Zeiss firmasının düşük enerjili X ışını veren Intrabeam cihazı vardır.



Şekil 1. Çeşitli IORT cihazlarına örnekler

IOERT için tasarlanmış mobil ve klasik linaklardaki elektron demetleri benzerdir. Her ikisinde de yüzeysel penetrasyonlu β demetleri ile uygulanacak alan boyutlarını belirlemede aplikatörler kullanılır. Tedavi anestezi altında ve steril şartlarda uygulanır. Tedavi dozu tek bir fraksiyonda ve yüzey dozunu artırmak amacıyla da aplikatörün ucuna veya hastanın yüzeyine bolus kullanılabilmektedir, yine klasik linaklarda olduğu gibi kritik yapıları korumak için kurşun gibi soğurucular kullanılabilmektedir (Şekil 2).

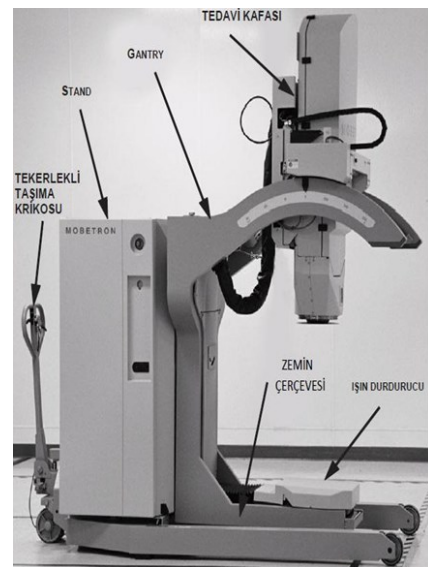


Şekil 2. Mobil ve klasik linaklarla yapılan IORT uygulamaları

Radyasyon Korunması

Mobil IOERT cihazları, özel bir zırhlama gereksinimi olmadan inşa edilmiş mevcut ameliyathanelere yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Bu sistemler, zırhlama yapılmamış ameliyathane odalarında radyasyon uygulamak için kullanılmak üzere tasarlanmış ve bir demet durdurucu ile donatılmışlardır. Bazı mobil IOERT ünitelerinde demet durdurucu aparatı, gantri hareketini her yöne doğru takip edecek ve böylelikle birincil demeti her zaman kesecek şekilde tasarlanmıştır. Diğer sistemlerde demet durdurucular manuel olarak konumlandırılmak zorundadır. Radyasyon sızıntısı çoğu kez foton sızıntısı, saçılım ve elektron demetlerinden ötürü ortaya çıkan x-ışın kontaminasyonlarından kaynaklanmaktadır. Ameliyathanede ortaya çıkan elektron saçılımı kısıtlı bir menzile sahiptir ve çoğu geleneksel duvar ameliyathanede ortaya çıkan bu elektron saçılımını durdurmak için yeterlidir [17]. Bu mobil sistemler için yapılacak radyasyon güvenliği değerlendirmeleri bu sebeple IORT amacıyla kullanılması düşünülen ameliyathanelerin çevresinde radyasyon analizlerinin yapılması ve maksimum maruziyet limitlerinin aşılmamasını sağlamak amacıyla herhangi bir ameliyathanede gerçekleştirilebilecek IORT vakalarının sınırlandırılmasından meydana gelmektedir.

Ameliyathaneler için hesaplanan bu iş yükü, makinenin ısınması ve günlük kalite güvence çalışmaları için harcanan süreler için MU'ları içermeli, ancak işleme alım ve yıllık kalite güvence ölçümlerini kapsayan iş yükünü içermemelidir. Mobetron sisteminin kullanıldığı mevcut ameliyathaneler için tipik iş yükü sınırlarını hesaplanmış ve hali hazırda mevcut olan zırhlama yapılmamış ameliyathanelerde haftada en fazla dört hastaya tedavi uygulanabileceği bulunmuştur.



Şekil 3. Mobetron marka cihaz

Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Hastanesinde IOERT’de Intraop Medical Mobetron marka cihazı kullanmaktayız (Şekil 3). Mobetron marka cihazımızın teknik özellikleri: Nominal elektron enerjileri 4, 6, 9 ve 12 MeV ve (SSD) 50 cm dir.

Gantri, standa monte edilmiştir ve el kumandasını kullanarak $\pm 45^\circ$ ’lik bir açı aralığında dönecek şekilde motorizedir. Motorlu bir ışın durdurucu, saçılımın yarattığı kaçak X-ışını radyasyonunu soğurur, tedavi kafasından ışın çıkışını otomatik olarak izler. Tedavi kafası, hızlandırıcı kılavuzu, magnetron, mikrodalga dalga kılavuzu bileşenleri, iyon odası ve ışın üretimi ile ilgili diğer alt sistemleri içerir. Tedavi Kafasını $\pm 30^\circ$ ve 30 cm’lik bir aralıkta dikey olarak hareket ettirebilir. Kızak horizontal düzlemde ± 5 cm ileri-geri ve yana hareket edebilmektedir.

Geleneksel medikal lineer hızlandırıcılar S bandında çalışırken (10 cm dalga boyu, 3 GHz frekansı), Mobetron X bandında çalışır. Mobetronun taşınabilirliği bu sayede mümkün olmaktadır (3 cm dalga boyu, 10 GHz frekansı). Hızlandırıcı yapılarının çapı bu nedenle üç kat azdır. Klinik mod doz hızı 10 Gy/dk max. tedavi süresi yaklaşık 2 dk. sürmektedir. 3-10 cm çaplarında ve $0^\circ, 15^\circ, 30^\circ$ açılı dairesel aplikatörleri mevcuttur (Şekil 4).



Şekil 4. Cihazın aplikatörleri

Operatöre kolaylık sağlaması için, gantri ile elektron aplikatörü arasındaki kenetlenmeyi gantri üzerindeki lazer ve ayna ile sağlayan sistemdir. Docking (kenetlenme) sürecinde; Gantri açısı, tilt açısı, yükseklik ve gantrinin yatay düzlemdeki (boylamasına ve yanlamasına) hareketlerini operatöre kılavuzluk etmesi için hızlandırıcının üzerine bir LED ekran yerleştirilmiştir. Docking sağlandığında, interlock kilitlenerek hem tedavi başlığının aplikatöre hizasını hem tedavi mesafesini sabitler (Şekil 5.)

Kabul ve Kalite Kontrol Testleri

Herhangi bir kullanım yerinden hastane içindeki neredeyse bütün diğer noktalara taşınabilen bu mobil hızlandırıcı ünitelerinin montajı özel olarak tahsis edilmesi gerekmeyen ortamlarda gerçekleşmekte ve üniteler hastalara IORT uygulamak için kullanılmaktadır. Bu yeni ünitelerin tasarımı, geleneksel lineer hızlandırıcılardan pek çok açıdan farklıdır.

AAPM TG-72 raporu mobil IORT elektron sistemleri için kabul ve işleme alınma aşamasında klavuz alınmalıdır.



Şekil 5. Soft

Docking (Kenetlenme) sistemi.

Mobil IORT üniteleri, üretici şartnamelerine uygun biçimde kabul testinden geçmek zorundadır. Mobil IORT ünitelerine uygulanan kabul testi prosedürü aşağıdakileri kapsar:

Bunlar; Radyasyon analizi, interlock ve güvenlik özelliklerinin test edilmesi, mekanik testler, demet karakteristiklerinin ayarlanması, kenetlenmenin test edilmesi, opsiyon ve aksesuarların değerlendirilmesidir (Tablo 1).

Tablo 1. Mobil bir IORT ünitesinin kabul testi için gerekli tipik prosedürler

Prosedür	Açıklamalar
Radyasyon analizi	Hiç kimsenin düzenlemelere aykırı radyasyon düzeylerine maruz kalmamasını sağlayın ve acil durum kapatma düğmelerinin çalışıp çalışmadığını doğrulayın.
Mekanik muayene	Gantri ve demet durdurucusunun hareket aralığını, hızını, kontrolünü ve isabet hassasiyetini doğrulayın. Bütün aplikatörlerin fiziki ebatlarını doğrulayın.
Radyasyon güvenliği Demet karakteristikleri	Demet durdurucusu üzerinden doz azalmasını doğrulayın. Şartnameler uyarınca demet enerjisini, yüzey dozunu, doz hızını, flatness'i, simetrisini ve x-ray kontaminasyonunu doğrulayın. Bütün gantri açıları için demet enerjisi sabitliğini doğrulayın.
Dozimetri sistemi	Yedek Mu odasının hassasiyetini, MU odalarının lineerliği ile tekrarlanabilirliğini ve dozimetri interlock kilitlerini doğrulayın.
Kumanda konsolu	Kumanda konsolu üzerindeki bütün kontrollerin normal çalışıp çalışmadığını doğrulayın.
Kenetlenme sistemi	Optik kenetlenme sisteminin normal çalışıp çalışmadığını doğrulayın.
Opsiyonlar ve aksesuarlar	Normal çalışıp çalışmadıklarını doğrulayın.
Güvenlik özellikleri	Bütün güvenlik özelliklerini muayene edin (acil durum kapatma düğmeleri, radyasyon açık ışığı ve sesli uyarı sinyalleri).

Tablo 1. Kabul testleri (AAPM TG 72)

IORT ünitelerine elektron demetlerinin kabul testleri ve işleme alınımı: referans bir dozimetri oluşturmak amacıyla hazırlanan TG-51 protokolüne uygun olmalıdır. Demet kalibrasyonu için su fantom kullanılmalıdır. Sorumlu klinik radyasyon fizikçi, relatif dozimetrik ölçümleri elde etmek için kullanacağı yöntem, mevcut kaynaklar ve ölçüm ekipmanlarının doğrultusunda karar vermelidir.

Radyasyon analizi için yapılması gerekenler;

- Her bir aplikatör için demet profilleri ve derin dozları, belli aplikatörlerde en yüksek enerjide ve aplikatör duvarının lateralinde ve çeşitli derinliklerde sızıntı profilleri yapılmalı,

-Aplikatör faktörleri: 10 cm dairesel aplikatör referans alınarak d_{max} derinliğinde her bir aplikatör ve enerji için rölatif olarak yapılmalı,

-Air gap faktörü: her bir aplikatör ve beam kombinasyonu için d_{max} derinliklerinde air gap ile ölçülen dozun airgapsiz doza oranından hesaplanmalıdır.

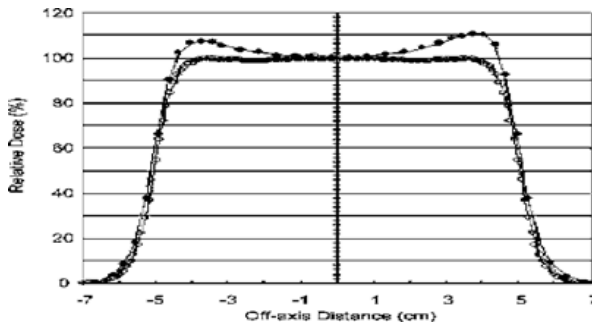
Ouput kalibrasyonu TG-51 'e göre d_{ref} 'de ve 10 cm aplikatör kullanılarak yapılır. Böylece d_{max} 'daki doz/MU tanımlanır (Tablo 2.)

Tablo 2. Mobil bir IORT ünitesinin işletime alınması sırasında yapılan tipik ölçümler

Ölçümler	Açıklamalar
Demet profili (derinlik dozu ve yapraz düzlem profili)	Her aplikatör ve her demet enerjisi için ölçümler yapılır ve tedavi alanının dışındaki bölgeleri de kapsamlıdır
Sızıntı profili	Ölçümler sınırlı sayıda aplikatör ve demet enerjisi numunesi için yapılır (en yüksek demet enerjisi dahil) ve çeşitli derinliklerde aplikatöre yansı olarsak yapılmaktadır
Aplikatör faktörleri	Aplikatör faktörleri 10 cm dairesel bir koniyi gösterir ve ölçümler her aplikatör ve her demet enerjisi için d_{max} üzerinden yapılır
Hava boşluğu faktörleri	Hava boşluğu faktörü d_{max} değeri üzerinden, hava boşluğu dozunun hava boşluksuz doza oranıdır. Hava boşluğu faktörleri her aplikatör ve demet kombinasyonu için uygun d_{max} derinliklerinde ölçülür
TG-51 çıktı kalibrasyonu	Çıktı kalibrasyonu TG-51 referans derinliğinde (d_{ref}) ve 10-cm dairesel aplikatör kullanılarak yapılır. Bu ölçümlerden, d_{max} doz/MU belirlenir.

Tablo 2. AAPM TG72 ölçüm testleri

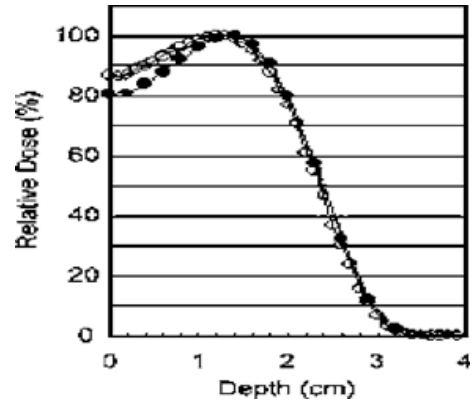
10-cm'lik bir elektron aplikatörü kullanıldığında sabit bir lineer hızlandırıcıdan (Siemens ME, koyu halkalar) elde edilen 6-MeV elektron demeti için d_{max} derinliğindeki bir demet profilinin mobil bir lineer hızlandırıcıdan (Mobetron açık halkalar) elde edilen d_{max} derinliğindeki demet profiline kıyaslanmasını şekil 6'da görmekteyiz.



Şekil 6. 6-MeV elektron demeti için d_{max} derinliğindeki bir demet profilinin mobil bir lineer hızlandırıcıdan (Mobetron açık halkalar) elde edilen d_{max} derinliğindeki demet profiline kıyaslanması.

Şekil 7'de sabit bir lineer hızlandırıcıya (Siemens ME, koyu halkalar) ve mobil bir lineer hızlandırıcıya (Mobetron, içi açık daireler) ait 10-cm dairesel aplikatörde 6-MeV elektron demetinin yüzde derin dozunun kıyaslanmasını görmekteyiz.

Şekilden Mobetronun derin doz eğrisinin daha yüksek bir yüzey dozuna sahip olduğu ve bu durumun saçılan elektronların daha yüksek bir oranda olmasına bağlanabilir.



Şekil 7. Bir lineer hızlandırıcıya (Siemens ME, koyu halkalar) ve mobil bir lineer hızlandırıcıya (Mobetron, içi açık daireler) ait 10-cm dairesel aplikatörde 6-MeV elektron demetinin yüzde derin dozunun kıyaslanması.

Kalite Kontrol testleri de AAPM TG72 de önerilen şekilde

Tablo 3. Önceki görev grupları tarafından elektron hızlandırıcıları için yapılan kalite güvence tasarımlarının özeti

Parametre	TG-40	TG-48
Çıktı değeri (g)	Günlük kalite güvencesi için %3, aylık ve yıllık kalibrasyonlar için %2 tolerans	TG-40 ile aynı.
Derinlik dozu	Aylık ve yıllık kalibrasyonlar için derinlik dozu 2-mm kaymaya karşılık gelen enerji oranı aralığı	Yıllık kalibrasyonlar için TG-40 ile aynı. Aylık yapılanlar için standart departman prosedürleri izlenmelidir
Yasak ve simetri	Aylık kontrol için %3, yıllık kalibrasyonlar için %2 tolerans	Yıllık kalibrasyonlar için TG-40 ile aynı. Aylık yapılanlar için standart departman prosedürleri izlenmelidir
Aplikatör çıktı faktörü	%2 tolerans, yıllık kontrol	TG-40 ile aynı.
Çıktı versus gantry açısı	%2 tolerans, yıllık kontrol	Yok.
Monitör dozu (lineerliği)	%1 tolerans, yıllık kontrol	Yok.
Kinetik mekanizması	Yok	Kullanılacağı her gün kontrol edilmeli

a. TG-48 özellikle, bütün aplikatör ve enerji için birleşik bir boyutu %2-3'lük bir toleransla kontrol edilmesini ve ardından, sonuçlar tatmin edici olduğu takdirde numunelerden birine geçilmesini (Ref. 27) tavsiye etmektedir.

yapılmalıdır (Tablo3).

Tablo 3. AAPM TG72 kalite güvence testleri

Hasta tedavi planlaması sorumlu radyasyon onkoloğunun verdiği doz ve referans izodoz eğrisine göre manuel olarak radyasyon fizikçisi tarafından yapılır. Hedefin %90 izodoz çizgisi tarafından kapsanması hedeflenmektedir.

SONUÇ

IORT, yoğun multidisipliner yaklaşım gerektirmektedir. IORT, seçilmiş hastalarda lokal kontrolde ve sağkalımda artış sağlamakta, meme, kolorektal, Jinekolojik, genitoüriner tümörlerinde, yumuşak doku sarkomu ve ikincil ışınlanmalarda kullanılabilir. Özellikler sinirler doz sınırlayıcı faktördür. IORT'nin en büyük dezavantajı ise prospektif verinin eksik olmasıdır.

Referanslar

1. C. Beck, "On external Roentgen treatment of internal structures _eventration treatment_" N. Y. Med. Journal 89, 621–622 :1909_.
2. M. Abe, "Intraoperative radiotherapy – past, present and future," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **10**, 1987–1990 :1984.
3. M. Abe, M. Fukuda, K. Yamano, S. Matsuda, and H. Handa, "Intraoperative irradiation in abdominal and cerebral tumours," Acta Radiol. **10**, 408–416 :1971.
4. M. Abe and M. Takahashi, "Intraoperative radiotherapy, The Japanese," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **7**, 863–868:1981.
5. A. Goldson, "Preliminary clinical experience with intraoperative radiotherapy_IORT_" Semin. Oncol. **8**, 59–65 :1978.
6. L. L. Gunderson, W. U. Shipley, and H. D. Suit, "Intraoperative irradiationa pilot study external beam photons with 'boost' dose intraoperative electrons," Cancer 49, 2259–2266 :1982.
7. J. Tepper and W. F. Sindelar, "Summary of the workshop on intraoperative radiation therapy," Cancer Treat. Rep. **65**, 911–918 _1981_.
8. B. A. Fraass, R. W. Miller, T. J. Kinsella, W. F. Sindelar, F. S. Harrington, K. Yeakel, J. Van de Geijn, and E. Glatstein, "Intraoperative radiation therapy at the National Cancer Institute, technical innovation and dosimetry," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **11**, 1299–1311:1985.
9. L. R. Coia and G. E. Hanks, "The need for subspecialization intraoperative radiation therapy," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **24**, 891–893:1992_
10. L. L. Gunderson, D. M. Nagorney, D. C. McIlrath, J. M. Fieck, H. S. Wieand, A. Martinez, D. J. Pritchard, F. Sim, J. A. Martenson, J. H. Edmonson, and J. H. Donohue, "External beam and intraoperative electron irradiation for locally advanced soft tissue sarcomas," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **25**, 647–656 :1993.
11. C. H. Crane, A. S. Beddar, and D. B. Evans, "The role of intraoperative radiotherapy in pancreatic cancer," Surg. Oncol. Clin. N. Am. **12**, 965–977 :2003.
12. C. G. Willett, H. D. Suit, J. E. Tepper, H. J. Mankin, K. Convery, A. L. Rosenberg, and W. C. Wood, "Intraoperative electron beam radiation therapy for retroperitoneal soft tissue sarcoma," Cancer **68**, 278–283:1991_
13. P. W. Pisters, M. T. Ballo, M. J. Fenstermacher, B. W. Feig, K. K. Hunt, A. Raymond, M. A. Burgess, G. K. Zagars, R. E. Pollock, R. S. Benjamin, and S. R. Patel, "Phase I trial of preoperative concurrent doxorubicin and radiation therapy, surgical resection, and intraoperative electron-beam radiation therapy for patients with localized retroperitoneal sarcoma," J. Clin. Oncol. **21**, 3092–3097 :2003_.
14. T. J. Kinsella and W. F. Sindelar, "Intraoperative radiotherapy for pancreatic carcinoma. Experimental and clinical studies," Cancer **78**, 598– 604 :1996.
15. R. Martinez-Monge, M. Jurado, J. J. Aristu, M. Moreno, M. Cambeiro, A. Perez-Ochoa, G. Lopez-Garcia, and J. L. Alcazar, "Intraoperative electron beam radiotherapy during radical surgery for locally advanced and recurrent cervical cancer," Gynecol. Oncol. **82**, 538–543:2001.
16. E. G. Shaw, L. L. Gunderson, J. K. Martin, R. W. Beart, D. M. Nagorney, and K. C. Podratz, "Peripheral nerve and ureteral tolerance to intraoperative radiation therapy: clinical and dose-response analysis," Radiother. Oncol. **18**, 247–255 :1990.
17. J. L. Daves and M. D. Mills, "Shielding assessment of a mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy," J. Appl. Clin. Med. Phys. **2**, 165–173 :2001.



Zerrin GANI

Fizik Mühendisi , 1995 yılında Gazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi' nde çalışmaya başladı. 1998 yılından itibaren Ankara Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisinde çalışmakta.

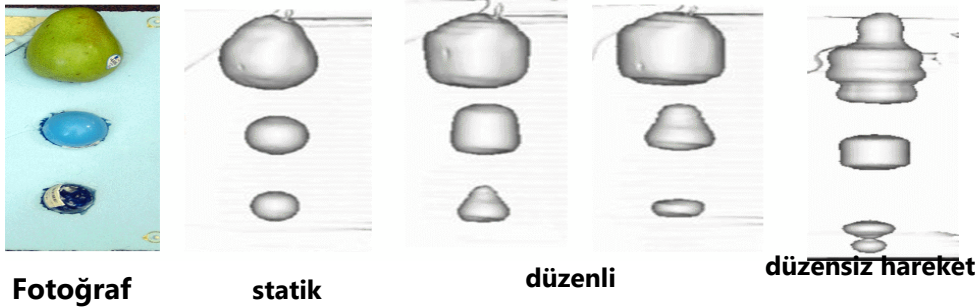
MAKALE

RADYOTERAPİDE SOLUNUM YÖNETİMİ

Fiz. Dr. Vildan ALPAN

Radyasyon onkolojisinde eğer sabit bir bölge tedavi edilecekse standart teknikler (3D Konformal - IMRT - VMAT) yeterlidir. Özellikle son yıllarda görüntü klavuzluğunda uygulanan yoğunluk ayarlı tedavi teknikleri ile nefes ya da organ hareketiyle değişmeyen bölgelerin tedavisi, yüksek hedef doğrulamasıyla birlikte yüksek hassasiyetle tedaviye olanak sağlar. Ancak akciğer ve üst batin gibi hastanın nefes alıp vermesi ile hareket eden organlar dikkate alındığında daha gelişmiş çözüm yollarına ihtiyaç vardır. **AAPM Task Group 76**'da da belirtildiği gibi; 5 mm üstündeki hareketlerde IGRT ile birlikte farklı yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. Yapılan tüm tedavilerde

asıl amaç konformal doz dağılımı elde etmektir. Ancak beyin ya da ekstremiteler gibi bölgeler hariç akciğer, abdomen - mediastinal hastalıklar, prostat gibi bölgelerde tümörün hareket etmesi radyoterapide sıklıkla karşılaştığımız bir durumdur. Tümör hareketinin tedaviye etkisi simülasyon sırasında referans görüntü oluştururken başlar, tedavi planlama aşamasında devam eder ve tedavi cihazında tedavi sonuçlanana kadar neredeyse radyoterapinin her basamağında etkisini gösterir.



Şekil 1. Görüntünün elde edilmesindeki problemler

Radyoterapiye etkisi uzun yıllardır bilinen nefes hareketi çeşitli yöntemlerle çözülmeye çalışılmıştır. Kronolojik sırayla uygulanan çözüm yollarına bakacak olursak;

- Solunum hareketini dengelemek (1980)
- Gating Fikri: Respiratory Gating Tekniğinin klinikte kullanımı (Wong et al 1999, Kubo and Wang)
- 4DCT kavramının başlamasıyla (Ford ve ark. (2003) and Vedam ve ark. (2003)) birlikte, gelişen simülasyon ve tedavi teknikleriyle günümüzde özellikle akciğer ve meme tümörlerinin tedavisinde standart tedavi olmuştur.

4D radyoterapi'nin IGRT tedavi tekniğinde zaman kavramını da içine alan bir tedavi tekniği olduğunu söylemek yanlış olmaz. Radyoterapide 4. boyut olan 'zaman' günümüzde gelişmiş 4D CTsimulatörler aracılığıyla hızlı ve etkili bir biçimde gerçek zamanlı görüntülerin elde edilmesine olanak tanır. Günümüzde sadece simülasyon aşamasında

değil tedavide de farklı marka tedavi cihazlarında 4 boyutlu gerçek zamanlı görüntülerin alınması mümkündür.

4D radyoterapi tedavi teknikleri incelendiğinde, tümörü izleyen, belirli bir tümör pozisyonunda ışınlayan ve tümörü kovalayan, tümörü gerçek zamanlı takip ederek her tümör pozisyonunda tedavi olanağı sağlayan iki temel tedavi tekniği karşımıza çıkmaktadır. Literatürde gerçek zamanlı tümör takibi olarak adlandırılan, tümörü kovalayan teknik Cyberknife - Brainlab ile birlikte uzun yıllardır yapılmasına rağmen, hem kullanılan teknolojinin çok kompleks olması ve hem de uygulamada oluşan bazı zorluklar nedeniyle uygulama, tümörü izleyen olarak tarif edilen ilk tekniğe göre daha zordur. İlk teknikte, ya özel bir sabitleme sistemiyle tümör hareketi azaltılır ve tümörün tüm hareketi tedaviye yansıtılır ya da RPM (Respiratory Motion Management) gibi teknolojilerle hareket düzenli olarak izlenerek belirli bir tümör pozisyonunda ışınlama sağlanır.

A. Tümörü izleyen tedavi teknikleri:

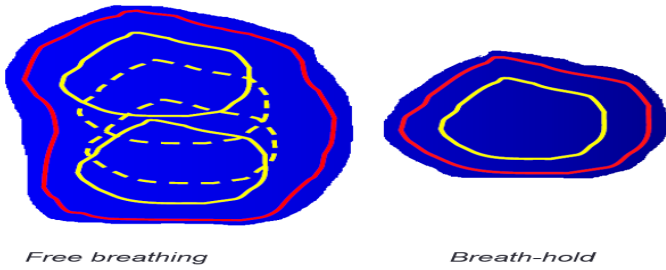
1. Hareketi kapsayan yöntem: Teknik literatürde serbest nefes (free breathing) olarak adlandırılan ve düzenli solunum hareketiyle oluşan tümör hareketini belirlemeye yönelik bir tekniktir. Bu teknik, solunumu düzenlemek için belirli bir çaba harcamadan, solunumu kısıtlayarak ya da baskılayarak tüm tümör hareketini kapsayan belirli marjlar dahilinde tedavi edilmeye yöneliktir. Kolay uygulanabilir olması, yüksek teknoloji ve klinik adaptasyon gerektirmemesi nedeniyle çoğu klinikte kullanılmaktadır. Kısaca uygulanan

tekniklere bakacak olursak;

- a.Yavaş CT çekim tekniği (4-8s/scan)
- b.İns & ekspiryum BT (ITV tekniği)
- c.Abdomen kompresyonu

2. Nefes tutma (Breath hold): Bu teknik ABC (Active Breathing Control) ve DIBH (Deep Inspiration Breath-Hold- gönüllü derin nefes tutma) olmak üzere ikiye ayrılır. Her iki

teknikte de amaç tümörün hareketini sabitlemektir. Böylelikle daha az emniyet marjlarıyla birlikte daha küçük hedef hacimler tedavi edilebilmektedir.



Resim 2. Serbest solunum ve nefes tutma teknikleri

Özellikle derin nefes alarak tutulduğunda akciğerlerin genişlemesi ile daha az akciğer hacmi tedavi alanına girerken, daha yüksek tedavi dozlarına çıkabilme imkanı oluşur.

Tedavi süresinin fazla olması ve tekrarlanabilirlik açısından bakıldığında yöntem diğer yöntemlere göre daha dezavantajlıdır. Hem ABC hemde DIBH yönteminde de hastaya kısa bir eğitim verilmesi tedavinin daha kolay uygulanabilmesine olanak tanır.

ABC ve DIBH nefes tutma yöntemi özellikle akciğer tümörlerinde sıklıkla kullanılabilen bir yöntemdir. IMRT - VMAT yerine 3D konformal tedavi teknikleri kullanılan kliniklerde daha az sağlıklı doku ışınlamasına olanak tanımaktadır. 3D Konformal tedavi tekniği aynı zamanda statik ışınlama tekniği olduğundan hastanın her nefes

tutmasında ışınlama etkili olacaktır. Ancak çok alanlı IMRT tedavi tekniği kullanılıyorsa 3D Konformal tekniğe göre daha fazla olan tedavi süresi, nefes tutma ile daha da arttırılacağı için hasta sabitlemesinin çok iyi ayarlanması gerekmektedir. Başlangıçta oluşturulan setup hata ihtimali göz ardı edilmemelidir. VMAT tekniğinde ise tam bir ark süresince (yaklaşık 1 dk) hastanın nefes tutması mümkün olmadığından tam arkı parçalara bölerek ışınlamak çok uygulanabilir olmamaktadır.

Özellikle meme hastalarında IMRT ile nefes tutmalı konformal tedavi tekniğini karşılaştıran çalışmalar vardır. Konformal tedavinin avantajları nefes tutma ile birlikte daha az kalp ışınlamasına olanak sağlamaktadır. Konformal tedavide IMRT tedavi tekniğine göre kısa olan tedavi süresi nefes tutma ile birlikte anlamlı artışlar göstermemektedir.

3. Solunum Takip - Gating: Solunum fazının belirli bir kısmında (genellikle daha stabil olan ekspirium fazında) ışınlama yapılan tedavidir. Özellikle gelişen tedavi cihazlarıyla birlikte son yıllarda uygulaması artmıştır. Ancak solunum fazını yaratmak için kullanılan kızıl ötesi kameralar ve kullandıkları yazılımların tedavi cihazının kullandığı yazılımla olan iletişimde yaşanan uyumsuzluklar tedavilerde sorun olabilmektedir. Ayrıca düzensiz (öksürme, hapsirme vb) bir solunum fazında sistemi tekrar ışınlama aşamasına getirmek ciddi zaman kaybına sebep olmaktadır. Simülasyonda oluşturulan fazlardan tedavi fazının belirlenip tedavi planlamasının yapılması ve gerekli emniyet marjlarının oluşturulmasıyla birlikte nefes tutma tekniğine göre daha fazla sağlıklı doku ışınlamasına sebep olabilmektedir

B. Tümörü Kovalayan Tedavi Teknikleri

Gerçek Zamanlı Tümör Takibi: Tedavi aşamaları iki basamaktan oluşmaktadır.

Hedefi belirleme

- Fiducial işaretleyici
- X-ray görüntüleme (cyberknife-brainlab)

Hedef takibi

- X-ray görüntüleme (cyberknife-brainlab)
- Masa hareketi
- Lineer hızlandırıcı hareketi
- Dinamik multi leaf kolimatör (DMLC) hareketiyle

Tedavi cihazındaki bilgisayar destekli yazılımlar sayesinde yukarıda belirtilen iki temel basamak ile belirlenen hedef tedavi edilmektedir. Bu yöntemlerde solunumun kısıtlanmasına gerek yoktur. Tedavideki hastanın solunum grafiği farklı sistemlerde kullanılan ekipmana göre modellenir, belirlenen modele uygun olarak cihaz ışınlamasını hastanın solunumuna adapte eder. Bu şekilde tedavinin süresine ekstra katkı olmaksızın ışınlama gerçekleştirilir. Bu yöntemdeki kritik nokta, hastanın düzenli solunuma sahip olması gerekliliğidir. Daha az hedef marjına olanak sağladığından özellikle az fraksiyonlu stereotaktik vücut radyoterapisinde sıklıkla kullanılmaktadır.



VİLDAN ALPAN

İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun olduktan sonra yüksek lisansını 1994 yılında İ.Ü.Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyofizik Anabilim Dalında tamamladı. Aynı yıl Amerikan Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde çalışmaya başladı. Haziran 1999'da Wayne State Üniversitesi, Gerhenson Radyasyon Onkolojisi merkezi Medikal Fizik Bölümünde, Şubat 2004 de Cleveland Clinic Radyasyon Onkolojisi Bölümü Medikal Fizik Bölümünde, Mart 2004' de Presbyterian Hospital, Weill Cornell Tıp Medical Center Radyasyon Onkolojisi Medikal fizik Bölümlerinde birer ay süre ile observer olarak bulundu. Mayıs 2009-Temmuz 2009 tarihleri arasında 3 ay süre ile Texas Üniversitesi MD Anderson Cancer Center Radyasyon Onkolojisi Medikal Fizik Bölümünde Klinik fizik ve MD Anderson standardizasyon uyumu eğitimi aldı. 2003 yılında Cenevrede yapılan VII. Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy kongresinde "Dose Distribution in Extracorporeal Bone Irradiation" konulu poster ile Siemens Fellowship ödülü, aynı poster ile katıldığı V.Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresinde (20-23 Nisan 2004, Kuşadası,İzmir) en iyi poster ödülünü aldı. 1994 yılında Amerikan Hastanesinde başladığı profesyonel meslek hayatına halen Amerikan Hastanesi Radyasyon Onkolojisi MD Anderson Kanseri Tedavi Merkezi'nde devam etmektedir.

MAKALE

SPINAL SRS-RTOG 0631

Doç. Dr. Banu ATALAR

Spinal metastazlar; ilerlemiş kanser vakalarında sıklıkla karşımıza çıkan, ağrılı, çoğu zaman hareket kısıtlılığı yaratan ve bazen de spinal korda baskı nedeniyle nörolojik hasarlara neden olan gürültülü tablolarıdır. Spinal metastazlarda ağrının kontrolü, patolojik fraktürlerin önlenmesi ve baskıyı ortadan kaldırmak amacıyla radyoterapide en çok başvurulan tedavi yöntemidir. Radyoterapide geleneksel olarak en sık kullanılan palyatif fraksiyon şeması 300 cGy x 10 fraksiyon olmasına rağmen doz ve ağrı palyasyonu arasındaki ilişki tam olarak ortaya konulmamıştır. Kemik metastazlarında tek fraksiyonda 8 Gy ve 10 fraksiyonda 30 Gy RTOG 97-14 çalışmasında randomize edilmiş ve iki şema ağrı palyasyonu açısından birbirine eşit bulunmuştur ancak ağrının uzun süreli kontrolünde her iki kol da çok başarılı olmamıştır, her iki kolda da ağrı palyasyonu 3 ay için %51 olarak bildirilmiştir (1). Bu nedenle spinal metastazlarda uzun süreli ağrı kontrolü sağlamak için doz artırılmaya çalışılmış ancak doz kısıtlayıcı organ - spinal kord - nedeniyle konvansiyonel tekniklerle daha yüksek dozlar mümkün olmamıştır.

Tablo 1

Sistem	İmmobilizasyon	Görüntü Klavuzluğu	Hata Analizi
Cyberknife (Accuray, Inc)	Baş maskesi, cradle, Vakum yatak	Xsight Spine Fiducial tracking	Fantom - 0.61 ± 0.27 mm Hasta - 0.49 ± 0.22 mm
Novalis (BrainLab, Inc.)	Baş maskesi, cradle, Vakum yatak	Ortogonal görüntüleme Optik takip	Nokta doz ölçümü 2-4% Hasta - 1.36 ± 0.11 mm
TomoTherapy (Accuray, Inc.)	Baş maskesi, Vakum yatak	CT	Fantom - $\pm 0.6 - 1.2$ mm Hasta - $\pm 4 - 4.3$ mm
Synergy S (Elekta, Inc.)	BodyFix (Elekta)	Conebeam CT HexaPOD	Hasta (IGRTsiz) - 5.2 ± 2.2 mm Hasta (IGRT ile) - $0.9 - 1.8$ mm (düzlemsel) $0.8 - 1.6^\circ$ (rotasyonel)

1995 yılında Arizona Üniversitesi tarafından yayınlanmış, hastaya özel bir iskelet fiksasyon sistemi anestezi eşliğinde ameliyathanede takılmış ve ardından radyoterapi bölümüne transfer edilerek ışınlanmıştır (2). Pratik olmayan bu yöntemi takiben 1996'da Stanford Üniversitesi'nde ilk spinal lezyon Cyberknife (Accuray, Inc., Sunnyvale, CA) robotik radyocerrahi cihazı kullanılarak tedavi edilmiştir (3). O tarihten bu yana farklı radyocerrahi yöntemlerinin güvenlik, etkinlik ve kullanım özellikleri rapor edilmiştir (4-9). Her sistemin kendine has özellikleri ve doğruluk oranları mevcut olsa da genel olarak hata payları 2 mm'nin altında rapor edilmiştir (Tablo 1). Spinal SRS'in öncülerinden olan Ryu ve Gerzten'in çalışmalarında SRS ile hem hızlı hem de uzun (medyan 13.3 ay) süreli ağrı palyasyonu sağlanmıştır. Spinal SRS yapılan vertebrada lokal tümör kontrolü %95 ve komşu vertebrada rekürrens oranı %5 olarak rapor edilmiştir (10,11,12). Ayrıca, spinal oligometastazlarda SRS ile daha uzun sağ kalım oranlarının da elde edilmesi ile beraber RTOG tarafından spinal SRS için prospektif bir çalışma yapılması gerektiğine karar verilmiş ve RTOG 0631

faz II/III prospektif randomize çalışması düzenlenmiştir (13).

RTOG 0631 iki aşaması olan bir prospektif çalışmadır. İlk aşamada faz II çalışma tasarımı içerisinde RTOG grubu kapsamında tek fraksiyonda 16 Gy spinal SRS yapılabilirliği araştırılmış ve bunun sonuçları 2013 yılında yayımlanmıştır. İkinci aşamada ise, faz III çalışma tasarımı için tek dozda konvansiyonel radyoterapi tekniği ile 8 Gy ile tek doz 16/18 Gy spinal SRS karşılaştırılması planlanmıştır. Çalışmanın birincil hedefi 3. ayda ağrı kontrolünü araştırmak, ikincil hedefi ise ağrı cevabının süresi, akut yan etkiler, geç toksisite ve hayat kalitesini araştırmaktır.

RTOG çalışmasının baş tasarımcısı Ryu ve ark., Henry Ford hastanesinde yaptıkları spinal SRS çalışmalarında tedavi dozunu bulmak için 10 Gy'den başlayarak 20 Gy'e kadar 2 Gy'lik artışlarla doz-ağrı cevabı ilişkisini incelemiş ve bu deneyimlerine dayanarak 16 Gy ve üzerindeki dozlarda ağrı palyasyonunun belirgin derecede daha iyi olduğunu göstermişlerdir (12,14).

Ayrıca başka araştırmacılar da ≥ 16 Gy dozlarda %80'den fazla ağır palyasyon olasılığını ve bunun uzun süreli palyasyon sağladığını göstermişlerdir (15,16). Bu nedenle RTOG 0631'de spinal metastazlarda SRS dozu 1 fraksiyonda 16 Gy ve radyorezistans olduğu bilinen melanoma, renal hücreli karsinom, yumuşak doku sarkomu ve vertebra metastazlarında ise 1 fraksiyonda 18 Gy olarak tanımlanmıştır. Spinal metastazlarda SRS için en önemli doz, kısıtlayıcı organ hepimizin korkulu rüyası spinal korddur. Düşük alfa/beta oranı ile yüksek radyasyon dozlarına duyarlı bu organda meydana gelebilecek hasar nedeni ile hastada myelopati gelişmesi geri dönüşümü olmayan, hayat kalitesini çok düşürebilecek klinik tablolara yol açabilir. Bu nedenle RTOG 0631 çalışmasının dizaynında spinal kord tolerans dozları tanımlanırken sadece maksimum nokta dozu değil, hacimsel olarak ta tolerans dozları tanımlanmıştır.

Ancak spinal kordun kafa tabanından sakruma kadar tüm kanal içerisinde uzanan uzun bir organ olduğu düşünülürse hacimsel tanımı yaparken ne kadarlık bir organ konturlanacağı önem taşımaktadır. Çalışmada iki ayrı spinal kord tanımlaması yer almaktadır. *Konvansiyonel spinal kord*; hedef hacmin 10 cm yukarısı ve 10 cm aşağısına uzanan kord hacmi, *Parsiyel spinal kord*; hedef hacmin 5-6 mm yukarı ve aşağısına uzanarak MR rehberliğinde çizilen kord hacmidir ve bu protokole özel olarak tanımlanmıştır. Bu tanımlara göre; parsiyel spinal kordun %10'undan fazlası 10 Gy almamalıdır veya konvansiyonel spinal kord hacminin 0.35 cc'si 10 Gy alabilir veya maksimum kord dozu 0.03

cc'den az bir hacimde 14 Gy ve altında olmalıdır.

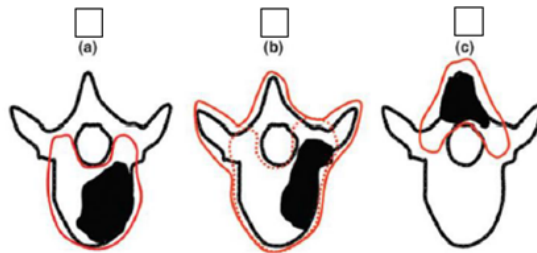
Spinal SRS için hazırlanan bu ilk prospektif RTOG protokolü kritik organ dozları yanı sıra hedef hacmi tanımlama, immobilizasyon, simülasyon, doz tanımlama, planı değerlendirme ve spinal kord dışındaki diğer kritik organ dozları hakkında da detaylı bilgileri içermektedir. Spinal SRS tekniğinin klinik uygulamalarında RTOG protokolünün, özellikle yeni başlayan ya da sıklıkla SRS uygulamayan bölümler için çok yardımcı olacağını düşünüyorum. Kliniğimizde, RTOG 0631 de tarif edilen fiziksel ve dozimetrik parametreler bir tablo altında özetlenerek planlama tasarımı ve değerlendirmesinde kullanılmaktadır (Tablo 2).

Sonuç olarak Spinal SRS klinikte hastalara hızlı ve uzun süreli bir ağır palyasyonu sağlamayı hedeflemektedir. Spinal SRS'in başarı ile uygulanabileceği, RTOG 0631 çalışmasının faz II sonuçları ile gösterilmiştir. Tek doz konvansiyonel radyoterapiden üstün olup olmadığını ise bize çalışmanın Faz III ayağı gösterecektir. Ancak konvansiyonel radyoterapi sahalarının genişliği ile karşılaştırıldığında Spinal SRS alanlarının küçüklüğü sayesinde kemik iliğinin korunması, bu sayede devam eden sistemik tedavilerin aksamaması ve 10 günlük tedavilere göre hastanın tedavisinin bir tek günde tamamlanması en önemli avantajlarıdır. Ayrıca spinal SRS daha önce konvansiyonel radyoterapi teknikleri ile geniş alan ışınlamaları sonrası nüks eden hastalarda da kurtarma tedavisi olarak yeni bir alan oluşturmuştur (17,18). Devam eden teknolojik gelişmeler sayesinde gerek immobilizasyonda gerekse planlamada daha da kolaylaştırıcı yöntemlerin geliştirileceği umut edilmektedir.

Tablo 2

TARİH:

FRAKSİYON	
DOZ	

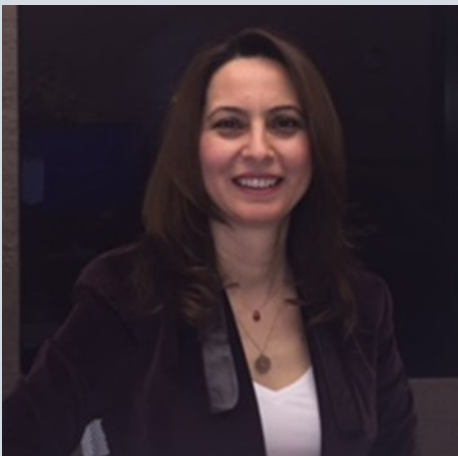


CI	
HI	
Gradient Index	
Peddic Index	
MU	
100%-50% arası mesafe (mm)	

DOZ COVERAGE HACMİ	NONE	MINOR	RED
	>90%	80% - 90%	<80%
PTV DIŞINDAKİ 105% LİK DOZ HACMİ	NONE	MINOR	RED
	< 3 cc	-	> 3 cc
PTV'DEN 1 CM UZAKTAKİ İZODOZ	NONE	MINOR	RED
	<105%	-	>105%
PTV DIŞINDAKİ %110'LUK İZODOZ HACMİ	NONE	MINOR	RED
	0 cc	-	> 0 cc

Referanslar

- 1- Hartsell WF, Scott CB, Bruner DW, et al. Randomized trial of short- versus long-course radiotherapy for palliation of painful bone metastasis. *JNCI*. 97: 798-804, 2005.
- 2- Hamilton AJ, Lulu BA, Fosmire H, Stea B, Cassady JR. Preliminary clinical experience with linear accelerator-based spinal stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery*. 1995 Feb;36(2):311-9.
- 3- Adler JR, Jr., Murphy MJ, Chang SD, Hancock SL. Image-guided robotic radiosurgery. *Neurosurgery*. 1999 Jun;44(6):1299-306; discussion 306-7.
- 4- Bilsky MH, Yenice K, Lovelock M, Yamada J. Stereotactic intensity-modulation radiation therapy for vertebral body and paraspinal tumors. *Neurosurg Focus*. 2001 Dec 15;11(6):e7.
- 5- Degen JW, Gagnon GJ, Voyadzis JM, McRae DA, Lunsden M, Dieterich S, et al. CyberKnife stereotactic radiosurgical treatment of spinal tumors for pain control and quality of life. *J Neurosurg Spine*. 2005 May;2(5):540-9.
- 6- Gibbs IC, Kamnerdsupaphon P, Ryu MR, Dodd R, Kiernan M, Chang SD, et al. Image-guided robotic radiosurgery for spinal metastases. *Radiother Oncol*. 2007 Feb;82(2):185-90.
- 7- Ryu S, Fang Yin F, Rock J, Zhu J, Chu A, Kagan E, et al. Image-guided and intensity-modulated radiosurgery for patients with spinal metastasis. *Cancer*. 2003 Apr 15;97(8):2013-8.
- 8- Sahgal A, Larson DA, Chang EL. Stereotactic body radiosurgery for spinal metastases: a critical review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008 Jul 1;71(3):652-65.
- 9- Yamada Y, Lovelock DM, Yenice KM, Bilsky MH, Hunt MA, Zatcky J, et al. Multifractionated image-guided and stereotactic intensity-modulated radiotherapy of paraspinal tumors: a preliminary report. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005 May 1;62(1):53-61.
- 10- Ryu S, Rock J, Rosenblum M, Kim JH. Patterns of failure after single-dose radiosurgery for spinal metastasis. *J Neurosurg*. 2004 Nov;101 Suppl 3:402-5.
- 11- Gerszten PC, Burton SA, Ozhasoglu C, Welch WC. Radiosurgery for spinal metastases: clinical experience in 500 cases from a single institution. *Spine*. 2007 Jan 15;32(2):193-9.
- 12- Ryu S, Jin JY, Jin R, Rock J, Ajlouni M, Movsas B, et al. Partial volume tolerance of the spinal cord and complications of single-dose radiosurgery. *Cancer*. 2007 Feb 1;109(3):628-36.
- 13- RTOG 0631
- 14- Ryu S, Jin R, Jin JJ, Qing C, Rock J, Anderson J, Movsas B. Pain Control by Image-guided Radiosurgery for Solitary Spinal Metastasis. *J Pain Sympt Manage*. 35: 292-298, 2008.
- 15- Gerszten PC, Burton SA, Welch WC, Brufsky AM, Lembersky BC, Ozhasoglu C, Vogel WJ. Single-fraction radiosurgery for the treatment of spinal breast metastases. *Cancer*. 104: 2244-2254, 2005.
- 16- Gerszten PC, Burton SA, Belani CP, et al. Radiosurgery for the treatment of spinal lung metastases. *Cancer*. 107:2653-2661, 2006.
- 17- Sahgal A, Ames C, Chou D, Ma L, Huang K, Xu W, et al. Stereotactic body radiotherapy is effective salvage therapy
- 18- Choi CY, Adler JR, Gibbs IC, Chang SD, Jackson PS, Minn AY, et al. Stereotactic radiosurgery for treatment of spinal metastases recurring in close proximity to previously irradiated spinal cord. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2010 Oct 1;78(2):499-506.



Doç. Dr. Banu ATALAR

Dr. Banu Atalar tıp eğitimini İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi'nde 1999 yılında tamamlamış ve ardından 2000-2004 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi uzmanlık eğitimini Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde almıştır. 2005-2008 yılları arasında Amerikan Hastanesi ve Medikal Park Göztepe Hastanesi'nde uzman hekim olarak çalışmıştır. 2009 yılında Acıbadem Üniversitesi'ne Yrd. Doç. olarak atanmıştır ve o tarihten bugüne kadar Acıbadem Maslak Hastanesi'nde çalışmaktadır. 2011 yılında Stanford Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Dr. John Adler, Dr. Scott Soltys and Dr. Iris C. Gibbs ile stereotaktik radyocerrahi üzerinde çalışmıştır. 2013 yılında doçent ünvanı alan Dr Atalar TROD, ASCO, IASLC ve ESTRO üyesidir, aynı zamanda "ASCO Resource Stratified

International Guidelines Advisory Group" üyesi olarak görev yapmaktadır. İlgi alanları santral sinir sistemi, torasik kanserler ve meme kanseridir. Bunun dışında yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), stereotaktik radyoterapi (SRS) ve brakiterapi gibi gelişmiş teknolojilerle ilgilenmektedir.

MAKALE

Sağlık Bakanlığı “Sağlıkta Kalite Sistemi (SKS)” ve “Radyasyon Güvenliği” standartları üzerine

Haluk ORHUN

Sağlık Bakanlığı (SB), hastanelerdeki kalite çalışmalarının en son aşaması olarak, “**Sağlıkta Kalitenin Geliştirilmesi ve Değerlendirilmesine Dair Yönetmelik**” uyarınca “**SKS-Hastane Standartları**” kitapçığının 5 no’lu versiyonunu, Mart 2016 tarihinde yayınladı. Sunuş yazısında, “**Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ)’nün hedefleri doğrultusunda, ülke düzeyinde, sağlık hizmetlerindeki kalitenin iyileştirilmesi, bir standarda kavuşması, sağlık çalışanlarının alt yapı oluşturularak güvenli bir çalışma ortamına kavuşması, hasta güvenliğinin tüm tehlikeleri kabul edilebilir bir risk seviyesine getirebilmeyi amaçlandığı vurgulanmaktadır.**”

SKS-Hastane kitapçığının boyut, bölüm, standart ve değerlendirme ölçütleri ile önemli bir rehberlikten oluştuğu ifade edilmektedir.

SKS kitapçığında önemli bir başlık olarak “**Risk Yönetimi**” bakış açısının getirilmiş olmasıdır. Sağlık ve güvenlik sürecinde, risk yönetimi ve sorumlularının ve sorumluluklarının tanımlanması, risklerin belirlenmesi, risk değerlendirilmesi ile risklerin boyutunun tesbit edilip, risklerin ortadan kaldırılması ve sürekli izlenmesi yönteminin kullanılıyor olmasının altı çizilmelidir.

Hastane içindeki tüm bölümlere özgü süreçler dikkate alınarak “kalite ve güvenlik standartlarının” hazırlandığı kitapçıkta, diğer bölümlerle birlikte “**Radyasyon Güvenliği**” ve değerlendirme parametreleri bölümü de yer almaktadır.

RADYASYON GÜVENLİĞİ

Hastanelerde radyasyon kaynakları kullanılarak yapılan teşhis ve tedavi hizmetleri; radyoloji, radyoterapi, nükleer tıp, kardiyoloji, ameliyathaneler, diş, taş kırma gibi bölümler aracılığı ile sağlanmaktadır. SKS-Hastane kitapçığı bu bölümlerde “**hasta ve çalışanların sağlık hizmetlerinden kaynaklanan radyasyon maruziyetlerini azaltmaya yönelik önlemlerin alınmasını sağlamak**” amacını gütmektedir.

Bu aşamada ilk olarak, “radyasyon güvenliğinin sağlanmasına yönelik sorumluların ve sorumluluklarının” ilgili bölümler bazında oluşturulması üzerinde durmaktadır. Bu bağlamda, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) tarafından yayınlanan “**Radyasyon Güvenliği Komitelerinin Çalışma Usul ve Esaslarına ilişkin Kılavuz-RSGD-KLV-003**” çok önemli bir rehber niteliğindedir. Özellikle, kılavuzun ekinde yer alan, “**Radyasyon Güvenliği Değerlendirme Formu**” yapılan hizmetin kalitesini

belirlemede değerli bir belge özelliği taşımaktadır. Bu kılavuzda “medikal fizik uzmanı”nın radyasyon güvenliği komitelerinin en önemli üyesi olduğunu söylemek gerekiyor.

Kitapçığın, önemle üzerinde durduğu diğer bir konu ise radyasyon alanlarının tanımlanarak denetimli ve gözetimli alanların sınıflandırılması gereğidir. Özellikle ameliyathane gibi zaman zaman x-ışını ile görüntüleme yapılan cihazların kullanıldığı sırada geçici ve esnek radyasyon alanı tanımlanması yapabilmeye gündeme gelmektedir. Radyasyon alanlarının sınıflandırılması yine “**TAEK, Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği**”nin 15. Maddesinde aşağıdaki gibi çok net olarak açıklanmaktadır.

a) Denetimli Alanlar: Radyasyon görevlilerinin giriş ve çıkışlarının özel denetime, çalışmalarının (**Değişik ibare:RG-3/6/2010-27600**) radyasyondan korunma bakımından özel kurallara bağlı olduğu ve görevi gereği radyasyon ile çalışan kişilerin ardışık beş yılın ortalama yıllık doz sınırlarının 3/10'undan fazla radyasyon dozuna maruz kalabilecekleri alanlardır.

b) Gözetimli Alanlar: Radyasyon görevlileri için yıllık doz sınırlarının 1/20'sinin aşılma olasılığı olup, 3/10'unun aşılması beklenmeyen, kişisel doz ölçümünü gerektirmeyen fakat çevresel radyasyonun izlenmesini gerektiren alanlardır.

TAEK, “**Radyasyon Alanlarının Sınıflandırılmasına ilişkin klavuz – RSGD-KLV-005**” başlıklı bir kılavuz hazırlayarak yönetmelikte getirilen tanımlamalara daha da açıklık getirmiştir. Kılavuzda, radyasyon alanları “**Planlanmış ışınlamalar nedeniyle halk için belirlenen yıllık doz sınırlarının (1mSv/yıl etkin doz, 15 mSv/yıl göz lensi ve 50 mSv/yıl cilt eşdeğer dozları) üzerinde doza maruz kalma olasılığı olan alanlar**” olarak tanımlanmaktadır.

Yönetmeliğe göre “bu alanların sınıflandırılması mesleki ışınlamalar açısından zorunludur ve lisans sahibi ile radyasyondan korunma sorumlusunun sorumluluğundadır” şeklinde ifade edilmiştir.

Yine aynı kılavuzda, “Denetimli Alanlar” için, yıllık olarak 6 mSv’in üzerinde etkin doz alma olasılığı bulunan alanlar, “Gözetimli Alanlar” için yıllık olarak 1 mSv’in üzerinde doz alma olasılığı bulunan ancak 6 mSv’i aşma olasılığı bulunmayan alanlar olarak tesbit edilmiş ve konu örneklerle zenginleştirilmiştir.

Bu değerlendirmeler ile birlikte ortam ölçümlerinin yapılarak karar verilmesi gereği vurgulanmaktadır.

TAEK, Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği"nin 50. Maddesine göre, denetimli alanlarda çalışan personelin kişisel dozimetre kullanması zorunlu iken, gözetimli alanlarda çalışan personelin kişisel dozimetre kullanması zorunlu değildir. Ancak, tedbir amaçlı kullanılması bir sakınca yoktur.

SKS Kitapçığı, yine **"TAEK Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği"**nin 21. maddesi uyarınca, yönetmelik kapsamına giren radyasyon kaynaklarının TAEK tarafından lisanslandırılmasının gereğini vurgulamaktadır. Doğal olarak, lisans sürecinde, zırlama, kontrol ve bekleme odaları, koridorlar gibi alanların ortam dozlarının uygunluk kapsamına girdiği düşünülse de belirli periyotlarda kontrolünün gerektiği önerilmektedir.

Radyasyon kullanılan alanlarda çalışanların, radyasyona maruziyetlerinin değerlendirilmesinin önemli yollarından biri **"kişisel dozimetre"** kullanılmasıdır. Kitapçık, kişisel dozimetre sonuçlarının kayıt altına alınmasını, yıllık alınan toplam dozun değerlendirilmesini ve iyileştirme çalışmalarının yapılmasını istemektedir.

"TAEK Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği"nin 21. Maddesi **"Çalışma Koşulu A durumunda görev yapan kişilerin, kişisel dozimetre kullanması zorunludur. Dozimetri hizmeti, kurum ve kurum tarafından uygun görülen kuruluşlar tarafından verilir ve dozimetrik değerlendirme sonuçları merkezi doz kayıt sistemine işlenir. Dozimetri hizmeti verecek kuruluşların uygunluk ölçütleri ile çalışma usul ve esasları kurum tarafından belirlenir."** demektedir. TAEK, **"Dozimetri hizmeti verecek kuruluşlara ilişkin usul ve esaslar"** dökümanını da yayınlamış, adı geçen kuruluşlar için uyulmasını istediği standartları yazılı hale getirmiştir.

Radyasyon yayan cihazlarda çalışan personelin hangi tür kişisel koruyucu kullanacağını talimatlarla belirlenmesi ve bu koruyucuların periyodik olarak nasıl ve hangi periyotta kontrol edileceğinin kayıt edilmesi ve envanterinin çıkarılması gerektiği üzerinde durulan önemli bir konudur.

Radyasyonla çalışan personele her yıl bir kez olmak üzere eğitim verilmesi, eğitim konularının ve katılanların kayıt edilmesi yine kitapçığın üzerinde durduğu bir alandır. TAEK **"Radyasyondan Korunma Yönetmeliği"**, Radyasyon komitesinin ve Radyasyondan Korunma Sorumlusunun görevleri arasında eğitime de yer vermiştir. **"TAEK, Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği"**nin 39. Maddesinde yer alan radyasyon kaynakları ile ilgili **"Tehlike durum planı"** ve **"Tehlike durumu ve kaza sonrası rapor"** larda bulunması gerekli konular yine kitapçığın vazgeçilmezleri arasında yer almaktadır. **"Sağlık Hizmetlerinde Radyasyon Kaynakları ile Çalışan Personelin Doz Limitleri ve Çalışma Esasları Hakkındaki Yönetmelik"**(6) 2013 yılında Sağlık Bakanlığı tarafından yürütülen ve TAEK Kanun, yönetmelik ve esasları

çerçevesi içinde bu yönetmeliğin amacını **"Sağlık kurum ve kuruluşlarında radyasyon kaynağı ile teşhis, tedavi veya araştırmanın yapıldığı alanlarda çalışan tüm personelin radyasyondan kaynaklanabilecek risklere karşı radyasyon dozu limitlerini ve doz limitlerinin aşılmaması için alınması gereken tedbirler ile aşılmaması durumunda alınacak tedbirler ve radyasyon kaynakları ile ilgili çalışma esaslarını belirleyerek ilgili personelin korunmasını sağlamaktır."** şeklinde tanımlanmıştır.

Adı geçen yönetmeliğin 8-2. maddesi; **"Radyasyon kaynağı ile çalıştırılacak personelin, işe başlatılmadan önceki tıbbi muayeneleri ile işe başlatıldıktan sonraki yıllık sağlık kontrolleri Ek-1'deki form doğrultusunda ilgili idare tarafından yaptırılır."** hükmünü getirmektedir. SKS kitapçığı radyasyonla çalışan personelin sağlık kontrolleri üzerinde önemle durmaktadır. Bu görevin işyeri hekimi tarafından yapılması beklenmektedir.

Radyasyon güvenliğinin üzerinde dikkatle durulması gerekli uygulamalarından biri de hastanelerdeki nükleer tıp bölümleridir. Bu bölümlerde kullanılan radyoaktif maddelerin ve kullanım sonunda oluşan radyoaktif atıkların kontrolü (radyoaktif atığın cinsi, miktarı, radyoaktivitesi ve tarihleri) hayati önem taşır. Bu amaçla, radyoaktif maddelerin bölüme giriş kayıtları, depolama koşulları, çevreye atılması veya bertaraf ediliş yöntemlerinin ve ölçüm prosedürlerinin tanımlı olması ve kayıtlara geçmesi gereklidir. Her hasta için kullanılan radyoaktif maddenin istendiğinde geriye yönelik olarak izlenebilmesi zorunludur. Yukarıda ifade edilen her aşama için talimat ve prosedürlerin yazılı olarak önceden belirtilmesi ve yetkili personele önceden bildirilmesi ve eğitiminin verilmesi vazgeçilmez bir görevdir.

SKS kitapçığı sayılan tüm uygulamaların hayata geçirilmesi, hasta ve personelin gereksiz radyasyona maruz kalmaması konusunda yetkililere görev vermektedir.

TAEK, **"Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği"** ve **"Radyoaktif Atık Yönetmeliği"** önemli rehber niteliğindedir. Radyoaktif Atık Yönetmeliği, her ne kadar nükleer tesisleri öncelikli olarak hedef alsada da, nükleer tıp bölümlerindeki uygulamalara açıklık getirmektedir ve çıkış amacı şöyle belirtilmektedir: **"Bu Yönetmeliğin amacı, nükleer enerjinin ve iyonlaştırıcı radyasyon kaynaklarının kullanımı sırasında ortaya çıkabilecek radyoaktif atıkların çalışanlar, toplum ve çevre ile gelecek nesillere zarar vermeyecek şekilde güvenli olarak yönetilmesine ilişkin usul ve esaslarını düzenlemektir."**

Yazımızda, SB, SKS hastane kitapçığına bir kuşbakışı açısı geliştirip, önemli kilometre taşlarını bilince çıkarma hedefini sağlamaya çalıştık. Şüphesiz her hastane, kalite yönetiminin bir parçası olarak radyasyon güvenliği koşullarını kendi bünyesine göre geliştirecek ve uygulayacaktır.

SONUÇ:

SKS Kitapçığının, Radyasyon Güvenliği Bölümü, TAEK ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayınlanmış ilgili dökümanların bir harmanı şeklindedir ve önemli bir bakış açısını tek bir dökümanda birleştirme hedefini gerçekleştirmiştir. Şüphesiz eksiklikler ve uygulamadaki boşluklar zaman içinde giderilecektir ve gerekli iyileştirmeler yapılacaktır.

Kitapçığın getirdiği en önemli yenilik ise, çalışanların sağlık ve güvenliği ile hastaların güvenliği konusuna bir **“risk analizi”** yöntemi ile yaklaşmasıdır.

Radyasyon güvenliği uygulamalarının her aşamasında, medikal fizik uzmanının çok önemli katkısı ve sorumluluğu vardır. Bir anlamda radyasyon güvenliğinin merkezinde medikal fizik uzmanının oturduğunu söylememiz gerekli ve kaçınılmazdır. Bu nedenle medikal fizik uzmanlarının çalışma yaşamındaki bu boyutunu hiçbir zaman gündemden düşürmemek vazgeçilmez bir görevidir.

Son olarak, bir iki not eklemek gerekiyor. Yazıda, konu edilen radyasyon, kullanım amacı gereği

“iyonlaştırıcı radyasyon” dur. Kitapçıkta, Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRI) üniteleri ile ilgili bölümde yer almaktadır. Bu konuyu ayrı bir yazı olarak irdelemekte yarar olacağını düşünmekteyiz.



MAKALE

TPS ALGORİTMALARININ KÜÇÜK ALAN İÇİN GEÇERLİLİĞİ

Fiz. Uzm. Sinem GÜNGÖR– Fiz. Uzm. Cemile CEYLAN

Tedavi planlama sistemlerinde (TPS) doz dağılımı MC (Monte Carlo), AAA (Anizotropik Analitik Algoritma), CCC (Collapsed Cone Convolution), Superpozisyon, Pencil Beam gibi çeşitli algoritmalar kullanılarak hesaplanır. Kullanılan bu algoritmaların birbirlerine kıyasla üstünlükleri ve eksiklikleri vardır. Ortam geçişlerinde, ara yüzlerde, akciğerdeki hava ortamında, cilt girişlerinde tedavi alanlarının küçük ve/veya düzensiz olması nedeni ile lateral dengenin sağlanamaması gibi durumlarda hesaplama hataları oluşmaktadır. Her bir algoritmanın bu tür durumlarda davranışı ve hesaplama doğruluğu farklıdır. Radyoterapide akışın en önemli kısmı olan hastaya özel tedavi planlamasının doğruluk ve yeterliliği tedavi başarısını doğrudan etkiler. Bu nedenle klinikte var olan ve planlama için kullandığımız planlama sistemini iyi tanımalı ve kalite kontrolünü uygun testlerle yapıp, belirleyerek hasta planlamasından kaynaklı hata payını da en aza çekmiş oluruz. Aynı zamanda yine bu hesaplama algoritmalarının yeteneklerinin medikal fizikçi tarafından tam olarak tanımlanması ve anlaşılması ile hastalara en uygun, olası en doğru tedavi planlaması yapılabilir.

1950'lere kadar tedavi doz dağılımı hesaplanamazken uygulanacak tedavinin süresi manual olarak hesaplanarak ya da ciltte oluşacak eritemin derecesine göre ayarlanırdı. Bu manuel hesaplamada primer radyasyonun düzgün geometri ve elektron yoğunluğu homojen olan bir dokuda soğurulduğu varsayılır ve belirli bir derinlikte soğurulan doz değeri saçılan elektronlar hesaba katılmadan bulunurdu. Günümüzde gelişmiş TPS'ler ile sanal ortamda hastanın 3 boyutlu (3B) tomografik kesitler üzerinde gerçeğe en yakın doz dağılımları oluşturulmaktadır. Tomografik kesitlerde farklı elektron yoğunluğuna sahip organların ve hedef hacimlerde tanımlanan dozun en doğru olarak hesaplatılması TPS'de kullanılan doz hesaplama algoritmalarına bağlıdır. Tedavi planlama algoritmalarının doku içinde herhangi bir noktadaki dozu belirleyebilmesi için primer radyasyonun inhomojen doku ile etkileşmesini ve sonrasında saçılan elektronların bu ortamda soğurulmasını doğru olarak tahmin edilmesi, hatta idealde etkileşim yolunu bilmesi gerekir. TPS'lerde doz dağılımını hesaplamak için kullanılan algoritmaları üç ana grup altında toplamak mümkündür.

1-Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar**2-Model Tabanlı Algoritmalar****3-Direkt MC**

Her bir gruptaki algoritmalarından herhangi biri 3B tedavi planlaması için kullanılabilir ama hız ve doğruluklarının

birbirlerine göre değişebileceği bilinmelidir. Yapılan çalışmalara ve klinik sonuçlara göre, model tabanlı ile direkt MC algoritmaları günümüzün tercih edilen algoritmaları olarak öne çıkmaktadır. Bunun nedeni ise 3B'ta radyasyon taşınmasını simüle edebilmeleri ve akciğer gibi düşük ve farklı heterojen yoğunluğundaki dokularda doz iletimi sırasında meydana gelebilecek yüklü parçacık eşitsizliğinde (elektronik dengenin sağlanamaması durumunda) daha doğru doz dağılımı elde edebilmeleridir. Günümüzde her ne kadar düşük hızda olsalar da modern bilgisayarların veri depolama kapasitesi ve artan hızları sayesinde bu sınırlama ortadan kalkmaktadır.

1- Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Bu algoritmalar yarı küreseldir. Temel olarak kübik su fantomundan elde edilmiş ölçülen verilerde hasta konturu, derinlik gibi değişkenler için düzeltme yapılarak doz değeri belirlenir. Tipik olarak bu düzeltmeler 3 ana başlık altında toplanabilir. Kontur düzensizlikleri için azalım düzeltmeleri, saçılma hacmi, alan boyutu, alan şekli ve radyal mesafe için saçılım düzeltmeleri, kaynaktan hesaplama noktasına olan mesafe için geometri düzeltmeleri, wedge filtreler, kompensatörler, bloklar gibi demet yoğunluğu düzenleyicileri için azalım düzeltmeleri, radyolojik yol uzunluğuna dayalı doku heterojenite düzeltmeleri Tablo 2'de başlıklar halinde gösterilmektedir. Clarkson gibi düzeltme tabanlı algoritmalar günümüzde IMRT/VMAT gibi tedavi tekniklerinin hesaplanmasında kullanılmamaktadır.

2-Model Tabanlı Algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar küreseldir ve gerçek radyasyon taşınmasını simüle eden fiziksel bir model ve ölçülen verileri kullanarak doz dağılımını hesaplar. Birincil foton etkileşimini takip eden enerji dağılımı ve herhangi bir noktadaki primer foton enerji akışı olayını modelleme yeteneğinden dolayı, etkileşim bölgesinden uzaktaki saçılmış fotonların ve elektronların taşınmasını simüle edebilir. Hesaplama enerji depolama varsayımları için Pencil kernel ve Point kernel olarak iki yöntem kullanan farklı algoritmalar vardır.

Pencil kernel'de: monoenerjik demetlerden Monte Carlo ile çoklu enerjili demet elde edilir. Kerneller, dar (pencil) ilk etkileşiminden gelen primer enerji katkısını depolarlar. Kernellerin uzaysal dağılımda değişmez olduğu yani demet yolu boyunca depolanan enerjinin eşit olduğu kabul edilir. Diverjans göz ardı edilir. Lateral saçılım katkısı hesaba katılmaz, saçılan elektronlar takip edilmez. Heterojenite düzeltmesi çoğunlukla EPL ya da 1D lineer azalım katsayısı ile hesaplanır. 2D doz hesaplama yöntemidir.

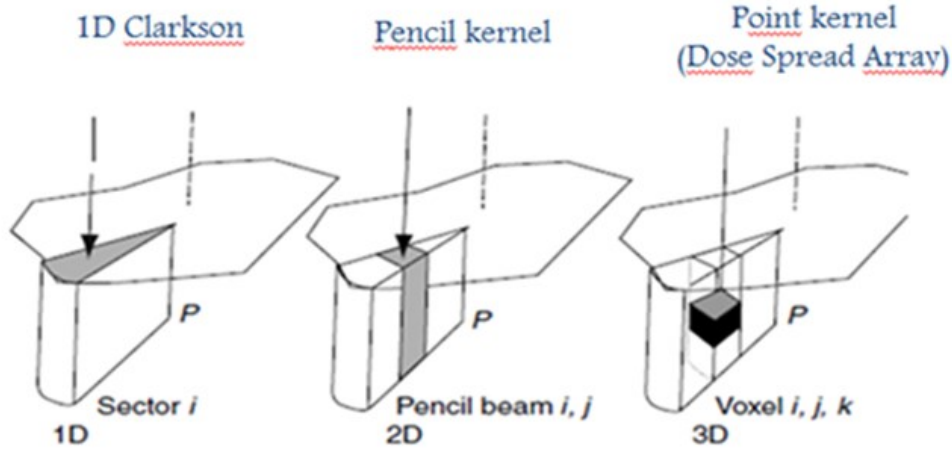
Tablo 1. Doz hesaplama algoritmalarında doz hesaplama yöntemlerinin karşılaştırılması

Algoritmalar	Hesaplama Özellikleri	Farklılıkları
Monte Carlo	Olası çarpışmalar random varsayılarak model oluşturulurken, sonsuz sayıda parçacığın etkileşimleri simüle edilerek denklem çözülmeye çalışılır	Geliştirilmekte olan klinik kullanımlarda standart olarak kabul edilen veridir. Heterojen ortamlarda en gerçekçi (doğru) hesaplama algoritması olarak kabul edilir.
Nokta Kernel Metotları (Model Tabanlı): Konvolüsyon/Süperpozisyon, CCC	Saklı parçacık taşıma; Doğru ve kesindir. Küçük sistematik hatalar yoktur.	Nokta kernellerde enerji depolandığı varsayılır. Demet diverjanjı hesaba katılır. Lateral saçılım belirlenir, saçılan elektronların aldıkları yollar izlenir. Enerji spektrumu yani çoklu enerjili demet etkileşimi kullanılır. Günümüzde IMRT/VMAT/SRS ve SBRT gibi uygulamalarında kullanılması önerilen algoritmalarlardır.
Kalem (Pencil) Kernel Yöntemler (Model Tabanlı-Düzeltilme Tabanlı)	Heterojenite etkisi düzeltmelerle hesaba katılır.	Saçılan doz hesaba katılmaz. Su gibi homojen ortamlarda doğru sonuç verirken, heterojen ortamlarda hata oranı %10' a kadar çıkar. CPE varlığında doğru çalışırken, dengenin bozulduğu ortamlarda ya da yüksek enerjilerde hata payları yüksektir.
Nokta Kernel: Numerical Boltzman Denklemi-Acuors XB	Radyasyonun fiziksel etkileşimini Lineer Boltzmann Transport Denklemi çözerek belirler.	Diğer algoritmalarda heterojenite düzeltmesi kernelde etkileşim sonrasında scaling ile yapılırken, AXB' de heterojenite etkileşime direk katılır.
Saçılan Doz Tahminleri (Düzeltilme Tabanlı)	'Yarı' kalem kernel yöntemleri kullanır.	Düzeltilme tabanlı hesaplamalarda sıklıkla kullanılır.
1D Heterojenite Düzeltilmeleri (Düzeltilme Tabanlı)	Modeller sadece olayın olduğu yönde hesaplar.	IMRT/VMAT gibi tekniklerde kullanımı uygun değildir.

Hesaplama süreleri point kernel kullanan algoritmalara göre daha kısadır. Pencil Beam Convolution algoritması bu gruptadır.

Tablo 2. Düzeltilme Tabanlı Algoritmalarda kullanılan faktörler.

Düzeltilme Faktörleri	Hesaba katılan parametreler
Demet Şekillendiriciler	Wedge-Blok-Tray Geçirgenlik Faktörleri
Cilt Konturu Düzeltilmesi	Efektif SSD TAR-TMR İzodoz Kaydırma
Heterojenite Düzeltilmesi	1D- Lineer Azalım Yaklaşımı Efektif Azalım Katsayısı RTAR-Effectif Path Length Method(EPL) Power Low Method (Batho) 3D- Eşdeğer Doku Hava Oranı (ETAR) Diferansiye Saçılan Hava Oranı (dSAR) Delta Hacim Yaklaşımı (DVOL) 3D Demet Oluşturma



Şekil 1. Algoritmaların hesaplamada kullandıkları, radyasyonun ortam ile etkileşimi sonunda aktarılabilecek enerjiyi taşıyan birim demetin varsayılan geometrisine göre enerji depolama şekilleri (Kerneller).

Point kernel'de: fotonun ilk etkileşim noktasındaki enerjisi, Pencil kernele göre rezolüsyonu daha iyi olan point kernellerde depolanır. Lineer azalım, lateral saçılma ve heterojenite katkısı içerir. Demet diverjansı hesaba katılır. Enerji spektrumu yani çoklu enerjili demet etkileşimi kullanılır. İnhojenite düzeltmesi hem primer hem de sekonder etkileşimler için uygulanır. Extra fokal kaynaklar (kolimatör, FF) modellenir. Primer foton dozu, kafadan saçılan foton doz ve elektron kontaminasyon katkısı ayrı ayrı hesaplanır. Çoklu enerjili demet olduğundan her bir enerji akısı ve point kernel için hesap yapıldığında hesaplama süresi uzar. Collapsed Cone, Convolution-Superposition, AAA ve Numerical Boltzman Denklemi algoritmaları bu gruptadır.

Algoritmaların hesaplama yöntemlerine kısa bir bakıştan sonra; ileri tedavi teknikleri olan IMRT, VMAT, SRS ve SBRT gibi küçük alanların kullanıldığı ve planlamasından iletimine kadar yüksek doğruluk gerektiren tekniklerde bu algoritmaların davranışlarını ve yetersizliklerini açıklamaya çalışalım.

Küçük Alan ???

Gelişen teknoloji ve kullanılan tedavi tekniklerinin gelişimi ile radyoterapide daha etkin tedaviler uygulamak için yüksek dozlarla hedef hacimlerin kapsanması artmış, kritik organlarda koruma maksimum olarak elde edilmeye başlanmıştır. Bu tekniklerde hedef hacme iletilecek doz, alan içi küçük alanlarla ($<4 \times 4 \text{ cm}^2$) iletilir. Bu durumda bu küçük alanlara ait ölçüm bilgilerinin TPS'e hem doğru aktarılması hem de TPS algoritmasının bu alanlarda hesabının doğru yapılması oldukça önemlidir. Eksternal tedavi tekniklerinde yaygınca kullanılan pek çok dozimetre sistemi olmasına rağmen çoğu ölçüm düzeneği ve geometrisi elektronik dengenin sağlanamadığı küçük alan ölçümlerinde geçerliliklerini kaybeder.

Küçük alanlarda yapılacak doz ölçümleri için her dedektör sistemi aynı doğrulukta sonuç vermemektedir. Dedektör sistemlerinin küçük alanlar için uygun olması yani doğru doz sonuçlarını verebilmesi için dedektörlerin özellikleri incelenmeli; dedektör boyutu, enerji-alan boyutu bağımlılığı, doz stabilitesi gibi özelliklere dikkat ederek ölçülecek parametrelere uygun dedektör seçilmelidir.

Küçük alan foton dozimetrisinde karşılaşılan sorunlar iki grupta toplanabilir:

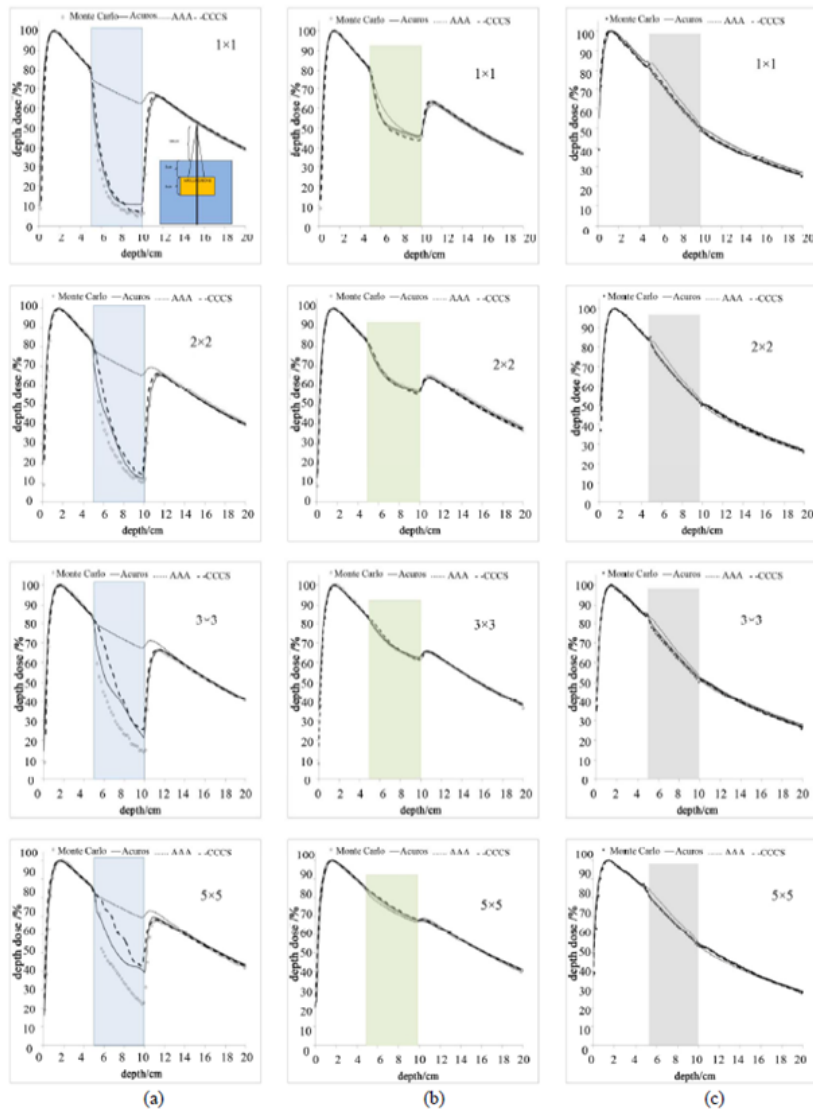
1-Linak ve kaynak temelli: LCP veya LED etkisi, FWHM kaynak boyutu, overlap penumbra, kaynağın kapanması.

2-Dedektör temelli: Yoğunluk etkisi, hacim etkisi, sinyal-gürültü oranı, doz hızı etkisi, enerji ve alan bağımlılığı, diyet etkisi, konum hatası, keV enerji bağımlılığı, ölçüm hızı

Küçük alan foton dozimetrisinde yaşanan sorunların çoğu, tedavi planlama sistemine yüklenecek verilerin doğruluğu ile ilgili olduğundan, doğru doz hesabında algoritmaların rolünü de direk etkileyecektir. Eğer TPS'e küçük alan bilgileri teknik ve dozimetrik olarak doğru aktarılıp, yapılan cihaz modellemesi iyi yapılırsa (Beam modelling) küçük alan doz hesaplamasında dozimetrik sorunlar aşılmış olur ve doğru doz hesabı algoritmanın yeteneğine kalır. Homojen ortamlar için küçük-büyük alanların hesaplarında büyük farklar görülme de, heterojen ortamlardaki doz hesaplamalarındaki hataların etkisi küçük alanlarda daha büyüktür. TPS'te bulunan hesaplama algoritmalarının zayıf olduğu en önemli konulardan biri heterojen ortamlardaki (özellikle değişik yoğunluktaki ortamlarda) doz hesaplarının yanlışlığıdır. Yukarıda anlatılan algoritmaların küçük alanlarda doz hesaplamaları karşılaştırdığında point kernel tabanlı algoritmalar ve Monte Carlo algoritmaları pencil kernel algoritmalarla kıyasla daha doğru doz hesaplaması yaparlar.

Klinik uygulamalarda algoritmaların küçük alan hesabındaki yetersizlikleri, genellikle çok küçük alanlar kullanılmadığından 3B konformal tedavilerde çok büyük farklılıklara sebep olmaz iken hedef hacimleri çoğunlukla küçük olan SBRT uygulamalarında bu hata hedeflenen tedavi doğruluğunu direkt olarak etkiler. Fraksiyon başına yüksek dozların hedeflendiği, hedef dışında hızlı doz düşüşlerin olduğu, hayati kritik organlara yakın ve çoğunlukla heterojen ortam yerleşimli tümörlerin küratif amaçla uygulanan SBRT tedavilerinde <1 mm geometrik ve <%5 doz doğrulukları hedeflenir. Bu durumda IMRT, VMAT ya da non-coplanar olarak planlanan ve küçük alanların kullanıldığı bu uygulamalarda algoritmaların hesaplama doğrulukları ve yetersizlikleri doğru bilinmelidir. Elektronik dengenin sağlanamadığı küçük alanlarda algoritmaların doz hesabında hatalar oluşur. Bu hata oranı özellikle heterojen ortamlarda ve alan boyutunun küçük olmasından dolayı hem lateral hem de longitudinal yönde elektronik denge kaybından dolayı daha da artar. Yani akciğer, hava boşluğu olan baş-boyun ya da kemik yerleşimli küçük hedeflerin

SBRT uygulamalarında oluşacak algoritma hesaplama hataları kranial ya da karaciğer gibi daha homojen ortam yerleşimli hedeflerin hesaplamalarında oluşacak hatalardan daha fazladır. S Stathakis ve ark. yaptıkları çalışmada 1x1'den 5x5 cm²'ye kadar olan tedavi alanları için akciğer ve paraspinal yerleşimli tümörlerin SBRT uygulamalarında Monte Carlo, Acuros XB, AAA ve CCCS (Collapsed Cone Convolution), algoritmalarının hesaplama doğruluklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada homojen ve homojen olmayan fantomda bu alan boyutlarında PDD ve profil taramaları yapılmış ve algoritmaların hesapladığı sonuçlar ile karşılaştırılmıştır (Şekil 2). Homojen fantomda tüm alan boyutları için tüm algoritmalar MC ile %1.5 uyum içinde çıkarken, heterojen fantomda akciğer ve kemik için CCCS ile MC' nin doz farkı %2' nin içinde çıkmıştır. AAA için ise sapma yaklaşık olarak %5 olarak bulunmuştur. Hem akciğer hem de kemik yerleşimli lezyonların AcurosXB ve MC doz dağılımlarındaki farklılık %3'ün altında bulunmuştur.

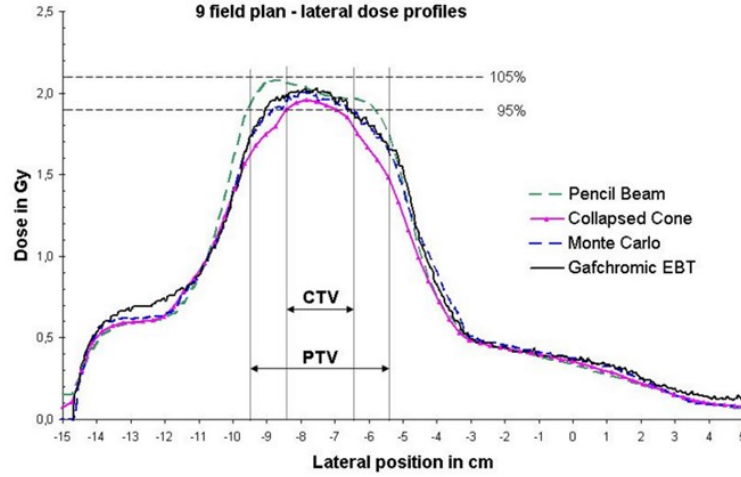


Şekil 2. Farklı heterojen ortamlarda ve küçük alanlarda algoritmaların gösterdiği farklılıklar (Stathakis ve ark.).

Fogliata ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise AAA ve Acuros XB algoritmalarında küçük alan hesaplamaların VMAT planlarına etkisi araştırılmıştır. TPS'de bu algoritmaların modellenmesi yapılırken kaynak boyutu ve dozimetrik lif aralığı gibi dozimetrik parametre ayarlamalarının da hesaplama doğruluğuna etkisi gösterilmiştir.

Akciğer SBRT uygulamalarında Dobler ve ark.'nın yaptıkları bir başka klinik çalışmada ise 9 küçük konformal tedavi alanı olan SBRT'de CCC, Pencil Beam ve Monte Carlo algoritmalarının davranışı incelenmiştir.

Şekil 3' de görüldüğü üzere MC ile film ölçümleri %3 içinde uyumlu bulunurken, Pencil Beam algoritması %15'e kadar dozu fazla hesaplamış olarak gözlenirken CCC algoritmasının ise %8 oranında az hesaplandığı gözlenmiştir.



Şekil 3. Dobler ve ark. çalışmasında 9 alan konformal SBRT uygulamasındaki doz dağılımından yan profilde gözlenen algoritmaların hesaplama farklılıkları.

Radyoterapide, gelişen tedavi teknikleri ve hedeflenen hacimlerin küçülmesi ile tedavinin planlanmasından iletimine kadar yüksek doğruluk gereklidir. Bu doğruluğun belirlenmesi ve artırılmasında medikal fizikçinin rolü büyüktür. Klinikte var olan tedavi cihazının, TPS ve dozimetre sistemlerinin detayları, yetenekleri ve eksiklikleri doğru anlaşılmalıdır. Klinik uygulamalara etkisi, uygunluğu tüm ekip ile paylaşılmalı ve klinik hedefler bu farkındalıklarla şekillendirilmelidir. Yapılan pek çok çalışmada ve bizim bu yazımızda da anlattığımız üzere homojen ortam ölçümlerinde, değişik algoritmaların hesaplamalarında büyük farklılıklar gözlenmezken, heterojen ortamlarda algoritmaların hesaplamalarında oluşan doz farklılıklarının özellikle küçük alan ve yüksek enerjilerde arttığı gözlenmektedir. IMRT/VMAT gibi tekniklerde küçük alanların oluşturduğu, bu yazının dışında kalan küçük alan dozimetresi problemi ve algoritmaların küçük alanlardaki davranışları daha çok konuşulacak ve problemlerin çözümleri için yeni yöntemler geliştirilmeye devam edilecek gibi gözükmektedir.



Sinem GÜNGÖR

1981 yılında Gölcük'te doğdu. İlk ve orta öğrenimini İzmir'de tamamladı. 2004 yılında Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünü bitirdi ve 2007 yılında Medikal Fizik yüksek lisans diplomasını aldı. 2009 yılında hayatını bir Medikal Fizik Uzmanı (Boran Güngör) ile birleştirdi; böylelikle Medikal Fiziğe tamamen gönül vermiş oldu. 2011 yılında doktora başladı, tezini bitirme aşamasına geldi. Çalışma hayatına 2005 yılında GATA' da başladı. Son 7 yıldır MNT Sağlık Hizmetleri AŞ' nin Balıkesir Devlet Hastanesindeki Radyasyon Onkolojisi Bölümünde çalışmaktadır.

AYIN RAPORU:

Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices:

Report of AAPM Task Group 176

Fiz. Uzm. Sevnur ŞAYLAN– Fiz. Uzm. Cemile CEYLAN

Radyoterapide tedavi başarısını maksimum elde etmek için planlanan ile hastaya iletilen doz arasındaki farklılığın minimum olması gerekir. Tedavi iletimindeki doğruluğun %3-%5 değerlerinin içinde olması durumunda radyobiyojik olarak hedeflenen dozun hedef hacme iletildiği düşünülebilir. Dolayısıyla bir medikal fizik uzmanının çoğu zamanı doğruluğu belirleyen dozimetrik parametreleri, fiziksel şartları ve planlamadaki belirsizlikleri doğru tayin etmek ve uygun protokollerle minimize etmek ile geçer. Dergimizin daha önceki sayılarında yer verdiğimiz AAPM TG71, TG101 gibi raporlarda, dozimetrik etkenlerin belirlenmesi ve hem external hem de SBRT uygulamalarında doğruluğun artırılması için yöntemler tartışılmıştı. 2014 yılında TG176 tarafından hazırlanan raporda ise çoğu zaman göz ardı edilen tedavi masası ve hasta sabitleme aparatlarının tedavi iletimindeki doğruluğa etkisi incelenmektedir.

Bizde bu sayıda TG176 raporunu Medikal Park Gebze Hastanesi'nde Sante Onkoloji Gurubuna bağlı olarak çalışan medikal fizik uzmanı arkadaşım Sevnur Şaylan ile inceleyip, proton demetleri kısmı hariç size aktarmak istedik. Bir reçete gibi hazırlanıp her klinik ve her medikal fizikçi için kolayca kullanılabilir şekilde sunulan raporda, yaptıkları çalışma ile katkıda bulunan Sayın hocamız Gönül Kemikler'e ve arkadaşımız Tülay Meydancı'ya buradan biz de teşekkür ederiz.

Radyoterapide kullanılan tedavi yatak yüzeyleri ve hasta sabitleme aparatları tedavi planlama sistemlerinde genellikle göz ardı edilmekte ya da hafife alınmaktadır. Farklı immobilizasyon aletleri ile tedavi yatakları kombinlendiğinde; hastanın cilt dozunun artması ve doz dağılımının değiştiği kesindir. Bu fiziksel parametrelerden dolayı doz dağılımında oluşacak farklılıkları hatta cilt dozlarında oluşacak artışları minimize etmek için tüm bu etkenlerin gerekli ölçümlerle belirlenip modellenmesi, hafifletilmeye çalışılması ve de TPS sisteminde doz hesaplamalarına dahil edilmesi gerekmektedir. Kullanılan tedavi yataklarının materyali, yoğunluğu, longitudinal ve lateral düzeydeki değişken rayları, homojenitesi ve kalınlığı doza etki eden faktörler arasındadır. Karbon fiber tedavi yatakları hem yüksek mekanik kuvvetinde hem de düşük yoğunlukta olması ile tercih sebebidir ki günümüzde çoğu tedavi cihazında bu tür tedavi masaları kullanılmaktadır. Ancak IMRT-VMAT gibi gelişen rotasyonel tedavi yöntemlerinde masayı farklı açılardan geçen gantri açılarındaki alanlarda hem küçük MU değerleri hem de küçük alanlar ile hedef hacme istenilen dozun iletilmesi amaçlanır. Bu yüzden göz ardı edilmemesi gereken faktörlerin başında, yatak yüzeyinin tümördeki doz azalmasına etkisi ve tedavi masası ile hasta arasındaki vakum yatak, bolus gibi aparatların olması durumunda cilt dozunun artmasıdır.

Rapor aynı zamanda bu konuda yapılan literatürde yer edinmiş çalışmaları da detaylı olarak inceleyip, kullanılan tedavi masası materyalinin cinsine, şekline, markasına, vakum yatak ya da maske gibi hasta sabitleme aparatlarının da hem enerjiye hem kullanılan ölçüm tekniğine göre belirlenen azalım ve cilt dozu değişim değerlerini ayrıntılı sınıflama ile sunmaktadır. **Yapılan çalışmalarda tedavi masasının doza etkisinin enerjiye bağlı olarak hedef hacimde %15'e kadar doz azalmasına sebep olduğu gözlenmiştir.** 2008 yılına kadar bu etki belki manuel hesaplamalar ile düzeltilmeye çalışılırken -ki bu demetin masaya oblik gördüğü durumlarda oldukça zorken- daha sonraki yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT) temelli planlama sistemlerinin gelişimi ile bu etkinin doz dağılımına etkisi planlama ile hesaplanmaya başlanmıştır. Ancak BT tabanlı planlamalarda, BT görüntülemesindeki yatak yüzeyi tedavi yatağı olarak seçilmemelidir. Tedavide kullanılan yatak ile BT masasının özellikleri birbirinden farklı olduğundan, doza etki hesaplanırken tedavi masasının modeli ya TPS sisteminde otomatik olarak ya da taranmış BT görüntüsünde ekli olmalıdır.

Eksternal Aparatların Dozimetrik Etkisi

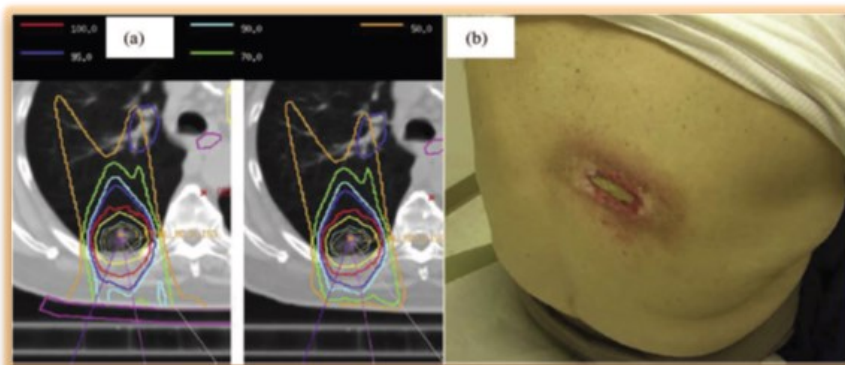
Raporda radyoterapi sırasında kullanılan tedavi yatağının, sabitleme sistemlerinin ve bu sistemlerin olası kombinasyon durumlarında oluşan etkileri ayrı ayrı incelenmiştir.

1.Tedavi Masasının Cilt Dozuna Etkisi: Kemoterapi ve tedavi bölgesine yakın cerrahi müdahale ve anatomik bozukluklar, bolus kullanımı, tedavi yatağı, sabitlemede kullanılan vakum yataklar, fraksiyon başına yüksek doz tedaviler ve stereotaktik vücut tedavilerinde cilt dozu olumsuz etkilenebilir ve reaksiyonun boyutları artabilir. Yapılan yüzey doz ölçümlerinde genel olarak paralel plak iyon odası kullanılmış olup gerekli düzeltme faktörleri TPS sistemine dahil edilmiştir. Rapordaki Tablo 1'den alınan aşağıdaki tabloda da görüleceği üzere farklı enerjilerdeki demetlerin oblik ya da düz olarak karbon fiber masadan geçmesi durumunda tedavi yatağı tenis raketi olsa dahi yüzey dozunda artış olacağı gösterilmektedir.

Device	Delivery type	Beam angle(s)	Depth on surface (cm)	Surface dose in% of d_{max} /open field dose in% of d_{max} (energy)	Detector type	Study reference
Carbon fiber grid tabletop (Varian)	Single beam	0° 15° 30° 45° 60°	0.015	32%/19% (6 MV) 38%/19% (6 MV) 41%/19% (6 MV) 49%/19% (6 MV) 62%/19% (6 MV)	Ion chamber parallel-plate (Attix) EBT Gafchromic film	Butson <i>et al.</i>
Carbon fiber tabletop + vacuum immobilization device	IMRT single fraction	5-field/2 posterior	0.0	58%/NA (10 MV)	TLD	Lee <i>et al.</i>
Carbon fiber tabletop + combiboard		180° 150°		98%/51% (6 MV) 93%/36% (10 MV) 99%/51% (6 MV) 95%/36% (10 MV)		
Thermoplastic immobilization (Med-Tec)	IMRT	7-field	0.0	152 cGy /125 cGy (6 MV) (with/without mask)	TLD	Lee <i>et al.</i>

Tablo 1. TG176 raporunda tedavi yatağının cilt etkisini inceleyen yayınların sonuçlarını sunan Tablo 1'den kısmen alınan veriler.

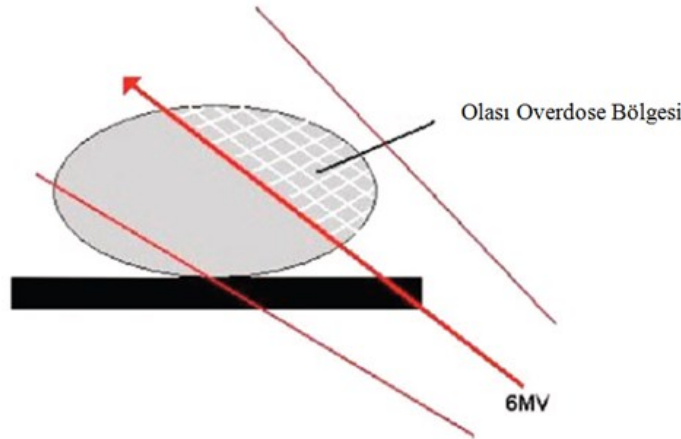
Bu tablodan da anlaşılabacağı üzere tedavi yatağının yüzey dozuna etkisi oldukça değişkendir. Bu değişkenlik aynı zamanda ölçüm sistemine, doz gradyentine ve ölçülen derinliğe bağlıdır. Literatürde 10x10 cm² alan boyutu ve ölçüm derinliğinin 0 ile 0,5 cm arasında değişken olması durumunda 6 MV'de yüzey dozları %13 ile %83 arasında ölçülürken, 18 MV'de ölçülen yüzey dozu artışı ise %15 ile %75 arasında gözlenmiştir. Gerekli düzeltmeler yapıldığında 6 MV için bu şartlarda yüzey dozunun yaklaşık %16 oranında arttığı belirlenmiştir. Bu artış tedavi alan büyüklüğü, artan-azalan SSD mesafesi ve enerji büyüklükleriyle değişiklik gösterebilir. Işınlardan gantri açıları bu farklılıklar arasında etkindir. Cilt dozundaki hem tedavi yatağından hem de kullanılan sabitleme sisteminden kaynaklı bu artış, klinik uygulamada ve planlamada göz ardı edilirse cilt toksisitesi gözlenirken, hedef hacimde de doz azalmasına neden olur. Şekil 1'de cilde yakın yerleşimli hedefin SBRT uygulamasında gözlenen cilt kazasının sebebi, 6 MV üç posterior girişli demetler hem tedavi yatağından hem de sabitleme sisteminden geçerken planlama sisteminin bu etkenleri hesaba katmamasından dolayı cilt dozunda artış olmasıdır. Raporda 6 MV'de cilt dozunun alan boyutu ve enerjiye bağlı değişimin %10 ile %60 arasında, 18 MV için bu artışın %15 ile %75 arasında olduğu Meydancı ve ark.'nın yaptıkları çalışma ile açıklanırken, Seppala ve Kulmala'nın yaptıkları çalışma ile de yüzey dozları 10x10 cm² alanda 6 MV foton için %26'dan %37.4'e, 15 MV foton için %20'den %43.5'e arttığı gösterilmiştir. Eksternal aparatlar ile cilt arasında kalan hava da cilt dozuna etki eden başka bir parametredir.



Şekil 1. (a) Solda planlamada bolusun eklenmesi sonrasındaki izodoz dağılımı, Sağda bolusun planlamada etkisi girilmeyen ve tedavide kullanılan orijinal plana ait izodoz dağılımı. (b) Tedavi sonrasında oluşan Grade 4 cilt reaksiyonu.

Cilt ile sabitleme sistemi arasındaki hava boşluğu arttığında ise lateral elektron iletimi azalacağından cilt dozu azalacaktır. Bu boşluğun 5 ile 15 cm arasında değişmesi durumunda cilt dozu %100' den %90 ya da %62 oranında düşecektir.

2. Tedavi Masasının Doz Soğurumu: Tedavi yatağının ve sabitleme sistemlerinin cilt dozunu artırma etkisinin yanında doz soğurmasına neden olması da doz dağılımını etkileyen önemli bir faktördür. Karbon fiber yataklardan önce kullanılan yataklarda doz azalımı sebep, yüksek atom numaralı iskelet ve ray sistemi idi. Modern karbon fiber tedavi yataklarında ise azalım %2-%5 arasında değişirken belirli noktalarda bu azalım %15' e kadar ulaşır. Raporda ayrıntılı olarak sunulan farklı yataklardaki doz azalım etkisi kısmen Tablo 2'de gösterilmektedir.



Şekil 2. Manual tedavi yatağı azalım katsayısının kullanılmasında demetin yataktan geçmeyen kısımda oluşabilecek doz farklılığı.

Bu azalım; enerji azalımı, yatak ile yapılan demet açısı artışı ve artan alan boyutu ile artacaktır. Planlama sisteminde tedavi yatağı modellenmediği durumda manual azalım katsayısının belirlenmesi gerekir ancak düzeltme yapılsa dahi IMRT/VMAT gibi rotasyonel demetlerin olduğu tedavilerde demet geometrisinden ve belli açılarda rayları kesmesinden dolayı bu azalım katsayısı doğruluğunu yitirir. Şekil 2' de bu durum açıklanmaktadır. Popple ve ark. VMAT planlarında tedavi yatağının izomerkezde %5.8 azalımı neden olduğunu

gösterirken Vanetti ve ark. ise PTV kapsamının azaldığını göstermişlerdir. IMRT ve VMAT tedavilerinde alan girişlerinin tedavi yatağının raylarına denk gelmesi durumundaki en büyük fark Pulliam ve ark.'nın yaptıkları çalışmada raporlanmış ve %83 olarak ölçülmüştür. Bu azalım IMRT ve VMAT planlarının tedavi öncesinde yapılan kalite kontrol değerlendirmesinde de gama değerinde büyük farklılıklara sebep olmaktadır.

Device	Delivery type	Beam angle(s)	Attenuation (energy)	Detector type	Study reference
Metallic centerspine bar for Clinac 4/100 couch	Conformal arc	0° o 60°	8%-12% (4 MV)	XV film/ion chamber cylindrical (PTW)	Krithivas and Rao
IGRT tabletop (Varian)	Single beam	180° 225° ^d	3.1% (6 MV) 2.0% (15 MV) 4.4% (6 MV) 3.0% (15 MV)	Ion chamber array (PTW)	Vanetti <i>et al.</i>
Exact tabletop (Varian)	modulated arc (Varian)		1.9% (6 MV) 1.3% (15 MV)	TPS calculations	
Exact tabletop (Varian)	Single beam	Carbon fiber inserts ^d couch rails ^b	3.0% (6 MV) 15.0% (6 MV)	EPID/ion chamber cylindrical	Vieira <i>et al.</i>
ExacTrac IGRT tabletop (BrainLab)	Single beam	0° 30° 50° 75° 83°	3.0% (6 MV) 0.1% (18 MV) 3.2% (6 MV) 0.6% (18 MV) 5.6% (6 MV) 2.6% (18 MV) 8.7% (6 MV) 5.0% (18 MV) 5.3% (6 MV) 2.9% (18 MV)	Ion chamber cylindrical (PTW)	Mihaylov <i>et al.</i>
Elekta stereotactic body frame + table	Single beam	180° 215° 246° 270° 284°	6.9% (6 MV) 4.8% (16 MV) 10.6% (6 MV) 7.0% (16 MV) 5.8% (6 MV) 4.0% (16 MV) 6.8% (6 MV) 4.8% (16 MV) 9.4% (6 MV) 5.5% (16 MV)	Ion chamber cylindrical (Exradin A16)	Becker <i>et al.</i>
Carbon fiber tabletop + combiboard		180° ^a 150° ^b	5.2% (6 MV) 4.1% (10 MV) 6.4% (6 MV) 4.9% (10 MV)		

Tablo 2. TG176 raporunda Tablo 2'den alınan ve farklı yatak modellerine göre doz azalımını inceleyen yayınların sonuçlarını kısmen sunan veriler.

3. Sabitleme Sistemlerinin Cilt Dozuna ve Doz

Azalışına Etkisi: Radyoterapide iletilen dozun doğruluğu kadar her fraksiyonda bu doğruluğun tekrarlanabilirliği de oldukça önemlidir. Bu nedenle hasta sabitlemesi, her fraksiyonda hastanın aynı pozisyonda tutulabilmesi için radyoterapinin olmazsa olmazlarından. Bu amaçla çok farklı sabitleme sistemleri kullanılır ki bu farklı materyallerin radyasyon soğurumu da farklıdır. Dolayısıyla hedef hacme iletilecek doza ve doz dağılımına doğrudan etki ederler. Farklı materyalli vücut sabitleme yatakları, maskeler, başaltı yastıkları ve termoplastik bağlayıcıların doza etkisi de raporda farklı çalışmaların verileri sunularak anlatılmıştır. Çalışmalarda Alpha-Cradles™ ve vakum yataklar hemen hemen aynı oranda cilt dozunu arttırırken ki bu değer 6 MV için %16 ile %65 arasında iken doz azalışı ise bu etkiye göre daha azdır (yaklaşık %1 oranında). Tedavi planlamasında karbon fiber ve vakum yatağın tarif edilmediği bir prostat IMRT uygulamasında cilt dozu planlamada gerçekte olandan 2 kat daha az hesaplanmakta ve Grade 1 cilt reaksiyonu oluşumuna sebep olmaktadır. Baş altı yastıkları ise farklı materyallerden yapılmakla birlikte çoğu suya eşdeğer materyaller ve 1 cm kalınlıkla yapılmaktadır. Hastanın BT görüntülenmesi sırasında başaltı yastığı tamamen tarama alanına girmeli ve planlama sisteminde olası doz soğurumu için hesaba katılmalıdır.

4. Tedavi Yatağı ve Sabitleme Sistemlerinin Demet

Girişinde Buluşması: Tedavi sırasında tedavi yatağının ve vakum yatak gibi sabitleme sistemlerinin alan girişinde buluşması oldukça sık olabilecek bir kombinasyondur. Bu durum doz azalışını arttırabilir ve cilt dozunda ciddi farklılıklara sebep olabilir. Bu farklılıklar bu etkenlerin yalnız oluşturacağı farklılıktan daha fazla olacağından planlamada dikkate alınmalıdır. Bu kombinasyonların olduğu SBRT uygulamalarında, zayıflama etkisi %11'e kadar raporlanmıştır. Tablo 2' de farklı kombinasyonların olması durumunda doz azalışı değerleri verilmektedir

Tedavi Planlama Sistemlerinde Tedavi Yatak Yüzeyinin Eklenmesi

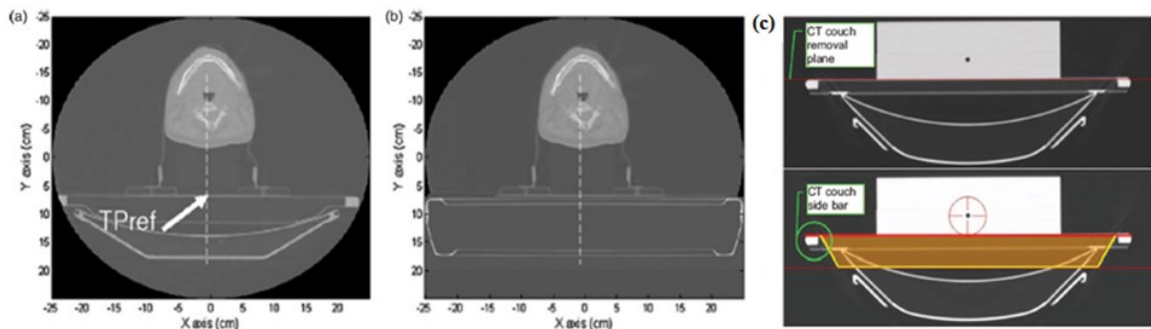
Farklı TPS'ler tedavi masası için farklı yöntemler geliştirerek hesaplamaya tedavi yatağını dahil etmeye çalışmışlardır. Ancak basit olarak bakıldığında planlama sisteminin tedavi

yatağını ya da sabitleme sistemlerini hesaba katabilmesi için BT kesitlerinde tedavi yatağının tanımlanması gerekir. Tedavi planlama sistemlerinde BT kesitlerinde tedavi yatak yüzeyinin ve sabitleme aparatlarının tanıtılmasının TPS tarafından doğru algılanıp algılanmadığı basit bir test ile kontrol edilebilir. Dikdörtgen ve su eşdeğeri bir fantomun 2 cm önüne 2 cm kalınlığında sanal yüzey eklenir ve fantom için 'Body' tanıtılıp, 5 cm derinlikte izomerkezi olan bir AP demeti için sanal yüzeyli/yüzeysiz hesap yaptırıldığında, her iki hesap da %1 lik fark içindeyse, TPS sanal yüzeyi hesaba katmış demektir.

Temelde tedavi yatak yüzeylerinin TPS'e dahil edilmesinde iki farklı yaklaşım vardır.

Birincisi tedavi yatağının BT taramasının sisteme entegre edilmesi, ikincisi ise hasta BT datası ile füzyon yapılması ile hesaba katılmasıdır. Eğer planlama sistemindeki hesaplama algoritması Pencil-beam ise, elektron transfer modellemesi tam yapılamayacağından tüm gantri açılarında yatak kaynaklı azalış tam olarak doğru hesaplanamayabilir. Bu yöntemle tedavi yatağının hesaba katıldığı TPS'lerin hesaplamaları kontrol edildiğinde farklılık 6-10 MV için % 1.8 içindedir, yatak modeli dahil olmadığında ise bu oran %10'dur. Ayrıca diğer bir önemli nokta da, her tedavi planı için alınan hasta BT taramasının tarayıcılar arası yoğunluk farklarından kaynaklı hataya sebep olmaması için tedavi yatağının görüntüsünün alındığı BT ile aynı olması gerekliliğidir.

İkinci yaklaşım ise otomatik ya da manuel olarak tedavi yatağı yüzeyinin ve/veya sabitleme aparatlarının konturlanmasıdır. Bazı TPS'lerde farklı tedavi yatak yüzeyleri modellenip bazılarında ise manuel olarak konturlanması sonrasında hesaplama kontrol edildiğinde doğruluk ilk yöntemle benzer olarak bulunmuştur. Şekil 3' de her iki yöntem için belirlenen tedavi yatak yüzeyi modelleri gösterilmektedir. TPS'de modellenen tedavi yatak yüzeyinin doğruluğu için klinik kullanıma geçilmeden önce gerekli kabul ölçümleri ve kontrol testleri yapılmalıdır. Modellemenin doğrulanmasında dikkat edilmesi gereken bir nokta da aynı tedavi masasının longitudinal yönde aynı özellikte kalmamasıdır. Hasta tedavi bölgesine göre longitudinal yöndeki uygun modelleme seçilmelidir.



Şekil 3. (a) Hastaya ait BT görüntüleri ve planlamaya aktarılan BT yatağı. (b) Aynı BT görüntülerine taranmış tedavi yatak yüzeyinin füzyonu sonrası görüntüsü. (c) Üst görüntüde fantoma ait BT taraması ve BT masa yüzeyi, alt görüntü BT masasının TPS' de kaldırılıp onun yerine tedavi yatak yüzeyinin konturlanmış görüntüsü.

2012 yılından sonra Tomotherapy, Varian ve BrainLab gibi çoğu planlama sistemi farklı tedavi yatak yüzeyleri için otomatik modellemeyi sistemlerine rutin olarak eklemeye başladılar. Eclipse TPS'te Varian IGRT, BrainLab ve Exact tedavi yatak yüzeyleri hem longitudinal yöndeki değişime hem de farklı ray sistemlerini dikkate alarak otomatik olarak hesaplamaya katılabilmektedir. Her komponentin BT numarası atanabilmektedir. TPS kabul ölçümlerinde farklı modellemelerde kabul testleri yapılmalı ve doğruluğu klinik medikal fizikçi tarafından doğrulanmalıdır. Elekta firması ise otomatik tedavi yatak yüzeyi modellemesini Monaco 3.1.0 planlama sistemine eklemiş, ancak XiO planlama sisteminde kullanıcı taranmış yatak yüzeyini eksternal kontur olarak tanımlayarak hesaba katabilmektedir. Raporda Pinnacle sisteminde tedavi yatak yüzeyi modellemesinin olmadığı yazmakla birlikte ülkemizde Pinnacle kullanıcısı Amerikan Hastanesi'nden medikal fizik uzmanı Yücel Sağlam' ın verdiği bilgiye göre Pinnacle Professional versiyonuna bu özellik eklenmiş ve farklı modellemelerin otomatik olarak hesaba katılabilmesi sağlanmıştır.

Eksternal Apatlardan Kaynaklı Doz Azalım ve Cilt Dozu Değişiminin Ölçülmesi

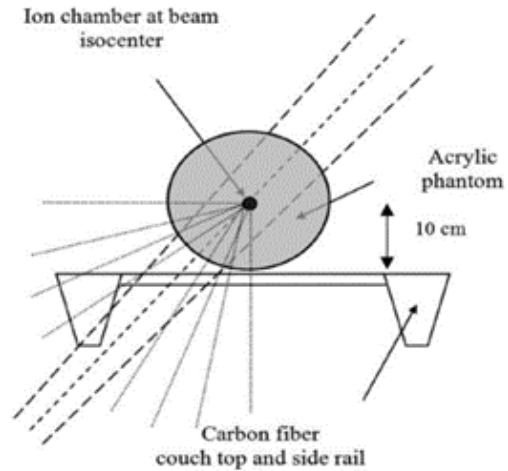
İdealde tedavi sırasında demet ile kesişen tüm eksternal aparatların TPS hesaplanmasında modellenerek gerçeğe en yakın doz dağılımın elde edilmesi gerekir. Bu nedenle yapılacak ölçümlerle TPS'de modellenen bu aparatların gerçek ölçümleri yapılarak doğruluklarının tespit edilmesi gerekir. Raporun bu bölümünde ise klinikte bu doğrulama için yapılacak ölçümler ve kullanılacak uygun dedektörler anlatılmaktadır. Biz de tek tek ölçümleri anlatmak yerine dikkat edilmesi gereken ölçüm şartlarını bu yazıya eklemek istedik.

1-Tedavi Yatak Yüzeyi Kaynaklı Azalımın Ölçülmesi:

Yapılacak ölçüm klinikte sıkça kullanılan ve en çok azalımın görülebileceği tedavi geometrisinde olmalıdır. Tabiki farklı geometri ve demet girişleri için de ölçüm yapılabilir ancak olasılıklar fazla olacağından en çok kullanılan ya da en çok farklılık görülebilecek geometride ölçüm yapılması hem zaman kullanımı hem de medikal fizikçi açısından daha anlamlıdır.

Ölçümlerin d_{max} derinliğinin ötesinde hatta $d=10$ cm'de yapılması tavsiye edilmektedir. Şekil 4' de akrilik bir fantom ile yapılacak azalım belirleme ölçümünde en uygun geometri gösterilmektedir. Lateral yönde tedavi yatağının merkezine yerleştirilen fantomun eşmerkezi ile tedavi cihazının eşmerkezi çakıştırılıp, burada farklı gantri açılarında iyon odası ile ölçümler alınır. Bu durumda cihazın üretici firmasından tedavi yatağı materyallerinin azalım haritasının temin edilmesi uygun olacaktır. Bu ölçüm, direkt azalımın ölçümü değil yatak kaynaklı azalımdan dolayı fantom içindeki pertürbasyonun ölçümü olduğu unutulmamalıdır. Eğer silindirik bir fantom yok ise düz katı fantomda da bu ölçümler yapılabilir. Ancak hem firmanın

sağladığı azalım ölçümlerinin yapıldığı geometriye benzer hem de hasta konturuna benzer geometride yapılması doğruluğu arttıracaktır. Ölçümler farklı alan boyutlarında kontrol edilerek TPS cevabı kontrol edilebilir.



Şekil 4. Gerig ve ark.'nın iki farklı tedavi yatağı pertürbasyonu için yapmış oldukları ölçüm geometrisi.

Tedavi yatağı ve sabitleme aparatlarından kaynaklı azalımın ölçümü, uygun iyon odası seçimi ile nokta doz şeklinde yapılabilirken, Elektronik Portal Dozimetre (EPID) ya da film gibi ölçüm sistemleri ile de 2 Boyutlu (2B) ölçümler yapılabilir. Nokta doz ölçümü yapılırken çoğunlukla silindirik iyon odası kullanılır. 2B ölçümler nokta doz ölçümlerine göre azalım farklılıklarının olduğu bölgeleri de göstereceğinden daha avantajlıdır. EPID kullanımı ile de tedavi yatağının her bölgesi ölçüme katılabilir ve TPS modellemesinin doğruluğu için film gibi herhangi bir işlem gerektirmeden direkt olarak kullanılabilir.

2. Tedavi Yatak Yüzeyi Kaynaklı Oluşan Cilt Dozu Değişiminin Ölçülmesi:

Yüzey dozu ve build up noktasının oluşumu; enerjiye, alan boyutuna ve demet geometrisine göre değişir. Ancak bildiğimiz gibi yüzey ve cilt dozu, demet ile hasta arasında herhangi bir materyal olduğunda (kolimatör, tepsiler tedavi yatağı gibi..) geri saçılan ikincil elektronlardan dolayı artar. Yapılacak yüzey dozu ölçümleri ile modellenen tedavi yatağı modellemesi sonrasında TPS' de hesaplanan cilt dozu doğrulaması yapılabilir.

Seçilmiş bir geometride yatağın Su Eşdeğeri Kalınlığının (WET) belirlenmesi ve uygun demet açısında azalımın ölçülmesi ile açık alan yüzde derin doz (PDD) eğrisinde bu WET kalınlığındaki derinliğin değerleri ile cilt dozu belirlenebilir. Yüzey dozundaki değişim PDD eğrilerinden tahmini olarak bulunabilse de, ölçülmek istendiğinde ölçüm yöntemi zor, kullanılacak dedektörün etkisi ise büyüktür.

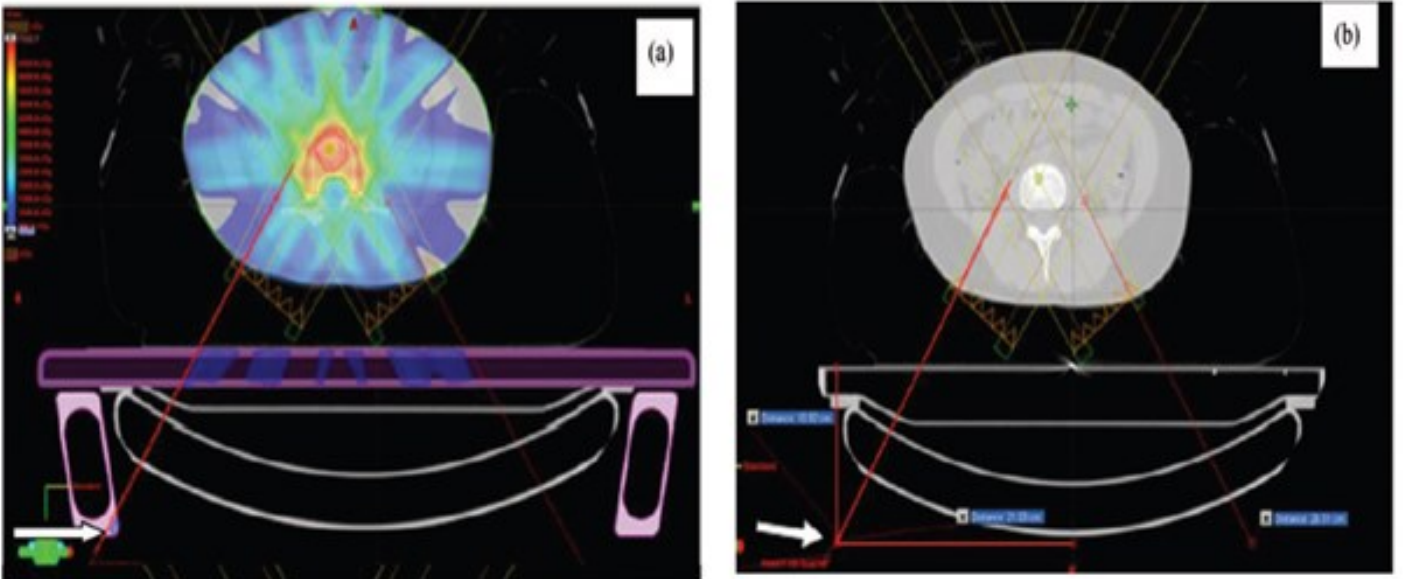
Genellikle katı fantoma yerleştirilen paralel plakalı iyon odası ile üzerine herhangi bir kalınlık olmadan ölçülür. Kullanılacak dedektörün çözünürlüğü, doz aralığı, kararlılığı, aç bağımlılığı, enerji bağımlılığı ve efektif nokta ölçümü yüzey dozu ölçümündeki doğruluğu etkiler. Silindirik iyon odaları tavsiye edilmez iken ekstrapolasyon odaları, paralel plakalı iyon odaları, TLD ve film kullanılması daha uygundur. Ekstrapolasyon odaları yüzey dozu ölçümünde gold standart kabul edilirken, erişimi paralel plakalı iyon odalarına göre oldukça zordur. Paralel plakalı iyon odası kullanıldığında da elektronik dengenin sağlanamadığı durumlarda pertürbasyon düzeltmesi yapılması gerekir. Yapılmadığı durumda %15 oranına kadar fazla doz ölçülebilir. Paralel plakalı iyon odası kullanıldığında polarite etkisi ve aç bağımlılığı da ölçümde belirsizliklere neden olur. TLD de cilt dozu ölçümünde ya da build up bölgesi eğrisi ölçümlerinde kullanılan diğer bir dozimetri sistemidir. Cilt dozu ölçümünde kullanılacak TLD kalınlığı dozu fazla ölçmeye neden olabilir. 0,4 mm kalınlıklı TLD ve <0,07 mm efektif nokta ölçümleri paralel plakalı iyon odası ölçümleri benzer bulunmuştur. Ayrıca aç bağımlılığı olmadığından ve çoklu demet ölçümlerine olanak sağladığından paralel plakalı iyon odasına göre kullanımı daha kolaydır. Film ile yüzey dozu ölçümü yapıldığında diğer ölçümlerden farklı olarak nokta doz ölçümü yerine bir demetin tamamını içeren yüksek çözünürlüklü yüzeysel ölçüm alınmış olur. Ölçümlerde hem radyografik hem de radyokromik filmler kullanılabilir. Çok yaygın olmamakla birlikte elmas, MOSFET, OSL ve diyod gibi katı hal dedektörleri de yüzey dozu ölçümünde kullanılmaktadır.

Tedavi Planlaması Sırasında Eksternal Aparatlar için Modelleme Olmadığı Durumlar

Raporda TPS'de tedavi yatağı ve sabitleme aparatları için modelleme olmadığında ya da tüm parçaların modellemesi yapılmadığı gibi durumlarda, BT görüntülerinde görünen bu sistemlerden demeti geçirmeden yapılacak hesaplamalardan da bahsedilmiştir. IMRT gibi çoklu co-planar ve posterior oblik demetlerin (RPO) kullanıldığı planlarda, TPS'de yatak yüzeyi modellemesi olsa dahi RPO demetlerin bir kısmı hasta tedavi alanına göre ki çoğunlukla pelvik bölgesi tedavilerinde yatak raylarından geçer. Rayların modellemesini içermeyen yatak yüzeyine rayların eklenmesi için uzaklık ve açıların belirlenmesi ile rayların tanımlanması yapılabilir. Şekil 5' de bu durum şematik olarak anlatılmaktadır.

Demetin raylardan geçip geçmediği hastanın portal görüntülemesi kullanılarak da tespit edilebilir.

Bazı TPS' lerde body konturu dışında kalan sabitleme sistemlerinin konturlanıp hesaplamaya katılmasına izin verilmeyebilir. BT kesitlerinde görülen demet ile kesişen sabitleme sistemleri çoğunlukla TPS'de konturlanarak hesaba katılırken, küçük alan boyutlarında demet ile bu aparatların kesişmesi TPS'de demet gözü görüşünde (BEV) görünmeyebilir. Klinikte wingboards kullanılan meme ışınlamalarında bu durum sıkça gözlenir.



Şekil 5. (a) Tedavi yatağı modellemesi yapıldığında PRO alanın raylardan geçişi. (b) TPS' de modellemesi yapılmayan yatak yüzeyinde PRO alanlar için rayların manual olarak belirlenmesi.

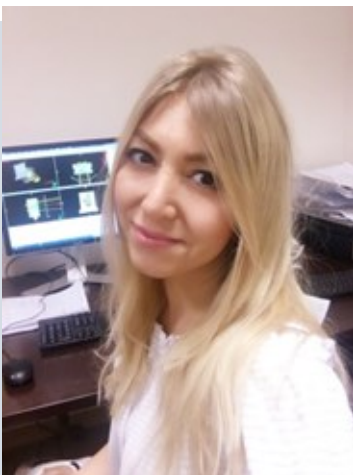
Bu durumda her bir alan demet için alan ışığı ile kontrol yapılabilir. Ancak TPS'de her bir demet için BEV kontrolü yapılarak konturlanan sabitleme sistemlerinin alan ile kesişip kesişmediğinin kontrolü çoğu durumda kullanılabilir.

Radyoterapide hastaya iletilen dozun doğruluğu tedavi başarısını doğrudan etkileyen bir faktör olduğundan ve bu doğruluğun dozimetrik kısmından medikal fizikçi sorumlu olmasından dolayı elimizdeki şartlar elverdiği sürece gerekli düzeltmeler yapılarak hata payları en aza indirilebilir. Klinik kullanıma çok uygun olarak hazırlanmış rapor, kliniğinde bu ölçümleri yapacak medikal fizikçiler için oldukça faydalıdır. Biz de raporda tavsiye edilen ölçümleri ve testleri kendi planlama sistemimizde ve tedavi cihazımızda yaptık. Umarız başka bir yazı ile bu sonuçları sizinle paylaşabiliriz.

Tavsiyeler

Raporun sonunda hem firma yetkililerine hem de medikal fizik uzmanlarına eksternal aparatların tedavi planlamasında oluşturduğu belirsizlikleri önlemek ya da en aza indirmek için tavsiyelerde bulunmaktadır.

- 1-Firma yetkililerine TPS' de modellemenin gerekliliği tavsiye edilirken, modellemenin de yatağın her koordinatında her bir özelliğinin doğru olarak modellenmesi önerilmektedir. Bunun yanında TPS'de sabitleme aparatlarının tanımlanmasına ait konturlama ve hesaplama yeteneğinin eklenmesi, daha iyi bir grafik tasarımı ile BEV özelliğinin geliştirilmesi istenmektedir. Eğer bu iki özellik yok ise TPS'in manuel konturlamaya izin vermesi gerekir. Yatağa ait teknik çizimler ve WET değerleri, modellemenin doğruluğu rakamsal olarak medikal fizik uzmanı ile paylaşılmalıdır.
- 2-Medikal fizik uzmanına ise eğer TPS'de tedavi yatağının modellenmesi yok ise, raporda tarif edilen teknikler ile yatak modellenmesinin yapılabileceği önerilmektedir. Modelleme yapılırken yatağın longitudinal yönde değişiminin dikkate alınmasını, hastanın her gün aynı pozisyonda yatması ve modellenen tedavi yatağının doğruluğunun ve tekrarlılığının sağlanması için indeksleme ile hastanın yatağa yatırılması, TPS'de modelleme var ise raporda anlatılan yöntemlerle gerekli ölçümlerin alınıp TPS hesabının doğrulanması tavsiye edilmektedir. Ayrıca hasta sabitleme aparatlarının TPS' de doğru hesaba katılması için tamamen BT taramasına dahil edilmesi ve BT numaralarının konturlanan yapıya tayin edilmesi tavsiye edilmektedir.



Sevnur ŞAYLAN

1986 yılında Denizli'de doğdu. Üniversiteyi de Denizli'de Pamukkale Üniversitesi Fizik bölümünde okudu. Bir yıl daha Denizli'de kalıp formasyon aldı. Bu sürede yazdı, çizdi ve hep aklında kalan İstanbul'a geldi. 2010 yılında İstanbul Ticaret Üniversitesi Endüstriyel Fizik bölümünde yüksek lisansını yaptı, 2011 yılında Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde stajını yaptı. Mezun olduğu gün ilk görüşte aşık oldu ve sebebine İstanbul'da kaldı. 2011 yılında Sante Onkoloji Merkezi'nde Medikal Fizikçi olarak çalışmaya başladı. 2014 Eylül ayından bu yana Medikalpark Gebze Hastanesi-Sante Onkoloji Merkezinde sorumlu Medikal Fizik Uzmanı

olarak çalışmaktadır. Boş zamanlarında biricik kedisi Fiona ile zaman geçiriyor, roman yazıyor. En büyük hayallerinden biri kedi çiftliği kurmak. Muhtemelen siz bu yazıyı okurken kendisi evli ve kedili olacak.

GÖRÜŞ/KARŞIT GÖRÜŞ

SORU: SBRT'NİN GELECEĞİ FFF (Flattening Filter Free) DEMETLERİN KULLANILMASINDA MI YATIYOR?

OLUMLU GÖRÜŞ: Fiz. Uzm. Songül BARLAZ US

SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy), yüksek radyasyon dozlarının hedefe büyük doğrulukla verildiği eksternal radyoterapi metodudur ve primer ve/veya metastatik sınırlı hasta popülasyonunda son on yılda oldukça popülerite kazanmıştır [1]. SBRT, konvansiyonel radyoterapi ile karşılaştırıldığında maksimum tümör kapsamı ve normal doku toksisitesi (OAR) açısından büyük avantaj sağlamaktadır. Fakat SBRT, daha iyi tümör lokalizasyonu, hasta sabitlemesi, planlama ve görüntü rehberliğinde görüntü takibi gerektirmektedir [2]. Bu teknikle ilgili sıkıntı, tedavi süresinin uzamasına bağlı olarak hasta konforunun azalması, değişken solunum ve artan hasta hareketidir. Bu da CTV kapsamı ve normal doku korumasını riske atar. Tedavi iletim zamanı üç değişkene bağlıdır: (1) Gantri rotasyon hızı ve takip eden alan set-up'ı ve yüklenmesi (2) Multilif Kolimatör (MLC) hareketi ve (3) maksimum doz hızı. Gantry rotasyonu ve alan set-up hızı sürekli gantri hareketinin olduğu dinamik ark iletimi kullanılarak optimize edilebilir. Gantry açıları arasındaki MLC hareketi de lif hareketinin minimizasyonu boyunca dinamik ark iletimi ile optimize edilebilir ancak SBRT gibi hipofraksiyone tedavilerde, birincil zaman kısıtlayıcı faktör doz hızıdır. Bunun için son zamanlarda SBRT, IMRT gibi ileri radyoterapi tekniklerinde doz hızı konvansiyonel FF (Flattening Filter) demetlerine göre 2-3 katı daha yüksek olan filtresiz foton enerjileri (unflat beam-Flattening Filter Free-FFF) kullanılarak iletim süresi azaltılmaktadır.

FFF demetlerinin en büyük özelliği yüksek doz hızı kullanımı, azalan kafa saçılması ve sızıntı ile alan dışı dozlarda azalma olarak sayılabilir [5]. Sayılan bu üstünlükler SBRT açısından şu avantajları sağlamaktadır: Doz hızının artması SBRT'de tedavi süresinin kısaltılması açısından istenilen bir özelliktir. Organ hareketlerinin kontrolünü gerektiren özellikle solunum kontrollü (respiratory gating) tedavilerde yüksek fraksiyon dozlarını vermek için yüksek doz hızı ile daha kısa tedavi süresi gerekliliğini sağlamaktadır [4,6]. Yüksek doz hızına sahip FFF demetleri ile yapılan bir çalışmada 10 cm'den küçük tedavi alanlarında tedavi süresinin %70 oranında daha az olduğu görülmüştür [7].

Büyük alanlarda FFF demetlerin tümör doz homojenitesi oldukça düşüktür. Fakat küçük alanlarda düşük homojenitenin oluşmasına neden olabilecek sıcak noktalar SBRT tedavileri için istenilen bir durumdur [8]. Yine FFF demetlerinin kullanımı ile tedavi alanı dışında oluşan doz azalımı tümör ile OAR geçişlerinde hızlı doz azalımı sağlamaktadır [9]. Baş boyun kanseri SBRT'sinde FFF demetleri ile FF demetlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, alan dışındaki dozlar TLD ile ölçülmüş ve alan dışı dozların FFF demetlerin kullanımı ile önemli ölçüde azaldığı görülmüştür [10]. Tabi burada OAR dozunun azalmasına FFF demetlerin özelliği olan düşük sızıntı ve saçılma sebep olmaktadır. Tedavi süresini azaltan yüksek doz hızı ve buna bağlı olarak hasta immobilizasyonuna da bağlı organ hareketlerinin azalması, saçılma, sızıntı ve alan dışı dozlardaki azalmaya bağlı olarak kritik organ dozlarının azalması, FFF demetlerinin kullanımı ile SBRT tedavilerinin etkinliğinin artırıldığını göstermektedir. Bu durumda gelecekte SBRT'de FFF demetlerinin kullanımının olmazsa olmaz olacağı düşünülmektedir.

KARŞIT GÖRÜŞ: Fiz. Uzm. Mehmet KULOĞLU

SBRT'de FFF demetleri kullanımının bir çok literatürde çok önemli avantajları sayılmaktadır ancak bu FFF demetleriyle yapılan planlarda her şeyin net olduğu anlamına gelmemektedir. FFF ile yapılan planlamalar ile tedavi iletim süresi oldukça kısalmaktadır, özellikle spine SBRT'sinde. Ancak yüksek doz hızı, fraksiyon başına set-up hatalarından kaynaklı dozimetrik hataları arttıracığından hastanın stabilitesinin sağlanmasında konvansiyonel yöntemlere göre daha dikkatli olunmalıdır [11]. Yüksek doz hızı nedeniyle MLC'ler arası etkileşim (MLC interplay effect)'in doz dağılımını etkilediğini söyleyen çalışmalar var. Ancak son yapılan çalışmalarda hedef hacim üzerinde interplay etkinin dozimetrik etkisinin klinik olarak anlamlı bulunmadığı gösterilmiştir [12].

SBRT'de doz dağılımı, küçük ve marjsız hedef volümler için demet kenarlarındaki düşük izodozlar (%80 izodozu gibi) konvansiyonel radyoterapiye kıyasla daha spesifiktir ve hedef hacminin dışındaki bu ani doz düşüşleri belirsizliklere neden olabilmektedir [3]. Bazı çalışmalar da çok küçük yoğunluklu ve çok küçük hacimli tümörlerin tedavisinde planlama algoritmaları açısından sıkıntılar olduğunu göstermektedir.

Akciğer kanserlerinde SBRT kullanımı ile tümörde heterojen doz dağılımından kaynaklanan merkezi doz artışı ve normal dokularda yüksek koruma sağlamasının yanında çok küçük akciğer tümörlerinde ve homojen olmayan ortamlarda oluşan elektronik dengesizlik, dozimetrik sorunlara neden olmaktadır. Klinik durum için ise Superposition ile hesaplanan toplam MU, Clarkson ile hesaplanan MU'dan %50,7 fazla bulunmuştur [8]. Bu durumda homojen olmayan bir doz dağılımı sağlayan ve hedef merkezinde 4 kata varan farklar oluşturan FFF tekniği ile yapılan planlarda belirsizliğin artacağı ortadadır. Cilt dozu açısından değerlendirildiğinde de yapılan çalışmalarda FFF tekniğinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'den küçük alanlarda cilt dozunu %15'lere varan oranda arttırdığı sonucuna varılmıştır [13]. Yüzde derin doz ve profil doğruluğunun sağlanmasında iyon odalarının karakteristik iyon rekombinasyon etkisinin belirlenmesinin çok kompleks olması da bir belirsizlik oluşturmaktadır. Klinik olarak geç toksisite ise hasta için bir endişe kaynağıdır ve araştırılması gerekmektedir [14]. Bilindiği üzere FFF cihaz kafasındaki etkileşimleri azaltmakta ancak hastadaki saçılmaları ve cilt dozunu arttırmaktadır. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ den büyük alanlarda ise output faktörünü arttırmaktadır [15]. Aynı zamanda yüksek doz hızlarında ($10 - 20 \text{ Gy/min}$) radyobiyojik olarak ve dozimetrik olarak dedektör duyarlılığı açısından bazı sorunlar gündeme gelebilmektedir. Şuanki durumda radyobiyojik olarak FFF tedavilerinde hiçbir düzeltme faktörüne gerek olmadığı sonucuna varılabilir. Mevcut planlama modüllerinin yeterliliği konusunda hala soru işaretleri vardır ve bu konuda daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır. FFF'in yüksek doz hızına sahip olması Rotasyonel IMRT'nin optimizasyonu açısından çok önemlidir. Diğer bir belirsizlik ise, var olan planlama sistemlerinin FFF demetlerinin doz hesaplama modelleme özelliklerinin ne kadar iyi olduğu konusudur. Teorik olarak bahsedilen bu konularda hesaplama modellerinin iyi olduğudur. Ancak henüz nicel bir veri ortaya konmamıştır [16].

EDİTÖR YORUMU: Fiz. Uzm. Hande BAŞ AYATA

Bilindiği gibi SBRT tedavisi fraksiyon başına 10-20 Gy dozları iletmek için $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ya da daha küçük alanlar kullanır. FFF demetleri FF demetlerine göre daha basit fizik karakteristiği sağlar. Bunlar;

- 1- $10 \times 10 \text{ cm}^2$ den daha büyük alan boyutları için kafa saçılım faktöründe minimum değişim,
- 2-Demet yumuşatıcı etki daha az olduğu için derinliğe bağlı off-axis profillerinin şeklinde minimum değişim,
- 3-Konvansiyonel FF demetlerine göre yaklaşık yarıya düşen kafa saçılma radyasyonudur.

Tüm bunların sonucunda da enerjiye bağımlı demet yumuşatıcı faktördeki değişim anlamlı biçimde azalır ve büyük alan boyutları için output faktöründeki değişim daha az olur. Bu durum FFF'in daha doğru demet modeli ile sonuçlanır. Ayrıca hastaya iletilmiş toplam saçılan dozun azaltılmasını sağlar.

Düzleştirici filtrenin (Flattening filter)'in kullanımı ile foton demet fiziğinde daha büyük doz hesaplama belirsizlikleri yaratılmış olur. Örneğin Monte Carlo tabanlı tedavi planlama sistemleri (TPS) için, flattening filter'dan dolayı demet modeli daha belirsiz ve daha komplekstir. Daha yeni teknolojilerin geliştirilmesi ile Flattening filter'ın yok edilmesi, TPS fizik modelini basitleştirmiş ve kafa saçılmasını yaklaşık yarısı oranında azaltmıştır. Ayrıca özellikle SBRT tedavileri için iletim zamanını önemli oranda azaltmıştır. Radyoterapide diğer önemli bir konu olan ikincil kansere neden olma önemli bir endişedir. Kafa saçılmasının yaklaşık yarısı oranında düşürülmesinin ikincil kanser riskini azaltacağını söyleyebiliriz. Yine optimize edilmiş bir tedavi süresi hasta tedavisi için oldukça kritik bir konudur. Kısaltılmış tedavi zamanı immobilizasyon sisteminin sebep olduğu rahatsızlığı ve hastanın yaşayacağı ruhsal stresi önemli oranda azaltır.

Bir başka konu olan ve yüksek doz hızına sahip FFF demetleri için dezavantaj olduğu düşünülen interplay etkinin etkisini değerlendirdiğimizde, MLC, Jaw ve gantri hareketi arasında oluşabilecek interplay etkinin SBRT'de hedef doz dağılımında minimal bir etkisi olduğu gösterilmiştir. Yapılan son çalışmalarda interplay etkinin gerçek olmayan uzun periyotta ve büyük tümör hareketinde var olduğu belirtilmiştir. FFF demetlerinin kullanımı ile bu belirsizliğin artacağını söylemek kuşkusuz ki doğrudur ancak klinik olarak henüz bunun etkinliği ispatlanmamıştır.

Tüm bunlar ele alındığında SBRT tedavilerinde FFF kullanımı ile foton demetinin klinik yararları optimize edilirken daha etkin tedaviler yapılabileceğinden SBRT'nin geleceğinde FFF kullanımının artacağı düşünülmektedir.

Referanslar

- [1]. ACR–ASTRO Practice Parameter For The Performance Of Stereotactic Radiosurgery, Revised 2014.
- [2]. Mancosu P, Clemente S, Landoni V, Ruggieri R, Alongi F, Scorsetti M, Stasi M, SBRT For Prostate Cancer: Challenges And Features From A Physicist Prospective, *Physica Medica* 32 (2016) 479–484
- [3]. Stereotactic Body Radiation Therapy: The Report Of AAPM Task Group 101
- [4]. Kragl G, Wetterstedt SA, Knäusel B, Lind M, Mccavana P, Knöös T, Mcclean B, Georg D, IMRT Dosimetry: Dosimetric Characteristics Of 6 And 10 MV Unflattened Photon Beams, *Radiotherapy And Oncology* 93 (2009) 141–146
- [5]. Titt U, Vassiliev O, Ponisch F, Dong L, Liu H, Mohan R. A, Flattening Filter Free Photon Treatment Concept Evaluation With Monte Carlo. *Med Phys* (2006) 33:1595–602.
- [6]. Lin T, Chen Y, Hossain M, Li J, Ma Cm. Dosimetric Investigation Of High Dose Rate, Gated IMRT, *Med Phys* (2008) 35:5079–87.
- [7]. Rassiah-Szegedi P, Szegedi M, Huang J, Wang B, Zhao H, Salter B, Characterization Of Dosimetry And Efficiency When Using Unflat 6 MV Beam For 160 Leaf IMRT, *IMRT: Clinical Implementation, Technology For Clinical Radiotherapy* (2009) 189.
- [8]. Gassa F, Ayadi M, Ginestet C, Influence Of The Tumor Diameter, The Lung Density And The Dose Calculation Algorithm In Lung Cancer Treated With Stereotactic Body Irradiation, *Physics And Technology Dose Calculations (Monitor Calc, Monte Carlo, Tps)* 409.
- [9]. Viziblova S, Vondracek IV, Badraoui Cuprova K, Vilimovsky J, Comparison of Treatment Plans Using Photon Beams With And Without Flattening Filter, *Physics and Technology Treatment Techniques, Modalities And New Technologies* 547.
- [10]. Kragl G, Baier F, Lutz S, Albrich D, Kroupa B, Wiezorek T, Georg D, Flattening Filter Free Beams In IMRT And SBRT: Dosimetric Assessment Of Peripheral Dose, *Dose Measurement: Small And Composite Fields And* [11]. W. Verbakel, C. Ong, S. Senan, J.P. Cuijpers, B.J. Slotman, M. Dahele .Flattening Filter-free Beams for SBRT: Advantages and Risks.*Flattening Free*, 152-153.
- [12]. M. Rao, J. Ye, J. Spiegel, R. Takamiya, V.K. Mehta, J. Wu. Interplay Effect During Lung SBRT With VMAT Delivered by Flattening Filter–Free Beams.
- [13]. Yuenan Wang, Ph.D. Mohammad K. Khan, M.D., Ph.D., Joseph Y. Ting, Ph.D., Stephen B. Easterling, M.S. Surface Dose Investigation of the Flattening Filter-Free Photon Beams.
- [14]. J Ting, Facts and Fiction of Flattening Filter Free (FF-FFF) X-Rays Beams, Melbourne Cancer Center, MELBOURNE, FL).
- [15]. Chihray Liu¹, Michael G. Snyder² and Colin G. Orton, The future of IMRT/SBRT lies in the use of unflattened x-ray beams. *Med. Phys.* 40, 060601 (2013).
- [16]. Dietmar Georg, Tommy Knöös, and Brendan McClean. Current status and future perspective of flattening filter free photon beams.



Songül BARLAZ US

1980 yılında Ankara'da doğdu. 2002 yılında Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği lisans ve 2005 yılında Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği (Medikal Fizik) Anabilim Dalı yüksek lisans eğitiminden mezun oldu. 2013

yılında ise İnönü Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği (Biyomedikal) Anabilim Dalı'nda doktora eğitimini tamamladı. 2002 yılından itibaren Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 1.5 yıl, İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 9 yıl radyoterapi fiziği uzmanı olarak çalıştı. 2014 yılından beri Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda klinik ve akademik çalışmalarına devam etmektedir. Evli ve bir çocuk annesidir.



Mehmet KULOĞLU

1978 yılında Bartın'da doğdu. Lisans eğitimini Ankara Üniversitesi, Fizik Mühendisliği

Bölümü'nde tamamladı.

Yine aynı üniversitenin

Medikal Fizik Yüksek

Lisans programı eğitimi

sırasında Hacettepe Ün-

iversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nden ek ders olarak aynı bölümdeki pratik eğitimiyle beraber yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2001 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Medika Fizik Uzmanı olarak çalışmaya başladı. 2010 yılından beri ise MNT bünyesinde Eskişehir Yunus Emre Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde görevini sürdürmektedir.

İNSAN AKLI—ZAMAN—VARLIK (II)

Prof. Dr. Sedat KOCA



MÖ. 6 ıncı yüzyılda ortaya çıkan Doğa Filozofları diye adlandırılan insanlar nasıl bir "EVREN TASAVVURU" ile karşı karşıya kaldılar.

Hepimiz bugün Cern'de yapılan deneyleri izliyoruz. Temel dürtümüz, -bu evren nasıl oluştu- sorusunun yanıtı peşinde olmamız. Bu yanıtı elde ettiğimizde yalnızca merakımız giderilmeyecek, aynı zamanda bu yanıtın insanlık için ne kapılar açacağı ya da daha kaba deyişle bu sonuçtan nasıl yararlanabileceğimiz ortaya çıkacak.

Tıpkı bizim gibi kadim zamanlarda yaşayan insanlar evreninin nasıl oluştuğunu merak etmektedir. Yaşadıkları, tanrılar tarafından yönetilen bu evren nasıl oluşmuştu? Doğayı değiştirip biçimlendirirken "**yaşamı daha da kolaylaştırmayı**", ölümlü ve eninde sonunda "**sonlu**" dünyada biraz daha kalabilirler miydi?

Gerçekte bu sorular binlerce yıldır bizlerin de en temel konularından biri...

Başlangıçta ne vardı? Hesiodos, Theogonia'sında bu sorunun yanıtını şöyle verir. "**Herşeyden önce varolan KAOS tur.**" Khaos bugün bildiğimiz anlamını daha taşımamaktadır. Yunanca "**Khaoska**" fiilinden-bir şeyin doğurmak amacı ile yırtılıp açılması-, türetilen, "**Khaos**"- boşluk, dibi görünmeyen sonsuz uçurum,

esneyen yarık-anlamındadır. Bunun karşısı "**kosmos**" ise yine o dönemde-düzenlemek, ayarlamak- anlamını taşıyan "**kosmeo**" fiilinden türeyen -saygınlık, anlaşılabilirlik, süslenmiş, bezenmiş, uyumlu- anlamını taşır. Böylece sonu olamayan bir karanlıktan, düzene geçişi dil üzerinden tanımlamaya başlamış oluyoruz.

Gerçekte hikaye oldukça uzun. Kısaca GAIA -toprak ana- ve kaosun hikayesinin sonucu evren oluşuyor. Meraklısı Alfa yayınlarından çıkan Prof. Dr. Çiğdem Dürüşken'nin Antik Çağ Felsefesi adlı kitabında bu zevkli anlatımı bulabilir.

İnsan aklının Doğa'nın biçimlendirilmesi çabaları, yani diğer bir deyişle "**İnsanbiçimli**" tanrılara başkaldırısını mitolojiden izlemeni iki örnekle vererek yazıyı sürdereceğim.

İlki meşhur Prometheus, ikincisi Daidalos oğlu İkarus.

İlkçağda insanın doğayı biçimlendirmede kullandığı aletlere göz atacak olursak kendi eli dışında kazma, kürek vb nesnelerin varolduğu açıktır. Bu aletlerin yapımı için gerekli olan şey yalnızca madenlerin varlığı değildir. Onları saflaştırmak, biçime sokmak için bugünkü gibi enerjiye gereksinim vardır. Bu gereksinim bugün çoğu kez petrolden elde edilir. İlkçağların petrolü bu anlamda **ATEŞ**'tir. İnsanın, ateşle imtihanı Prometheus üzerinden açıklanır. Tanrılardan çalınan ateş, insanın herşeye rağmen doğaya şekil verme isteğinin, kendi kararını uygulamadaki inadını, tanrılara karşı gelmek pahasına kararlılığını gösterir. Ateşi çalarken kullandığı "**rezene sapı**" onun doğa üzerindeki gözlem gücünün yoktan bir teknoloji yaratabildiğinin göstergesidir. Rezene çok yavaş yanar ve bu ateş uzun süre canlı kalmayı başarır. Tanrısal sır - ATEŞ- artık insanoğlunun elindedir. Ardında hile olmasına rağmen bütün sanatların kilidi ateş emrimizdedir. Çekilen tüm acılara rağmen Prometheus insanın eline "**Tekhne**" yi vermiştir. "**Tekhne**" ikili anlama sahiptir. İlki yetenek, elbecerisi anlamına gelir, aynı zamanda hile, kurnazlık, dalavere anlamında kullanılır. İşte teknoloji. "**Hile'yi**" kullanarak doğayı yenen insan aklı....

Daidalos mitolojide Tekhne sahibi özel bir tipolojidir. Ceza olarak oğlu ile birlikte kapatıldıkları, üstelikte kendisinin tasarlayıp inşa ettiği içine girenin bir daha dışarı çıkamayacağı labirentten, kuştüylerini toplayıp yaptıkları kanatlarla uçarak kaçarken, oğlu İkarus, güneşe çok yaklaşması ile eriyen balmumunun kurbanı olur.

Tekhne sahibi biri kendine aşırı güvenen, çoğu kez haddini aşan biridir. Doğa karşısındaki insan, ancak ona karşı cüretkarca davranmakla yaşadığı doğayı biçimlendirebilir.

Rahata eren İnsan Akli kendini yavaş yavaş huzursuz etmeye başlamıştır. Tamam bu doğa-cosmos vardır, tanrılar onu yönetiyordur peki bütün bunların ilk nedeni, ilk yapı taşı nedir. Toprak, hava, su, ateş neden yaratılmıştır. Buların ortak bir ilk ataları, başlangıcı var mıdır? İlk neden-**ARKHE** nedir?

Daha sonra ki yüzyıllarda matematiğin kurucularından biri Leibniz'in sorusu daha o devirde de gündemdedir.

NEDEN "HERŞEY" VARDI, "HİÇBİRŞEY" YOK...!

Thales iyi bir doğa gözlemcisi idi. Uzun bir süre Mısır'a gidip rahiplerden dersler almıştı. Ona göre doğadaki herşey canlıydı. Mitolojik düşünceden bağımsız doğayı meydana getiren ilk neden neydi? Miletli Thales'in yanıtı basitti. İlk maddenin SU olduğunu açıkladı. Hem sıvı hem buhar oluyor, hem de katlaşıyordu. Hemen herşeyde su vardı. Taşların arasından bile su kaynıyordu. Her biçime giren su doğanın/ canlılığın ilk nedeniydi.

Öğrencisi Anaksimandros daha farklı bir cevaba ulaştı. Sonsuz ve sınırsız **APERION**. Aperion doğmaz zaten vardır, yaşlanmaz ve yok olmaz. Aperion tanımsızdır. Böylece evrenin ilk maddi nedeni konusunda somuttan, soyuta geçmiş oluyorduk. Duyu organlarımızın algıladığı evrenin/ dünyanın ötesinde bir şey var oluyordu. Anaksimandros'a göre evren karşıtlıkların savaş alanıydı. Bazen bir çift karşıt, diğerlerine üstün gelir, bazen de diğer bir çift karşıt buna üstün gelirdi; yani sürekli birbirleriyle çatışarlardı, ta ki birinden biri yok oluncaya ve diğerine dönüşünceye değin.

"Zamanın hakemliğinde adaletsizliklerinin cezalarını çekiyorlar ve birbirlerine verdikleri zararın tazminatını ödüyorlardı."

Sıcak ve soğuk ilk ortaya çıkan zıtlıktı; kozmik bir yumurtadan ve ezeli-ebedi olan sonsuz bir maddeden hayat bulmuştu. Sonra bunlardan ateş ve toprak çıkmıştı ve varolan evrenin (kosmosun) temelini oluşturmuştu. Başka deyişle, Anaksimandros'a göre **evren, zıtlıkların birliğinden** oluşmuştu.

İddia odur ki, ilk güneş saatini, yıldız haritasını ve ilk dünya haritasını yapmıştır. Thales'in aksine dünyayı bir destek üstüne oturtmaz.

"PANTA RHEİ-Herşey Akar mı?"

MÖ 500 civarında Persler İyonya'yı ele geçirmiş ve bitmez tükenmez bir mücadele başlamıştır. Bu karmakarışık yıllarda Efesli aristokrat bir ailenin çocuğu HERAKLEİTOS ortaya çıkar. İlk nedeni ne suda ne aperionda arar. Ona göre arkhe ateştir. Ateş yakar yok eder ama yakarken yepyeni bir şey oluşturur. Baktığınızda kıpır kıpır hareket eder, sürekli. Değişmez ama değiştirir. Alev her zaman alevdir. Alevler çıktığı maddeyi değiştirir. Bir süreçtir, harekete geçiren bir süreç. Bu bozuluş ve değişim "oluş'tur". Artık varlık önemini kaybetmiştir. Yok olabilir ancak yerine başka bir varlık oluşur.

Varlık artık önemsiz, sürecin bir parçası haline gelirken oluş öne çıkar. Anaksimandros'un karşıtlığa bakışı, karşıtlığın uyumsuzluk içermesi-kötülük olduğundan ve ancak aperiona döndüğünde bu olumsuzluklardan arındığında "iyilik-sonsuz birliğe dönüşme" iddası taşıdığından, yanıltıcıdır.

Heraklitos için karşıtlık kötülük değil bizzati hareketin ezeli ve ebedi nedenidir. Geniş anlamı ile gelişimin temeli karşıtlıkların çarpışmasıdır. Harmonia ona göre uzlaşmaz olanların birliğidir, karşıtlıkların mücadelesi varlığın ve asıl olarak oluşun temel şartıdır. Evrenin meydana gelmesi ve devamı bu karşıtlıkların her daim varolması ile mümkündür.

"Bir dairenin çemberinde başlangıç ve bitiş aynı noktadır."

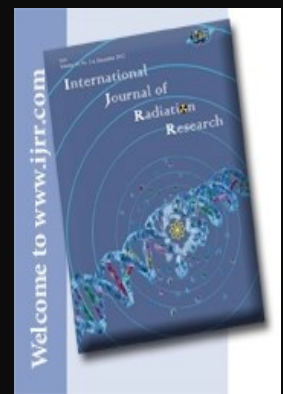
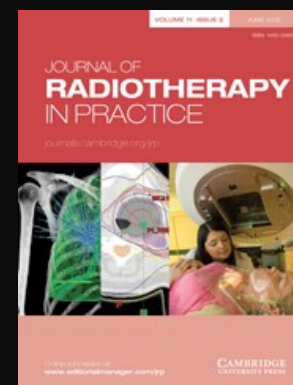
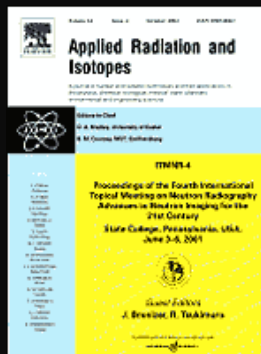
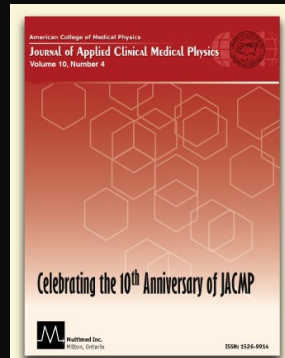
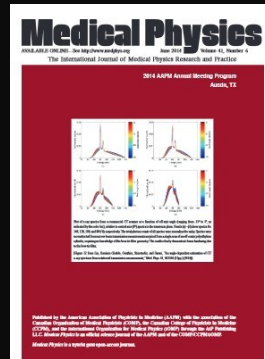


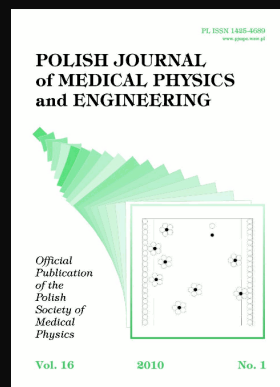
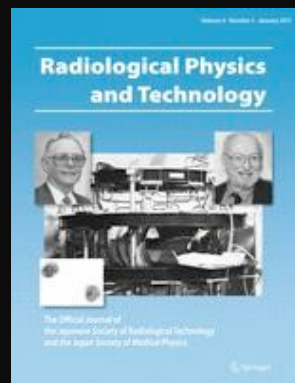
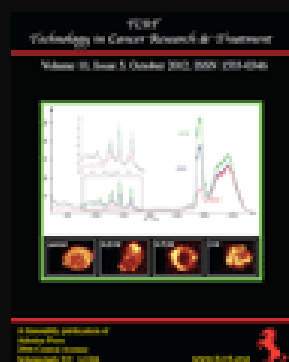
Sedat KOCA

1957 de doğdu.1974 de Ankara Atatürk Lisesi'ni, 1980 de Cerrahpaşa Tıp Fakültesi bitirdi. 1985 de Radyasyon Onkolojisi Uzmanı olarak çalıştı. 1986 GATA askerlik hizmetini yaptı. 1987

Cerrahpaşa'da Uz Dr. ve 1988 yılında da Doçent Dr. olarak İstanbul Üniversitesinden kadrosunu aldı. 1994 yılında İstanbul Üniversitesinde Profesör Dr. olarak kadroya atandı. 2014 yılında Profesör Dr. olarak Bahçeşehir Üniversitesinde çalıştı. 2016 emekli oldu. Halen Medical Park Göztepe Hastanesinde çalışıyor. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği kurucusu ve 2013-2014 yıllarında TROD Başkanlığını ve 2008-2009 yılları arasında Türk Kanser Derneği Başkanlığını yürüttü.

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

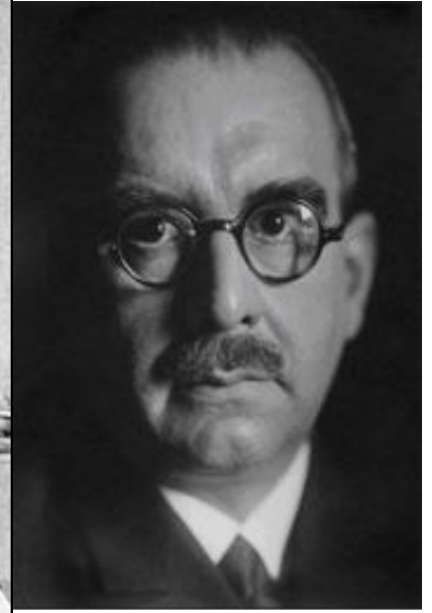
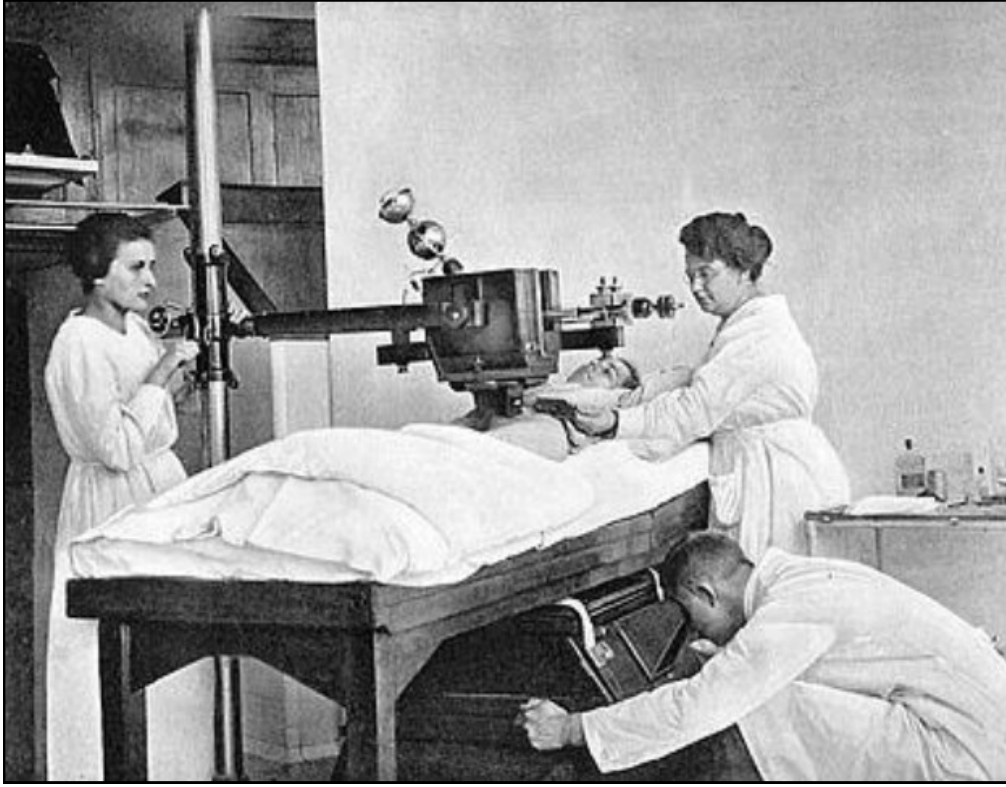
YAZARIMIZ OLUN

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...



Hermann Wintz (1887-1947)

"Hermann Wintz, 1904 yılında alman Cerrah Georg C. Perthes (1869-1927)'ün önerisiyle tek fraksiyonda yüksek doz yaklaşımının ilk savunucusudur".