*Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla*

# MedFiz@Online

E-DERGİ

ARALIK 2017– OCAK 2018

*medfizonline@gmail.com* www.medfizonline.org

SAYI: 12

## Bu sayıdaki popüler konular;


- AYIN RAPORU: ICRU 91; KÜÇÜK FOTON HÜZMELERİ İLE STEREOTAKTİK TEDAVİLERİN REÇETELEME, KAYIT VE RAPORLAMASI
- BRAKİTERAPİ KLİNİK UYGULAMALARI
- AYIN BÖLÜMÜ: IŞIL SAĞLIK HİZMETLERİ A. Ş. BEYLİKDÜZÜ ŞUBESİ
- 16. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ'NİN ARDINDAN
- AYIN RAPORU II: BEIR VII; HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION
- INTRAOPERATİF RADYOTERAPİ SİSTEMLERİNE GENEL BAKIŞ
- KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNDE HANGİ DETEKTÖRÜ KULLANMALIYIZ?
- 7 KASIM 2017-ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK GÜNÜ
- AAPM-RSS MEDICAL PHYSICS PRACTICE GUIDELINE 9. a FOR SRS-SBRT

**BAŞ EDİTÖR**

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

**EDİTÖR GRUBU**

Boran Güngör
borgun@gmail.com
Ertuğrul Ertürk
mehmet.ertugrul@mnt.com.tr
Fadime Alkaya
alkayafadime@hotmail.com
Gökhan Aydın
gokhan.aydın@acibadem.com.tr
Nadir Küçük
nadir.kucuk@anadolusaglik.org
Vildan Alpan
vildana@amerikanhastanesi.org

**DERGİ TASARIM VE YAZI**

Evren Üzümlü
Mertay Güner

***BU SAYIDAKİ YAZARLAR***

Esra Küçükmorkoç
Fadime Alkaya
Hale Başak Çağlar
Hasan Uysal
Mehmet Sıddık CEBE
Mertay Güner
Nural Öztürk
Özgür Bora İmran
Tayfun Hancılar
Tülay Ercan
Vildan Alpan
Zeynep Özsaran

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

***WEB TASARIM VE DİZAYN***

Adil Merih
Cem Gökşen

# İÇİNDEKİLER

- MERHABA
- AYIN RAPORU: ICRU 91; KÜÇÜK FOTON HÜZMELERİ İLE STEREOTAKTİK TEDAVİLERİN REÇETELEME, KAYIT VE RAPORLAMASI
- BRAKİTERAPİ KLİNİK UYGULAMALARI
- AYIN BÖLÜMÜ: IŞIL SAĞLIK HİZMETLERİ A. Ş. BEYLİKDÜZÜ ŞUBESİ
- 16. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ'NİN ARDINDAN
- 16. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ ÖDÜLLÜ ÇALIŞMALAR
- TOMOTERAPİ'DE KALİTE KONTROL
- AYIN RAPORU II: BEIR VII; HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION
- INTRAOPERATİF RADYOTERAPİ SİSTEMLERİNE GENEL BAKIŞ
- KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNDE HANGİ DETEKTÖRÜ KULLANMALIYIZ?
- 7 KASIM 2017-ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK GÜNÜ
- AAPM-RSS MEDICAL PHYSICS PRACTICE GUIDELINE 9. a FOR SRS-SBRT
- SERBEST KÜRSÜ: MÜZİK RUHUN GIDASIDIR

*E-posta: medfizonline@gmail.com*

Web: www.medfizonline.org

***BASIM***

*E-kopya*

***Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla***

***MedFiz@Online*** *DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR*

# MERHABA

11. Sayımızın çıktığı 15 Ekim 2017 tarihinden bu yana medikal fizik toplumunu ilgilendiren iki önemli gelişmeye şahit olduk.

**Birincisi;** 16. Medikal Fizik Kongresi'nin toplanması oldu. İki yılda bir toplanan kongre medikal fizikçilerin gerçekten önemli bir platformu olarak yer alıyor yaşamımızda. Her kongrenin bizlere yeni ufuklar açması, yeni heyecanlar yaratması, yeni hedefler oluşturması gibi bir görevleri ve işlevleri var. Bu açıdan 16. Medikal Fizik Kongresi'nin, gelecek açısından önemli bir kilometre taşı olduğuna inanıyoruz.

**İkincisi**; Medikal Fizik Derneği, 25 Kasım 2017 tarihinde Genel Kurulunu toplayarak gelecek iki yıl için yeni yöneticilerini seçti. Yeni çalışma döneminde, Yönetim Kurulu'nda görev alan arkadaşlarımıza başarılar diliyoruz.

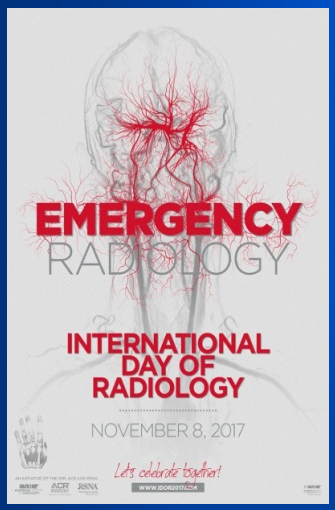
2017 sonu itibari ile elektronik dergimiz MedfizOnline 2. yaşını doldurdu. Bir başka ifade ile elinizdeki 12. sayımızı çıkardık ve sizlere ulaştırdık. Kolay değil. Sizlerin katkıları olmadan bu günlere ulaşmak mümkün değildi. Her aşamada, çok değerli ve saygıdeğer katkılarınız dergimizin bu günlere gelmesinin temel nedenini oluşturdu. Bu katkıların süreceğine olan inancımızla 3. yılımıza hazırlanıyoruz. Yeni dönemde, dergimizin genel içeriği önemli değişiklere uğramayacak. Oturmuş olan formatı sizlerden gelen öneriler ışığında ufak tefek değişiklikler dışında bozulmayacak.

İzlediğiniz gibi, dergimiz bir hakemli dergi değil. Derginin genel çatısı gündeme geldiğinde böyle bir dergi hiç gündeme gelmedi. Böyle bir çaba da gerçekleşmedi. Bir anlamda hakemli dergi Medfiz@Online elektronik dergi boyutlarını aşıyor. Hakemli dergi, kurumsal bir yapı etrafında, kuralları, mevzuatı önceden belirlenmiş ve adı önceden konmuş kurallara uyulmak zorunda kalınan profesyonel ve bütçesi olan bir yapı. MedFiz@Online editör grubu olarak, böyle bir yayın oluşumunun her zaman desteklediğini burada vurgulamak isteriz.

Medfiz@Online elektronik dergisi, medikal fizikçilerin arasındaki bilgi birikimini paylaşan, medikal fizik toplumunu ilgilendiren yayın, rapor, rehberleri tanıtan, uygulamalar hakkında bilgi aktaran, medikal fizikçilerin görüşlerine yer veren popüler bir araçtır. Bu özelliği sayesinde geniş meslektaş kitlesine hitap edebilmektedir.

**Marie Curie: 150 Yaşında.**

Geçtiğimiz 7 Kasım 2017 tarihinde **"Uluslararası Medikal Fizik Günü"**nü kutladık. 12. Sayımızda bu konuda Nural Öztürk arkadaşımızın özenle hazırlanmış yazısını bulacaksınız. Her yıl değişik temalar öncülüğünde medikal fizik toplumunun dikkatini çeken bu günde toplantılar, seminerler, sempozyumlarla düzenlenerek medikal fizik toplumu yeni hedefler için bir araya geliyorlar. Bu nedenle, Uluslararası Medikal Fizik Günü bizler için önemli bir kilometre taşıdır.




8 Kasım 2017 tarihi ise **"Uluslararası Radyoloji"** günü idi. Europian Society of Radiology (ESR), Raiological Society of North America (RSNA) ve American College of Radiology (ACR) kurumları bu günü birlikte kutladılar. Ana temaları; güvenli hasta tedavisi ve acil bölümlerine radyolojinin katkısı ve sağlık yönetiminde radyolojinin yaşamsal rolü şeklinde ifade edilebilir. Bilindiği üzere, 8 Kasım tarihi aynı zamanda Wilhelm Conrad Röntgen'in 1895 yılında X-Işınının varlığını keşfettiği tarihtir.

MedFiz@Online dergisi olarak radyoloji alanında çalışan tüm meslektaşlarımızın ve radyoloji çalışanlarının uluslararası radyoloji gününü kutluyoruz.

Son olarak, tekrar edelim, dergimizin 2. yaşı hepimize kutlu olsun.

2. yaşımıza ulaştığımız bu günlerde 2017 yılını da bitiriyoruz. 2018 yılının tüm toplumumuza barış, dostluk, beraberlik, sağlık ve huzur getirmesini diliyoruz.

**Haluk Orhun**

# AYIN RAPORU: ICRU 91; KÜÇÜK FOTON HÜZMELERİ İLE STEREOTAKTİK TEDAVİLERİN REÇETELEME, KAYIT VE RAPORLAMASI

**Med. Fiz. Doç. Dr. Tülay ERCAN**

Bu rapor stereotaktik radyoterapi (SRT), stereotaktik radyocerrahi (SRS), stereotaktik vücut radyasyon tedavisi (SBRT) ve stereotaktik ablatif vücut radyasyon tedavisi (SABR)'ni kapsar. SRT, fraksiyon başına yüksek doz ile birkaç fraksiyonda stereotaktik lokalizasyon tekniklerinin (örn., hedefin lokalize edilmesi için üç boyutlu bir koordinat sisteminin kullanılması) çoklu küçük foton hüzmeleri veya volümetrik ark (VMAT) tekniklerinin kullanılarak yapıldığı radyasyon tedavisidir.

SRS ve SBRT'nin klinik reçetelerinde, bazıları klinik öncesi çalışmalara dayanan bazıları lineer- kuadratik (LQ) modeli kullanarak modellenen ve diğerleri deneme yanılma deneyimlerinden kaynaklanan geniş çeşitliliktedir. LQ modelinin SRS / SBRT senaryolarındaki sınırlamaları, kök hücreler, vasküler hasar, bystander etkiler ve immün aracılı etkiler veya bunların kombinasyonları ile ilgili yeni hücre ölüm mekanizmalarının muhtemel varlığını önerebilir. Bu nedenle, klasik ve yeni radyobiyoloji ile mevcut uygulama ve gelecekteki hipo-fraksiyon oluşturma klinik araştırmaları için daha iyi bir gerekçe geliştirilmeli ve yüksek dozlar için modelleme şemalarının, kanıta dayalı tümör kontrolü ve normal doku anlayışını yansıtacak şekilde iyileştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Hipofraksiyone radyobiyolojisinin anlaşılması, tedavi sürelerinin kısaltılması ve potansiyel olarak iyileştirilmiş sonuçların klinik başarıları ve sosyo-ekonomik avantajlarından yararlanılarak yenilenen yoğun bir ilgi odağı haline gelmiştir.

Radyasyon tedavisinde klinik tıp fiziğinin rolü, reçetenin doğru bir şekilde verilmesini sağlamaktır. Kapsamlı kalite güvencesi, SRT cihazının kabulü, devreye sokulması, görüntü kılavuzluğu ve verilmesinde radyasyon tıbbının tüm yönlerini kapsar. Küçük alanların kullanıldığı radyasyon tedavisinde son zamanlardaki olaylar, küçük alanların dozimetrisinin karmaşık ve hatalara eğilimli olduğunu gösterdi. Hassas ışın kalibrasyonu, tedavi planlaması, tedavinin verilmesinin doğruluğu ve kalite güvencesi bakımından gereksinimler radyasyon tedavisinin diğer alanlarından daha çarpıcıdır. SRT programındaki tüm meslek grupları arasındaki aktif işbirliği, tedavi kalitesi ve hasta güvenliği açısından kritik öneme sahiptir.

Hızlandırıcılardan gelen küçük hüzme dozimetresinde üç ana özellik hâkimdir. Birincisi, küçük hüzmelerin oluşturduğu absorbe doz dağılımları, konvansiyonel radyoterapilere kıyasla tedavi hacminin çok daha büyük bir fraksiyonunda yüklüparçacık dengesinin olmaması ile karakterizedir. Bu durumun, özellikle doku heterojenlikleri çevresinde doz ölçümlerinde ve tedavi planlama doz hesaplamalarında etkileri vardır. İkincisi, küçük hüzmelerde kaynağın bir kısmı genellikle kolimasyon sistemi tarafından engellenir ve hüzme-penumbra örtüşmesine ve bunun sonucunda output fluence oranında belirgin bir azalmaya neden olur. Penumbra örtüşmesi, geometrik hüzme tanımına kıyasla küçük hüzmelerde etkili hüzme genişlemesine yol açar.

Üçüncü olarak, küçük hüzmelerde absorbe edilen dozun ölçümü, kullanılan dedektörün boyut ve yapım detaylarına büyük ölçüde bağlıdır. Standart 10 cm × 10 cm radyasyon hüzmelerine uygulanabilen geleneksel kalibrasyon teknikleri, küçük hüzmelere değişiklik yapılmaksızın uygulanamaz ve bunun için ek dedektör düzeltme faktörleri doğru bir şekilde bilinmelidir. Bu özellikler, küçük alan dozimetrelerinde belirgin dozimetrik belirsizliklere neden olmuştur.

Çoğunlukla dedektörün hassas bölgesindeki materyal ile ilgili olan üç temel ölçüt, küçük alan absorbe doz ölçümleri için belirli bir dedektörün uygunluğunu gerektirir: (1) dedektörün hassas bölgesi radyasyon emilim özellikleri bakımından su eşdeğeridir; (2) hassas bölgenin kütle yoğunluğu, suyun kütle yoğunluğuyla aynı veya yakın; ve (3) hassas bölgenin boyutu alan boyutuna kıyasla küçük yapılabilir. Küçük alanlardaki dedektör tepkisini kuvvetle etkileyen fiziksel fenomen, hacim ortalamasının ve fluence dalgalanmasının etkileridir. Sonuncusu, gazla doldurulmuş iyonizasyon odacıklarındaki gaz boşluğu veya diyot dedektörlerinin kablolanmasında kullanılan metaller gibi sudan önemli derecede farklı yoğunluklu malzemelerin kullanılması olabilir.

SRT'de referans dozimetre için formalizimde, modern küçük alan radyasyon tedavi cihazları için bir özel referans alanı (msr) (machine spesific referans field) kavramı tanımlandı. msr genelde düzleştirme filtresi içermez. Konvansiyonel alanda hava ile doldurulmuş iyonizasyon odasının kalibrasyon katsayısının, bu durumu hesaba katacak şekilde değiştirilmesi gerektiği için iyonizasyon odacığına özgü düzeltme faktörü, $k_{fmsr,fref}$ **Qmsr,Q** kullanılır. Mevcut Rapor, rölatif output faktörlerini belirle-

mek için farklı dedektörlerin kullanılmasını ve ölçülen verilerin $k^{J_{clin}, J_{msr}}_{Qclin, Qmsr}$, spesifik düzeltme faktörleri ile düzeltilmesini önermektedir. Bu şekilde ölçülen rölatif output faktörleri, aynı tedavi cihazlarının bulunduğu diğer merkezler tarafından elde edilen çıktı faktörleri ile çapraz karşılaştırılmalıdır.

SRT'de tedavi oranı, minimum hacim normal doku ışınlaması ile kombine edilen hedef hacimde optimal dozu sağlayan dik doz düşüşü ile son derece konformal doz dağılımlarının sağlanmasıyla optimize edilir. Stereotaktik radyoterapide hedefe yüksek doz verirken, risk altındaki organların üzerindeki etkiyi azaltmak için sıkı marjlar ve dik doz gradyanları gerekir. ICRU'nun 50 (ICRU, 1993), 62 (ICRU, 1999), 71 (ICRU, 2004) ve 78 (ICRU, 2007) raporlarında tanıtıldığı gibi, hem tümör hem de normal dokularla ilgili volümler, tedavi planlaması ve raporlama süreçleri için tanımlanır. Doz, hedef hacimler ve risk altındaki normal doku hacimleri belirtilmeden reçete edilemez, kaydedilemez ve rapor edilemediğinden, bu volümlerin tanımlanması planlama sürecinde zorunlu bir adımdır. Klinik sonuçları karşılaştırmak ve çoğaltmak için, hedefin ve risk altındaki organların tanımlarının mümkün olduğunca net ve tekrarlanabilir olması önemlidir. GTV, CTV ve OAR, bilinen (GTV) ve / veya şüphelenilen (CTV) tümör infiltrasyon hacimlerine ve radyasyona maruz kalabilecek ve tedavi reçetesini etkileyebilecek risk altındaki organ volümleridir. ITV, PTV ve PRV'nin aksine, GTV ve CTV'nin anatomik / fizyolojik bir temeli vardır; bunlar, ilgili CTV'ye ve OAR' e emilen dozun klinik olarak kabul edilebilir olmasını sağlamak için konulan kavramlardır. SRT'de, GTV'nin olmadığı veya GTV'nin açıkça tanımlanmadığı, ancak PTV'nin doğrudan bir CTV'ye (örn., bir beyin metastazı rezeksiyonunu takip eden bir cerrahi boşluk) dayalı olduğu durumlar olabilir. Tümör olmayan hedeflerin tedavisinde, tremor, trigeminal nevralji veya arteryel venöz malformasyonların tedavisinde olduğu gibi, CTV kavramı daha az uygulanabilir olabilir. GTV'den CTV'ye bir genişleme kullanımı rutin olarak kafa kemiğinin dışındadır, bu nedenle klinik bir tercih olarak GTV ve CTV'nin aynı hacimleri temsil etmesi kararlaştırılabilir. Bu durumda, CTV hala tanımlanmalıdır.

SRT için kullanılan teknikler ve ekipmana göre, görüntü elde etme biçimi değişebilir. Resmi yazılı protokoller, hacim tanımı, görüntü kalınlığı, edinim zamanlaması vb. için düşünülen görüntüleme sürecini önceden tanımlayan raporlar her departmanda mevcut olmalıdır. Küçük alan tedavileri daha az fraksiyonda verilmekte ve bu nedenle daha az affedici olmasına rağmen rasgele hata için, hareketsizlik ve görüntü-yönlendirme protokolleri daha sıkı olma eğilimindedir ve böylece küçük PTV marjları kullanılabilir. Kafa radyo cerrahisinde, toplam geometrik belirsizlikler genellikle küçük ve 1 mm'den daha azdır. Emilen doz doğrudan GTV'ye reçete edilecek olsa da, bir PTV'ye bildirilmesi önerilir. Bu durumda klinik çalışmaları karşılaştırmak ve değerlendirmek mümkündür.

OAR' lar için doz hacmi kısıtlamaları, esasen "geleneksel fraksiyonlama" ile tedavinin retrospektif klinik gözlemlerinden elde edilir. Küçük alan radyoterapisinde tipik olarak daha yüksek bireysel fraksiyonlarda uygulanan, günde 1,8 Gy - 2 Gy' den tedavi edilen çalışmalardan elde edilen tolerans seviyeleri doğrudan uygulanamaz ve toleransların yeni klinik tecrübelerden öğrenilmesi gerekmektedir. Bu Rapor, tedavi programında gözlenen toksisitenin kaydedilmesi ve değerlendirilmesi için bir iç politika önermektedir ve prospektif çok merkezli çalışmaların yapılmasını ve veya katılımını şiddetle tavsiye etmektedir.

SRT' de, sudan önemli derecede farklı kütle yoğunluğu olan heterojen bölgelerdeki yanal elektron saçılımının doğru modellenmesi kritiktir. Yanal elektron saçılımının etkisi, ikincil elektronların yanal aralığı arttıkça artan enerjiyle birlikte artar. Bu nedenle, SRT'deki tedavi planlamasında, heterojen yoğunluğa sahip dokudaki dozu doğru bir şekilde hesaplamak için, Monte Carlo gibi gelişmiş model tabanlı absorbe doz hesaplama algoritmaları veya deterministik algoritmalar kullanılmalıdır. Bu amaçla, kolimasyon sistemlerinin [örn. Kolimatorler ve çok yapraklı kolimatörlerin (MLCs)] modellemesi ve sızıntıları, kaynak noktasının göreceli konumu, şekli ve boyutu hakkında bilgi toplanması doğru hüzme-model sunumunda ve sonuçta absorbe dozun doğru hesaplanmasında anahtar rol oynamaktadır. Doz raporlaması, doz belirsizliği, grid boyutu etkileri ve küçük hacimlerde doz hesaplamaları dikkatlice düşünülmelidir. Küçük alan planlama-sistemlerini devreye almak için, veri ediniminde kullanılan dedektörün uygunluğu esastır. Devreye alma ve geçerlilik süreci, doku heterojenliklerinin bulunduğu ortamlarda algoritmanın performansını doğrulayan testleri içermelidir.

Görüntü rehberliğinin kullanılması, SRT uygulamasında kritik öneme sahiptir. Günlük tedavi varyasyonlarını en aza indirgemek için görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) teknolojisi hastayla tedavi pozisyonunda gerçek zamanda geometri ve anatomik bilgi sağlamak için yaygın şekilde benimsenmiştir. SRT tedavilerinde bu günlük değişmeler, küçük alanlarla verilen absorbe-doz dağılımında yüksek gradyanlar bulunduğundan, konformal radyasyon tedavisine kıyasla absorbe-doz dağılımı üzerinde daha büyük bir etkiye sahiptir. Dahası, SRT'de hipo-fraksiyonlu bir şema genellikle kullanılmaktadır ve bu nedenle, dozun birçok fraksiyona oranla ortalamasından ziyade orijinal plana uyacak günlük düzeltme yapılarak verilmesi gereklidir.

Bu, tedaviden önce hem hedefin tedavi planına göre hem de tedavinin verilmesi sırasında hedef volümün iç organlardaki değişimlerine göre değişmeyi içermelidir. SRT, hedefe iletilen absorbe dozun doğruluğuna ek olarak hassaslık üzerine kuruludur. Bu hassasiyet, birkaç fraksiyonda fraksiyon başına yüksek dozların verilmesinde önemlidir. Bu nedenle, tüm prosedürler boyunca tüm tedavi pozisyonlarında hedef konumun doğrulanması ideal olarak milimetre altı hassasiyetle gerçekleştirilmelidir.

SRT ile elde edilen dik doz gradiyentlerinden yararlanmak için, CTV'den PTV'ye marjın seçilmesi kritik öneme sahiptir. Organ hareketinin, verilen doz ile PTV ve PRV' lerde planlanan doz arasındaki değişimi etkileyebileceğinden intra-fraksiyon hedef konumunun değerlendirilmesi ve yönetiminin devamlılığını sağlamak önemlidir. Tedavi sırasında hareketli hedeflerin hedeflenememe ihtimali IGRT olmadan çarpıcı biçimde artabilir.

Küçük alan hüzmeleri kullanarak radyasyon tedavisi ile uğraşan bir kurum kapsamlı bir kalite güvencesi (QA) programı oluşturmalıdır. Bu QA programı için, önceden yazılan absorbe doz dağılımının hedeflenen hedefe sadık kalarak yapılmasını sağlayan prosedürlerden oluşur ve başarısı tüm radyasyon tedavisi profesyonel ekibinin katılımını gerektirir. Böyle karmaşık ve hassas bir prosedür için, uzmanlaşmış ve özel bir takım kurmanız önerilir. Yeni bir küçük alan hüzme tedavi programı başlatan kurumun, kurulu diğer kuruluşlarda aynı ekipmanın kullanıcılarının dozimetrik verilere erişebilmesi, başka bir kurumdan bağımsız dış denetim alması ve tercihen bir uçtan uca (E2E) kontrol gerçekleştirmesi önemlidir. Hastaya özel QA' deki diğer önemli hususlar, SRT tedavi planlarında mevcut olan dik eğimleri ölçmek için uygun olan fantom ve dedektörlerin kullanılmasıdır. Bir hastaya tedavi verilmeden önce her SRT için kullanılacak bir kontrol listesi geliştirmek faydalıdır.

Bir tedavi planının geliştirilmesi süreci üç ana bileşenden oluşur:

1. İlgili tüm volümlerin tanımlandığı ve istenen absorbe doz seviyelerinin belirlendiği (doktor) görüntü temelli bilgileri kullanarak "planlama amaçlarının" tanımlanması ve açıklaması;
2. Başarıyı sağlamak için optimizasyonu ve plan iyileştirme (fizikçi) gerçekleştirmeli ve
3. Hem doktor tarafından tanımlanan "reçete" hem de talep edilen "teknik veriler" ile birlikte "kabul edilen tedavi planının" tüm basamaklarından doktor ve ilgili fizikçi sorumludur.

Doz raporlaması için bu Rapor aşağıdaki ölçümleri önermektedir.

1. $D_{50\%}$, PTV medyan absorbe dozu belirler. Rapor, her vaka için bir CTV'nin tanımlanmasını önerdiğinden, CTV için $D_{50\%}$ de rapor edilebilir. Emilen doz dağılımının doku yoğunluğundaki değişikliklerden şiddetle etkilendiği periferik akciğer lezyonlarının spesifik olgusunda, etkilenmemiş akciğer parankimi, $D_{50\%}$ (GTV / CTV) içermeyen bir hedefe uygulanan doz sistematik olarak olması bildirildi.
2. SRT yakın maksimum doz, $D_{near\text{-}max}$ ICRU Raporu 83'te (ICRU, 2010) ($D_{2\%}$) önerilen şekilde, 2cm$^3$'ten büyük veya eşit olan PTV V için maksimum hacim, PTV'nin %2' sini temsil eder. 2cm$^3$'ten daha düşük PTV V için near-max, 35 mm$^3$'lük mutlak volüm olup bu durumda $D_{35mm}$3 bildirilmişti
3. SRT minimum doza yakın doz, $D_{near\text{-}min}$ ICRU Rapor 83 (ICRU, 2010) ($D_{98\%}$) 'de tavsiye edildiği üzere, 2 cm$^3$' den büyük veya eşit PTV V için min.'a yaklaşan hacim PTV'nin % 2'sini temsil eder.

2 cm$^3$'ten küçük PTV V için, minimum' a yakınlık 35 mm$^3$ ' lük mutlak bir hacimdir ve bu durumda $D_{V\text{-}35mm}{}^3$ rapor edilir.

# EK A. KLİNİK ÖRNEKLER

## A.1 AKCİĞER KANSERİ

### A.1.1 Hasta Hikayesi

79 yaşında bir erkek, Şubat 2015'te göğüs röntgeninde artan nefes darlığı ve kitle yakınması ile başvurdu. Kitle sol orta lobda ve BT taramasında 12 mm çapında idi. Bronkoskopide skuamöz hücreli karsinoması ve PET (BT) taraması akciğerinde tek başına PET-pozitif bir nodül gösterdi. Hastanın FEV1 (forced expiratory volume) 1130 ml olan (beklenen değerin % 46'sı) KOAH GOLD sınıf III öyküsü ve serebrovasküler kazalar ve geçici iskemik atak öyküsü vardı. Havalandırma / perfüzyon taraması sağ akciğerin ventilasyon / perfüzyon kapasitesinin %48'ini sağladığını, sol akciğerin %42'sine katkıda bulunduğunu gösterdi. Hastanın vasat bir akciğer fonksiyonu olduğu için, ameliyat edilemez olarak kabul edildi. Bu hasta, CyberKnife ile tedavi edilmek üzere stereotaktik tedavi için yönlendirildi.

### A.1.2 Tedavi Yaklaşımı

Tedavinin amacı hastayı iyileştirmekti.

### A.1.3 Simülasyon

Hasta planlama için yapılan CT taramasında vakum yatağı üzerinde prone tedavi pozisyonunda yatırıldı. Tedavi planlaması BT taraması geniş oyuklu çok dilimli BT simülatörde nefes verme (exhalation) sırasında intravenöz kontrast ile yapıldı. Hasta dişleri ile karın ortasına kadar tarandı. Transaksiyel görüntüleme 1.5 mm dilim kalınlığına sahipti.

### A.1.4 Hedef Hacim ve OAR seçimi ve Çizimi

Planlama CT, tedavi planlama sistemine aktarıldı (Accuray, Sunnyvale, CA). Daha sonra tümör ve risk altındaki organlar (OAR) konturlandı. Gross tümör hacmi (GTV, 1.5 $cm^3$) akciğer penceresi kullanılarak konturlanmıştır. Planlama hedef hacmi (PTV, 6.7 $cm^3$), GTV'ye 5 mm'lik bir marj eklenerek elde edildi. OAR'lar akciğerler, kalp, özofagus ve omurilik idi.

### A.1.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

Toplam doz PTV'ye (dış sınırına) reçete edildi ve PTV hacminin %95'i reçete dozunu almak zorundaydı. Periferik akciğer tümörü açısından risk altındaki organlar için doz kısıtlamaları **Tablo A.1**'de gösterilmektedir.

**Tablo A.1. 51 Gy ile 3 fraksiyonda tedavi edilen perifer tümör için doz kısıtlamaları**

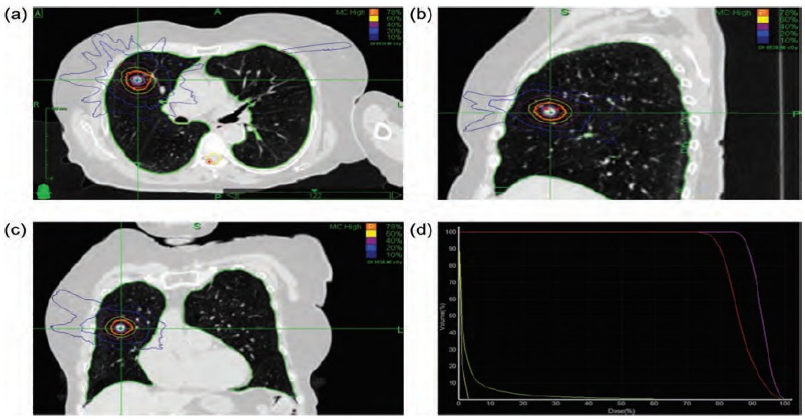
| Organ | $D_{max}$ (Gy) |
|---|---|
| Spinal Cord | 18 Gy |
| Esophagus | 21 Gy |
| Trachea and main bronchus | 33 Gy |
| Plexus brachialis | 21 Gy |
| Liver* | 17 Gy |
| Organ | Volume & dose |
| Lung minus GTV | <31 % should receive 13 Gy |

### A.1.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlaması, Cyberknife'ın tedavi planlama sistemi olan Multiplan 2.2.0 ile yapıldı (Accuray, Sunnyvale, CA). Multiplan, eşdeğer yol uzunluğu (EPL) ve Monte Carlo (MC) doz hesaplama algoritmalarını uygulamıştır. MC dozu hesaplama algoritması geçerlilik kazanmıştır (Grofsmid ve ark., 2010). Multiplan'daki tedavi planları önce EPL ve daha sonra MC ile yeniden hesaplandı. Bu işlem, OnTarget ve Multiplan tedavi planlama sistemleri arasındaki ufak farkları ortadan kaldırmak için yapıldı. EPL ve MC hesaplamaları için yüksek çözünürlüklü bir grid (256 × 256) kullanıldı ve MC hesaplamasındaki A tipi belirsizlik %2 olarak belirlendi. MC hesaplama zamanı yaklaşık 5-10 dakikaydı.

### A.1.7 Reçete

PTV (dış sınır), 3 fraksiyonda 51 Gy doz ile tedavi edildi ve doz, % 74 izodoz hattına reçete edildi **(Şekil A.1)**.




**Şekil A.1. Cyberknife ile akciğer kanseri SBR tedavisi. Doz dağılımı eksenel (a), sagital (b) ve koronal (c) düzlemde ve doz hacmi histogramı (d) 'de gösterilmiştir. PTV kırmızı, mor renkte GTV, yeşil renkte "akciğer eksi GTV" ve sarı renkte omurilik gösterilmiştir. Doz,% 78 izodoz hattına (mavi) reçete edildi.**

### A.1.8 Hastaya Özgü Kalite Güvencesi (QA)

Stereotaktik akciğer tedavilerinin kalite kontrolü, bu stereotaktik ünite için genel bir QA programının parçasıdır. QA, haftalık olarak yapılır. Uçtan-uca (E2E) testler, Xsight akciğer takibi için E2E testin her 8 haftada bir gerçekleşmesi için dönüşümlü olarak yapılır. Belirteç (fiducial) izleme için E2E test, her 4 haftada bir yapılır. Hastaya özel QA, tedavi öncesi QA içermiyordu; Bunun yerine, bir kontrol listesine göre tedavi planının yarı otomatik bir kontrolünden oluşur. Bu kontroller, tedavi parametrelerini, izleme hizalamasını, plan ayrıntılarını, Monte Carlo kontrollerini ve bağımsız bir MU hesaplamasını içerir.

### A.1.9 Tedavinin Verilmesi

Doz CyberKnife ile iris kolimatörü kullanılarak verildi. Toplam olarak, 97 adet eş düzlemsiz (non-coplanar) hüzmeler, fraksiyon başına toplam 11 302 monitor unit (MU) ile verimiştir. Tümör, CyberKnife'ın belirteç izleme sistemi ile tedavi edildi.

### A.1.10 Doz Raporlaması

PTV 6.7 $cm^3$ idi. PTV'ye median ($D_{50\%}$) absorbe doz 56.0 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 50.4 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 63.4 Gy idi. GTV'ye ($D_{50\%}$) median absorbe doz 60.6 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 56.6 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 64.5 Gy idi. Normal dokulara (akciğerler, kalp, omurilik vb.) verilen dozlar kısıtlamalar dahilindedir (bkz. Tablo A.1).

## A.2 Prostat

### A.2.1 Hasta Hikayesi

73 yaşında bir erkek, 8.03 ng $ml^{-1}$ 'lik bir PSA'ya dayanan düşük riskli prostat kanseri (Gleason 3 + 3, AJCC Evre $T_{1C}$) tanısı aldı. 2012'de uygun riskli prostat kanseri için RTOG randomize faz II çalışma için hipofraktasyonlu radyoterapiye girdi (RTOG 0938).

### A.2.2 Tedavi Yaklaşımı

Tedavinin amacı hastayı iyileştirmekti.

### A.2.3 Simülasyon

Hastaya 4 intra-prostatik altın belirteç yerleştirildi.

### A.2.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

Prostat ve risk altındaki organlar planlama BT'sinde çizildi. Rektum anüsten 15 cm uzunluğa kadar konturlanmıştır. Planlama hedef hacmi, prostat artı 3 mm arka, 5 mm diğer tüm boyutlarda olarak tanımlandı.

### A.2.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

Planlama amaçları ve DVH kısıtlamaları **Tablo A.2**'de özetlenmiştir.

**Tablo A.2. Prostat olgusunda kullanılan planlama amaçları ve DVH kısıtlamaları**

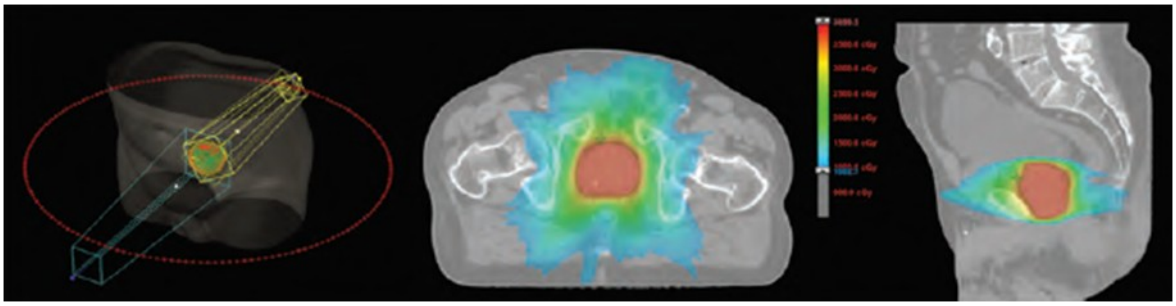
| Structure | Volume | Dose |
|---|---|---|
| PTV | Maximum dose (1 $cm^3$) | ≤107 % of prescription |
| | Minimum dose to 95 % of PTV | 100 % of prescription |
| Rectum | Maximum dose (1 $cm^3$) | ≤105 % of prescription |
| | Maximum dose (3 $cm^3$) | ≤95 % of prescription |
| | Dose to 50 % | ≤50 % of prescription |
| Bladder | Maximum dose (1 $cm^3$) | ≤105 % of prescription |
| | Dose to 10 % | ≤90 % of prescription |
| | Dose to 50 % | ≤50 % of prescription |
| Penile bulb | Maximum dose (voxel) | 100 % of prescription |
| | Maximum dose (3 $cm^3$) | ≤54 % of prescription |
| Femoral heads | Maximum dose (voxel) | ≤81 % of prescription |
| | Maximum dose (10 $cm^3$) | ≤54 % of prescription |
| Urethra | Maximum dose (voxel) | ≤107 % of prescription |

### A.2.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi Eclipse 10.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) ile analitik anizotropik doz hesaplama algoritması kullanılarak planlandı.

### A.2.7 Reçete

Tedavi 13 günde tedavi edilen ve toplam 36.25 Gy'ye kadar beş fraksiyonda gerçekleşmiştir **(Şekil A.2)**.



**Şekil A.2. Prostat SBR için hacimsel yay planı. Sol'dan: yay yörüngesi, prostat hedefi. Orta ve sağ, eksenel ve sagital görünüm.**

### A.2.8 Hastaya Özgü Kalite Güvencesi (QA)

Bağımsız monitör ünit doğrulaması bağımsız QA yazılımı (RadCalc 6, Lifeline Software Inc., Austin, TX) kullanılarak oluşturuldu. Doğrulanan nokta dozu, orijinal TPS'den hesaplamanın %3'ünde olduğu belirtildi. Buna ek olarak, her fraksiyon için, MLC konumlarını ve monitör birimlerini (MUs) ("dynalogs", Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) kaydeden dosyalar bir kurum içi yazılım kullanılarak analiz edildi.

### A.2.9 Tedavinin Verilmesi

Tedavi planlanmış ve hacimsel IMRT kullanılarak yapılmıştır. Dikey kolimatör açılarla birlikte iki co-planar arc kullanıldı. Görüntü yönlendirmesi için günlük ortogonal röntgen görüntüleri kullanıldı.

### A.2.10 Doz Raporlaması

**Hedef Volümler.** CTV hacmi 71.3 $cm^3$ ve PTV 126.7 $cm^3$ idi. CTV ve PTV'ye absorbe edilen medyan doz 37.5Gy idi. $D_{2\%}$ 38.1Gy, $D_{98\%}$ 36.4Gy idi. 1 $cm^3$'e yakın maksimum hedef doz reçete dozunun %105' idir.

**Risk Altındaki Organlar**.

Rektumdaki yakın maksimum doz (1$cm^3$) reçeteyle verilen dozun %97'si idi. Rektumun %50'sine doz reçete edilen dozun % 25'i idi. Mesaneye yakın maksimum doz (1$cm^3$), reçeteyle verilen dozun %101'idir. Mesanenin %50'sine doz, reçeteyle verilen dozun %2.5'u dur. Penil ampule (1 $cm^3$) yakın maksimum doz reçetenin %14'ü idi. Üretraya yakın maksimum (1$cm^3$) doz reçetenin %101'i idi. Femur başına maksimum nokta 17.6 Gy (Şekil A.2) idi.

Tedaviden iki yıl sonra hastanın PSA değeri 0.55 ng/ml idi ve hastanın mesane ve bağırsağına toksisiteye rastlamamıştı (hasta tedavi öncesi veya sonrasında cinsel olarak aktif değildi).

## A.3 Stereotaktik Radyoterapi ile Yeniden Işınlama

### A.3.1 Hasta Hikayesi

48 yaşında bir erkek, T3N1M1 sigmoid karsinomadan 4 yıl önce teşhis edildi. Tanı sırasında 1 karaciğer metastazı ve 1 akciğer nodülü vardı. FDG-PET / BT taramasında karaciğer metastazı ve primer tümör PET-pozitif, akciğer nodülü yoktu. Hastaya önce sigmoid rezeksiyon ve ardından 6 kez FOLFOX tedavisi uygulandı. Kemoterapiden sonra istikrarlı bir hastalığa sahipti ve 4. Segmentin wedge rezeksiyonu uygulandı. Bundan sonra uzun nodül progresifti ve bir biyopside adenokarsinoma saptandı. Akciğer metastazı stereotaktik radyoterapi ile 3 fraksiyonda toplam 60 Gy lik doz ile tedavi edildi. GTV akciğer penceresi kullanılarak çizildi. PTV, GTV'ye 5 mm'lik bir marj eklenerek elde edildi. OAR, akciğerler, kalp ve omurilikten oluşuyordu. Ters tedavi planlaması yapıldı. PTV'nin dış hattı, 3 fraksiyonda 60 Gy lik reçete dozu ile tedavi edildi ve doz, %80 izodoz hattına reçete edildi (Şekil A.1). İki yıl sonra, radyofrekans ablasyonla tedavi edilen 3 karaciğer metastazı teşhisi yapıldı. Bundan üç ay sonra, bir önceki akciğerin bir cm distalinde bulunan yeni bir akciğer metastazı teşhis edildi.

### A.3.2 Tedavi Yaklaşımı

Tedavinin amacı hastayı iyileştirmekti.

### A.3.3 Simülasyon

Hasta planlama CT taraması için kullanılan bir vakum yatağı üzerinde yüzükoyun tedavi pozisyonunu ile alındı. Tedavi planlaması BT taraması geniş oyuklu çok dilimli BT simülatörde ekshalasyon sırasında intravenöz kontrast ile yapıldı. Hasta dişleri ile karın ortasına kadar tarandı. Transaksiyel görüntüleme 1.5 mm dilim kalınlığına sahipti.

### A.3.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

Planlama BT, tedavi planlama sistemine (Accuray, Sunnyvale, CA) gönderildi. Daha sonra risk altındaki tümör ve organlar (OAR) konturlandı. Gross tümör hacmi (GTV,3.28 $cm^3$) akciğer penceresi kullanılarak konturlandı. Planlama hedef hacmi (PTV, 14.0 $cm^3$), GTV'ye 5 mm'lik bir marj eklenerek elde edildi. OAR heriki akciğer, kalp ve omurilikten oluşuyordu. Mevcut ve önceki tedavi planında akciğerler ve kalpler tamamen konturluydu. Özofagus, omurilik ve trakea her tedavi planında konturlu organ uzunluğunun her iki BT taramasında eşit olacağı şekilde çizildi. Konturlanan organın uzunluğu, karina ve omur gibi anatomik yapılara ve her iki planın radyasyon alanlarının boyutlarına dayanıyordu.

### A.3.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

Toplam doz PTV'nin dış sınırına reçete edildi ve PTV hacminin %95'inin reçete edilen dozu alması gerekliydi. Bir akciğer metastazının risk altındaki organları için doz kısıtlamaları Tablo A.1'de gösterilmektedir.

### A.3.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlaması, Cyberknife'ın tedavi planlama sistemi Multiplan 2.2.0 ile yapıldı (Accuray, Sunnyvale, CA). Multiplan da hem EPL hem de Monte Carlo (MC) doz hesaplama algoritmaları kullanılmıştır. MC doz hesaplama algoritması, kurumumuzda doğrulanmıştır (Grofsmid ve ark., 2010). Multiplan'daki tedavi planları önce EPL ve daha sonra MC ile tekrar hesaplandı. Bu, On Target ve Multiplan tedavi planlama sistemleri arasındaki ufak farkları ortadan kaldırmak için yapıldı. EPL ve MC hesaplamaları için yüksek çözünürlüklü bir matrix ($256^2$) kullanılmış ve MC hesaplamasındaki varyans %2 olarak belirlenmiştir. MC hesaplama süresi yaklaşık 5-10 dakikaydı. Doz toplamı için tedavi planları Monte Carlo algoritması ile tekrar hesaplandı. BT taramaları, doz dağılımları ve yapı setleri, analiz için bir (kendi bünyesinde geliştirilen) yazılım platformuna gönderildi. Birincisi, iki BT taraması otomatik bir kemik eşleşmesi (çevirme ve döndürme) kullanarak sıkı bir şekilde hizalanmıştır. Ardından, her organ için ayrı ayrı, risk altındaki organların kontürlerine dayanarak rijit olmayan bir kayıt yapılmıştır. Elde edilen dönüşümü kullanarak tekrar ışınlamanın doz dağılımı ilk tedavinin doz şebekesine eşlendi ve her iki doz dağılımını da $\alpha / \beta = 3$ Gy olan 2 Gy fraksiyonlarında eşit efektif bir doza dönüştürdükten sonra doz değerleri toplandı. ($EQD2_3$) (Bentzen ve diğerleri, 2012). Son olarak, risk altındaki organların doz hacmi histogramları (DVH) toplam doz dağılımı kullanılarak hesaplandı.

Akciğerin aldığı hacim yüzdesi $EQD2_3$ = 20 Gy veya daha fazla ($V_{20}$) ve ortalama akciğer dozu (MLD), GTV, CTV veya PTV çıkarılmadan hesaplatıldı. Bunun nedeni, ilk ışınlamanın hedefinin her zaman, ikinci ışınlamanın hedefi olan akciğerde aynı yerde olmadığıdır. Bu nedenle, hedefin çıkarılması ile birlikte akciğerin doz eklenmesi, deforme bir akciğerde bir doz ilavesi ile sonuçlanacaktır. Bu deforme olmuş akciğer, tedavi anında mevcut değildi ve bu nedenle yanlış hesaplamaya neden olacaktı.

### A.3.7 Reçete

PTV'nin dış hattı, 3 fraksiyonda 60 Gy dozunda tedavi edildi ve doz, % 80 izodoz hattına reçete edildi.

### A.3.8 Hastaya Özel QA

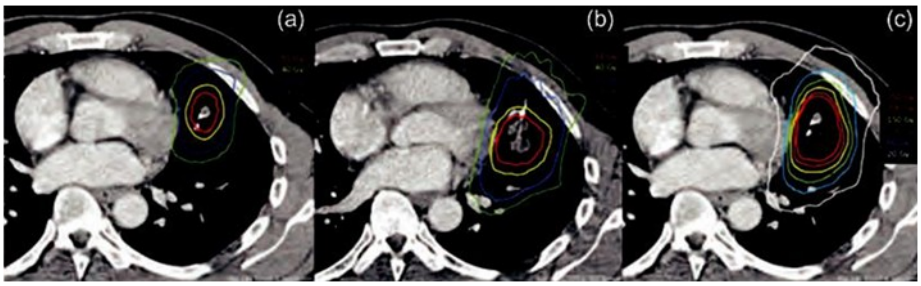
Belirli bir hasta QA uygulanmadı.

### A.3.9 Tedavinin Verilmesi

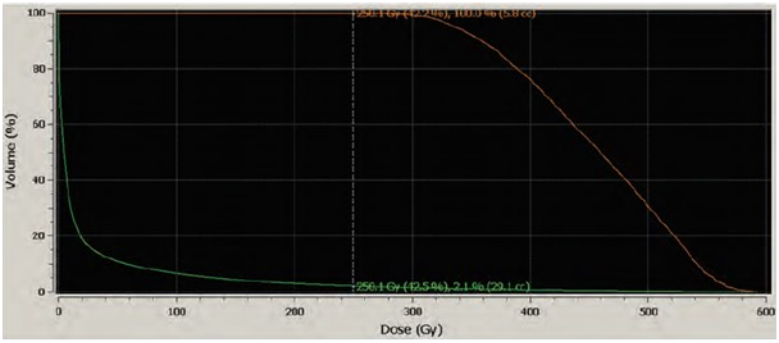
Doz CyberKnife sistemi ile verildi. Toplamda, coplanar olmayan hüzmeler ile kV izlemesi kullanılmıştır.

### A.3.10 Doz Raporlaması

PTV 14.0 $cm^3$ idi. PTV'de ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 66.9 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 57.6 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 73.3 Gy idi. GTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 71.4 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 64.5 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 73.2 Gy idi. Normal dokulara (ör. Akciğerler, kalp, omurilik) verilen dozlar kısıtlama içerisindeydi (bkz. Tablo A.1). Doz toplamının bir sonucu olarak, sol akciğerdeki maksimum $EQD2_3$, 589Gy ve 29 $cm^3$'lük $EQD2_3$, 250 Gy veya daha fazlaydı. Şekil A.3, ilk ışınlama, ikinci ışınlama ve hastada biriken doz dağılımının doz dağılımını göstermektedir. Şekil A.4 sol akciğerin DVH'sini ve PTV'yi göstermektedir. Hastanın ışınlamadan 2 yıl sonraki kontrolünde radyasyon tedavilerinden hiçbir toksisitesi yoktu.




**Şekil A.3. (a) ilk radyasyonun mutlak dozdaki doz dağılımı; (b) yeniden ışınlamanın mutlak fiziksel dozdaki doz dağılımı; (c) EQD23'te birikmiş doz dağılımı.**




**Şekil A.4. DVH, sol akciğerde biriken dozu (yeşil çizgi) ve PTV'yi (turuncu çizgi) gösteren yeniden ışınlama.**

## A.4 Helical TomoTerapi Kullanılan Omurga Olgusu

### A.4.1 Hasta Hikayesi

Metastatik clear cell böbrek kanseri nedeniyle bilinen 73 yaşındaki bir erkek L3 vertebra da ilerleyen hastalık geçirdi. Hasta daha önce palyatif nefrektomi sonrası Sunitinib ile tedavi altına alındı. 2012 yılında vertebral metastazların kitle etkisi dekompresif laminektomi ile giderildi.

### A.4.2 Tedavi Yaklaşımı

Ameliyat sonrası palyatif tedavi.

### A.4.3 Simülasyon

Hasta bir çift vakumlu yastık sistemi ile immobilize edildi ve her 1 mm'de edinilen 2 mm kalınlığında dilimler kullanarak bir BT simülatörüyle görüntülendi.

### A.4.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

Tümör ve risk altındaki organları daha iyi tanımlamak için, görüntüler bir 3D T2 simülasyon MRI ile birlikte kaydedildi. Klinik hedef hacim gross tümörü ve kalıntı kemik yapılarının anatomik olarak tanımlanmış bir bölümünü içeriyordu.

### A.4.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

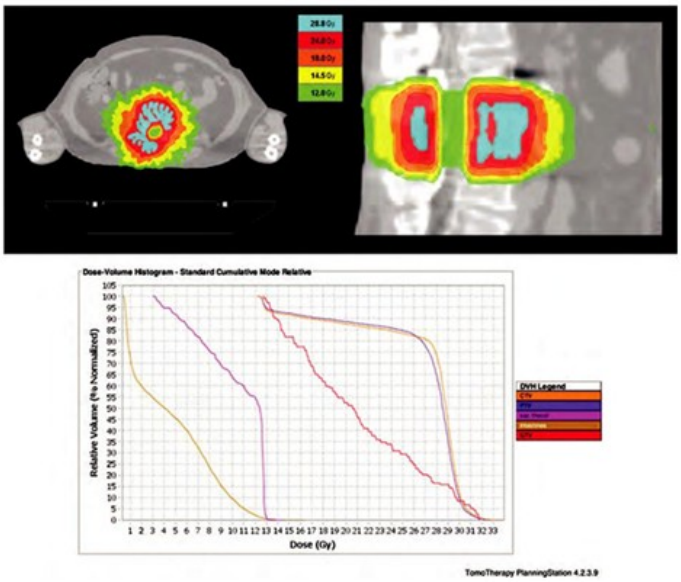
Tedavi Helical TomoTerapi ile planlandı. 2,5 cm çene ayarı, 2.1 modülasyon faktörü ve 0.11 lik pitch kullanılmıştır. Her fraksiyon her biri 6 Gy'lik iki helical ark ile birlikte verildi. Volumetrik megavoltage görüntüleme, her arkdan önce elde edildi.

### A.4.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlama sisteminde TomoTherapy (Accuray, Sunnyvale, CA), 'ince' hesaplama grid (0.234cmx0.234cmx0.3 cm) kullanıldı. TomoTherapy, collapsed cone yaklaşımına dayalı bir konvolüsyon / süperpozisyon algoritması kullanır.

### A.4.7 Reçete

24 Gy doz, 2 fraksiyon için tedavi planlama sisteminde belirtildi, böylece hedefin % 98'i 24 Gy reçete dozu alınacaktı (Şekil A.5).




**Şekil A.5. Helikal TomoTerapi kullanılarak planlanan Spine olgusu için doz dağılımı (üst panel) ve DVH'ler (alt panel). Gösterilen DVH'ler GTV, CTV, PTV ve OAR'lar (thecal sac, bağırsaklar) içindir.**

### A.4.8 Hastaya Özel QA

Hastaya özgü QA, iki diyot dizisinden oluşan bir ScandiDos Delta4 (ScandiDos, Uppsala, İsveç) üzerinde gerçekleştirildi. % 3'lük doz farkı ve 3 mm'lik mesafe uygunluk kriterleri kullanılarak, %97geçiş oranı ile bir gama analizi (Low ve diğerleri, 1998) ölçülmüştür.

### A.4.9 Tedavinin Verilmesi

Tedavi sırasında, bir tanesi tedavi öncesinde diğeri tedavi ortasında olmak üzere iki helikal mega voltaj CT'si alındı. Gerektiğinde, hastanın konumu, her görüntüden sonra gerekli tedavi masası çevirileri yoluyla düzeltildi (gantry başlama açısı da gerektiği gibi ayarlandı).

### A.4.10 Doz Raporlaması

Doz hacmi parametreleri Tablo A.3'te özetlenmiştir. Hastanın akut veya gecikmiş toksisite tedavisi olmamasına rağmen, maalesef üç yıl sonraki skala kesesinin kompresyonu ile L3 metastazının ilerlemesini tedavi etmek için ikinci bir cerrahi ve ikinci bir radyasyon seyri (4 fraksiyonda 30 Gy) gerekli idi.

**Tablo A.3. TomoTerapi ile omurga vakası için bildirilen doz hacmi parametreleri**

| Quantity | CTV | PTV | OAR thecal sac |
|---|---|---|---|
| $D_{50\,\%}$ (median dose) | 28.8 Gy | 28.6 Gy | |
| Average dose | 27.0 Gy | 26.9 Gy | |
| Volume | 137 $cm^3$ | 183 $cm^3$ | |
| $D_{2\,\%}$ | | 31.3 Gy | |
| $D_{98\,\%}$ | | 12.9 Gy | |
| $D_{0.1\,cm^3}$ (SRT near max) | | 32 Gy | 13.2 Gy |
| $D_{PTV-1\,cm^3}$ (SRT near min) | | 22 Gy | |
| $D_{max}$ (maximum point dose) | | | 14.7 Gy |

## A.5 CyberKnife ile Spine Olgusu

### A.5.1 Hasta Hikayesi

56 yaşındaki bir kadın lokalize ilerlemiş meme kanseri tanısı konduğunda bir LI kemik metastazıyla başvurdu. Öncelikle kemoterapi aldı, ancak 2 ay sonra nörolojik semptomlar olmaksızın lokal ağrıda artışa bağlı olarak stereotaktik radyoterapi düşünüldü. MRG, çökme olmaksızın tam omurga üzerinde tek başına bir metastaz gösterdi. Tedavi bir G4 CyberKnife (Accuray Inc.) ile düşünüldü.

### A.5.2 Tedavi Yaklaşımı

Tedavinin amacı, hastaya palyatif yaklaşımdı.

### A.5.3 Simülasyon

Hasta, planlama amacıyla BT taramasına bir vakum yatağı üzerine sırtüstü konumlandırılarak alındı. Tedavi planlama BT taraması, geniş çaplı çok kesitli BT simülatöründe intravenöz kontrast ile yapıldı. Transaksiyel görüntüleme 1.5 mm dilim kalınlığına sahipti.

### A.5.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

Daha sonra tümör ve OAR konturlandı. CTV tüm vertebra şeklinde konturlandı ve 161cm$^3$ ' lük bir hacme sahipti. PTV(286 cm$^3$) CTV artı 3mm marj bırakılarak yaratıldı. GTV konturlanmadı. PTV, GTV'ye 5 mm'lik bir marj eklenerek elde edildi. OAR karaciğer, barsak, böbrek ve omurilikten oluşuyordu.

### A.5.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

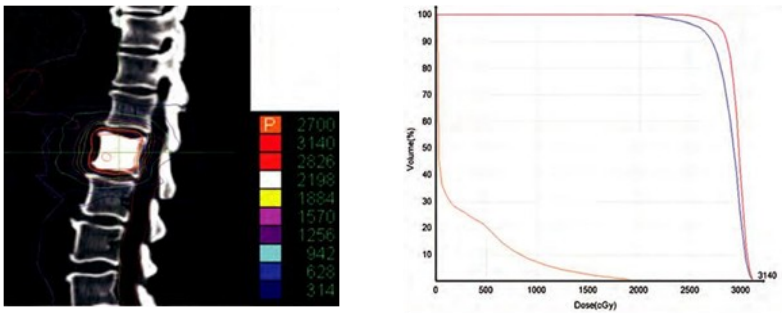
Planlama BT, tedavi planlama sistemine (Accuray, Sunnyvale, CA) transfer edildi. Ters tedavi planlaması yapıldı. X-sight spine kullanılarak tümör takibi için iki karşıt ortogonal (45 derece) dijital olarak yeniden yapılandırılmış radyografi (DRR) oluşturuldu.

### A.5.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlaması, CyberKnife (Accuray, Sunnyvale, CA) tedavi planlama sistemi Multiplan version 5.1 ile yapıldı. EPL algoritması (Ray-Tracing), reçete ve Monte Carlo doz hesaplaması için bir kontrol olarak kullanılmıştır.

### A.5.7 Reçete

PTV (dış çizgi), fraksiyon başına 9 Gy'lik doz ile 3 fraksiyonda 27Gy olarak tanımlandı ve doz, %85 izodoza tanımlandı (Şekil A.6).




**Şekil A.6. Doz dağılımı ve DVH (PTV mavisi, CTV kırmızı, turuncu turuncu).**

### A.5.8 Hastaya Özel QA

Hastaya özel QA uygulanmadı. Rastgele seçilen bir tedavideki QA, ayda bir yapılır.

### A.5.9 Tedavinin Verilmesi

Final plan, 188 adet ortak düzlemsel olmayan hüzmeden oluşmuştur.

### A.5.10 Doz Raporlaması

PTV 286 cm$^3$ idi. PTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 29.2 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 23.5 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ 30.8 Gy idi. CTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 29.7 Gy'dir.

## A.6 Beyin Metastazı

### A.6.1 Hasta Hikayesi

67 yaşında bayan hasta meme karsinomundan beyin metastazı ile başvurdu. Başka hiçbir metastatik lokalizasyon yok.

### A.6.2 Tedavi Yaklaşımı

Uzun süreli palyasyon

### A.6.3 Simülasyon

BT ve MR, tedavi gününde Leksell Çerçevesi ile gerçekleştirildi.

### A.6.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

Tümör 1 mm kalınlıkta MRG dilimlerine sahip bir Leksel GammaPlan (Elekta) üzerinde çizildi. Çerçeve belirteçlerine göre BT ve MR kaydedildi. Dış kontur BT'de otomatik segmente edildi. Kenar boşluğu kullanılmadı. GTV = 1.12 $cm^3$. OAR bütün beyinden oluşuyordu.

### A.6.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

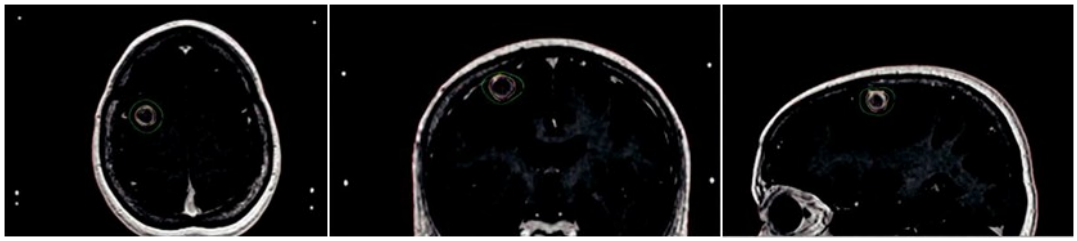
$V_{12\ Gy}$ (beyin) <5 $cm^3$

### A.6.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlaması GammaPlan v10.1.1 ile yapılmıştır. Algoritma, TMR10, yalnızca nokta reçetesinin derinliğine (maksimum doz) dayanır.

### A.6.7 Reçete

GTV, bir kesitte hacmin çevresinde 24 Gy doz ile tedavi edildi ve doz, maksimum dozun % 50'sine reçete edildi (Şekil A.7).



**Şekil A.7. Öncelikle sarı ve yeşil çizgilerde 24 Gy (reçete) ve 12 Gy izodoz gösterilir.**

### 6.8 Hastaya Özel QA

Hastaya özel QA uygulanmadı.

### A.6.9 Tedavinin Verilmesi

Doz 8mm lik kolimatör ile GammaKnife C ile 7 vuruş kullanılarak farklı zamanlarla gönderildi. Doz hızı 3.1 Gy $min^{-1}$.

### A.6.10 Doz Raporlaması

GTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 31.2 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 24.0 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ 44.7 Gy idi. V12 Gy (beyin) = 2.9 $cm^3$

## A.7 Akustik Nöroma

### A.7.1 Hasta Hikayesi

45 yaşındaki bir hasta işitme kaybı hikayesi ile başvurdu. MR tarafından belirlendiği gibi 2.2 cm sol akustik nöroma radyolojik bir tanı koymuştur.

### A.7.2 Tedavi Amacı

Tedavinin amacı hastayı iyileştirmekti

### A.7.3 Simülasyon

Hasta termoplastik bir maske kullanılarak simüle edildi. Simülasyon BT taraması intravenöz kontrast ve 2 mm kalınlık dilimleri ve 1 mm aralık ile elde edildi. BT görüntüleri, iki ince dilimli MR görüntü setine ortak kayıt edildi: kontrastlı bir 3D T1 görüntü seti (1 mm dilimler) ve focal gradient echo serisi (kararlı durumda yapısal girişim (CISS), 0.6 mm dilimler).

### A.7.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

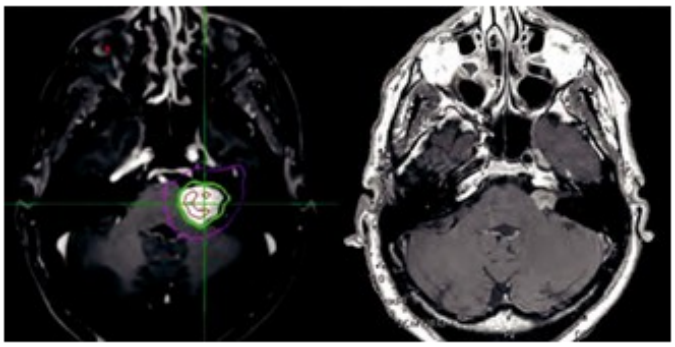
GTV hacmi 4.58 $cm^3$ idi. GTV, CTV ve PTV'ye eşitti. Gözler, ağız boşluğu ve beyin sapı risk altındaki organlar olarak tanımlandı (daha yeni uygulamalarda, koklea da düzenli olarak OAR olarak tanımlandı).

### A.7.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

Hüzmeler gözler veya ağız boşluğuna yönlendirilmeyecek şekilde engellendi. Konformite ve gradient, PTV etrafında tanımlanan eşmerkezli planlama yapıları kullanılarak optimize edilmiştir. 18 Gy'den fazla doz alan beyin sapı hacmi (beyinsapına azami doz olarak) en aza indirildi. Geliştirilmiş gradient ve koklear koruma hedefe daha fazla doz inhomojenliği ile sağlandı.

### A.7.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlaması, Cyberknife (Accuray, Sunnyvale, CA) tedavi planlama sistemi olan Multiplan 3.5.2 sürümü ile yapıldı. EPL algoritması (Ray-Tracing), yüksek çözünürlüklü grid de hesaplama için kullanılmıştır (Şekil A.8).



**Şekil A.8. Sol panel: Bir akustik nöroma tedavisi için doz dağılımı**

**(yeşil: 18 Gy reçete, kırmızı: 21 Gy, pembe: 9 Gy).**

### A.7.7 Reçete

Ardışık günlerde 3 fraksiyonda 18 Gy, % 83 izodoz yüzeyine tanımlanmıştır.

### A.7.8 Hastaya özel QA

Bağımsız monitör ünit doğrulaması bağımsız QA yazılımı (RadCalc 6, Lifeline Software Inc., Austin, TX) kullanılarak oluşturuldu. Nokta doz doğrulaması ile orijinal Accuray TPS hesaplamasının % 2 içinde olduğu belirtildi.

### A.7.9 Tedavinin verilmesi

İzosentrik olmayan plan stereoskopik görüntü yönlendirmesiyle verildi. 60 hüzme boyunca toplam 10151 monitör unit sağlamak için tek bir sabit 15 mm lik kolimatör kullanıldı.

### A.7.10 Doz Raporlama

GTV hacmi 4.29 $cm^3$'tür. GTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 20.4 Gy, 100 $mm^3$'lük bir hacim için minimum doz yakınındaki SRT 18.5 Gy ve 100 $mm^3$'lük bir hacim için maksimum doz yakınındaki SRT 20.6 Gy idi. Yakın minimum doz $D_{98\%}$ 18.4 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ 20.7 Gy idi. Uygunluk indeksi (CI) 1.4 idi. Gradient indeksi (GI) 4.7 idi.

## A.8 Hepatokarsinoma

### A.8.1 Hasta Hikayesi

Diabete ve çocuk A6 yaygın sirozu (alkol) ile geçmiş tıbbi hikâyesi olan 67 yaşında erkek hasta, sağ karaciğer nodülü (Şubat 2014'te 2 cm) için sevk edildi. Biyopsi, bir hepatokarsinoma yı teyit ediyor (Grade 2). O dönemde karaciğer yetmezliği nedeniyle, en iyi destekleyici bakım dışında spesifik bir tedavi önerilmedi. Haziran 2014'te, yeni evreleme, karaciğer kütlesi stabil (2.5 cm) daha iyi karaciğer fonksiyonu sergiledi. SBRT multidisipliner bir kurul tarafından önerildi.

### A.8.2 Tedavi Yaklaşımı

Tedavinin amacı hastayı iyileştirmekti.

### A.8.3Simulasyon

Lezyonun etrafına altın tohumları (belirteçler) implante edildi. Belirteç markerler yerleştirildikten 7 gün sonra hasta tedavi planlaması için CT taramasınına alındığında kullanılan bir yatak üzerinde sırtüstü pozisyonda idi. Tedavi planlama BT taraması ekshalasyon esnasında geniş çaplı BT ile intravenöz kontrast ile yapıldı. Hasta karinadan kalçalara tarandı. Aksiyel görüntüleme, konturlamada daha iyi bir kontrast elde etmek için 3 mm dilim kalınlığına sahipti; en yüksek çözünürlük ile belirteçlerin pozisyonlarını tanımlamak için 1 mm kalınlık dilimleri kullanıldı.

### A.8.4 Hedef Hacim ve OAR Seçimi ve Çizimi

Tümör ve OAR, 3 mm kalınlık dilimlerine sahip bir Masterplan iş istasyonunda (Elekta, Veenendal, Hollanda) konturlanmıştır ve 1 mm kalınlık dilimlerine kopyalanmıştır. Konturlama kontrastlı planlama BT'sinde gerçekleşti. Hasta daha önce ek hepatik lezyonları ekarte etmek için MRG'ye girmişti; MR, kayıt olmadan kontur oluşturma için görsel bir referans olarak kullanılmıştır. GTV, BT taramasında görülebilen kontrastlı hastalık veya kontrastlı MR görüntüsü içermektedir. CTV, muhtemel mikroskobik hastalığı (günümüzde sadece birincil karaciğer tümörü için GTV-CTV marjı için kullanılan 5 mm'lik) hesaba katmak için GTV'yi ve karaciğerin 1 cm'lik bir marjını içeriyordu ve PTV, 3 mm genişlemeyle CTV'yi kapsıyordu. (GTV = 97.9 $cm^3$; CTV = 454 $cm^3$; PTV = 681 $cm^3$). OAR, sağ böbrek, kalın bağırsak, kaburga ve karaciğerden oluşuyordu. Planlama BT ve ROI, tedavi planlama sistemine aktarıldı (Accuray, Sunnyvale, CA).

### A.8.5 Planlama Amaçları ve DVH Kısıtlamaları

Planlama amaçları ve DVH kısıtlamaları Tablo A.4 ve A.5'te özetlenmiştir.

**Tablo A.4. Karaciğer tümörünün 3 fraksiyonla tedavisi için risk altındaki organ doz kısıtlamaları**

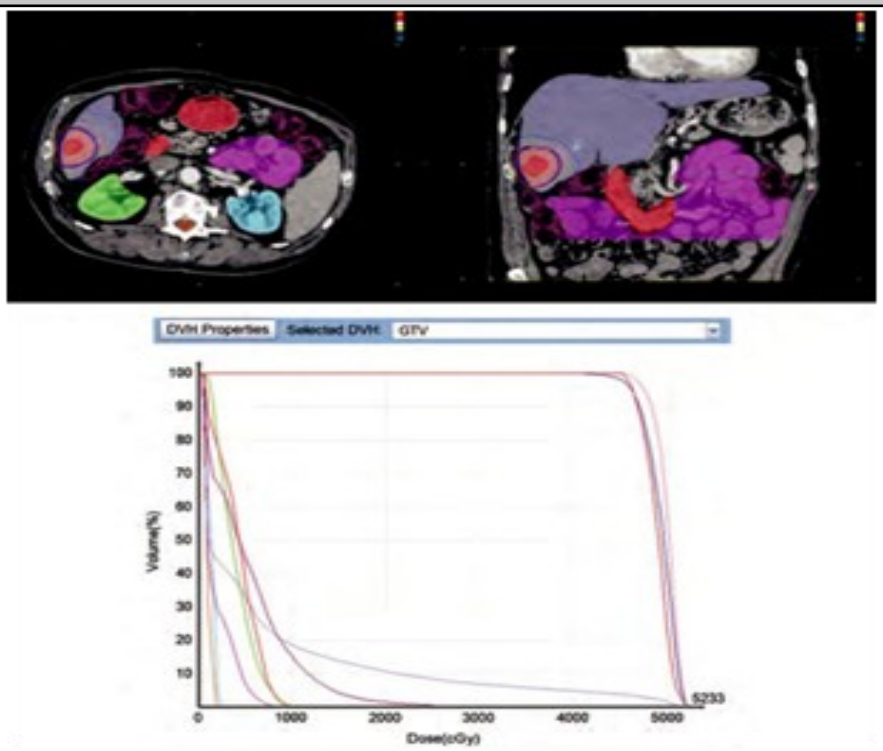
| | |
|---|---|
| Liver | $V_{15} < 50\ \%$ |
| | $V_{21} < 33\ \%$ |
| | $V_{total}-V_{17} > 700\ cm^3$ |
| Stomach | $V_{19} < 10\ cm^3$ |
| | $V_{21} < 5\ cm^3$ |
| | $V_{25} < 0.5\ cm^3$ |
| Duodenum | $V_{15} < 5\ cm^3$ |
| | $V_{24} < 0.5\ cm^3$ |
| Small bowel | $V_{16} < 5\ cm^3$ |
| | $V_{27} < 0.5\ cm^3$ |
| Large bowel | $V_{20} < 20\ cm^3$ |
| | $V_{30} < 1\ cm^3$ |
| Kidneys | $V_{10} < 50\ \%$ |
| | $V_{total}-V_{15} > 200\ cm^3$ |
| Ribs | $V_{22} < 10\ cm^3$ |
| | $V_{29} < 1\ cm^3$ |
| | $V_{37} < 0.035\ cm^3$ |

**Tablo A.5. Karaciğer tedavisinin hedef ve OAR'ları için doz hacmi parametreleri**

| | |
|---|---|
| Liver | $V_{15} = 13.7\ \%$ |
| | $V_{21} = 10\ \%$ |
| | $V_{total}-V_{17} > 1237\ cm^3$ |
| Large bowel | $V_{20} = 6.9\ cm^3$ |
| | $V_{30} = 0.3\ cm^3$ |
| Right Kidney | $V_{10} = 10\ \%$ |
| Ribs | $V_{22} = 3.7\ cm^3$ |
| | $V_{29} = 0.98\ cm^3$ |
| | $V_{37} = 0.03\ cm^3$ |

### A.8.6 Tedavi Planlama Sisteminin Tanımı

Tedavi planlaması, CyberKnife (Accuray, Sunnyvale, CA) tedavi planlama sistemi olan Multiplan versiyon 5.1 ile yapıldı. EPL algoritması (Ray-Tracing), reçete ve Monte Carlo dozu hesaplaması için sadece bir kontrol olarak kullanılmıştır (Şekil A.9).




**Şekil A.9. Karaciğer tedavi planının koronal (üst panel, sağ) ve eksenel dilimler (üst panel solu). Alt panel, üst panel-de gösterilen organlarda kullanılan renk yıkamalarına uyan renk eğrileri ile DVH'leri gösterir.**

### A.8.7 Reçete

PTV, 3 fraksiyonda 45 Gy'lik bir doz ile tedavi edildi ve doz, maksimum dozun % 86'sına reçete edildi.

### A.8.8 Hastaya özel QA

Hastaya özel QA uygulanmadı. Rastgele seçilen belirli bir QA, ayda bir kez gerçekleştirildi.

### A.8.9 Tedavinin verilmesi

Doz, Synchrony'yi kullanarak (diğer bir deyişle, harici marker lar ile belirteçler arasında bir korelasyon modeli oluşturan gerçek zamanlı solunum takip sistemi) CyberKnife ile sağlandı. Kesit başına toplam 8444 monitör unit toplam olarak 92 adet ortak düzlemsel olmayan hüzme kullanılmıştır.

### A.8.10 Doz Raporlaması

PTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 49.5 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 44.9 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 51.6 Gy idi. CTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 50.0 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 46.5 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 51.7 Gy idi. GTV'ye ($D_{50\%}$) ortalama emilen doz 48.9 Gy, yakın minimum doz $D_{98\%}$ 45.6 Gy ve yakın maksimum doz $D_{2\%}$ = 51.4 Gy idi. Normal dokulara (ör., Karaciğer, kalın bağırsak, böbrek, kaburgalar) verilen dozlar sınırlardaydı (Tablo A.5).

**REFERANS:**

1-ICRU Report 91 Prescribing, Recording. and Reporting of Stereotactıic treatments with small photon beams. Journal of The ICRU Volume 14 No 2 2014 (Published July 2017).

**Med. Fiz. Doç. Dr. Tülay ERCAN**

- İst. Uni. Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bilim Dalından 1988 yılında Master,
- 1994 yılında Doktora programını bitirerek PhD ,
- 2017 yılında Sağlık Fiziği doçentliğini ilk fizikçi olarak almıştır.
- Kuruluşundan günümüze Gayrettepe Florence Nightingale Hastanesinde çalışmaktadır.

# BRAKİTERAPİ KLİNİK UYGULAMALARI

## Doç. Dr. Zeynep ÖZSARAN

Brakiterapi, radyoterapi yöntemleri içerisinde en konformal olanıdır diye tanımlanabilir. 1895 yılında William Conrad Rontgen'in x-ışınlarını keşfinden sonra brakiterapinin tarihi başlamıştır. Yıllar içinde farklı kanser tipleri, öncü doktorlar tarafından çeşitli aplikasyonlarla tedavi edilmişlerdir. Margeret Cleaves servikal kanser, Hugh Hampton Young ve Benjamin Barringer prostat kanseri, Geoffrey Keynes meme kanseri alanında ilklerdir(1). 1960'lı yıllara kadar tedavide Radyum 226 ve Sezyum 137 gibi düşük doz hızlı (low dose rate-LDR) kaynaklar kullanılırken, yapay radyoaktivitenin keşfiyle 1960 sonrasında iridyum 192 gibi yüksek doz hızlı (high dose rate-HDR)kaynaklarla yapılan tedaviler gündeme gelmiştir. Günümüzde hem LDR, hem de HDR tedaviler çeşitli merkezlerde uygulanmakla birlikte, tedavilerin daha kısa sürmesi, hastaların ayaktan tedavi edilebilmesi, radyoproteksiyonlu hasta odalarına gerek duyulmaması, daha iyi stabilizasyon sağlanması, uzaktan kumandalı sonradan yüklemeli sistemler sayesinde hastane personelinin daha az radyasyona maruz kalması, daha az genel anestezi gerektirmesi, daha

**Brakiterapi uygulama şekilleri;**

*İntrakaviter brakiterapi;* vücut boşluklarında bulunan tümörlere, kaynak tümöre en yakın olacak şekilde yerleştirilerek yapılan uygulamadır. En çok kullanım alanları, serviks kanseri, endometrium kanseri, başboyun kanserleridir.

*İntertisiyel brakiterapi;* doku içerisine yerleştirilen kalıcı ya da geçici radyoaktif implantlarla özellikle asimetrik tümör-tümör yatağı olan olgularda homojen doz dağılımı sağlamak amaçlı uygulanılır. En çok kullanım alanları, prostat kanseri, meme kanseri, yumuşak doku sarkomları, dil kanserleridir.

*İntraluminer brakiterapi;* lümen içerisinde yerleşmiş tümörlerde kullanılan brakiterapi yöntemidir. En çok kullanım alanları, akciğer kanseri, ösefagus kanseridir.

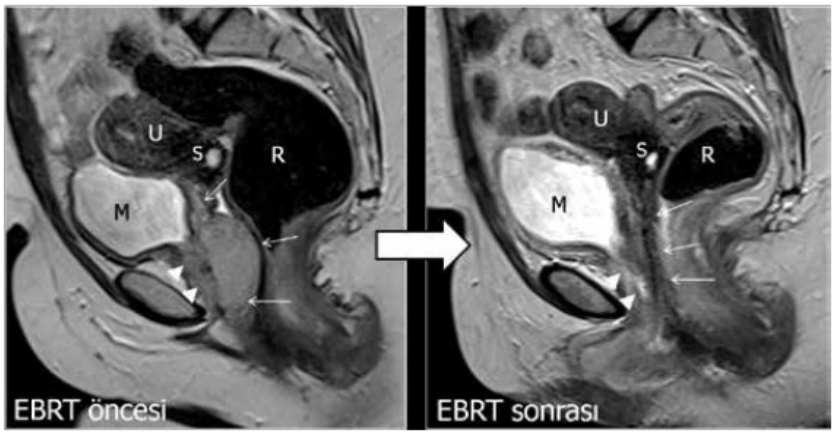
*İntravasküler brakiterapi:* damar içerisine yerleştirilen radyoaktif kaynakların anjioplasti sonrası restenozu engellemek amacıyla kullanıldığı yöntemdir.

**Brakiterapinin tedaviye katkıları;** radyoaktif materyalin hedef volümün içi veya çok yakınına yerleştirilmesi ile küçük volümlere yüksek doz verilebilir, uygulama süresi kısadır ve mikroskobik tümör proliferasyonu engellenir. Tümör hücrelerini hücre siklusunun duyarlı fazında yakalama olasılığı artar, doz dağılımı homojen değildir ve tanımlanan doz hedef volümün aldığı minimum dozdur. Aplikasyonun merkezi periferine göre daha fazla doz alır ve bu sayede teorik olarak tümörün anoksik ve radyodirençli komponentine daha yüksek doz verilmiş olur. Hedeflenmiş radyasyonun normal dokuları en iyi koruyacak şekilde uygulanması gerçekleştirilir, kısaca düzensiz hedef volüme göre tedavi bireyselleştirilmiş olur.

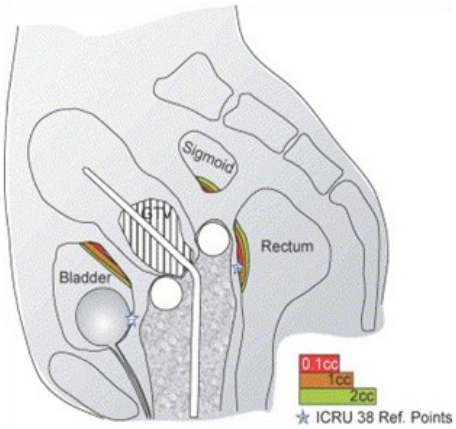
## Klinikte Brakiterapinin Yeri

**Serviks kanseri:** Brakiterapi(BT) 100 yılı aşkın süredir serviks kanserinin vazgeçilmez bir parçasıdır ve literatürde brakiterapinin kullanımının tanımlandığı ilk kanser tipidir. Opere olgularda hastalığın yayılımı ve evresine göre (parametrial tutulum, lenf bezi metastazı ve cerrahi sınır yakınlığında) adjuvan eksternal RT sonrası boost tedavisi olarak kullanılırken, lokal ileri evre serviks kanserinin küratif tedavisinde radyokemoterapi ile birlikte brakiterapi uygulanması standart bir yöntemidir. Bu 3 tedavi modelinin uygulanabildiği olgularda lokal kontrol oranlarının %75-90 arasında değiştiği bildirilmektedir(2,3). Serviks kanseri radyoterapi ve kemoterapiye sensitivitesi yüksek bir tümör olup tedavinin 3. haftalarından itibaren tümörde küçülme başlamakta tedavi sonunda tam yanıt oranları %30-40'lara yükselmektedir(şekil 1-radyokemoterapi ve brakiterapi sonrası tedavi yanıtı-MRG görüntüsü). Lokal ileri evre olgular için öncelikle 45-50.4 Gy ERT ve eşzamanlı sisplatin temelli kemoterapi sonrasında ya da yeterli tümör regresyonu gösteren olgularda eksternal RT'nin 3. haftasından itibaren BT uygulamasına geçilir. Kathy Han ve arkadaşları ABD'de serviks kanserinde brakiterapi kullanım eğilimini ve sağkalım oranlarını araştırdıkları çalışmalarında 1988-2009 yılları arasında eksternal radyoterapi (ERT) uygulanmış 7359 evre IB2-IVA serviks kanserli hastayı değerlendirmişlerdir. Olguların %63'ü ERT+BT alırken %37'i sadece ERT almış olup, 4 yıllık kansere özgü sağkalım BT uygulanan grupta %64.3 iken, uygulanmayan grupta %51.5'e gerilemiş($p<0.001$), genel sağkalım oranı ise sırasıyla %58.2'ye karşın %46.2 olarak bulunmuştur($p<0.001$)(3). Çok sayıda benzer çalışmada BT ile sağkalım oranlarının yükseldiği ortaya konmuş, yanısıra günümüz ilerleyen teknolojileri ışığı altında stereotaksik vücut radyoterapisi BT yerine uygulanılabilir mi? sorularının cevabı da halen BT'nin yerine geçebilecek daha iyi konformal tedavi olmadığı yönünde olmuştur(4).

Geçmişte BT 2 boyutlu uygulanmakta iken günümüzde bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler ile 3 boyutlu görüntü kılavuzluğunda planlamalar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. GEC-ESTRO 2005 yılında 3 boyutlu planlamada hacimleri belirlemiş, bu sayede hedef ve kritik organların aldığı doz değerleri hacimsel olarak analiz edilebilir olmuştur(5)(şekil 2. brakiterapi uygulamalarında risk altındaki organlar).




**Şekil 1: Lokal ileri serviks kanserinde eksternal ve brakiterapi sonrası tedavi yanıtı-MRG görüntüsü- Engin G. Turkish Journal of Oncology 2017;32:23-29.**




**Şekil 2: Serviks kanseri intrakaviter aplikasyonunda hedef volüm ve risk altındaki organların şematik görünümü**

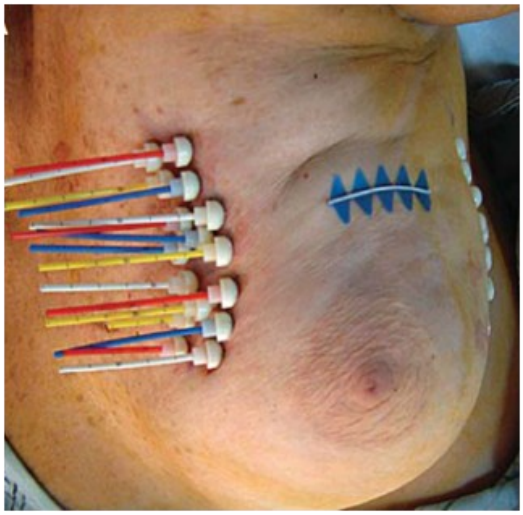
Görüntü kılavuzluğunda brakiterapi ile 2 boyutlu brakiterapinin karşılaştırıldığı prospektif STIC çalışması ve retrospektif retroEMBRACE çalışmalarında 3 boyutlu brakiterapi kullanımı ile lokal kontrol oranlarının yükseldiği ve yan etkilerin azaldığı gösterilmiştir(6,7). American Brachytherapy Society (ABS) 2000 yılında HDR fraksiyonlarının 2Gy/frk biyolojik eşdeğerlerini hesaplamış ve bir klavuz olarak yayınlanmıştır. Buna göre tercih edilen doz-fraksiyon şemaları: 45-50.4 Gy eksternal radyoterapi sonrası 4x7 Gy, 5x6 Gy, 6x5 Gy, 5x5.5 Gy olarak değişmekte olup, radyobiolojik açıdan fraksiyon sayısı arttıkça mesane rektum toksisitelerinin azaldığı bildirilmiştir(www.americanbrachytherapy.org/guidelines).

Brakiterapi tekniğinin seçimi, brakiterapi anındaki tümör topografisine, eldeki mevcut aplikatörlere ve deneyime bağlıdır. Tümör servikse sınırlı ve 1/3 medial parametrium tutulu olgular için intrakaviter BT uygun iken, parametrial tutulumu daha ileri seviyede olan olgularda intrakaviter+intertisiyel brakiterapi tercih edilmelidir(2).

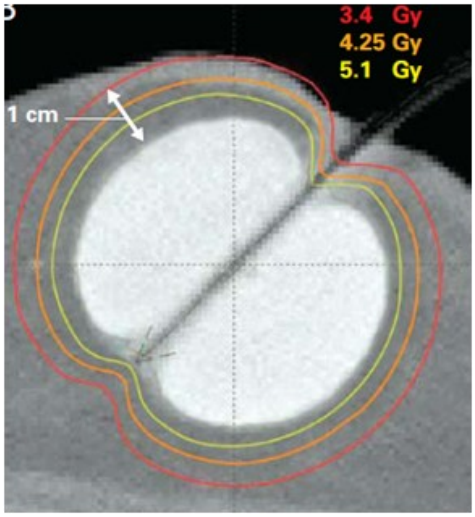
**Endometrium Kanseri:** Erken evre endometrium kanserinde esas tedavi total abdominal histerektomi+bilateral salpingooferektomi (TAH+BSO) olup en fazla yineleme yeri vajinal kuf'tır. Özellikle derin myometrial invazyonu olan, yüksek gradeli, lenfovasküler invazyonu olan ve >60 yaş olgularda adjuvan radyoterapi (eksternal ve/veya intrakaviter) ile yineleme oranları belirgin azalmaktadır. Adjuvan pelvik radyoterapinin etkinliğini değerlendirmek amaçlı düzenlenen 3 önemli randomize çalışmada, lokal kontrolünün yükseldiği ancak sağkalım katkısının olmadığı bildirilmiştir(8-10). Radyoterapi kararı risk faktörlerine göre verilmektedir. Orta riskli grupta (1/2 iç myometrial invazyon, grade 2 tümör, lenfovasküler invazyon olmaması gibi) )yalnız brakiterapi ile eksternal radyoterapinin karşılaştırılmasında brakiterapi kolunda benzer yineleme oranlarına karşın, düşük yan etki görülmesi nedeniyle tek başına 3x7 Gy brakiterapi uygulaması tercih edilen bir yaklaşım iken, yüksek riskli grupta (derin myometrial invazyon, grade 3 hastalık, lenfovasküler invazyon varlığı gibi) eksternal radyoterapi ya da ERT+BT birlikte uygulaması önerilmektedir(8). Brakiterapi sırasında en önemli nokta uygun aplikatör seçimidir. En sık kullanılan aplikatörler, vajinal silindir, ring aplikatör veya ovoidlerdir. Yinelemeler açısından uygulanan aplikatör tipine bağlı fark olduğunu gösteren herhangi bir çalışma bulunmamakla birlikte en çok tercih edilen silindir aplikatörlerdir. Vajen kuf brakiterapisi için öncelikle kuf devamlılığı ve iyileşmesi kontrol edilmeli, vajen tepesine fidusyal marker yerleştirilmeli ve vajene yerleştirilebilecek en geniş çaplı aplikatör seçilerek görüntü alınmalıdır. Hedef hacim tanımlamaları için GEC ESTRO önerileri dikkate alınmakta olup klinik hedef hacim için 3-5 cm uzunluktaki üst 1/3 vajen bölgesinin 0.5 cm derinliğine kadar olan hacim tanımlanmaktadır. Bazı merkezler berrak hücreli ve papiller seröz histolojik tiplerde tüm vajenin tedavi edilmesini tercih etmektedirler. Doz-fraksiyon şemaları merkezlere göre değişmekle birlikte en sık kullanılan, tek başına brakiterapi uygulamalarında; 3x7 Gy, 5x6 Gy ve 6x4 Gy, ekternal radyoterapi sonrası ise; 45 Gy ERT + 3x6 Gy BT, 50.4 Gy ERT + 2x6Gy BT olacak şekildedir.

**Prostat Kanseri:** Prostat kanserinde düşük riskli olgularda cerrahi ve radyoterapi temel tedavi yaklaşımlarıdır. Brakiterapi ya düşük hızlı (LDR) kaynakların kalıcı ya da yüksek doz hızlı (HDR) kaynağın geçici yerleştirilmesi ile uygulanılır. Brakiterapi ile eksternal radyoterapiye kıyasla etkin intraprostatik doz artışı sağlayarak çok daha yüksek ve konformal doz verilebilmektedir. LDR brakiterapi monoterapi olarak, uzak organ ve lenf nodu metastazı yapmamış, vesikula seminali ve kapsülü invaze etmemiş erken evredeki, (Gleason skoru $\leq$6, PSA $\leq$10, T1-2) düşük riskli prostat kanserli hastaların tedavisinde etkinliği gösterilmiş olup, LDR monoterapisi için uygun düşük riskli hastalarda HDR ile monoterapi uygulanması konusunda yeterli tecrübe olmaması nedeniyle klinik çalışma dışında tercih edilmemektedir. HDR brakiterapi ise genellikle yüksek riskli hastalarda eksternal RT'ye boost olarak kullanılan yöntemdir(11,12). HDR'in boost olarak kullanılması ile toplam tedavi süresi 8 haftadan 6 haftaya inmekte, akselere repopulasyon etkisi azalmakta ve rektum-mesane dozları yalnız eksternal RT'ye göre düşük kalmaktadır. Prostat kanserli olgularda RT doz yükseltilmesi ile LDR monoterapide 0.6 Gy/saat doz hızında Ir 192 geçici implantı 6 günde toplam 80 Gy sürekli uygulanırken, kalıcı implant olarak ise I 125, Pd 103 ve Cs 131 kaynakları kullanılmakta ve prostat hacmine göre 40-100 çekirdek/seed tek seansta implante edilmektedir. Eksternal RT sonrası boost olarak HDR uygulamalarında ise 15 Gy/3 frk, 11-22 Gy/2 frk, 12-15 Gy/1 frk tercih edilen doz fraksiyon şemalarıdır.

**Meme Kanseri:** Erken evre meme kanserinin tedavisinde meme koruyucu cerrahi ve radyoterapi son 30 yılda giderek artan oranda kullanılan standart tedavi yöntemidir. Meme koruyucu cerrahi uygulanan olgularda nükslerin %60-85 oranında tümör yatağı çevresinde olması nedeniyle 45-50 Gy eksternal RT sonrası 10-16 Gy boost uygulamasının lokal kontrolü arttırdığı gösterilmiştir(13). Boost dozunun eksternal veya intertisiel olarak verilmesi açısından yapılan retrospektif çalışmalarda fark saptanmamıştır. Ancak büyük memeli, tümörü derinde yerleşmiş ve/veya cerrahi sınırda tümörü olan olgularda derine yüksek doz dağılımı nedeniyle intertisiel implant tercih edilebilir(14)(şekil 3). Bu olgular için lokal anestezi altında intertisiel implant yerleştirilmesinin ardından HDR ile 4-6 fraksiyonda toplam 15-20 Gy uygulama önerilmektedir.



**Şekil 3. İntertisiel parsiyel meme brakiterapisi**




**Şekil 4. İntrakaviter parsiyel meme brakiterapisi**
***Arthur DW ve ark. JCO 2005; 23: 1726-35***

Son yıllarda meme kanserli olguların takibinde yinelemelerin sıklıkla primer tümör çevresinde görülmesi, tüm meme dokusu yerine primer tümör yatağının ışınlanmasının lokal kontrolü sağlamaya yetebileceği düşüncesi parsiyel meme radyoterapisi yaklaşımını geliştirmiştir(13). Parsiyel meme radyoterapisi; tüm meme dokusu yerine sadece primer tümör yatağının 1-2 cm güvenlik sınırı ile ışınlanmasıdır. Küçük volüme yüksek doz verilmesi ile tedavi yaklaşık 2 hafta gibi kısa sürede tamamlanmakta, hasta açısından tedaviye uyumu artırmaktadır. Parsiyel meme radyoterapisi uygulaması; brakiterapi, eksternal radyoterapi veya intraoperatif radyoterapi olmak üzere farklı teknikler ile olup, tüm bu tekniklerin kendine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. İntertisiyel ya da intrakaviter brakiterapi en fazla deneyimi olan tekniktir ve LDR/HDR/PDR olarak uygulanılabilmektedir. Kataterler intraoperatif veya postoperatif yerleştirilir. İntrakaviter teknikte 4-5 ya da 5-6 cm çaplı silikon balon, 1-8 kanallı katatere sahip olup, lumpektomi kavitesine yerleştirildikten sonra balon şişirilir (serum fizyolojik ile)(şekil 4). Balon yüzeyinden 1 cm öteye doz tanımlanır ve HDR brakiterapi ile en sık tercih edilen doz olan 3.4 Gy fraksiyon dozunda 34 Gy ( 5 gün (BD) olacak şekilde uygulama yapılır. Multikatater intertisiyel parsiyel meme radyoterapisinde de benzer dozlar kullanılmakla birlikte (3.4 Gy/frk, 10 frk, 34 Gy ) invaziv ve kompleks bir teknik olması nedeniyle tecrübe önemlidir deneyimli ellerde uygulanması gerekir.

**Akciğer kanseri:** Akciğer kanserinin tedavisinde endobronşial brakiterapi, eksternal radyoterapi ile birlikte doz yükseltilmesi için küratif amaçlı, ekzofitik endobronşial tümörü olan olgularda palyasyon amaçlı veya öncesinde eksternal radyoterapi almış ve takipte nüks gelişmiş olgularda reirradiasyon amaçlı uygulanılabilir. En son tedavi rehberlerinde küratif tedavide herhangi bir sağkalım katkısı olmaması nedeniyle tercih edilmemesini, ancak palyatif amaçlı kullanımının uygun olduğu yönündedir(15). Akciğer kanseri tanısı alan olguların yaklaşık yarısında hastalıklarının bir döneminde endobronşial tümörün yol açtığı hava yolu obstrüksiyonuna bağlı dispne, hemoptizi, öksürük ve obstrüktif pnömoni gibi semptomlar ortaya çıkabilmektedir. Yapılan çalışmalarda endobronşial brakiterapi ile bu semptomlarda yaklaşık %54-100 oranında palyasyon elde edilmektedir. Ancak bilinmesi gereken en önemli nokta, acil müdehale gerektiren kritik havayolu obstrüksiyonlarında endobronşial brakiterapinin yeri yoktur. Aynı şekilde bronşa dıştan bası ile ile obstrüksiyona yol açan durumlarda da tercih edilmemelidir. Tümörün yapısı, yerleşimi ve obstrüksiyonun derecesi, brakiterapi kateterini tümörün distaline itmeye izin verecek şekilde olmalı, kateter yerleştirme işlemi bronkoskopi salonunda yapılmalıdır. Genellikle bir ya da iki kateter yeterli olmakla birlikte nadiren daha fazla kateter kullanma gereksinimi doğabilir(16). En uygun fraksiyon dozu ve sayısı konusunda henüz fikir birliği olmayıp Amerikan Brakiterapi Derneği'nin önerisi palyasyon amaçlı kullanıldığında; haftalık fraksiyonlar halinde kateter ekseninden 1 cm perifere 3 kez 7.5 Gy, 2 kez 10 Gy, 4 kez 6 Gy şeklindedir. Daha önce 10x3 Gy eksternal RT almış bir olguda ek doz vermek amaçlı brakiterapi planlanıyorsa 2x7.5 Gy, 3x5 Gy, 4x4 Gy brakiterapi dozları önerilmektedir(17).

Brakiterapi, yukarıda tanımlanan belli başlı kanser tiplerindeki uygulamaların dışında; ösefagus kanseri, rektum kanseri, anal kanser, baş-boyun tümörleri, cilt kanserleri, sarkomlar, santral sinir sistemi tümörlerinin yanısıra oftalmik ve intravasküler uygulamalarda da uygun endikasyonlarda sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir(2).

Sonuç olarak; brakiterapi, radyasyon onkolojisinin temel taşlarından biridir, klinik uygulamalarda radyasyon onkoloğu, radyasyon fizikçisi, brakiterapi hemşiresi, anesteziyolog, ilgili branşların doktorları ile birlikte gerçek bir ekip çalışması gerektirir ve deneyimli merkezlerde uygulanması tedavi başarısı arttıran en önemli faktördür. Hemen tüm kanserlerde kullanım yeri bulan en konformal tedavi olan brakitepiye yatırımı, eğitimi, istekliliği arttırmak ve brakiterapide gelişen teknolojiyi takip etmek tedavi başarılarımızı arttırmak açısından önem taşımaktadır.

**Kaynaklar**


1. Aslay I. Brakiterapinin gelişimi. Turkish Journal of Oncology2017;32(suppl).1-6.
2. Hollaway CL, O'Farrell DA, Devlin PM. Brachytherapy. Clinical Radiation Oncology (eds:Gunderson&Tepper, fourth edition).2016, 276-293.
3. Han K,Milosevic M,fyles A et al. Trends in the utilizationof brachytherapy in cervical cancer in the United States. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2013,87(1):111-9.
4. Tanderup K,Eifel PJ,Yashar CM et al. Curative radiation therapy for locally advanced cervical cancer:brachytherapy is NOT optional. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2014;15(5):537-9.
5. Haie-Meder C, Pötter R, Van Limbergen E et al. Recommendation from Gynaecological (GYN) Gec ESTRO Working Group (I):concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapywith emphasis on MRI assesment of GTV and CTV.Radiother Oncol 2005.74(3):235-45.
6. Fokdal L, Sturdza A, mazeron R et al. Image guided adaptive brachytherapy with combined intracavitary and intertisiel tecnique improves the therapeutic ratio in locally advanced cervical cancer:analysis from the retroEMBRACE study.Radiother Oncol 2016:120(3):434-40.
7. Charra Brunaud C, Harter V,Delannes M et al. Impact of 3D image-based PDR brachytherapy on outcome of atients treated for cervix carcinoma in France:results of the French STIC prospective study.Radiother Oncol 2012;103(3):305-13.
8. Small W Jr, Beriwal S, Demanes DJ et al. American Brachytherapy Society consensus guidelines for adjuvant vaginal cuff brachytherapy after hysterectomy. Brachytherapy 2012;11(1):58-67.
9. Creutzberg CL, van Putten VL,Koper PC et al.Surgery and postoperative radiotherapy versus surgery alone for patients with stage-I endometrial carcinoma:Multicentris randomized trial. Lancet 2000;355:1404-1411.
10. Keys HM,Roberts JA,brunetto VL et al.A phase III trial of surgery with or without adjuntive external pelvic radiation therapy in intermediate riskendometrial adenocarcinoma:A gynecologic oncology group study. Gynecol Oncol 2004;92:744-751.

11. Hoskin PJ, Colombo A, Henry A et al. GEC-ESTRO recommendations on high dose rate afterloading brachytherapy for locolazid prostat cancer:An update. Radiotherapy and Oncology 2013;107:325-32.
12. Kovacs G, Hoskin p. Intertisiel Prostate Brachytherapy LDR-MDR-HDR. Springer,2013 edition.
13. Marta GN, Macedo CR, Carvalho HA et al. Accelerated partial irradiation for breast cancer:systematic review and metaanalysis of 8653 women in eight randomized trials. Radiotherapy and Oncology 2015;114:42-49.
14. Hepel JT,Wazer DE. A comparation of brachytherapy techniques for partial breast irradiation. Brachytherapy 2012;11:163-175.
15. Reveiz L, RuedaJR, Cardona AF.Palliative endobronchial brachytherapy for non-small cell lung carcinoma.Cochrane Database Syst Rev 2012,12.
16. D.Yalman, T Göksel. Endobronşial brakiteapi. Girişimsel pulmonoloji (eds:M Metintaş, ZT Selçuk, A Yılmaz) 2014;405-417.
17. Saito M, Yokoyama A, Kurita Y et al. Treatment of roentgenograficaly occult endobronchial carcinoma with external beam radiotherapy and intraluminal low döşe rate brachytherapy.second report. Int j radiat Oncol Biol Phys 2000;47:673-80.

**Doç. Dr. Zeynep ÖZSARAN**

27.8.1964 doğumludur. Lisans eğitimini 1987 yılında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesinde tamamlamıştır. 1987– 1991 yılları arasında İzmir'de Hızır Acil Servis'te pratisyen doktor olarak çalışmıştır. 1991-1996 yılları arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi A. D.'da Dr. Ar. Gör. Olarak görev yapmıştır ve 1996 yılında Tıpta Uzmanlık almıştır. Aynı yerde 2000 yılında Yrd. Doç., 2004 yılında ise Doç. ünvanlarını almıştır. TROD, TOD, TOG, TAKD, TJOD ve İzmir Meme Hastalıkları Derneği üyesidir.

MEDICANA

# AYIN BÖLÜMÜ: IŞIL SAĞLIK HİZMETLERİ A. Ş. BEYLİKDÜZÜ ŞUBESİ

**Med. Fiz. Uzm. Fadime ALKAYA**

Medicana International İstanbul Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü Haziran 2008 yılında dönemin gelişmiş cihazları ile donatılarak ve 1 doçent doktor, 1 sağlık fizikçisi, 1 hemşire, 3 radyoterapi teknikeri, 1 sekreter, 1 portır ve 1 onkoloji koordinatörü ile ilk hastasını alarak çalışmaya başlamıştır. Şubat 2009 yılından itibaren IMRT ve Brakiterapi tedavilerini klinikte uygulamaya başlamıştır.

**Resim 1: 2008 yılı Radyasyon Onkolojisi Ekibi**

2008-2017 yılları arasında yaklaşık 6000 yeni hasta ve 22000 poliklinik ile hizmet veren bölümümüz 2018 yılı içerisinde yenilenme çalışmalarına başlayacaktır.

**Resim 2: 2017 yılı Radyasyon Onkolojisi Ekibi**

Şu anda bölümümüzde 1 profesör dr, 1 uzman dr, 2 sağlık fizikçisi, 6 radyoterapi teknikeri, 1 yardımcı teknik eleman ve 2 sekreter olmak üzere 13 kişi çalışmakta olup yıllık yaklaşık 750 hastaya hizmet vermektedir.

## CİHAZ PARKI

* **Varian marka DHX model Yüksek enerjili hızlandırıcı** (6-18 MV foton -120Dinamik MLC; 6-9-12-15-18 MeV elektron ve port film verifikasyon sistemi) 3 boyutlu konformal ve IMRT tedavileri yapabilen cihaz.

* **Varian marka DBX model Tek enerjili hızlandırıcı** (6MV foton - 80MLC ve port film verifikasyon sistemi) 3 boyutlu konformal radyoterapi yapabilen cihaz.
* **Varian marka Varisource 200 model brakiterapi cihazı** (Ir-192 kaynağı- özellikle 3 boyutlu jinekolojik brakiterapi uygulamaları yapabilen cihaz).

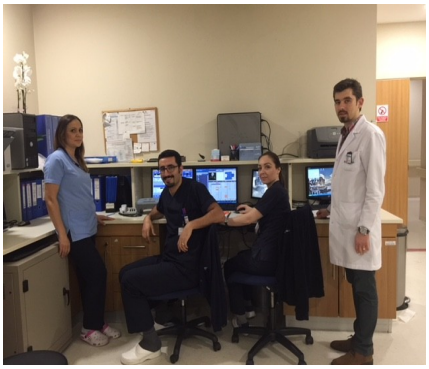
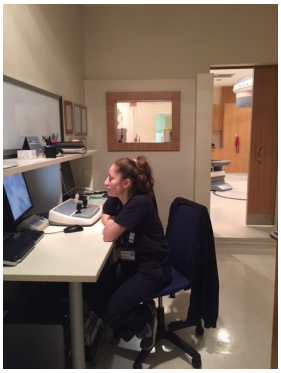
*** Varian marka Acuity simülatör cihazı**
*** GE marka Vct Model Lightspeed 64 BT cihazı**
*** Eclipse tedavi planlama sistemi**
*** Dozimetrik Sistemler :** PTW marka mc2 su fantomu, 2 adet PTW absülüt dozimetre, 6 adet PTW marka iyon odası ( 1 adet pinpoint ve 1 adet Roos chamber ve 4 adet 0.6 cc), RW3 katı fantom, 1 adet alan doz ölçüm cihazı, PTW marka 2D Array 729 octavius

## BÖLÜMÜN VİZYONU

Kanserli hastaların radyasyonla tedavisinde gelişen teknoloji ile birlikte tedavi kalitesinin artırılması, kritik organ dozlarının düşürülmesi ile yan etkilerin azaltılarak hasta yaşam konforunun artırılması ve yeni teknolojilerin tedavilere ivedilikle uyarlanması amaçlanmaktadır.

## BÖLÜMÜN MİSYONU

Ekip ruhu içerisinde eğitimli bireyler ile kaliteli ve güvenilir bir çalışma ortamı yaratmak.

**Resim 3: Radyasyon Onkolojisi çalışma ortamı**

**Radyasyon Onkolojisi Uzm.**

Prof. Dr. Z. Füsun TOKATLI

Uzm. Dr. Özgür Ozan ŞEŞEOĞULLARI

**Sağlık Fizikçileri**

Fadime ALKAYA

Görkem ÇEVİKBAŞ

**Radyoterapi Teknikerleri**

Zülbiye Kurt ÇETİNKAYA

Seçil SAKA

Hatice BABAYİĞİT

Gizem ACAR

Ekrem BAŞKURT

Aytaç Onur ATAY

**Sekreterler:**

Serap ÇAKAR

Aslı DİLERHAN

**Yardımcı Teknik Eleman**

Gamze ALAKAZ

**Med. Fiz. Uzm. Fadime ALKAYA**

1993 'de Çapa da başladığım Medikal Fizik yolculuğum halen devam etmektedir. Seyfettin Kuter hocamla tanıştıktan sonra seçtiğim bu yolda Trabzon Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisinde 3 yıl, Edirne Trakya Üniversitesinde 10 yıl ve halen çalıştığım Medicana International İstanbul Hastanesinde yaklaşık 10 yıldır büyük bir keyifle çalışmaktayım. Bu süreç içerisinde birlikte yolculuk yaptığım, tecrübelerini paylaştığım ve anılarımı biriktirmeme yardımcı olan tüm dostlarıma sonsuz teşekkürler.

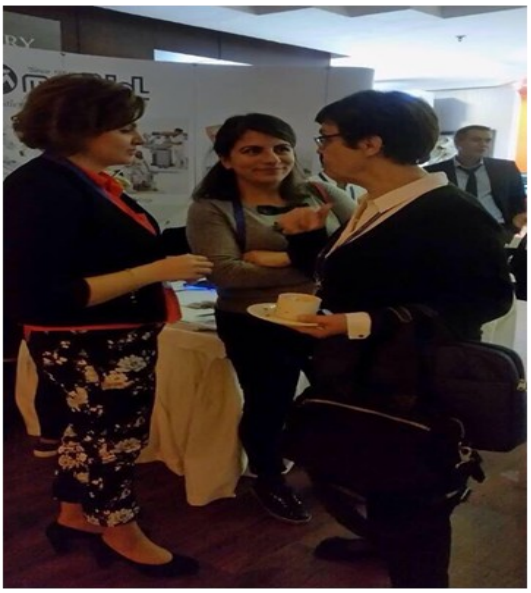
# 16. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ'NİN ARDINDAN

16. ULUSAL MEDİKAL FİZİK KONGRESİ
28 - 29 - 30 EKİM 2017
ANTALYA

Medikal fizik camiamızın buluştuğu en büyük toplantı 16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28-29-30 Ekim 2017 tarihlerinde Kayseri Erciyes Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nin organizasyonuyla Antalya'da Alva Donna Exclusive Hotel'de gerçekleştirildi. Ulusal birçok hocamızın konuşmacı ve oturum başkanı olarak katıldığı kongrede uluslararası 5 konuşmacı davet edilmişti. Kongre programı medikal fiziğin tüm dallarını kapsayacak şekilde oluşturulmuştu. Çeşitli konular 22 ana başlık altında ilgili uzmanlar tarafından işlendi.

Kongreye 200 kişi katıldı. Bu katılımcıların elliye yakını firma görevlisiydi. Kongrede 41 sözel bildiri ve 82 poster sunumları yapıldı. En iyi sözel sunum ve en iyi poster ödülleri verilen kongrede özellikle dikkat çeken birkaç çalışma başlığı gelecek için bizleri umutlandırdı. Sözel sunumlarda planlama çalışmaları ve kalite kontrol çalışmaları yoğunluktaydı.

16. Medikal Fizik Kongresi şehirden izole, bir büyük otel çatısı altında gerçekleştiğinden toplantı dışındaki zamanlarda meslektaşlarımız birbirleriyle bol bol vakit geçirme fırsatı buldular. Kimileri uzun süredir görmedikleri arkadaşlarıyla hasret giderdi, kimileri farklı hocalar ile temas kurup sorular sorma fırsatı buldu, kimileri de uzun yıllar sürecek bir dostluğun temellerini attılar. Kongre standları oldukça kalabalık ve hareketliydi. Kongre boyunca firmalar müşterilerine başta yeni ve güncel ürünler olmak üzere, portföylerindeki tüm olasılıkları anlatmaya çalıştılar.



Kongre gala gecesi 29 Ekim Cumhuriyet Bayramımız ile aynı geceye denk gelmişti. Gala gecesi öncesinde otel lobisinde yapılan Cumhuriyet Bayramı kutlaması muhteşemdi. Gala gecesinde bu kutlamalara devam edildi. Türkçe ve İngilizce şarkılar eşliğinde hem Cumhuriyet bayramımızı kutladık hem de kongrenin yorgunluğunu bir nebze atmış olduk.

Kongrenin son günü pazartesi gününe denk gelmesine rağmen kapanış oturumu beklenildiğinden daha kalabalık ve interaktifti. Aşağıda gördüğünüz kongre kapanış fotoğrafı hepimizin anılarına eklediği bir fotoğraf olarak tarihteki yerini aldı. Medfiz@Online Dergisi olarak geçmişe baktığımızda anıları, fotoğrafları bulup ortaya çıkarmanın çok zor olduğunu defalarca yaşadık. Bu nedenle bu başlık altında kongremizi daha çok fotoğraflarla anlatmaya ve sizlere yaşatmaya çalıştık. Umuyoruz ki bu mesleğimizin tarihine düşülen bir not olarak kalır ve uzun yıllar sonra hatırlanmak üzere tarih sayfasında yerini alır.

# 16. MEDİKAL FİZİK KONGRESİ ÖDÜLLÜ ÇALIŞMALAR

## Med. Fiz. Uzm. Vildan ALPAN

## En İyi Sözel Bildiri Ödülü: Med. Fiz. Dr. Deniz ÇELİK

**1-Bize kendinizi tanıtır mısınız?**

Lisans eğitimimi Ortadoğu Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü'nde tamamladım. Hacettepe Üniversitesi'nde Radyoterapi Fiziği Bölümü'nden yüksek Lisans ve 2017 yılında da İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Radyoterapi Fiziği Bölümü'nden doktora derecemi aldım. 2011 yılından beri tıbbi radyofizik alanında üniversite düzeyinde dersler veriyor ve aynı zamanda Florence Nightingale Hastanesi'nde tıbbi radyofizik uzmanı olarak çalışıyorum. Edindiğim tüm bu bilgi, birikim ve deneyimler radyasyon onkolojisi alanında ihtiyaç duyulan cihazlara ve bu cihazların üretilmesi için gerekli olan yöntemlere teorik ve pratik anlamda hakim olmamı sağladı.

**2-Sözel bildiri dalında ödül aldığınız çalışmanızı kısaca anlatır mısınız?**

Günümüzde LİNAK cihazlarının mekanik kalite kontrollerinin rutin olarak günlük, haftalık, aylık ve yıllık olarak yapılması gerekmektedir. Yapılan bu kontrollerin doğru, hassas, hızlı ve tekrarlanabilir olması hem hasta tedavisinin niteliğinin arttırılması, hem de radyoterapi bölümünde çalışanların iş yükünün hafifletilmesi bakımından büyük önem taşımaktadır.

Proje kapsamında ürettiğimiz User Free Control cihazının (UFC) mevcut kalite kontrol ekipmanlarından temel farklılığı, tüm ölçümleri optik algılayıcılar kullanarak tek başına yapması ve kullanıcıdan bağımsız hale getirmesidir. Şu an itibariyle UFC'nin ölçüm alma şekli ve ölçümleri analiz etme biçimi bakımından dünya genelinde benzeri yok. UFC sadece Türkiye için değil dünya için de Linakların mekanik ve dozimetrik kalite kontrollerini optik algılayıcılar ve yazılım kullanarak analiz edebilen yeni bir cihazdır.

UFC, iki boyutlu bir ölçüm paneli ve bu paneli dört eksende hareket ettirebilen motorize sistemden oluşmaktadır. Ölçüm paneli içerisinde hem ışığı hem de radyasyonu yüksek hassasiyetle algılayabilen fotodiyotlar bulunmaktadır. Sensörler panel içerisine özel bir geometrik düzen içerisinde yerleştirilmiştir. Bütün elektronik devre elemanları ve optik algılayıcılar yüksek mekanik dayanıklılığa ve iyi boyut sabitliğine sahip polimetil metakrilat (PMMA) malzemesi içerisine geometrik olarak uygun mesafelerle yerleştirilmiştir.

Elektronik ve mekanik olarak tasarladığımız UFC'den alınan ölçümler, geliştirdiğimiz özel bir yazılımla analiz edilmektedir. Yazılım içerisinde ölçüm sonuçlarının istatistiksel analizini gerçekleştiren ve anlık olarak ölçüm sonucunu gösteren bir arayüz bulunmaktadır. Bu sayede ölçümü yapan kişi ölçüm sırasında karşılaştığı bir sorunu veya sapmayı o anda tespit edebilecek ve bu ölçümü tekrar etme şansına sahip olabilecektir. Alınan ölçümler sisteme kaydedilerek yapılan testlerin bitiminde ölçümlere ait kapsamlı bir sonuç raporu alınabilmektedir.

Mevcut kalite kontrol ekipmanlarının hepsi, ölçüm öncesi konumlandırma sırasında tamamen kullanıcıya bağımlıdır. Burada yapılacak bir hata tüm ölçümlerin hatalı olmasına sebep olmaktadır. Ayrıca yaygın olarak kullanılan birçok kalite kontrol ekipmanı, test sırasında da kullanıcıya bağımlıdır (kullanıcının olası sapmaları gözlemleyerek tespit etmesi gerekmektedir). UFC, ölçüm öncesi konumlandırma ve hizalamayı kendisi otomatik olarak yapmaktadır. Ayrıca UFC cihazı Linak testlerine başlamadan önce kendi kontrollerini de yapmaktadır.

**3-Böyle bir cihaz üretme fikri nerden aklınıza geldi?**

2008 yılından beri radyasyon onkolojisi alanında aktif olarak çalışmaktayım. Bu süreçte Medikal Linak cihazlarının kalite kontrolleri sırasında yaşadığım zorluklar bu fikrin oluşmasına zemin hazırladı. Özellikle haftalık olarak yapılan kalite kontrollerde uzun zaman harcanıyor ve alınan ölçümlerin sonuçları kullanıcıdan kullanıcıya farklılık gösterebiliyordu. Bu sorunu aşmak için yüksek lisans tez konumu EPID sistemleriyle kalite kontrol yapılması üzerine seçtim. Bu çalışma Linak kalite kontrol testlerinin bir kısmını EPID ile yapılabileceğini gösterdi. Ancak bu sistemle de testlerin tamamı yapılamıyordu ve Linak kalite kontrollerini yine Linak içerisindeki bir sistemle ölçme fikri hoşuma gitmiyordu.

Bu yüzden doktora tezimde Linak kalite kontrollerinin tamamını kullanıcıdan bağımsız bir şekilde yapabilecek bir sistem üzerinde çalışmaya karar verdim. Bu fikrimi danışmanlarım sayın Prof. Dr. Gönül KEMİKLER ve sayın Prof. Dr. Hatice Bilge BECERİR ile paylaştım. Bu fikri mutlaka denemem gerektiğini söyleyerek beni cesaretlendirdiler ve UFC'nin geliştirilmesi süreci başladı. Doktora tezim olarak kabul edilen bu proje aynı zamanda İstanbul Teknik Üniversitesi ve TÜBİTAK tarafından da destek aldı. İTÜ Arı Teknokent'te yaptığımız çalışmalarla da UFC'yi tamamlama aşamasına geldik.

**4-Bu konu ile ilgili çalışırken sizi en zorlayan süreç hangisi oldu?**

Bu projede karşılaştığımız en büyük zorluk, kullanılan sensörlerin yurtdışından geliyor olması ve tedarik sürelerinin üç aya kadar uzayabilmesiydi. Aslında tedarikçilerin stoklarında sensör bulunmasına rağmen bize büyük miktarda satış gerçekleştirebilmek için stratejik olarak tedarik süresini uzatıyorlar. Örneğin prototip üretmek için vermiş olduğumuz siparişlerin elimize geçmesini beklemek bizim için zorlayıcı bir süreçti. Bir diğer zorluk ise ülkemizde kullanılan sensörler hakkında yeterli bilgiye sahip uzman bulamayışımızdı. X-ışını ölçmek için kullandığımız sintilatörlü fotodiyot serisini Türkiye'de ikinci defa biz sipariş ettik. Özetle tedarik süresi ve sensörler hakkında yeterli bilgiye sahip kişi sayısının azlığı en önemli iki sorun oldu.

**5-Bu cihaz için patent aldınız mı?**

2016 yılında ulusal ve 2017 yılında ise uluslarası patent başvuru sürecini tamamladık. Ulusal ve uluslararası patent alma sürecini bizim adımıza İTÜNOVATTO (İstanbul Teknik Üniversitesi Teknoloji Transfer Ofisi ) yürüttü. UFC geliştirme projemiz 2016 Ocak ayından beri İTÜ tarafından desteklenmektedir.

**6-Ülkemizde patent alma işlem süreci nasıl işliyor?**

Ülkemizde patent konusunda şahsi olarak başvuru yapılabiliyor ancak aracı firmalar ile bu süreci yürütmek daha hızlı ve doğru sonuç alınması bakımından büyük önem arz ediyor. UFC'nin ulusal incelemeli patent başvurusunu bir kuruluş aracılığıyla tamamladık. Bu firma ulusal ve uluslararası anlamda ürünün benzerinin olup olmadığını araştırdı ve kapsamlı bir rapor çıkardı. Bu rapor doğrultusunda patent başvurusu yapıldı.

Bu raporun hazırlanmasıyla eş zamanlı olarak projenin patent başvurusuna uygun bir şekilde teknik çizimleri tamamlandı. Teknik çizimler üzerinden fikrin detaylı anlatımı yapıldı. Patent başvuru süresi başvuruyu yapan kişinin hızına göre değişiklik gösterebilmektedir. Yapılması istenen değişiklikler veya istenen çizimlerin zamanında yapılması durumunda başvuru bir veya iki ayda tamamlanmaktadır. Biz 2017 yılının Ağustos ayında PCT (Patent CooperationTreaty) başvurusunu tamamladık. Böylece PCT ile uluslararası düzeyde 151 ülkede patent hakkını elimizde bulundurmaktayız. İTÜNOVA TTO desteği sayesinde patent ve PCT başvurusu sırasında herhangi bir ücret ödemedik.

**7-Genç meslektaşlarınıza ne gibi önerileriniz olabilir?**

Biz bu projeyi ülkemizdeki akademisyenlerimizden, meslektaşlarımızdan ve deneyimlerimizden öğrendiklerimizle geliştirdik. Biz bir problemle karşılaştık ve bu problemi çözmek için herkesten destek aldık. Ülkemizde yenilikçi teknolojiler geliştirilmesi için birçok fırsat mevcut. Benim naçizane önerim, alana katkısı olabilecek bir çözüm, yöntem veya bakış açısına sahip olan genç meslektaşlarımın bunları ülkemizde hayata geçirebilecek fırsatları araştırmaları ve bu fırsatları değerlendirmeleri. Fikirlerin hayata geçme süreci farklılık gösterebilir ama önemli olan o fikre yürekten inanarak aynı doğrultuda her gün küçük de olsa bir adım atmaktır.

# En İyi Poster Bildiri Ödülü: Uzm. Dr. İlhami ER

**1-Bize kendinizi tanıtır mısınız?**

1982 Ceyhan/ADANA doğumluyum. İlkokul ve ortaokul eğitimimi Ceyhan'da, lise öğrenimimi ise Aksaray Fen Lisesi'nde tamamladım. 2006 yılında Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun oldum. Mezuniyet sonrası mecburi hizmetimi Harran Devlet Hastanesi'nde acil servis hekimi olarak tamamladım. 2009-2011 yılları arasında Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi İç hastalıkları Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak çalıştım. Temmuz 2011 ile Nisan 2016 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda ihtisas eğitimimi tamamladım ve halen aynı kurumda uzman doktor olarak çalışmaya devam etmekteyim.

**2-En iyi poster dalında ödül aldığınız çalışmanızı kısaca anlatır mısınız?**

Çalışmamızda; yüksek doz hızlı (HDR) üç-boyutlu (3-B) vajinal kaf (VK) brakiterapi'sinde (BRT) mesanenin 50 cc doluluk miktarı ile 150 cc doluluk miktarı durumlarında riskli organların (mesane, rektum, sigmoid ve bağırsak) doz-volüm parametrelerinin karşılaştırılması amaçlandı.

Mart 2015 ve Ağustos 2015 arasında jinekolojik malignite tanısı ile postoperatif pelvik eksternal radyoterapi (RT) + 3-B HDR VK-BRT uygulanmış histerektomili 8 hastanın tedavi verileri incelendi. Yapılan incelemede, hastaların tümünde silindir ("stump" aplikatörü) kullanılarak 1/3 proksimal vajen tedavisi yapıldığı ve doz, vajinal mukozadan (silindir yüzeyi) 0.5 cm derinliğe reçete edilen hastalarda toplam 18 Gy (3x6Gy) BRT uygulandığı belirlenmiştir.

Retrospektif olarak mesane, rektum, sigmoid, barsak ve klinik hedef volüm (CTV) 3-B olarak yeniden konturlandı. TPS'de elde edilen doz volüm histogramlarından mesane için dozun %50'sini alan volüm (V%50), volümün %50'sinin aldığı doz (D% 50), en yüksek doz alan 2 cm3 volümün aldığı minimum doz (D2cc), rektum için D2cc, sigmoid için D2cc, barsak için ise D% 50 ve D2cc değerleri kaydedildi. Mesanenin 50cc doluluk miktarı ile 150cc doluluk miktarı durumlarında yukarıdaki parametrelerin ikili karşılaştırılması yapıldı.

Çalışmamızda mesanenin 50 cc yerine 150 cc doldurulması durumunda mesane D%50 azalırken (p=0.012), D2cc artmaktadır (p=0.025). Rektum D2cc mesanenin 50 cc yerine 150 cc doldurulması durumunda artma eğilimindedir (p=0.05). Barsak D% 50 ise mesanenin 50 cc yerine 150 cc doldurulması durumunda azalmaktadır (p=0.012).

Çalışmamıza göre mesane ve özellikle barsak D%50 parametresinin anlamlı düzeyde azalması, 3-B VK-BRT'de mesaneyi 50 cc yerine 150 cc ile doldurmayı desteklemektedir.

**3-Bu çalışma konusunu nasıl belirlediniz?**

Radyoterapinin temel amacı hedefe istenilen maksimum dozu verirken, normal dokularda oluşan dozu ise minimumda tutmaktır. Brakiterapi uygulama şekli ve kullanılan radyoaktif kaynağın fiziksel özelliği gereği bu hedefi gerçekleştirebilecek en konformal tedavi yöntemlerinden biridir. Bununla birlikte brakiterapide de terapötik indeksi arttırmak mümkündür. Özellikle jinekolojik malignite nedeniyle opere olmuş hastalarda uterusun çıkarılmasından dolayı oluşan boşluğu başta barsaklar olmak üzere brakiterapide korunması gereken pelvik organların doldurduğunu gözlemledik. . Bu bağlamda HDR vajinal kaf brakiterapisinde; hedef açısından bir kayıp olmadan normal dokular nasıl daha fazla korunabilir sorusu üzerinden yola çıktık.

**4-Bu çalışma için ön hazırlık süreci ne kadar zaman aldı?**

Yaklaşık 1,5 ay süren bir literatür taraması dönemi oldu. Biz mevcut literatürü kavradıktan sonra onlardan farklı olarak hangi noktaları araştırabiliriz diye düşündük. Yapılan çalışmaların tümünde belirli bir dolluktaki mesaneyle boş mesane karşılaştırılmıştı. Biz ise GEC-ESTRO tarafından önerilen 50 cc doluluk ile 150 cc doluluk miktarını karşılaştırmayı tercih ettik. Öngörümüz 150 cc doluluğun normal dokuları daha fazla koruyabileceği yönündeydi.

**5-Çalışmada ekip arkadaşlarınızla nasıl bir iş bölümü yaptınız?**

Doktorlar; hasta seçimi, konturlamalar, volüm tanımlamaları ve doz reçetelendirmesini üstlendi. Medikal fizik uzmanı arkadaşlarımız ise bilgisayarlı tedavi planlamalarını yaptılar. Verilerin oluşturulması ve kaydı aşamasında da medikal fizik uzmanları ve radyasyon onkologları işbirliği içinde oldular. Ayrıca çalışmanın yazımı sonrası tüm yazarların metni gözden geçirmesi istendi ve herkesin onayı alındı. Medikal fizik uzmanı arkadaşlarım çalışmanın poster haline getirilmesinde de çok titiz bir çalışma yaptılar ve çalışmanın yöntem ve sonuçlarının görselliği ve anlaşılırlığını üst düzeye çıkardılar. Bir çalışmanın niteliği kadar sunum şekli de çok önemli diye düşünüyorum doğrusu.

**6-Bu konu ile ilgili çalışırken sizi en zorlayan süreç hangisi oldu?**

Bu çalışma aynı zamanda benim tez çalışmamdır. Ülkemizde araştırma görevlisi sayısındaki ve yardımcı sağlık personeli sayısındaki azlık ve bunun sonucunda ortaya çıkan rutin iş yoğunluğu nedeniyle çalışma saatleri içerisinde araştırma için zaman çok az ayrılabilmektedir. Bu nedenle daha çok akşam saatleri veya hafta sonları araştırmayı tamamlamak için zaman ayırmam gerekti. Belirli bir zamanda araştırmayı yetiştirmeye çalışmak benim için en zor süreçti. Ancak o süreci kolaylaştıran Prof. Dr Ayşe Nur Demiral hocamın büyük desteği olmuştur.

**7-Genç meslektaşlarınıza ne gibi önerileriniz olabilir?**

Radyasyon Onkolojisi; radyasyon onkologu, medikal fizik uzmanı ve radyoterapi teknikerlerinin birlikte çalışmasını gerektiren, teknoloji ile bağlantılı dinamik bir disiplindir. Teknolojinin gelişmesi ile birçok yeni çalışma alanları elde edilebilecektir. Ancak bence en önemli olay, ekip arkadaşlarımızla iyi ilişkiler kurarak daha nice başarılı çalışmaların temelini atmaktır.

**Med. Fiz. Uzm. Vildan 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 Universitesi,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 Radiotheraphy kongresinde ''Dose Distrubition in Extracorporeal Bone Irradiation'' konulu posteri ile Siemens Fellowship ödülü, aynı poster ile katıldığı V.Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi (20-23 Nisan 2004, Kuşadası,İzmir)'sinde en iyi poster ödülü aldı. 1994 yılında Amerikan Hastanesinde başladığı profosyonel meslek hayatına halen Amerikan Hastanesi Radyasyon Onkolojisi MD Anderson Kanser Tedavi Merkezi'nde devam etmektedir.

# TOMOTERAPİ'DE KALİTE KONTROL

**Med. Fiz. Uzm. Özgür Bora İMRAN**

Bu yazıda TomoTherapy sistemlerindeki kalite kontrol süreçleri ele alınırken, AAPM'in 2010 yılında yayınlanan TG-148 raporu baz alınıp, Mart 2017 yılında yayınlanan **"Hollanda Radyasyon Dozimetri Komisyonu"**nun 27 nolu raporunun **(NCS27)** tavsiyelerini gözden geçireceğiz.

TomoTherapy yeni özelliklerle sürekli geliştirilen bir sistem olduğundan kalite kontrol tavsiye raporlarının da güncellenmesinde bir gereksinim oluşmaktadır. Tomo H serisinin çıkmasıyla birlikte dinamik jawlar, DCS (doz kontrol sistemi), TQA (kalite kontrol paketi), Tomo-Direct ve VoLO planlama gibi özellikler sisteme entegre edildi. Bu güncellemelerin kalite kontrol basamağına etkilerini NCS 27 raporunu baz alarak tartışacağız. Bu arada, şunu belirtmeliyiz ki an itibariyle Accuray firmasının yeni TomoTherapy platformu olan Radixact'ın getirdiği ekstra yeniliklerin QA'ler üzerine etkisi, NCS 27 raporunda bulunmamaktadır.

QA bölümüne geçmeden, TomoTherapy sistemlerinin genel özelliklerine değinmekte fayda var. 6 MV'lik lineer hızlandırıcıya sahip olan sistem, düzleştirici filtre kullanmadan fan beam elde etmektedir. Doz Rate'i 1000 cGy/dk olan TomoTherapy sistemleri radixact modelinde doz hızını 1100 cGy/dk çıkarmıştır. Biçim olarak BT ye benzemekte olup tedavi şeklinde BT'in görüntü çekme yöntemine benzemektedir. Nasıl BT de görüntü kalınlığı varsa TomoTherapy'de tedavi kalınlığı vardır. Kesit kesit görüntü çeker gibi kesit kesit tedavi etmektedir. TomoTherapy tedavi kesit kalınlıkları 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm olmak üzere üç çeşittir. Tedavi sırasında masa sabit hızla giderken gantride sabit bir hızla dönmektedir ve sonuç olarak helikal bir tarama şekliyle IMRT uygulanmaktadır. Helikal sarmalların sıklığını belirleyen Pitch adı verilen faktör 0,5 değerinin altında tutularak bir tedavi kesiti için birden fazla turda ışınlama fırsatı yaratılır (pitch 0.25 ise 4 tur, 0.20 ise 5 tur gibi). TomoTherapy sisteminde 160 cm'lik Y yönünde masa hareketi olması 130-135 cm'lik bir kesintisiz tedavi imkânı sağlar. TomoTherapy en farklı özelliği BT benzeri tedaviden ziyade aslında MLC yapısıdır. Motorsuz olup sadece pnömatik (hava basıncıyla) çalışma prensibine sahiptir, bu sebeple klasik motorlu MLC'lerden 100 kat daha hızlı hareket kabiliyetine sahiptir ve açılıp kapanma süresi yaklaşık 10-20 ms arasındadır. Binary modda çalışan sistem ya açık ya kapalıdır. Y yönünde alan genişliği jawlar yönetirken (1 cm, 2.5 cm yada 5 cm) lateral olarak 40 cm'lik alanı 64 adet 6 mm kalınlığında MLC'lerle modüle eder. MLC yapısı çok hızlı olduğu için leaflerin açılı kalma süreleri 20 ms ile 1176 ms arasında değiştirilerek daha açı değişmeden bile 200'e varan yoğunluk ayarı yapabilme kapasitesine sahiptir. TomoTherapy sistemi 360 dereceyi 51 projeksiyon açısına bölüp, her bir projeksiyonda (her 7 derece bir) segmentleri değiştirip, leaflere 20 ms ile 1176 ms arasında açılı kalma değeri atayarak IMRT yapar. Şu şekilde düşünebiliriz ki; her bir projeksiyon açısında sanki siyah ile beyaz arasında 200 farklı gri tonlu kalem varmış gibi, her MLC'nin karşısına denk düşen yere istenen gri ton atanabilir.

Tomo-Direct özelliği TomoTherapy konvansiyonel linakmış gibi kullanmayı sağlar. Bu özellikte Gantry sürekli dönmek yerine belirlenen sabit açılardan ışınlama sağlar. Böylece tanjansiyel meme ışınlama gibi tedaviler ister klasik mantıkla istenildiğinde IMRT istenildiğinde de 3DRT olarak uygulanabilir.

Beam Data'sı fabrikada yüklenip gönderilen TomoTherapy sistemlerinin, bir haftadan kısa süren kabul testleri sırasında beam datası %2 DTA %1 gamma kriteri ile kıyaslanır. Ayrıca Su fantomu bağımlılığı olmayan sistem, Y yönündeki Profillerini katı su fantomu içine iyon odasını yerleştirip masa haraketi yardımıyla alınma imkânı vardır. X yönündeki profili de ışınlama düzleminde bulunan 760 kanallı CT dedektörü ile alıp, referanslarla kıyaslar. Su fantomu bağımlılığı olmasada TG-148 yılda bir kez su fantomu ölçümü yapmayı tavsiye etmiştir.

TomoTherapy TG-148'in eksik kaldığı gelişmeler, öncelikle Tomo-direct özelliğidir. Onun dışında dinamik jaw özelliği de 2.5 cm ve 5 cm alanlarını tedavi başlarken ve biterken süperior-inferior yönde kalınlığı dinamik olarak küçülterek, süperior inferior doz gradyantının hızlı düşmesini sağlar. Dolayısıyla eskiden tedavi boyunca sabit kalan tedavi alanı, artık başta ve sonda dinamik olarak değişmektedir. Bir diğer TG-148'in çıktığı zaman olmayan özellik DCS adındaki doz kontrol sistemidir. TomoTherapy tedavi sırasında gantri ile beraber magnetron ve linac da döndüğü için, dönüş sırasında doz rate sabit kalamıyordu 850 cGy üzerinde salınıyordu ve bu salınımın %2 bandının içinde olması isteniyordu. TG-148'de bahsi geçen toleransın DCS sisteminin entegre edilmesiyle bir anlamı kalmamıştır, çünkü DSC artık dozun salınımını yok yetmiş ve doz rate'in tedavi boyunca sabit kalmasını sağlamıştır. TG-148'den sonra doz hesaplama yönteminde de belirgin bir değişim olmuştur. H serisi cihazlar artık CPU değil GPU kullanmaktadır. VoLO planlama sistemi H serisi cihazlarla beraber verilmeye başlanmıştır ve farklı

bir algoritma kullanmaktadır. TomoTherapy convolution superposition algoritması kullanmaktadır, fakat VoLO sistemi farklı olarak voxel-less optimizasyon hesabı gerçekleştirmektedir. Dolayısıyla dose hesap parametrelerinde de eski ve yeni sistemlerde bir fark vardır. Bunun dışında TG-148'in çıktığı zamanlarda olamayan bir diğer özellik TQA özelliğiydi. Bu özellik fizikçilerin cihazın dose monitörleri ve dedektör sinyalleri gibi verileri kullanıp bazı kalite kontrol basamaklarını yapmalarına olanak sağlamaktadır. Delivery Analysis adı altında yeni çıkan ve in vivo olarak dose guided RT yapmaya imkân sağlayan özellik NCS 27 raporu içerisinde ele alınmamıştır. Tıpki Radixact sisteminin getirdiği yeni özellikler gibi.

## TQA (TomoTherapy Quality Assurance) Kalite Kontrol Yazılımı

TQA olan sistemlerde medikal fizikçiler, daha hızlı şekilde bazı kalite kontrolleri yapabilirken sistemin sağlığı hakkında da bilgi sahibi olurlar. TQA cihazda bulunan iyon odalarına, CT dedektörü ve hemen hemen tüm sensörlere erişim sağlayarak, referans değerlerle karşılaştırma yapar. Modül modül ele alırsak, QA modülleri aşağıdaki gibidir.

**Basic Dosimetry:** Masa alan içinden çıkarılarak yapılan bu prosedürde amaç sistemin out-put, energy ve transverse profilinin kalite kontrolünü yapmaktır. TQA, cihazın dedektör sinyali ile monitor chamber'larının sinyallerini alıp referans değerleriyle kıyaslar. Günlük olarak uygulanır.

**System Monitor:** Masa alan içerisinden çıkarılarak yapılan ve genel olarak sistemin sağlığı ve performansını test eden bu modülün günlük olarak uygulanması tavsiye edilir. Sitemin sensörlerini kullanarak cihazın bileşenlerini sıcaklığını, soğutma suyunun debisini, MLC hava basıncı değerleri gibi verileri kontrol edip cihazda oluşacak olası bir arıza öncesi sinyalleri algılar.

**Air Scan:** Bu modülün aslında iki amacı vardır; Birincisi, MVCT görüntü kalitesini bozulmaması için dedektör datasını normalize eder. İkinci olarak jawların dönerken stabil olup olmadıklarını test eder. Günlük tavsiye edilen modül, CT dedektör datasını analiz eder.

**Daily QA:** Günlük adı altında çeşitli alt testleri içeren bu modülün ismini günlük olmasına karşın haftalık olarak yapılması tavsiye edilir

**Rotvar:** Basic dosimetry modülüne benzer olan bu prosedür, enerji, out-put ve transverse profili görmemizi sağlar.

**Linac Transverse Alignment:** Kaynağın X yönünde merkezlenmesini test eden bu modül, analiz için Tongue and Groove kullanır.

**CT Dedector Alignment:** Dedektörün ışınlama düzleminin simetrik yerleştirilip yerleşmediğine bakıp test eden bu modül, ön jawı tam açar arka jawı kapatır ve ışınlama yapar, sonra arka jawı açıp ön jawı kapatıp aynı işlemi tekrarlar. Bu iki testin dedektör sisyalinin eşit olup olmadığına bakar. Böylece dedektörün iyi merkezlenip merkezlenmediğini analiz eder.

**Dynamic Jaw Sweep**: Özellikle dinamik jaw özelliği olan cihazlar için önemli bir testir. Bu modül jawların dinamik hareketinin kalite kontrolünu yapar.

**Leaf Latency:** Mili saniyeler içinde açılıp kapanma özelliğine sahip MLC sistemini içinde barındıran TomoTherapy'de, leaf geçikme testi yapmak gerekmektedir. TQA modulü ile hızlı bir şeklide bu testi yapmak mümkündür. Bütün leafleri açıp kapayarak, optik sensörler ile geçikmeleri analiz eder.

**Stepwedge Static/Helikal:** Haftalık olarak tavsiye edilen bu testte, masanın üzerine Accuray tarafından sağlanan alüminyum bir step wedge konur, üzerindeki marker'lar yardımıyla izomerkeze yerleştirilip ışınlanır. Öncelikle sistem, farklı kalınlıklardan geçip dedektöre ulaşan sinyali analiz eder ve enerji hakkında bilgi sağlar. Ayrıca masa hızı, jaw kolimasyonu ve yeşil lazer ayarlarını da kontrol etmeye yarar. Ama Asıl amacı enerjinin uyumluluğudur.

**Linac Longitunal Alignment:** Kaynağın Y yönünde merkezde olup olmadığın testi olan bu modülde, kullanıcı uzun bir aktif ölçüm alanı olan A17 iyon odasını izomerkeze yerleştirip, Y yönünde -15 mm, -10mm, -5mm, 0mm, +5 mm, +10mm ve +15mm noktalarından ölçümler alıp bir parabolik profil elde eder. Bu verileri TQA sistemine yüklediğimizde yazılım profili analiz edip kaynak pozisyonunu hesaplar.

**Linac Tranverse Alignment:** Lateral olarak kaynağın MLC'lere göre merkezde olup olmadığının testidir. Kullanıcı özel bir prosedürü ışınlar, set-up kurulumuna gerek yoktur. Boş ışınlama yapılır. TQA yazılımı dedektör verisini analiz edip kaynağın pozisyonunu hesaplar.

**Field Width:** Bu modülle kullanıcılar su fantomu olmadan profil alıp analiz edebilirler. Set-up olarak SSD:85 cm'de katı su fantomunun 1.5 cm derinliğine iyon odasını yerleştirip, masa hareketi sayesinde, Y yönünde istenilen alanların profillerini alıp analiz edebilmektedir. Ölçüm sonrası data TQA sistemine yüklenir ve TQA bu profilleri beam data verileriyle gamma analizini kullanarak karşılaştırıp sonuçlarını verir.

## MEKANİK KALİTE KONTROLLER

**Kaynak Pozisyon Doğruluğu Y Yönünde:**

TQA Longitüdinal Alignment testinin aynısıdır. TQA modülü olmayanlar analizi, elde edilen parabolik profilin merkezini hesaplayarak bulabilirler. A17 iyon odasını izomerkeze yerleştirip, Y yönünde -15 mm, -10mm, -5mm, 0mm, +5 mm, +10mm ve +15mm den ölçümler almaları yeterlidir.

**Kaynak Pozisyon Doğruluğu X Yönünde:**

TQA Transverse Alignmet testinin aynısıdır. TQA modülü olmayalar, servis mühendislerinin kullandığı TDAT yazılımı ile datalarını analiz edebilirler.

**Işınlama Düzlem Doğruluğu:**

Bu testte amaç ışınlama düzleminin rotasyon sırasında sabit kalıp kalmadığıdır. Set-up olarak 2cm'lik katı su fantomun üzerine film yerleştirilir. Film düzlemi izomerkezin 23 cm aşağısında olması istenir. Önce 0 dereceden 1x20 cm'lik bir ışınlama yapılır daha sonra aynı şekilde 180 dereceden ışınlama yapılır. Film üzerine yan yana elde edilen 0 ve 180 derecedeki alanlar birbirlerine paralel ve aynı hizada olmadır. Analizi çeşitli film analiz ekipmanlarıyla yapmak mümkündür.

**Farklı Alan Merkezlerinin Uyumluluğu:**

Tomotherapy tedavilerinde 3 çeşit alan kullanılır. 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm. Bu alanların açılmasını sağlayan ise Y yönünde hareket edebilen Jawlardır. Bu testte amaç bu üç alan için alan merkezlerinin aynı olup olmadığıdır. Test için film kullanılır ve 2cm'lik iki adet katı su fantomunun arasına film yerleştirilir. Film Z düzleminde izomerkez yüksekliğine getirilir ve cihazda bu test için yaratılmış olan prosedür ışınlanır. Sonuçta, 3 alanın yan yana iz düşümleri film üzerinde elde edilir. Bu alanların merkezlerinin paralel olması gerekir. Film analiz programıyla analiz yapılır ve TG-148'de belirtilen tolerans değeriyle kıyaslanır.

**MLC Merkezliği Testi:**

Bu teste amaç MLC'nin merkezinin rotasyonla değişip değişmediğidir. Bu amaç için film 2 cm'lik iki adet katı su fantomunun arasına konur ve izomerkezdeyken ışınlanır. İlk ışınlamada 32, 33 ve 27, 28 nolu MLC'ler açıkken 0 dereceden ışınlama yapılır, akabinde sadece 27, 28 nolu MLC'ler açıkken 180 dereceden ışınlama yapılır. 64 adet MLC bulunan TomoTherapy'de 32 ile 33 arası tam merkez noktasıdır. Analiz programı, sıfırdan elde edilen datayı 180 dereceden elde edilen data ile kıyaslar.

**Beam Parametrelerinin Testleri**

**Beam Energy PDD:** TomoTherapy'de rutinde su fantomu kullanılmamaktadır. Enerji doğruluğu için 2 yöntem kullanılır. Birinci yöntem SSD 85 cm de katı su fantomlarıyla 1.5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerde doz ölçümü yapmaktır. Bu ölçümleri oranlayıp beam data referans değeriyle karşılaştırmaktır. D10/D1.5 veya D20/D1.5 veya D20/10 değerleri elde edilip referans değerlerle kıyaslanır, %2 lik uyumda olup olmadığına bakılır. Bir diğer yöndem TQA bahsettiğimiz Stepwedge kullanarak bakmaktır. Ama unutmamalıdır ki bu relatif bir karşılaştırmadır. Enerji kontrolü haftalık olarak tavsiye edilmektedir.

**Transverse Profil:** Su fantomu olmadan TomoTherapy'de rahatlıkla yapılabilmektedir. Bunun için Cihazın içi boşken 40 cm lik alan açılıp ışınlama yapılır. Daha sonra CT dedektörünün datası alınıp sonra TQA yazılımda gamma analizi yapılarak karşılaştırılır. CT dedektörünün 40 cm'ye denk gelen 550 kanalı vardır. Bu sayede 1 mm altında çözünürlüğü olan bir profil elde edilmiş olur.

**Longitudinal Profil:** A1SL iyon odası ve katı su fantomunu sayesinde su fantomuna gerek kalmadan longitudinal profiller toplanabilir. İyon odası SSD 85 cm ve derinlik 1.5 cm olacak şekilde katı su fantomuna yerleştirilir. Cihazda önceden hazırlanmış olan bu teste ait prosedür çalıştırılır. Bu prosedüre de masa sabit 1 mm hızla alanın altından geçip gider. Böylece profili elde edebiliriz. TEMS adındaki elektrometreyi kontrol eden program da hem profili alıp hem karşılaştırma yapılabilir. Ayrıca TQA olan sistemlerde Data TQA yüzlendiğinde gamma analiziyle beam data karşılaştırması yapılabilir. TG-148 de aylık olarak

yapılması tavsiye edilmiştir. Yıllık olarak da su fantomu ile yapılması önerilmiştir. Dinamik jaw özelliği olan sistemlerde asimetrik alanlar da ölçülüp, Gamma analiziyle beam data ile karşılaştırılır.

**Output Helikal:** Sistemin out-put'un rotasyonel bir planda test edilmesidir. Cheese fantom ile yapılmış bir plan uygulanırken absolute doz ölçümü yapılır. Planlanan doz ve ölçülen doz oranlanıp karşılaştırılır. Günlük olarak tavsiye edilir.

**Output Statik:** Eğer helikal out-put testi günlük uygulanıyorsa TG-148 bu testi haftalık olarak önerir. 5x40 cm'lik alanda 60 sn ışınlama yapılır. SSD:85 cm'e de 1.5 cm de A1SL iyon odası ile ölçüm yapılıp doz ölçülür. Referans değeriyle karşılaştırılır.

**Senkronizasyon Testleri:**

Helikal planlarda masa, gantri ve MLC'ler hareket halindedir ve bu hareketin senkroni içinde planlandığı gibi olması gerekir. Bu amaçla yapılması gereken testler vardır.

**Gantri-Masa Hareketi Uyumluluk Testi:** Bu teste gantri bir tur attığında masanın toplam hareketi, diğer turlarda uyumlu olup olmadığa bakılır. Bu amaçla 1 cm lik alan açılıp pitch faktörü 1 seçilir ve 13 rotasyon yaptırılır. 2., 5. ve 12. turda MLC'ler yarım tur boyunca açık kalır. Masa üstüne 2 cm lik katı su fantomun altına film yerleştirilir. Film üzerinde, 2. tura, 5.tura ve 12. tura ait 3 adet 1 cm kalınlığında çizgi oluşur. Bunların arasındaki mesafenin aynı olması gerekmektedir. Film analiz programı kullanılarak analiz edilir. TG-148 bu testi çeyrek yıllık periyotlarla yapılmasını tavsiye eder.

**Yıldız Testi:** Bu teste amaç MLC'lerin istenilen anda ve istenilen açıda açılıp açılmadığının kontrolüdür. Bu amaçla iki film axial olarak aralarında 6 cm'lik katı su fantomu olacak şekilde yerleştirilir. Sistemde var olan prosedürle ışınlama yapılır. Bu prosedürde sadece 0, 120 ve 240 derecelerde merkezde bulunan 2 MLC açılır ve film üzerinde yıldız deseni oluşturur. Bu iki filmdeki izlerin paralellik göstermesi ve yıldız deseni açıların 0, 120 ve 240 derece uyumlu olması gerekir. Analizi film analiz programlarıyla yapılabilir. TG-148 de çeyrek yıllık periyotlarla yapılmasını tavsiye edilir.

**Masa Hızı Testi:** Bu teste amaç masanın tedavi boyunca sabit hızla hareket ettiğini kontrol etmektir. Film masa üzerine yerleştirilip, 1 cm tedavi alanı ile ve 20 cm lik bir tedavi alanı taranır. Film analiz edilerek, masanın hızının sabit kalıp kalmadığını kontrol edilir. Ayrıca TQA yazılı olan klinikler bu testi stepwedge testinde otomatik olarak test edebilirler.

**Gantri Açı Doğruluğu:**

TQA Helikal Stepwedge modülü içerisinde otomatik olarak sonucu verilmektedir. Haftalık olarak tavsiye edilir.

**Yarım Kalan Fraksiyonu Tamamla Prosedürü:**

Hastanın tedavi sırasında cihaz hatası nedeniyle durur veya hasta hareketi nedeniyle tedavi durdurulursa, yarım kalan bu fraksiyon tamamlama prosedürü ile tamamlanır. Bu tamamlama prosedürün doğru olup olmadığı test etmek için. Hasta QA planı yaratılıp ışınlama herhangi bir anda durdurulur ve tamamlanır. Sonra hasta QA ölçümleri karşılaştırılır. Aylık olarak yapılması tavsiye edilir.

**MVCT Kalite Kontrolleri:**

**HU CT Number Kalibrasyonu:**

Cheese fantoma farklı yoğunluklara sahip pluglar yerleştirilip görüntü alınır. Bu görüntüde analiz edilerek hangi yoğunluğun hangi HU değerine karşılık geldiği bulunup planlama sistemine girilmesi gereklidir. Bu değerler MVCT üzerinden plan yapılacağı zaman kullanılır, rutin olarak adaptif yapılan merkezlerde bu kalibrasyonun en azından ayda bir yapılması tavsiye edilir.

**Görüntü Kalitesi, Artifak Ve Çözünürlük Testi:**

Cheese fantomun içine çözünürlük plug'u takılır ve görüntüde çözünürlüğe bakılır, herhangi bir artefak var mı, görüntü kalitesinde bozukluk var mı incelenir.

**MVCT Doz Testi:**

Cheese fantomun içine iyon odası takılır ve görüntü çekimi sırasında doz ölçülür. Dozun 3 cGy den düşük olması gerekmektedir.

**Lazer Testleri:**

TomoTherapy'de iki tip lazer bulunur, kırmızı lazer ve yeşil lazer. Yeşil lazer izomerkezi gösterir ve sabittir. Kırmızı lazer ise hareketli lazerdir ve hasta set-up'ında kullanılır. İlk yapılması gereken test, yeşil lazerlerin izomerkezi gösterip göstermediğidir. Cheese fantomu bore lazerine oturtup görüntüsü alınır. Görüntü registrasyonunda lazerin hatalı olup olmadığı anlaşılır. Ayrıca overhead yeşil lazeri için film testi uygulanır. 1x40 cm bir ışınlama almadan önce yeşil lazerler film üzerinde işaretlenir. Bu işaretlerin film üzerinde radyasyon alanının ortalamış olması gerekir. Analizi film analiz programlarıyla yapılır. Kırmızı lazerlerin ilk testi cihaz açıldığında yeşillerle üst üste gelmesidir. Cihaz kapatılıp açılır ve kırmızı ile yeşillerin çakışmasına bakılır. Daha sonra herhangi bir plan yapılır ve kırmızı lazerler X,Y,Z koordinatlarında bir noktaya gönderilir. Sonra cetvel ile ölçülüp kırmızı lazerlerin istenilen yerlere gittiği kontrol edilir.

**TPS Parametreleri:**

TomoTherapy dünyasında tüm cihazlar aynı beam data verisi yüklenip gönderilir. İdeal olan fikir budur ama TomoTherapy'de eskiden günümüze kadar birkaç faklı marka, model LINAC kullanıldığından dolayı 3 ayrı beam data modeli vardır. İlk versiyon olan Hi-ART modellerinde Siemens linakları kullanır ve bunların beam datasına "Legacy Model" denir. Daha sonra Twin Peak LINAC kullanılmıştır ve bu linakların olduğu sistemlerde beam data "TP model" olarak adlandırılır. En güncel versiyon ve yeni cihazlarda kullanılan model ise "TP+1 model" beam datadır. Beam Dataları aynı olması nedeniyle tüm cihazlar idealde ikizlerdir ama MLC ve JAW a özgü bazı ölçüm parametreleri her cihaza özgü alınır ve sisteme yüklenir. MLC kısmını ilgilendiren bu cihaza özgü parametreler Leaf Fluence Out-put Faktörü (LFOF), Leaf Filters, Leaf Latencies'dir. JAW ları ilgileniren parametreye (JFOF) Jaw fluence Out-put Faktörü denir, tedavide kullanılan 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm output faktörleri sisteme girilir. LFOF, kısaca tek başına açık olan bir leafin out-put'una komşu leaflerin etkilerini belirtir. Yukarıdaki tüm faktörler cihazın kurulumu esnasında servis mühendisi veya ATP fizikçisi tarafından ölçümü yapılıp, Accuray tarafından kontrolü yapıldıktan sonra sisteme yüklenir.

Kullanıcının ölçüp sisteme girdiği en önemli parametre simülasyon CT'sine ait HU yoğunluk kalibrasyon eğrisidir. Bu eğriye, TomoTherapy dilinde IVDT tablosu denir. Yoğunluğu bilinen plugların CT de görüntüsü alınır ve ona karşılık gelen HU değeri ölçülür. Planlamaya girilen bu değerler sayesinde planlama sistemi HU değerinden fiziksel yoğunluğa geçerek doz hesabı yapar. Simülasyon CT'nin tüpü değiştiğinde ya da önemli bir arıza geçirdikten sonra bu eğri tekrar elde edilip sisteme yüklenmelidir. Benzer durum MVCT içinde geçerlidir, eğer adaptif uygulama aktif olarak kullanılıyorsa IVDT oluşturulması gereklidir ve rutin aralıklarla yenilenmesi tavsiye edilir. Doz hesabının kalite kontrolü Cheese fantom üzerinde her alan için plan yapılıp, ve her planın 6 noktasından iyon odası ölçümüyle (2 nokta PTV içinde, 2 nokta penumbra bölgesi, 2 nokta kuyruklarda olacak şekilde) 3%, 3mm gamma kriterine uygun olup olmadığına bakılır. Tomo-Direct versiyonu olan cihazlarda, Cheese fantom üzerine her alan planlar yapılıp benzer bir verifikasyon yapılır.

Özetlersek, TomoTherapy kalite kontrolü için AAPM'in TG-148 raporu baz alınmalıdır. Yeni özellikler için Hollanda yayını olan NCS 27 nolu rapor genel bir toparlayıcı olmuştur. Doksan sayfayı geçen bu raporun tüm içeriğini bu yazıya 4-5 sayfada yansıtmamız mümkün olmadığından genel hatlarıyla konuyu incelemeye çalıştım. Daha detaylı bilgiler ve sorularınız için e-mail adresim bora.imran@meditel.com.tr'dir.

**Med. Fiz. Uzm. Özgür Bora İMRAN**

1981 Ankara doğumlu'dur. Hacettepe Üniversitesi fizik mühendisliği 2004 yılında mezun olmuştur. Daha sonra İngiltere'de Surrey Üniversitesi radyasyon fiziği'nde 2007 yılında yüksek lisansını tamamlamıştır. 2010'dan günümüze Meditel firmasında Tomotherapy ve PTW ürünleri için aplikasyon uzmanı olarak görev yapmaktadır.

# AYIN RAPORU II: BEIR VII; HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION

**Med. Fiz. Uzm. Mertay GÜNER**

Bu yazımda sizlere BEIR REPORT VII Phase 2 özelinde raporu ana başlıklarıyla özet olarak anlatmak istediklerini ve bu raporun çıkış amacını ayrıca raporu çıkaran akademinin ne gibi faaliyetler içinde bulunduğunu ve basit anlamda yürüttükleri organizasyonu dilim döndüğünce anlatmaya çalışacağım.

The National Academies, Amerika'da bilim, mühendislik ve tıp alanlarında kaliteli ve objektif tavsiyeler sunan seçkin akademik topluluklarından birisidir. Çalışmalarının çoğu yedi ana program altında toplanmaktadır. Bunlar; Davranışsal ve Sosyal Bilimler ve Eğitim, Yeryüzü ve Yaşam Araştırmaları, Mühendislik ve Fizik Bilimleri, Sağlık ve Tıp, Politika ve Küresel İşler, Ulaştırma Araştırma Kurulu ve Körfez Araştırma Programı'dır.

Bu Akademi topluluğu aynı çatı altında bulunan üç ayrı kurumdan oluşur. Bunlar; Ulusal Bilimler Akademisi, Ulusal Mühendislik Akademisi ve Ulusal Tıp Akademisi'dir. Bu topluluklar, dünyanın karşılaştığı en acil sorunların birkaçında uzman tavsiyesi sağlayan kâr amacı gütmeyen kurumlardır. Çalışmaları sağlam politikaların şekillendirilmesine, kamuoyunun aydınlatılmasına ve bilim, mühendislik ve tıp arayışının ilerlemesine yardımcı olmaktadır.

Bu akademi, Amerikan devletinin bilimsel konularda bağımsız bir danışmanlık görevine acil bir şekilde ihtiyaç duymasıyla ortaya çıkmıştır. Akademi, Başkan Lincoln'ün, bilim hakkında herhangi bir konuyu araştırmak, incelemek, denemek ve raporlamak için 1863 yılında Ulusal Bilimler Akademisini oluşturan kongre tüzüğünü imzalamasıyla resmiyete kavuşmuştur. Bilimin ulusal öncelikler ve kamusal yaşamda giderek artan bir rol oynamaya başlaması sonucunda da Ulusal Bilimler Akademisi, 1964'te Ulusal Mühendislik Akademisini ve 1970'de de Ulusal Tıp Akademisini içine alacak şekilde genişlemiştir. Akademilerde üyeler, toplumun önde gelen ve saygın bilim adamları tarafından ve yine kendi içlerindeki oylama ile seçilir. Bu üç akademiden birkaç cümle ile bahsedecek olursak;

The National Academy of Sciences (Ulusal Bilimler Akademisi): Başkan Lincoln tarafından imzalanan kongre Kanunu ile 1863 yılında, bilim ve teknoloji ile ilgili konularda ulusa tavsiyelerde bulunan özel bir sivil toplum kuruluşu olarak kurulmuştur. Şu anki başkanları Dr. Marcia McNutt'dur.

The National Academy of Engineering (Ulusal Mühendislik Akademisi): Ulusa danışmanlık yapmak ve mühendislik uygulamalarını getirmek için 1964 yılında Ulusal Bilimler Akademisi tüzüğü uyarınca kurulmuştur. Şu anki başkanları Dr. C. D. Mote, Jr.'dır.

The National Academy of Medicine (Ulusal Tıp Akademisi): Ulusal Bilimler Akademisi'nin tüzüğü altında, tıp ve sağlık konularında ulusa tavsiyede bulunmak için 1970 yılında kurulmuştur. Şu anki başkanları Victor J. Dzau'dur.

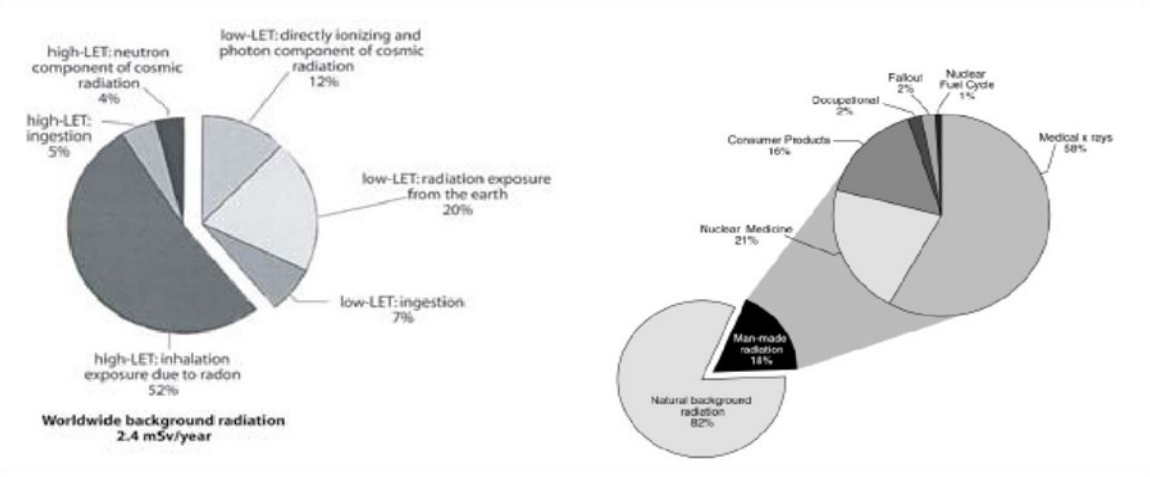
Bu üç Akademi; ulusa, bağımsız, objektif analiz ve tavsiyeler vermek, karmaşık sorunları çözmek, kamu politikası kararlarını bildirmek ve diğer faaliyetleri yürütmek üzere Ulusal Bilim Akademileri, Mühendislik Akademileri ve Tıp Akademileri olarak birlikte çalışmaktadır. Bu akademiler aynı zamanda eğitim ve araştırmayı teşvik eder, bilime üstün katkı sağlar, bilim, mühendislik ve tıp konularında halkın farkındalığını arttırırlar.

Bu akademilerden ilki olan Ulusal Bilimler Akademisi geçmişten günümüze kadar BEIR (Biologic Effects of Ionizing Radiation reports) başlığı altında bir dizi rapor yayınlamışlardır. Bu raporlar konu başlıklarıyla aşağıda sıralanmıştır;

- **BEIR III 1980:** "The Effects on Populations of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation"
- **BEIR IV 1988:** "Health Effects of Radon and Other Internally Deposited Alpha-Emitters"
- **BEIR V 1990:** "Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation"
- **BEIR VI 1999:** "The Health Effects of Exposure to Indoor Radon"
- **BEIR VII, Phase 1 1998:** "Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Phase 1"
- **BEIR VII, Phase 2 2006:** "Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Phase 2.

Yazımın başında da belirttiğim gibi bu yazının ana konusu son yayınlanan BEIR VII Phase2 raporudur. Raporun Konu başlığını "Düşük Düzeyde İyonlaştırıcı Radyasyona Maruz Kalınması Durumunda Sağlığa ilişkin Riskler" olarak çevirmek mümkün. Peki nedir bu raporun bizlere anlatmak istedikleri? Şimdi biraz bunlardan bahsedelim;

BEIR VII raporu, düşük dozda iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalınması durumunda kanser ve diğer sağlık etkileri için en güncel ve kapsamlı risk tahminlerini ortaya koymaktadır. Aynı zamanda kanser mortalitesine ek olarak, kanser insidansı için ayrıntılı tahminlerin yapılması konusunda türünün ilk raporları arasındadır. Genel olarak BEIR VII, daha önce bildirilen kanser ve lösemi risk tahminlerini desteklemekle birlikte, yeni ve daha kapsamlı verilerin bulunmasına olanak sağlamıştır. Mevcut biyolojik ve biyofiziksel verilerin kapsamlı olarak incelenmesi sonucunda "linear-no-threshold" (LNT) bir risk modeli, yani kanser riskinin eşiksiz düşük dozlarda doğrusal olarak ilerlediğini ve en küçük dozun bile potansiyel olarak insanlar için küçük bir risk artışı oluşturduğu söylenmektedir. BEIR VII, iyonize edici radyasyonun (örneğin x-ışınları ve gama ışınları gibi) düşük doğrusal enerji transferinin düşük seviyelerinin (low-LET) insandaki sağlık etkileri üzerine odaklanmaktadır. Bu zamana kadar düşük seviyeli low-LET radyasyona değinen en güncel BEIR raporu 1990'da yayınlanan BEIR V raporudur.
İnsanlar hem doğal hem de yapay radyasyon kaynaklarından iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmaktadır (bkz. Şekil 1). Çok yüksek dozlara maruz kaldıktan sonraki günlerde dokularda belirgin zararlı etkiler yaratabilir. Bu raporun konusu olan düşük doza maruz kalmalar da dahil olmak üzere daha makul dozlardan sonra ortaya çıkabilen kanser gibi geç dönem etkiler gelişmesi uzun yıllar alabilir.
Çoğu radyasyon kaynağı, yüksek ve düşük LET radyasyon karışımına sahiptir. Düşük LET radyasyon, yüksek LET radyasyonu ile karşılaştırıldığında, radyasyon yolu boyunca hücrede daha az enerji bırakır ve her radyasyon izi için daha az yıkıcı olarak düşünülür. BEIR VII raporunda, düşük dozlar, low-LET radyasyonunun yaklaşık 0-100 mSv aralığında olduğu şekilde tanımlanmaktadır.




**Şekil 1: Soldaki grafik, yüksek ve düşük LET radyasyonunun global "background" radyasyonunun kaynaklarını göstermektedir. Sağdaki şekil insan kaynaklı radyasyonun ABD nüfusuna göre katkılarını göstermektedir.**

Amerika Birleşik Devletleri'ndeki insanlar yaklaşık 3 mSv'lik ortalama background radyasyon dozuna maruz kalmaktadır; göğüs radyografisinden maruziyet yaklaşık 0.1 mSv ve tüm vücut bilgisayarlı tomografi (BT) taramasından gelen maruziyet yaklaşık 10 mSv'dir.
Düşük LET'li düşük doz radyasyonunun sağlık üzerindeki etkilerinin anlaşılmasına ilişkin birçok zorluk vardır. Ancak mevcut bilgiler birkaç sonuca varmaktadır. BEIR VII raporundaki mevcut bilimsel bulguların düşük dozlarda iyonize radyasyona maruz kalınması ile insanlardaki kanser gelişimi arasında doğrusal bir doz-yanıt ilişkisi olduğu hipotezi ile uyumlu olduğu sonucuna varılmıştır. Kanserlerin tetiklenmediği bir eşik dozun olma olasılığı düşüktür, ancak düşük dozlarda da radyasyona bağlı kanserler az sayıdadır. Diğer sağlık etkileri ise (kalp hastalığı ve felç gibi) yüksek radyasyon dozlarında ortaya çıkar, ancak düşük doz radyasyon ve kanser dışı sağlık etkileri arasında muhtemel bir doz yanıtının değerlendirilmesi yapılmadan önce kesinlikle ek veriler toplanmalıdır. Raporda ayrıca, ebeveynlerin low-LET'li düşük doza kronik maruziyetleri söz konusu olduğunda, maruziyetten sonra düşünülecek çocuklarda oluşacak sağlık etkileri riski, popülasyondaki genetik hastalıkların temel frekanslarına kıyasla çok küçük olduğu sonucuna varıyor.

## Radyasyona Maruz Kalma ve Sağlık Etkileri

İyonize radyasyon maruziyetinden sonra sağlık üzerindeki olumsuz etkilere yol açan mekanizmalar tam olarak anlaşılamamıştır. İyonize radyasyon, vücut hücrelerindeki DNA da dahil olmak üzere moleküllerin yapısını değiştirmek için yeterli enerjiye sahiptir. Bu moleküler değişikliklerden bazıları karmaşıktır, bu nedenle vücudun onarım mekanizmalarının onları doğru şekilde onarması zor olabilir. Bununla birlikte, bu tür değişikliklerin yalnızca küçük bir bölümünün kanser veya diğer sağlık etkileri ile sonuçlanması beklenmektedir. İyonlaştırıcı radyasyonun sağlık üzerindeki etkilerini değerlendirmek için en uygun kişiler, Hiroşima ve Nagasaki atom bombalarından sonra hayatta kalabilen her yaştan ve cinsiyetten oluşan geniş nüfustur. Japonya'daki Radyasyon Efektörleri Araştırma Vakfı (RERF), bu kazazedeler üzerinde 50 yıldan fazla süre takip çalışmaları yürütmüştür. Bu çalışmalardan çıkan önemli bulgulardan bir ise kanserin radyasyon dozu ile orantılı olarak artmasıdır. Maruz kalan kişilerin %60'ından fazlası 100 mSv'den daha az radyasyon dozu (BEIR VII raporundaki düşük dozun tanımı) alan kişilerdir.

## Kanser için Risk Modelleri

BEIR VII komitesinin önemli bir görevi radyasyona maruz kalan bir kişideki kanser gelişim riskini tahmin etmek için "risk modelleri" geliştirmekti. Bu görevi yerine getirmek için epidemiyolojik araştırmalardan elde edilen veriler kullanılmıştır. Japonya'daki atom bombası mağdurlarının çoğu kanser ve lösemi riskini tahmin etmek için birincil veri kaynağıydı. Değerlendirilen 11 spesifik kanserden 2'si (göğüs ve tiroit kanseri) riskleri tahmin etmek için tıbbi açıdan maruz kalmış kişilerin verileriyle birleştirildi. Ek tıbbi araştırmalardan ve nükleer işçilerin verilerini kullanarak yapılan çalışmalardan elde edilen veriler değerlendirildi ve BEIR VII modelleriyle uyumlu olduğu bulundu.

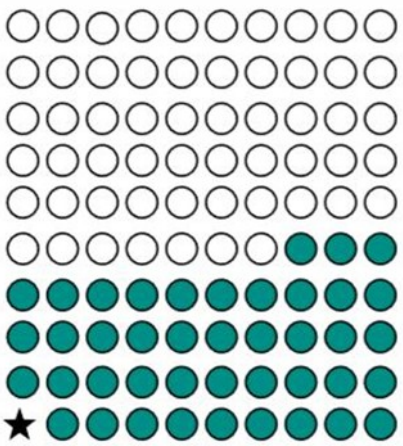
1990'da yayınlanan BEIR V'den bu yana, atom bombası mağdurlarından edinilen bilgilerle kanser insidansı (ölümcül olmayan hastalıklar dahil) bakımından daha kapsamlı veriler ortaya çıkmıştı. Mortaliteyi takiben 15 yıl boyunca kanserli hasta ölümleri yaklaşık iki katına çıkmış ve geliştirilmiş dozimetre sistemi (DS02) uygulanmıştır. Buna ek olarak, tıbbi nedenlerle radyasyona maruz kalan kişilerin ve düşük hızlarında düşük dozlara maruz kalan nükleer işçilerin araştırmalarından yeni veriler elde edilmiştir. Bu gelişmeler, risk tahminleri geliştirmek için kullanılan epidemiyolojik veriyi güçlendirmiştir. Tablo 1'de BEIR V'den bu yana mevcut olan yeni epidemiyolojik bilgi ve yaklaşımların bazıları listelenmektedir.

**Box 1. New epidemiologic information and approaches used in BEIR VII risk models**

1. The information available from epidemiologic studies has been greatly increased.
   - For the A-bomb survivors, cancer incidence data from the Hiroshima and Nagasaki tumor registries have become available (13,000 cases of solid cancer), and the number of solid cancer deaths available for analysis has nearly doubled (10,000 deaths).
   - There are new data from many studies of persons exposed for medical reasons. These data have been incorporated in estimating risks of female breast cancer and thyroid cancer.
   - There are new data from studies of nuclear workers exposed at low doses and dose rates, including results of analyses that combine data from many studies. These data were evaluated and found to be compatible with BEIR VII risk estimates.
1. BEIR VII provides estimates of both cancer incidence (including non-fatal cancer) and cancer mortality, whereas previous reports focused on mortality data.
2. The availability of cancer incidence data on A-bomb survivors has made it possible to develop estimates for eleven specific cancer sites.
3. The newly implemented DS02 dosimetry system for A-bomb survivors provides a more accurate basis for evaluating the dependence of risk on dose.

**Tablo 1: BEIR V'den bu yana mevcut olan yeni epidemiyolojik bilgi ve yaklaşımlar.**

Ortalama olarak ABD nüfusunun tamamında benzer cinsiyet ve yaş dağılımı olduğu varsayıldığında, BEIR VII yaşam boyu risk modeli, 100 kişiden yaklaşık 1 kişinin (100 mSv'lik doz ve aşağısında bir doza maruz kalındığında) kanser veya lösemi olacağı tahmininde bulunur. 100 kişiden yaklaşık 42'sinde diğer nedenlerden dolayı kanser veya lösemi gelişmesi beklenir (bkz. Şekil 2). Daha düşük dozlar oransal olarak daha düşük riskler oluşturmaktadır. Örneğin, 1000 kişiden yaklaşık bir kişinin 10 mSv'e maruz kalması durumunda kanser gelişeceği tahmin edilmektedir. Tablo 2, BEIR VII'nin tüm kanserler ve 100 mSv'e maruz kalan 100.000 kişi başına lösemi için insidans ve mortaliteye ilişkin yaşam boyu nitelenebilir riskin (lifetime attributable risk – LAR) en iyi tahminlerini göstermektedir. Raporda aynı zamanda birkaç belirli bölgenin kanseri için de tahminler mevcuttur.



**Şekil 2: 100 kişide yaklaşık 100 mSv low-LET radyasyona maruz kalma durumunda yaklaşık 1 kanserin (yıldız) meydana gelebileceğini önermektedir.**

| | All Solid Cancer | | Leukemia | |
|---|---|---|---|---|
| Excess cases (including non-fatal cases) from exposure to 100 mSv | Males | Females | Males | Females |
| | 800 (400–1600) | 1300 (690–2500) | 100 (30–300) | 70 (20–250) |
| Number of cases in the absence of exposure | 45,500 | 36,900 | 830 | 590 |
| Excess deaths from exposure to 100 mSv | 410 (200–830) | 610 (300–1200) | 70 (20–220) | 50 (10–190) |
| Number of deaths in the absence of exposure | 22,100 | 17,500 | 710 | 530 |

**Tablo 2: 100 mSv'e maruz kalmış 100.000 kişinin (ABD nüfusunun tamamında benzer bir yaş dağılımı ile) yakalanabileceği kanser türlerinin sayısını ve ölüm sayısını göstermektedir.**

## Çok Küçük Dozlarda Risk Tahminleri

İstatistiksel sınırlamalar, 100 mSv veya daha düşük dozlarda insanlardaki kanser riskini değerlendirmeyi zorlaştırır. Komiteye göre, mevcut biyolojik ve biyofiziksel verilerin kapsamlı bir incelemesi sonucunda eşiksiz düşük dozlarda riskin doğrusal olarak devam edeceği ve en küçük dozun bile insanlar için riskte küçük bir artışa neden olma potansiyeline sahip olduğu kararına varılmıştır. Bu varsayım "Linear-no-threshold " (LNT) modeli olarak adlandırılmaktadır.
LNT modelde birbiriyle yarışan iki hipotez vardır. Birincisi, düşük doz radyasyon LNT'nin etkilerinden daha fazla zararlıdır. BEIR VII, radyasyonun sağlık üzerine etkileri araştırması bütün olarak ele alındığında bu hipotezi desteklemediğini söyler. Diğer hipotez, risklerin LNT modeli tarafından öngörülenden daha küçük olduğunu düşündürmektedir. Rapor, risk düşük olmasına rağmen, düşük dozlarda bile bazı risklerin olacağını gösteriyor.

## Kanser Dışındaki Sağlık Etkileri

Yüksek terapötik dozlara maruz kalan kişilerde ve ayrıca daha az dozlara maruz bırakılan kişilerde (atom bombası sağ kalanlarında) kanser dışındaki hastalıkların, özellikle kardiyovasküler hastalık riskinin arttığı gösterildi. Bununla birlikte, düşük dozların kanser dışı hastalık riskini arttırdığının doğrudan kanıtı yoktur ve veriler bu riski ölçmek için yetersizdir. Radyasyona maruziyetin bazı iyi huylu tümörlerin riskini arttırdığına da değinilmiştir ancak veriler bu riski ölçmek için yetersizdir.

## İyonlaştırıcı Radyasyona Maruz Kalmış Ebeveynlerin Çocuklarında Risk Tahmini

Doğal olarak oluşan genetik hastalıklar, germ hücrelerinde (sperm ve yumurta) bulunan ve kalıtsal olan genetik materyalde (DNA) meydana gelen değişmelerin (mutasyonların) bir sonucu olarak ortaya çıkar (yavrulara ve sonraki nesillere aktarılabilirler). İyonize radyasyona maruz kalmanın genetik hastalıkların frekanslarında artışa neden olup olmayacağı konusundaki endişe, atom bombası mağdurlarının çocuklarındaki radyasyonun olumsuz genetik etkilerini incelemek için kapsamlı bir araştırma programı başlatılmasına neden oldu.

Atom bombasına maruz kalmış mağdurlardan kalan 30.000 çocukla yapılan çalışma sonuçlarının önemli ters genetik etkilerden yoksun olduğu gösterilmiştir. Geçtiğimiz 10 yıl boyunca, fare de dahil olmak üzere, deneysel organizmalarda doğal olarak oluşan genetik hastalıkların ve radyasyonla oluşturulan mutasyonların altında yatan moleküler mekanizmaları anlama kapasitemizde büyük ilerlemeler olmuştur. Bu raporda sunulan risk tahminleri tüm bu gelişmeleri içermektedir. Rapor, low-LET ışınlamanın düşük veya kronik dozlarında, genetik risklerin, popülasyondaki genetik hastalıkların temel frekanslarına kıyasla çok küçük olduğunu göstermektedir. BEIR VII, yapılan araştırmalar ışığında bu 30.000 çocukta olumsuz kalıtsal etkilerde artış görmeyi beklememektedir. Genetik risklerin düşük olmasının bir nedeni canlı doğumlarda yalnızca embriyonik gelişim ve yaşayabilirlik ile uyumlu genetik değişikliklerin ortaya çıkmasıdır.

## Araştırma İhtiyaçları

İyonize radyasyon düzeyinin düşük olduğu sağlık riskleri konusundaki anlayışımızı daha da artırmak için devam eden araştırmalara ihtiyaç vardır. BEIR VII belirlediği üst düzey araştırma ihtiyaçlarını aşağıda listelenmiştir;

**Not:** Direkt Türkçe'ye çeviri yapıldığında bazı maddelerin anlam bütünlüğü bozulduğu için bu kısmı sizlerle orijinalinde olduğu gibi paylaşmak istedim (bkz. Tablo 3).

- *Determination of the level of various molecular markers of DNA damage as a function of low dose ionizing Radiation.*
- *Determination of DNA repair fidelity, especially double and multiple strand breaks at low doses, and whether repair capacity is independent of dose.*
- *Evaluation of the relevance of adaptation, low-dose hypersensitivity, bystander effect, hormesis, and genomic instability for radiation carcinogenesis. Identification of molecular mechanisms for postulated hormetic effects at low doses.*
- *Reduction of current uncertainties on the specific role of radiation in how tumors form.*
- *Studies on the genetic factors that influence radiation response and cancer risk.*
- *Studies on the heritable genetic effects of radiation. Continued medical radiation and occupational radiation studies.*
- *Continued follow-up health studies of the Japanese atomic-bomb survivors, 45% of whom were still alive in 2000.*
- *Epidemiologic studies to supplement studies of atomic-bomb survivors, for example studies of nuclear industry workers and persons exposed in countries of the former Soviet Union.*

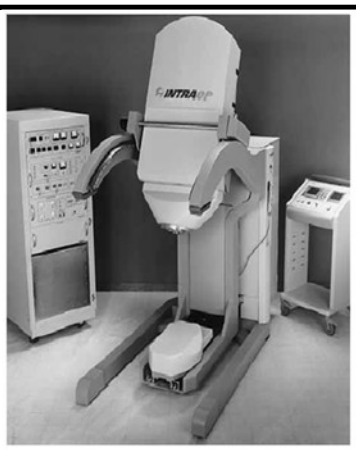
**Tablo 3: BEIR VII Araştırma İhtiyaçları**

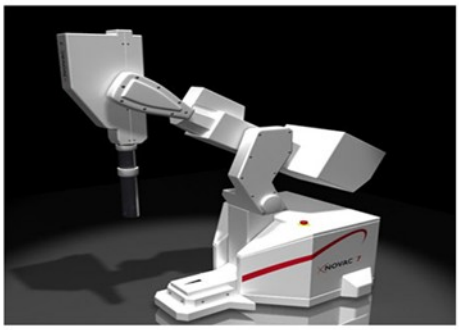
**Med. Fiz. Uzm. Mertay GÜNER**

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

# INTRAOPERATİF RADYOTERAPİ SİSTEMLERİNE GENEL BAKIŞ

**Med. Fiz. Uzm. Mehmet Sıddık CEBE**



Intraoperatif Radyoterapi (IORT) cerrahi müdahale sırasında neoplastik kitlenin alınmasından sonra gerçekleştirilen radyasyon uygulamasıdır (1). Radyasyon uygulanması planlanan bölgenin önündeki dokular alandan çekilerek radyasyon direkt olarak tümör yatağına uygulanır. Bu uygulamayı gerçekleştiren cihazlarda penetrasyon ayarı yapılarak tümör yatağının arkasında kalan bölgelerin de minimum doz alması sağlanır (2).

Inraoperatif radyoterapiye yönelik çıkarılan kılavuzlarda (1, 3, 4) uygulama ekibinde cerrah, radyasyon onkoloğu, medikal fizik uzmanı, anestezi uzmanı, hemşire, patoloji uzmanı ve radyoterapi teknikerinin yer alması gerektiği ve bunların uygulamadaki görev tanımları belirtilmiştir.

İlk IORT cihazları elektron tabanlı olup geleneksel medikal linaklara özel kolimasyon sistemlerinin eklenmesi ile oluşturuluyordu. Bu amaçla hazırlanan iki tip kolimatör sistemi geliştirilmiştir. Hard-docking adını alan ilk sistemde hasta üzerine yerleştirilen aplikatör cihazdaki kolimatöre sıkıca kenetlenmektedir. Soft-docking adını alan diğer sistemde ise hasta üzerine yerleştirilen bir destek ünitesi ile sabitlenip cihazın kolimatörü ile direkt temas olmaksızın hizalanmaktadır (3). Daha sonra bu ilk nesil IORT cihazlar yerlerini özel tasarlanmış mobil IORT cihazlarına bırakarak cerrahi olarak açık halde bulunan hastaların transfer zorunluluğunu ortadan kaldırmıştır.

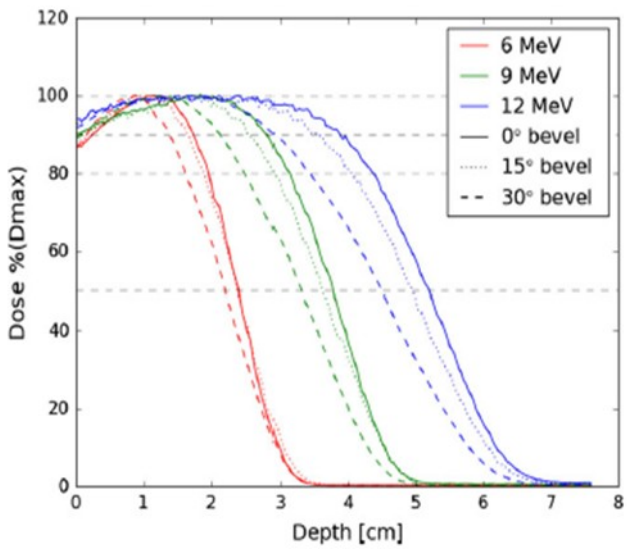
## ELEKTRON TABANLI MOBİL IORT CİHAZLARI

### Mobetron

Mobetron sistemi 4, 6, 9 ve 12 MeV olmak üzere dört farklı enerji seviyesine sahiptir. Terapötik aralığı 4 santimetreye kadar olan bu sistemde 10-25 Gy arasında değişen oldukça büyük tek fraksiyonluk dozları 10 Gy/min doz hızı ile uygulayabilmektedir (5).

Tedaviler çapları 3-10 cm arasında değişen düz veya yivli dairesel aplikatörler kullanılarak gerçekleştirilir. Düz aplikatörler tedavi bölgesinin düz olduğu yerlerde kullanılırken, yivli aplikatörler ise eğimli tedavi bölgelerinde kullanılır. 30 cm olan aplikatör uzunlukları ile SSD 50 cm olarak belirlenir (5).

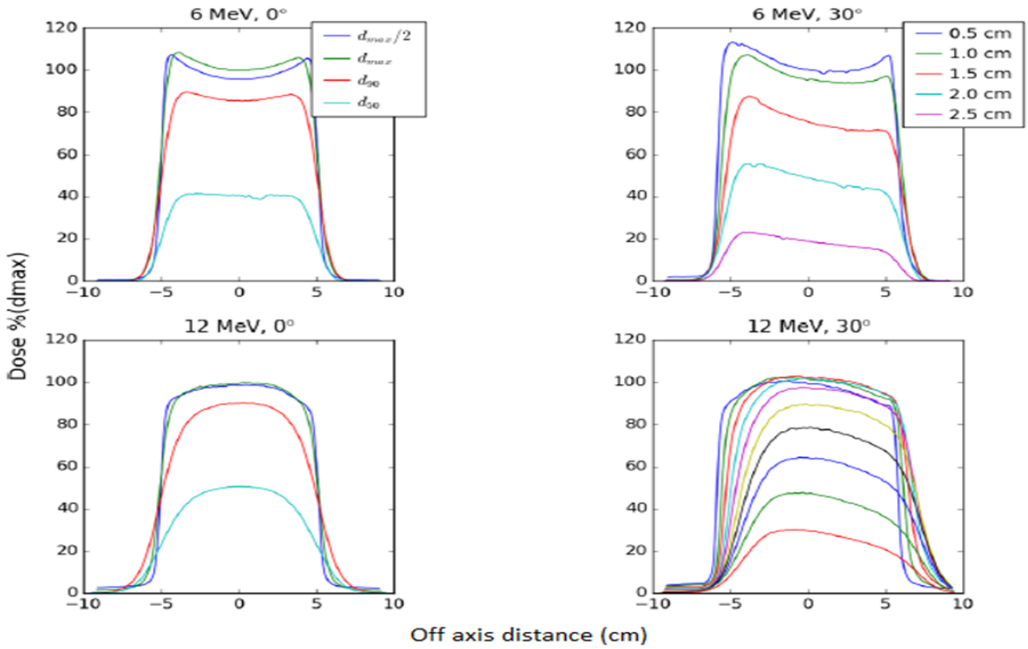
Wootton ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (6) yiv açısının PDD üzerinde büyük bir etkisi gözlemlenmiş ve öngördükleri gibi ölçüm ekseni ile aplikatör ekseni arasında uyumsuzluk oluşmuştur. 0° ve 15° yivli aplikatörler ile yapılan PDD ölçümleri benzer özellik göstermiş, ikisinde de 2 mm' lik sınırlar içinde kalınmıştır. 30° yivli aplikatörde ise bu değişim oldukça belirgin bir şekilde gözlemlenmektedir. Şekil-1 seçilmiş bazı PDD örneklerini göstermektedir.




**Şekil 1.** 0°, 15° ve 30° yivli 10 cm'lik applikatörlerin PDD' leri.

Kesikli çizgiler $d_{max}$'ın %100, %90, %80 ve%50'sini göstermektedir.

Lateral profiller incelendiğinde 6 MeV' lik demetler için alan kenarlarına doğru yüksek doz gözlemlenirken, 12 MeV' lik demetlerde ise alan kenarlarına doğru düşük doz gözlemlenmiştir. Yivli aplikatörlerin in-line profilleri merkez pozisyonda kayma ile bir miktar simetri oluşturur. Bu ölçümler için seçilen profiller Şekil-2 de gösterilmektedir.




**Şekil 2.** Elektron diyot ile su tankında gerçekleştirilen lateral profil ölçümleri. Hem 0° (Sol) hem de 30° (Sağ) yivli aplikatörler için 6 MeV (üst) ve 12 MeV (alt) enerjileri için profiller gösterilmiştir. 0° yivli aplikatörün profilleri $d_{max}/2$, $d_{max}$, $d_{90}$ ve $d_{50}$ derinliklerinde alınırken 30° yivli aplikatörün profili 0,5 cm nin tam katı olan derinliklerde alınmıştır.

**Novac**

Novac cihazı 3, 5, 7 ve 9 MeV olmak üzere dört farklı enerji seviyesine sahiptir. R50 değeri 9 MeV için 31 mm olup 2,5-12 cGy/pulse gibi çok yüksek bir dose-per-pulse değerine sahiptir. Demet kolimasyonu iki kısımdan oluşan aplikatörler ile sağlanır. Aplikatörün üst kısmı cihazın kafasına sabitlenirken alt kısım ise hasta ile temas halindedir. Bu kısımlar hizalandıktan sonra hard-docking metodu ile birbirine kenetlenir. Aplikatör kalınlığı 5 mm olan, çapları 4-10 cm arasında değişen ve yüzey açısı 0-45° olan silindirik tüplerden oluşmaktadır (7).

**Liac**

Liac sistemi 3, 5, 7 ve 9 MeV olmak üzere dört farklı enerji seviyesine sahiptir. R50 değeri 10 MeV için 38 mm olup doz hızı 5-20 Gy/min arasında değişir ve pulse frekansı da 5-20 Hz aralığındadır. Gelişmiş hareket kabiliyetine sahip robotik yapısı ile hard-docking prosedürünü basit hale getirmektedir (7).

85 cm uzunluğunda ve 17 oto-fokuslayıcı kaviteye sahip olan ve sabit dalga S-bandı lineer hızlandırıcı yapısına ek olarak 3,1 MW magnetrona sahip olan bu cihaz maksimum 12 MeV enerjili elektron demetleri üretebilmektedir (7).

3 mm' lik demet çıkış çapı 60 cm uzunluğundaki farklı çaplarda, bağlantı ucu farklı açılara sahip sterilize silindirik perpeks aplikatörler ile kolime edilir. Yüzeydeki doz homojenitesi 100 µm kalınlığında bir saçıcı foil ile gerçekleştirilir (7).

Demeti monitörize etmek için farklı bir dozimetrik sistem kullanılır. Bu sistem uygun bir şekilde dizayn edilmiş rezonant kaviteyi esas alır. Absorbe doz ile orantılı olan sinyal kavite tarafından yakalanır ve iyi bir sinyal-gürültü oranına sahip bir şekilde kontrol konsolunda gerçek zamanlı olarak görüntülenir (7).

## Mobil Elektron IORT Cihazlarında Hedef Hazırlığı ve Doz Kapsaması

Eksizyon kavitesinin yan duvarları hareketli olmalı ve aplikatörü tamamen saracak kompakt bir hedef hacim oluşturmak için birlikte hareket edebilmelidir. Bu hacim birkaç santimetre derinliğe sahiptir ve bu durumda elektron enerjisinin büyüklüğü hedefin derin kısmının merkezi eksendeki maksimum dozun %90' ını depolayacağı şekilde seçilir. Reçete dozu bu pozisyonda seçilir ve hedefteki doz aşımı %11 olarak kabul edilir. Buna ek olarak elektron demetleri sadece merkez bölgede düz olduğundan hedefin tam doz kapsamasına sahip olması gerektiği göz önünde bulundurularak hedefin çapından 2 cm daha büyük aplikatör seçilmelidir (2).

# X-IŞINI TABANLI MOBİL IORT CİHAZLARI

**Intrabeam**

Hedef lezyonları interstisyel, intraopertaif, intrakaviter ve yüzeyel ışınlama tekniklerini kullanarak radyasyon uygulaması gerçekleştirebilen bir mobil foton radyocerrahi sistemidir. Minyatür hızlandırıcısı ile izotropik yayılımlı düşük enerjili fotonlar üretir. 6 boyutta hareket mekanizmasına sahip robotik yapısı ile hedef bölgeye pozisyonlandırmada yüksek doğruluk sağlanır (8).

Intrabeam sisteminin minyatür hızlandırıcısında elektronlar 100 mm'lik drift tüp içerisinde maksimum 50 kV voltaj değerinde hızlandırılarak altından yapılmış hedefe çarptırılır ve izotropik yayılımlı düşük enerjili x-ışınları oluşur (8).

Internal radiation monitör (IRM) sistemi ile katot doğrultusundaki x-ışınlarını detekte eder ve doz verimini gerçek zamanlı olarak kaydeder. IRM sonuçları kontrol ünitesinde görüntülenerek operatörün tedavi sırasında dozun uygulanıp uygulanmadığını kontrol etmesine olanak sağlar (8).

Intrabeam sistemi farklı aplikatör seçenekleri sunarak vücudun değişik bölgelerinde kullanım alanlarına sahiptir. Küresel aplikatörler meme koruyucu cerrahi sırasında olduğu gibi intrakaviter veya intraoperatif uygulamalarda kullanılır. Non-melanom cilt kanserlerinin ışınlanmasında yüzey aplikatörleri kullanılırken vajinal tümörler için silindirik V aplikatörler geliştirilmiştir (8).

## Intrabeam Sisteminin Enerji Spektrumu ve Demet Kalitesi

Kullanıcının lokal olarak ölçme imkânı olmasa bile bu x-ışını kaynağının enerji spektrumu hakkında bilgi sahibi olması çok önemlidir. Aplikatörlerin enerji spektrumu ile ilgili birçok çalışma gerçekleştirilmiştir (9).

Önemli bir kısmı 20 kV' nin altında olan maksimum hızlandırma potansiyeli ile kısmen karakteristik emisyonun sonucu olarak bir enerji aralığı oluşturulur. Bu düşük enerjili fotonlar çoğunlukla küresel aplikatörler tarafından absorbe edilerek demetin efektif enerjisi artırılır. Kilovoltaj x-ışını ünitelerinin demet kalitesi demet yoğunluğunun geliş seviyesinin yarıya indiren alüminyum veya bakır kalınlığı olan yarı tabaka kalınlığı (HVL) ile tanımlanır (9).

HVL dar demet geometrisi kullanarak havada ölçülür. Bundan dolayı kaynak bu koşullara uyacak şekilde kolime edilir. Geniş demet geometrisinde gerçekleştirilen ölçümler genellikle ölçülen demetteki yüksek saçılma bileşeninden dolayı dar demet geometrisine kıyasla daha yüksektir. Küresel aplikatörün eklenmesi ile demetin sertleşmesi gerçekleşir, böylece sadece kaynak çubuğunu kullanmaya kıyasla HVL değerinde önemli miktarda artış sağlanır (9).

Değerler kullanılan aplikatörün çapına bağlı olup 3 cm ve altındaki çaplara sahip aplikatörlerde bu farkları ortadan kaldırmak için alüminyum filtre kullanılır. Sudaki derinliğe bağlı olarak demet sertliği gittikçe artması dozimetrik ölçümler sırasında hesaba katılmalıdır, çünkü birçok dozimetrenin enerji bağımlılığından kaynaklanan belirsizliklere yol açabilir (9).

**Xoft**

Xoft cihazı temel olarak bir elektronik kontrolör, esnek çubuklu minyatür elektronik x-ışını kaynağı ve radyasyonu direkt olarak tümör yatağına uygulamak için bir balon aplikatöre sahiptir. Kaynak 50 kV'lik çalışma potansiyeline sahiptir ve 2,2 mm çapında çıkarılabilir minyatür bir x-ışını tüpüdür. Kaynak 250 mm uzunluğunda ve 5,4 mm çapında ölçüm yapan su soğutmalı esnek bir çubuk tertibatına entegre olmuştur. Kaynak tertibatı aplikatörün lümenine yönlendirilmiş yüksek voltaj kabloya bağlanmış, bu sayede kontrolörün kaynağı aplikatör içinde daha önceden programlanmış bekleme pozisyonuna sürmesine imkân sağlar. Kaynak aktif pozisyonda iken suda yapılan ölçümlerde radyasyon verimi kaynak üzerinden 3 cm uzaklıkta 0,6 Gy/min seviyesindedir (10).

50 kVp' lik maksimum voltaj seviyesi uygulandığı sırada 0-4 cm genişliğindeki sudan geçen ortalama foton spektrumu 26,7-34,5 keV (maksimum foton enerjisi 50 keV) seviyesindedir. Aplikatör radyosülent duvara sahip bir balondur ve film veya bilgisayarlı tomografide görüntülenebilir. Çapları 3-6 cm arasında değişen küresel aplikatörler ve 5-7 cm arasında değişen eliptik aplikatörlere sahiptir (10).

Doz, sadece bir kaynak pozisyonunda üretildiği için doz dağılımı genel olarak küreseldir. Üretilen radyasyon tipik ters kare kanunu davranışı sergiler ve dokudaki atenüasyon ters kare kanununa ($1/r^2$) ek bir atenüasyon faktörü (1/r) oluşturur. Bundan dolayı radyal doz atenüasyonu ters kübik kanun ile düşüş gösterir ($1/r^3$) (10).

**Papillon**

Papillon cihazı 50 kV değerinde 15 Gy/min doz hızında demetler üretir ve yüzde derin dozun %50' si 6-7 mm olarak elde edilir. Aplikatör çapları 2-3 cm arasında değişir. Tüp ile birleştirilen online görüntüleme sistemi ile tüpün görüntülenmesi sağlanarak doz uygulaması sırasında yüksek doğruluk amaçlanmıştır (11).

Cihaz; meme, rektal, cilt ve genel IORT tedavileri için değişik aksesuarlara sahiptir. Taşınabilir bir troley üzerinde olan bu iş istasyonu bilgisayar ve görüntüleme ünitesinden oluşur. İş istasyonu ile kaynak arasındaki bağlantı kablolu veya kablosuz olarak sağlanabilir. Kablosuz seçenek kullanıcıya kolaylık sağlamak ve radyasyondan korunma gereksinimlerini optimize etmek amacıyla geliştirilmiştir. Kablosuz bağlantı sağlandığında kaynak için gerekli olan güç, internal bataryalar tarafından karşılanmaktadır (12).

## X-ışını Tabanlı Mobil IORT Cihazlarında Hedef Hazırlığı ve Doz Kapsaması

kV x-ışınları ve Ir-192 kullanımı ile gerçekleştirilen küresel aplikatörler ve balon uygulamalarında hedef bölge seçilirken cerrahi kavitenin aplikatör yüzeyine oldukça yakın mesafede olmasına dikkat edilir. Belirli bir mesafedeki dokular keskin doz düşüşünden dolayı önemli bir miktarda düşük dozlar alır. Cilt dozunu minimize etmek için cilt, aplikatör girişinden uzaklaştırılmalıdır. Inrabeam ve Papillon sistemlerinde kullanılan küresel aplikatörlerde reçete dozu aplikatör yüzeyine tanımlanır ve yüzeyden 10 mm' lik bir mesafede %28-37 oranında düşüş görülür. Aplikatör boyutuna bağlı olarak bu düşüş 20 mm' de %11-20 arasında olmaktadır. Aplikatörün yüzeye yakın olduğu durumlarda cilt dozu endişe konusu olmakta ve verilmesi gereken maksimum doz miktarı çözülmesi gereken bir soru olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu aplikatörler ile reçete doz elektronlar için uygulanan doz miktarının iki katı olarak belirlenir. Tipik elektron dozları 1 cm derinlikte çıkış dozunun %46-80' i ve 2 cm derinlikte ise % 22-40 aralığında olmaktadır (2).

**REFERANSLAR**


1. Rosi A and Viti V (eds.). Guidelines for quality assurance in intra-operative radiation therapy (English version). Rapporti ISTISAN 03/1 EN 2003 Istituto Superiore di Sanità (Viale Regina Elena, 299 - 00161 Roma)
2. Hensley, Frank W. "Present State and Issues in IORT Physics." Radiation Oncology, vol. 12, no. 1, 2017, doi:10.1186/s13014-016-0754-z.
3. Palta JR, Biggs PJ, Hazle JD, Huq MS, Dahl RA, Ochran TG, Soen J, Dobelbower Jr RR, McCullough EC. Intraoperative electron beam radiation therapy: technique, dosimetry, and dose specification: report of task force 48 of the Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1995;33:725–46.
4. Beddar AS, Biggs PJ, Chang S, Ezzell GA, Faddegon BA, Hensley FW, Mills MD. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72. Med Phys. 2006;33:1476–89.
5. Health Technology Assessment Section Medical Development Division Ministry of Health-Malaysia-020/2010. https://www.google.com.tr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=8&ved=0ahUKEwi4jdzt7_fXAhVMZFAKHUWrA6kQFghjMAc&url=http%3A%2F%2Fwww.moh.gov.my%2Findex.php%2Fdatabase_stores%2Fattach_download%2F347%2F132&usg=AOvVaw2ja7TkSDgf4MhFyG6LK8uL
6. Wootton L, Meyer J, Kim E, Phillips M. Commissioning, clinical implementation, and performance of the Mobetron 2000 for intraoperative radiation therapy. J Appl Clin Med Phys 2017, 230-42

1. Lamanna, Ernesto, et al. "Intra-Operative Radiotherapy with Electron Beam." Modern Practices in Radiation Therapy, 2012, doi:10.5772/34314.
2. INTRABEAM Technical Specifications. http://www.stargen-eu.cz/wp-content/uploads/2015/04/Technical-Specification-EN_30_010_0158II_low-res.pdf
3. Eaton DJ. Quality assurance and independent dosimetry for an intraoperative x-ray device. Med Phys 2012;39:6908-20
4. Park, C C, et al. "American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) Emerging Technology Committee Report on Electronic Brachytherapy." International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics., U.S. National Library of Medicine, 15 Mar. 2010, www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20206016.
5. Gérard, J.P., Myint, A.S., Croce, O., Lindegaard, J., Jensen, A., Myerson, R. et al, Renaissance of contact x-ray therapy for treating rectal cancer. Expert Rev Med Devices. 2011 Jul;8:483–492
6. Papillon+System White paper. https://www.meditron.ch/radiation-therapy/downloads/Papillon+%20System%20White%20Paper.pdf

**Med. Fiz. Uzm. Mehmet Sıddık CEBE**

2009 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliğinden mezun oldu. 2017 yılında İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Fiziği A.D.'da yüksek lisans programından mezun oldu. İstanbul Medipol Üniversite-si'nde Öğretim Görevlisi olarak çalışmaktadır.

# KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNDE HANGİ DETEKTÖRÜ KULLANMALIYIZ?

**Med. Fiz. Uzm. Esra KÜÇÜKMORKOÇ**

## MAKALE DERLEME

Bu sayıda küçük alan dozimetrisi ile uğraşan biz medikal fizikçilerin temel sorunlarından biri olan hangi ölçümlerde hangi detektörü kullanmalıyız, kullandığımız detektörün avantaj ve dezavantajları nelerdir gibi birçok sorunun cevabını bulabileceğimiz bir makale derlemesi hazırladık. Bu derlemede, geçmişte özellikle küçük alan dozimetrisinde detektör etkisini araştırmış önemli yayınlar incelenmiş ve yazarların işaret ettiği önemli noktalar derleme yazarımız Esra Küçükmorkoç'un anlatımıyla kaleme alınmıştır. Bu yazı basıma hazır hale geldiği dönemde uzun zamandır beklediğimiz IAEA Technical Reports Series No:483 "Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy" isimli raporu yayınlandı. Gelecekte bu protokolün hem bu platformda hem de farklı ortamlarda tartışılacağı kesin fakat şimdilik sizi bu protokolde de birçok alıntısı yapılan aşağıdaki makaleler ile baş başa bırakmak istiyoruz.

## BİR MAKALE DERLEME YAZISI: KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNDE HANGİ DETEKTÖRÜ KULLANMALIYIZ

Stereotaktik radyocerrahi veya yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi tedavi yöntemlerinde, tanımlanan dozu hedef hacime çok hassas bir şekilde verebilmek ve yakın çevredeki sağlıklı dokuları daha iyi koruyabilmek için küçük radyasyon alanlarının kullanılması gerekmektedir. Fakat bu küçük radyasyon alanlarının dozimetrisindeki yeni fiziksel durumlar (*detektörün hacim etkisi*, *lateral elektronik denge kaybı, kaynak perdelenmesi…*) ihmal edilemeyecek roller oynamaya başlamaktadır. Diğer taraftan IAEA TRS-398 ve AAPM TG-51 gibi kullanılan tüm dozimetri protokolleri genellikle 10x10 $cm^2$ olan referans alan boyutundaki ölçümlere dayanmaktadır. Bu yüzden *Alfonso ve ark.* (2008) küçük ve standart olmayan alanlardaki ölçüm belirsizliklerini azaltmak amacıyla sadece Monte Carlo (MC) simülasyonu ile belirlenebilen ve detektör bağımlı olan ek bir düzeltme faktörünü $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ içeren yeni bir formalizasyon önerdi. Herhangi bir detektör için bu ; $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$

$$k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{(D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} / M_{Q_{clin}}^{f_{clin}})}{(D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}})}$$

olarak tanımlanır. Burada, $D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}$ ve $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ referans derinlikte sırasıyla ilgili alandaki $f_{clin}$ ve cihaza özel referans alandaki $f_{msr}$ suda soğurulan dozlar ile $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ ve $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ sırasıyla $f_{clin}$ ve $f_{msr}$ için detektör okumalarıdır. Eğer biz detektör okumalarının detektörün hassas hacmindeki soğurulan dozlara orantılı olduğunu farzedersek formalizasyon;

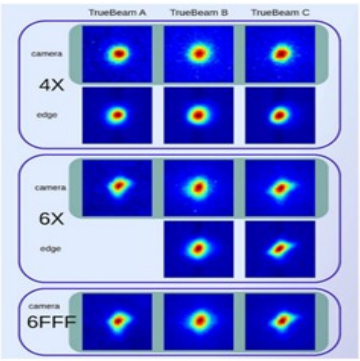
$$k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{(D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} / D_{det,Q_{clin}}^{f_{clin}})}{(D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / D_{det,Q_{msr}}^{f_{msr}})}$$

şeklinde ifade edilebilir. $D_{det,Q_{clin}}^{f_{clin}}$ ve $D_{det,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ burada $f_{clin}$ ve $f_{msr}$ için detektörde soğurulan dozları ifade etmektedir.

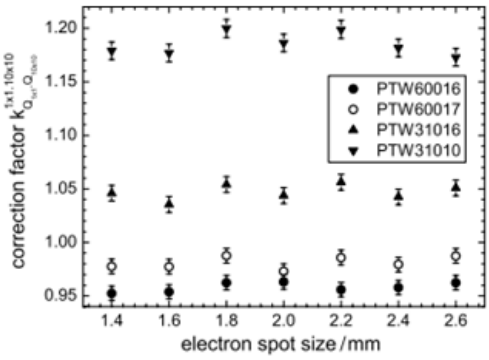
Litaratüre baktığımızda $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ data setlerinin birçok farklı cihaz için hesaplandığını görebiliriz. Bu durumda biz fizikçiler kendimize öncelikle "Herhangi bir cihaz modeli için hesaplanmış $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ data setlerini aynı marka ve model olan kendi cihazımda kullabilir miyim?" sorusunu sormaktayız. Çünkü biliyoruz ki aynı markaya ait olan aynı model cihazlarda bile farklı olabileceği gösterilen kaynak boyutu (Sawkey et al. 2012) (Şekil 1) küçük alanlarda dikkat edilmesi gereken önemli konulardan biridir.

Literatür incelendiğinde kaynak boyutunu ölçmek için birçok yöntemin olduğunu görmekteyiz (Gambaccini 2011, Lutz 1988, Munro 1988 ve Wang 2007). Fakat ne yazık ki bu yöntemlerin çoğunun klinik fizikçilerin alanı dışında olduğunu kabul etmeliyiz. Bu durumda önemli olan kaynak boyutunun $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ ' i ne ölçüde etkilediğidir. Literatürde bizi bu konuda da aydınlatan birçok yayın mevcuttur. Czarnecki ve ark. 2012 farklı detektörlerle lineer hızlandırıcıda değişen kaynak boyutunun output faktörüne olan etkisini inceledikleri

çalışmalarında $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'nin kaynak boyutundan bağımsız olduğunu bulmuşlardır (Şekil 2). Bir diğer içimizi rahatlatan çalışma Moignier ve ark.'dan 2014 yılında yayınlanmıştır. Bu çalışmada da benzer sonuçlar bulunarak kaynak boyutunun $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'e etkisinin minimal olduğu gösterilmiştir. Bu bulgular ışığında belirli bir cihaz modeli için hesaplanan $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'leri aynı model olan kendi cihazımızda kullanabileceğimizi rahatlıkla söyleyebiliriz.




Şekil 1: Farklı enerjiler için Varian TrueBeam'de ölçülen kaynak boyutu örnekleri




Şekil 2: Kaynak boyutunun fonksiyonu olarak hesaplanan düzeltme faktörleri

Küçük alan dozimetrisi için detektör seçimi nasıl olmalıdır? Bu soru basit gibi görünse de aslında küçük alan ölçümleri için doğru detektör seçimi kolay bir konu değildir. Çünkü maalesef bunun basit ya da standart kuralları yoktur. Öncelikle neyi ölçeceğimizi ve nelere sahip olduğumuzu çok iyi bilmemiz gerekmektedir. Bu yazıda farklı detektörlerin küçük alanlardaki performansını değerlendiren yayınlanmış çalışmalardan faydalanarak "Küçük alan ölçümlerimizde hangi tip detektörü kullanmalıyız?" sorusuna cevap aranacaktır.

SRS yapabilen cihaz platformalarından biri olan Cyberknife sistemi, bilindiği üzere 12 farklı çapta (5- 60mm) dairesel sabit kolimatörler ile şekillendirilen 6 MV düzleştirilmemiş (FFF) tedavi ışını kullanır. Nominal tedavi mesafesi 80 cm SDD olan bu sistemin referans alan boyutu 60mm'lik sabit kolimatörüdür. Iris isimli bir başka kolimatör sistemi ile yine aynı alan boyutlarını daha pratik bir şekilde sağlayan CyberKnife, son versiyonu olan M6 ile birlikte dairesel alanların dışına çıkıp MLC sistemi sayesinde kare biçimli alanları da kullanmaya başlamıştır.

CyberKnife ve genelde küçük alan dozimetrisinde düzeltme faktörleri söz konusu olduğunda, akla gelen ilk isimlerden ve aynı zamanda 2017 Aralık sonunda yayınlanması planlanan TG 155'in (*Task Group No. 155 Small Fields and Non-Equilibrium Condition Photon Beam Dosimetry* ) başkanlarından biri olan Francescon'un bu konuda birçok yayını mevcuttur. Bu yazıda, Francescon ve ark.'nın 2012 ve 2017 yılları arasında yayınladıkları ve birbirlerinin devamı niteliğinde olan çalışmaları size derlemeye çalıştık.
Francescon ve ark. 2012'de yayınladıkları çalışmalarında ilk olarak MC simülasyonu ile birçok Farmer ve küçük hacimli iyon odaları için ilk $\mathbf{k}_{Q_{msr},Q_0}$ data setini hesaplamışlar ve bu değerleri TRS-398'deki değerlerle karşılaştırmışlardır (Tablo 1). MC simülasyonlarını Cyberknife'ın hem 600 hem de 800 MU dak$^{-1}$ 'lı linak versiyonları için yapıp ortalamalarını almışlardır.

Tablo 1: MC simülasyonu ile hesaplanan $k_{Q_{msr},Q_0}$ ve TRS-398'den alınan $k_{Q,Q_0}$ faktörleri

| İyon Odası | $k_{Q_{msr},Q_0}$ | $k_{Q,Q_0}$ (TRS-398) | Fark (%) |
|---|---|---|---|
| PTW 30006 Farmer | 1.000 | 0.993 | +0.7 |
| PTW 31014 PinPoint | 0.990 | 0.995 | -0.5 |
| Exradin A12 Farmer | 1.006 | 0.997 | +0.9 |
| NE 2571 Farmer | 1.003 | 0.995 | +0.8 |
| PTW 31010 Semiflex | 0.990 | - | - |

Tablo 1 incelendiğinde MC ile hesaplanan $k_{Q_{msr},Q_0}$ ile TRS-398'den elde edilen $k_{Q,Q_0}$ faktörlerinin uyumunun %1 içinde olduğu ve MC'nin Farmer iyon odaları için hesapladığı faktörlerin TRS-398 'den %0,7–0,9 daha fazla, küçük hacimli iyon odası (PTW 31014) için hesapladığı faktörün ise %0,5 daha az olduğunu görülmektedir. Hesaplanan bu farkların kendi yöntemlerinde dahil edilen fakat TRS-398 datasında dahil edilmeyen FFF ışınlarlarının *dose-gradient* ve *stopping power ratio* etkileri sebebiyle beklenen farklar olduğunu bildirmişlerdir.

Francescon ve ark. yine aynı yayında CyberKnife'ın 400, 600 ve 800 MU dak$^{-1}$ linaklı versiyonları için ayrı ayrı MC ile pekçok detektöre göre $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ dataları hesaplamışlardır. Bu hesaplamaları hem sabit hem de IRIS kolimatörler için yapmışlardır. Sadece 800 MU dak$^{-1}$ linaklı olan Cyberknife modellerinde IRIS olduğundan diğer modeller için $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ datalarını simüle etmemişlerdir. Hesaplanan bütün $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ datalarını sadece SDD=80 cm'de ve 1.5 cm derinlikte elde etmişlerdir. Fakat Francescon ve ark. Cyberknife'ın sabit ve IRIS kolimatörlerinin *commissioning* sırasında output ölçümlerinin sadece SDD=80 cm'de değil, SDD=65 cm ve SDD=100 cm'de de yapıldığı için 2014a (referansa bakınız) yılında 2012 yılının devamı diyebileceğimiz yeni bir çalışma daha yayınlayıp

Exradin W1 hariç bütün detektörler için SDD=65 ve 100 cm'de mesafe düzeltme faktörlerini $CF_{SDD}$ yayınlamışlardır.

Yazıda $CF_{SDD}$

$$k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}(SAD) = k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}(800mm).CF_{SDD}(SDD)$$

olarak tanımlanmıştır.

Aynı zamanda bu yayına 2012 yılında yayınladıkları çalışmada olmayan yeni detektörleri de ekleyip bizlere daha geniş bir data sunmuş-lardır. Ek olarak 2012 yılında sadece ışın eksenine paralel olarak konumlandırdıkları bazı küçük hacimli iyon odalarını (PTW 31014 PinPoint, Exradin A16 ve IBA CC01) 2014a yılında bir de normal klinik konumu olan ışın eksenine dik bir şekilde konumlandırıp data $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ setlerini sunmuşlardır.

Daha kolay yorumlayabilmek için bu iki çalışmadaki (2012 ve 2014a) sadece sabit kolimatörler için hesaplanan bütün output $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ dataları, küçük hacimli iyon odaları ve diğer detektörler olarak ikiye ayrılıp yeniden derlenmiştir (Tablo 2, Tablo 3, Tablo4). Aslında 2012 yılındaki yazılarında 400-600 MU dak$^{-1}$ ve 800 MU dak$^{-1}$ linaklar için hesapladıkları $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'ler ayrı ayrı verilmiştir. 2014a yılında ise aralarında anlamlı fark bulamadıklarından bu üç linak için hesapladıkları $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ data setlerini yine ayrı ayrı simüle etmişler fakat ortalamalarını alıp bize tek bir tablo halinde sunmuşlardır. Bu yazıda aynı şekilde tüm linaklar için verilen output $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ dataları tek bir tabloda toplanmıştır.

Tablo 2: MC simülasyonu ile hesaplanmış SDD=80 cm'deki $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ değerleri. Bu değerler sabit kolimatörlü 400-600 ve 800 MU min$^{-1}$ linaklar için hesaplanıp ortalaması alınmış değerlerdir. Tabloda yeşil ile işaretlenenler en az düzeltme faktörü uygulaması gere-ken detektörler, sarı onlara en yakın sonucu verenler ve kırmızılar ise en yüksek düzeltme faktörü uygulamayı gerektiren detektörler-dir.

| | | | $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Field Size (mm) | | | | | |
| Detector | Type | Orientations | 5 | 7.5 | 10 | 12.5 | 15 | 25 |
| PTW 60008 | Shielded Diode | Parallel | 0.944 | 0.960 | 0.974 | 0.985 | 0.992 | 1.001 |
| SN Edge | Shielded Diode | Perpendicular | 0.952 | 0.958 | 0.972 | 0.981 | 0.989 | 0.999 |
| PTW 60012 | Unshielded Diode | Parallel | 0.961 | 0.973 | 0.982 | 0.989 | 0.995 | 1.002 |
| PTW 60017 | UnshieldedDiode | Parallel | 0.953 | 0.968 | 0.978 | 0.987 | 0.993 | 1.002 |
| PTW 60018 | UnshieldedDiode | Parallel | 0.949 | 0.968 | 0.981 | 0.990 | 0.994 | 1.003 |
| IBA SFD | UnshieldedDiode | Parallel | 0.967 | 0.991 | 0.999 | 1.003 | 1.003 | 1.003 |
| Exradin D1V | Unshielded Diode | Parallel | 0.975 | 0.983 | 0.988 | 0.993 | 0.998 | 1.002 |
| Exradin W1 | Plastic Scintillator | Parallel | 1.003 | 0.999 | 1.002 | 0.999 | 0.999 | 0.999 |
| PTW 31014 | Air Filled Ion Chamber | Parallel | 1.110 | 1.025 | 1.013 | 1.009 | 1.006 | 0.998 |
| | | Perpendicular | 1.350 | 1.119 | 1.064 | 1.032 | 1.019 | 1.001 |
| Exradin A16 | Air Filled Ion Chamber | Parallel | 1.102 | 1.020 | 1.012 | 1.004 | 1.004 | 0.999 |
| | | Perpendicular | 1.173 | 1.051 | 1.026 | 1.012 | 1.007 | 0.999 |
| IBA CC01 | Air Filled Ion Chamber | Parallel | 1.074 | 1.018 | 1.010 | 1.007 | 1.005 | 1.005 |
| | | Perpendicular | 1.159 | 1.036 | 1.017 | 1.008 | 1.005 | 1.003 |
| PTW 31018 | Liquid Filled Ion Chamber | Parallel | 1.026 | 0.997 | 0.995 | 0.995 | 0.997 | 0.998 |

Tablo 2'ye genel olarak baktığımızda küçük hacimli iyon odalarının olması gerekenden düşük, diyot detektörlerin ise yüksek cevap verdiği söylenebilir. Çalışmalarda küçük hacimli iyon odalarına uygulanması gereken düzeltme faktörü diyotlara göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebinin iyon odalarının hacminin daha geniş olmasından dolayı *volume avareging effect'*e daha fazla maruz kalması olduğunu söyleyebiliriz. Küçük hacimli ve hava dolu iyon odaları ışın eksenine paralel değil de dik yerleştirildiğinde ise alan içine daha fazla hava dolu kavite girmesinden dolayı değerlerin daha da arttığı görülmektedir. Çünkü paralel konumda tüm küçük hacimli ve hava dolu iyon odaları 2.0 ile 2.4 mm arasında değişen benzer kavite çaplarına sahipken, detektörler dik konumlandırıldıklarında kavite uzunlukları 5.0 mm'ye (PTW 31014) kadar çıkmaktadır. Bu da *volume avering effect'*e daha fazla maruziyet anlamına gelmektedir. Bütün bu bilgiler ışığında aslında küçük alan ölçümleri için hacmi çok küçük de olsa hava dolu iyon odalarını kullanmaktan kaçınmamız, eğer mecbur kalırsak en azından ışın eksenine paralel olarak yerleştirmenin daha doğru olacağını söyleyebiliriz.

Tablo 2'de bir sıvı dolu iyon odası olan ve artık üretimde olmayan PTW 31018'in diyotlardan daha az düzeltme gerektirdiğini görmekteyiz. Aslında bu çok sürpriz bir sonuç değildir. Çünkü PTW 31018 diyotların küçük hacimli (0.002 $cm^3$) olma özelliği ile küçük hacimli iyon odalarının düşük atom numaralı olma özelliğini birleştiren bir detektördür.

Exradin W1 plastik sintilatör detektörünün bu sonuçlara bakılırsa küçük alan output ölçümleri için neredeyse düzeltme gerektirmeyen ideal detektör olduğunu düşünülebilir. Bu detektör hem çok küçük hacme sahip olması hem de mükemmel su eşdeğeri materyalden yapılmış olması sebebiyle "Acaba aradığımız detektör bu mu?" sorusunu akıllara getirmektedir. Fakat sonuçlar Exradin W1'in ideal detektör olduğunu düşündürse de, iki önemli eksiği olduğu söylenebilir:(1) herhangi bir su fantomu ile uyumlu olmadığından bu detektörle dinamik ölçümler almak imkânsızdır. Dolayısı ile PDD ve OAR ölçümleri manuel olarak alınmak durumundadır ve bu aynı zamanda output ölçümlerinde detektörü doğru merkezlemeyi de zorlaştırmaktadır. (2) Bu detektör Cherenkov radyasyonu için bir düzeltme gerektiriyor ve bundaki belirsizlik de (bu belirsizlik Exradin W1 detektörü için yapılan her yeni set up'da alınan ölçümler arasında uyumsuzluğa sebep olabilir) bu çalışmada göz önüne alınmamıştır. Yani hala en ideal detektör olup olmadığı tartışılabilir.

Son olarak diyot detektörleri değerlendirecek olursak genel olarak unshielded diyot detektörlerin shielded detektörlere göre daha iyi sonuçlar verdiğini görebiliriz. Bunun da sebebinin, shielded detektörlerdeki metalik zırh sebebiyle aktif hacim içinde artan elektron saçılmasından dolayı küçük alanlarda unshielded detektörlere göre daha yüksek cevap vermesi olduğunu söylenebilir. Örneğin 10 mm'de ki bir shielded diyot olan SN Edge detektörü %3'e yakın bir yüksek cevap verirken IBA'nın SCF unshielded diyot detektörü sadece % 0,1 yüksek cevap vermiştir. Bu metalik zırh, shielded diyotların biraz daha büyük alanlarda ise dezavantajlı durumdan avantajlı duruma geçmesini sağlamaktadır. Çünkü metalik zırh silikon içinde fotoelektrik etkiden dolayı yüksek cevaba neden olacak düşük enerjili fotonların absorbe edilmesini sağlamaktadır. PTW 60017 gibi unshielded diyot detektörlerde bu metalik zırh polimer bir plastikle yer değiştirmekte ve küçük alanlarda önemli bir etkiye sebep olamayan düşük enerjili fotonlar herhangi bir malzeme ile absorbe edilemediğinde alan boyutu arttıkça yüksek cevaba sebep olabilecek bir öneme sahip olmaktadır. Cyberknife'da en büyük alan 6 $cm^2$ olduğu için unshielded diyot detektörleri önerilirken, linaklarda diyot detektör kullanılacaksa belki de bu iki farklı diyot detektörünü kombinlemek gerekebilir. Bunun da ne kadar tercih edilebilecek bir durum olduğu ayrı bir tartışma konusudur.

Tablo 3 ve 4 ise farklı SDD'lerdeki $CF_{SDD}$ değerlerini göstermektedir.

Tablo 3: MC simülasyonu ile hesaplanmış SDD=65 cm'deki $CF_{SDD}$ değerleri. Bu değerler sabit kolimatörlü 400-600 ve 800 MU $min^{-1}$ linaklar için hesaplanıp ortalaması alınmış değerlerdir. Tabloda yeşil ile işaretlenenler en az düzeltme faktörü uygulaması gereken detektörler, sarı onlara en yakın sonucu verenler ve kırmızılar ise en yüksek düzeltme faktörü uygulamayı gerektiren detektörlerdir.

| | | | $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Field Size (mm) | | | | | |
| Detector | Type | Orientations | 5 | 7.5 | 10 | 12.5 | 15 | 25 |
| PTW 60008 | Shielded Diode | Parallel | 0.983 | 0.985 | 0.986 | 0.988 | 0.989 | 0.997 |
| SN Edge | Shielded Diode | Perpendicular | 0.990 | 0.995 | 0.993 | 0.989 | 0.989 | 1.000 |
| PTW 60012 | UnshieldedDiode | Parallel | 0.997 | 0.995 | 0.996 | 0.995 | 0.997 | 0.998 |
| PTW 60017 | UnshieldedDiode | Parallel | 0.998 | 0.994 | 0.997 | 0.997 | 0.996 | 1.001 |
| PTW 60018 | UnshieldedDiode | Parallel | 0.990 | 0.989 | 0.986 | 0.990 | 0.993 | 0.995 |
| IBA SFD | Unshielded Diode | Parallel | 0.988 | 0.994 | 0.997 | 0.996 | 1.000 | 0.999 |
| Exradin D1V | UnshieldedDiode | Parallel | 0.996 | 0.995 | 0.995 | 0.995 | 0.998 | 0.999 |
| PTW 31014 | Ion Chamber | Parallel | 1.036 | 1.020 | 1.009 | 1.006 | 1.000 | 1.003 |
| | | Perpendicular | 1.132 | 1.050 | 1.028 | 1.020 | 1.006 | 1.003 |
| Exradin A16 | Ion Chamber | Parallel | 1.037 | 1.016 | 1.005 | 1.008 | 1.005 | 1.004 |
| | | Perpendicular | 1.064 | 1.023 | 1.013 | 1.008 | 1.002 | 1.001 |
| IBA CC01 | Ion Chamber | Parallel | 1.021 | 1.007 | 1.005 | 1.004 | 1.004 | 1.000 |
| | | Perpendicular | 1.069 | 1.017 | 1.011 | 1.004 | 1.002 | 1.000 |
| PTW 31018 | Liquid Filled Ion Chamber | Parallel | 1.018 | 0.999 | 0.995 | 1.000 | 1.000 | 1.001 |

Tablo 4: MC simülasyonu ile hesaplanmış SDD=100 cm'deki $CF_{SDD}$ değerleri. Bu değerler sabit kolimatörlü 400-600 ve 800 MU min$^{-1}$ linaklar için hesaplanıp ortalaması alınmış değerlerdir. Tabloda yeşil ile işaretlenenler en az düzeltme faktörü uygulaması gereken detektörler, sarı onlara en yakın sonucu verenler ve kırmızılar ise en yüksek düzeltme faktörü uygulamayı gerektiren detektörlerdir.

| | | | $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Field Size (mm) | | | | | |
| Detector | Type | Orientations | 5 | 7.5 | 10 | 12.5 | 15 | 25 |
| PTW 60008 | Shielded Diode | Parallel | 1.012 | 1.012 | 1.007 | 1.005 | 1.006 | 1.002 |
| SN Edge | Shielded Diode | Perpendicular | 1.001 | 1.010 | 1.007 | 1.002 | 0.999 | 1.002 |
| PTW 60012 | UnshieldedDiode | Parallel | 1.011 | 1.008 | 1.006 | 1.003 | 1.007 | 0.998 |
| PTW 60017 | UnshieldedDiode | Parallel | 1.016 | 1.011 | 1.013 | 1.009 | 1.005 | 1.003 |
| PTW 60018 | UnshieldedDiode | Parallel | 1.011 | 1.005 | 1.001 | 1.003 | 1.004 | 0.997 |
| IBA SFD | UnshieldedDiode | Parallel | 1.012 | 1.003 | 1.002 | 1.000 | 1.001 | 1.001 |
| Exradin D1V | UnshieldedDiode | Parallel | 1.004 | 1.002 | 1.004 | 1.006 | 1.002 | 0.999 |
| PTW 31014 | Ion Chamber | Parallel | 0.968 | 0.997 | 0.993 | 0.995 | 0.995 | 1.000 |
| | | Perpendicular | 0.908 | 0.968 | 0.980 | 0.985 | 0.989 | 0.999 |
| Exradin A16 | Ion Chamber | Parallel | 0.968 | 0.998 | 0.993 | 1.000 | 0.999 | 0.999 |
| | | Perpendicular | 0.948 | 0.987 | 0.992 | 0.994 | 0.995 | 1.000 |
| IBA CC01 | Ion Chamber | Parallel | 0.977 | 0.997 | 0.999 | 0.999 | 1.001 | 0.997 |
| | | Perpendicular | 0.947 | 0.993 | 0.995 | 0.999 | 0.999 | 1.001 |
| PTW 31018 | Liquid Filled Ion Chamber | Parallel | 0.989 | 0.998 | 0.997 | 1.001 | 1.000 | 0.999 |

Tablo 3 ve Tablo 4'e bakıldığında küçük hacimli iyon odaları için SDD azaldıkça $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}(SDD)$ 'nin *volume avering effect* nedeliyle arttığı görülebilir. Işın eksenine paralel konumlandırılan 5mm'lik alanda hava dolu iyon odaları için $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}(SDD)$ SDD=80 cm ile karşılaştırılmış, SDD=65 cm'de %2-4 artarken, SDD=100 cm'de %2-3 azaldığı belirtilmiştir. Bu farklar alan büyüdükçe azalmakta ve 10 mm'den büyük alanlarda %1'in altına düşmektedir. Diğer detektörler için SDD bağımlılığının daha az olduğu söylenebilir. Diyot detektörler için düzeltmeler daha az ve küçük hacimli iyon odaları ile karşılaştırıldığında SDD ile değişim tersi yönündedir. 5 mm'lik alanda tüm diyot detektörler için SDD ile varyasyon SDD=65 cm ve 100 cm'de %2'den küçük olduğu görülebilmektedir. Tekrar hatırlatmakta fayda var: Çalışmada Exradin W1 için SDD 65 ve 100 cm'de simülasyon yapılmamıştır. Açıkçası ben bir medikal fizik uzmanı olarak bu detektörün bu mesafelerdeki performansını merak etmekle birlikte firmanın bir diğer detektörü unshielded diyot Exradin D1V'nin de performansının da oldukça başarılı olduğu görüşündeyim.

Elbetteki bir cihazın tedavi planlama sistemlerinde modellenmesi için sadece output ölçümleri yeterli değildir. Bu yüzden Francescon ve ark. 2014b yılında yayınladıkları bir başka çalışmada da bu kez MC simülasyonunu kullanarak birçok çeşit detektöre göre (PTW 60012, Exradin D1V, Exradin W1, PTW 60008, SN EDGE, IBA SFD VE PTW 60017, PTW 31014, IBA CC01, Exradin A16 VE PTW microLion) $k_{\Omega} = k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'nin varyasyonunu derinliğin fonksiyonu olan PDD ve TMR ve ayrıca ışın ekseninine olan mesafenin bir fonksiyonu olan OAR'lar için incelemişlerdir. MC simülasyonlarını ve deneysel ölçümlerini yine CyberKnife cihazının 5-25 mm'lik kolimatörleri için yapıp daha önceki çalışmalarından elde edindikleri tecrübelerden dolayı Exradin W1 ile elde ettikleri ölçümleri referans olarak kabul etmişlerdir.Francescon ve ark. 2014b çalışmarında MC similasyonunu PDD, TMR ve OAR'lar için düzeltme faktörlerini belirlemek için uygulamışlar ve faktörleri;

$$k_{\Omega}(0,z,PDD) = \frac{(D(0.z,f_{clin})_w).(D(0.z_{ref},f_{msr})_{det})}{(D(0.z,f_{clin})_{det}).(D(0.z_{ref},f_{msr})_w)}$$

$$k_{\Omega}(0,z,TMR) = \frac{(D(0.z,f_{clin})_w).(D(0.z_{ref},f_{msr})_{det})}{(D(0.z,f_{clin})_{det}).(D(0.z_{ref},f_{msr})_w)}$$

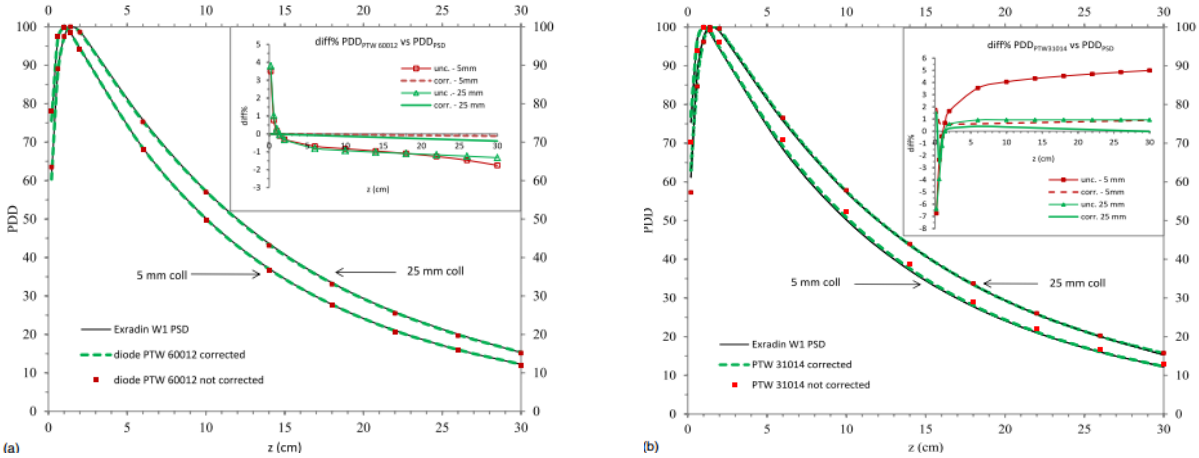
$$k_{\Omega}(r,z,OAR) = \frac{(D(r.z,f_{clin})_w).(D(0.z_{ref},f_{msr})_{det})}{(D(r.z,f_{clin})_{det}).(D(0.z_{ref},f_{msr})_w)}$$

olarak tanımlamışlardır.

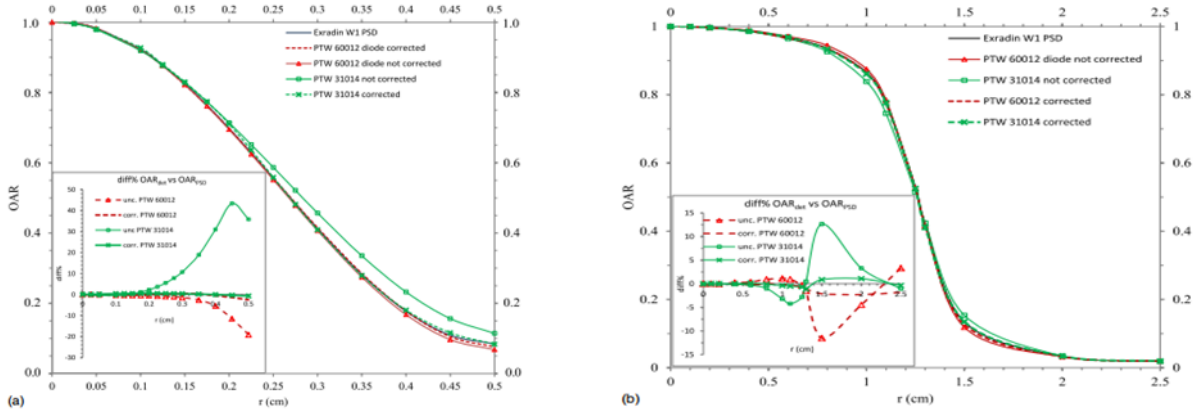
Burada z derinlik iken, r merkezi eksenden olan uzaklıktır.

Deneysel ölçümler sadece PTW 60012, PTW 31014 ve Exradin W1 ile yapılmıştır. OAR'lar tek bir derinlik ve SSD'de elde edilmiştir (SSD=70 cm, detektör derinliği 10 cm). Daha önce Exradin W1 detektörü ile herhangi bir su fantomunda dinamik ölçüm alınamadığından bahsetmiştik. Fakat Francescon ve ark. referans detektör olarak gösterdikleri Exradin W1 detektörüyle bu çalışma için profil ve PDD'leri her bir noktada üçer kez manuel olarak hesaplayıp ortalamalarını almışlardır. PTW 31014 gibi küçük hacme sahip iyon odalarında polarite etkisinden dolayı ölçümler hem negatif, hem de pozitif voltaj ile alınarak ortalaması hesaplanmıştır.

MC simülasyonu ile tüm detektörler için $k_\Omega(0,z,PDD)$ $k_\Omega(0,z,TMR)$ ve $k_\Omega(r,z,OAR)$ 'ın varyasyonu çalışmada grafikler halinde gösterilmiştir. Bu düzeltme faktörlerinin ölçülen PDD'lere ve OAR'lara uygulanması ile orataya çıkan sonuçlar ise Şekil 3 ve Şekil 4'de gösterilmiştir.




Şekil 3: 5-25 mm'lik sabit kolimatörler için ölçülen PDD'lerin düzeltme faktörü $k_\Omega$ uygulamadan önce ve sonraki durumları (a) Exradin W1 ve PTW 60012 ile ölçülen (b) Exradin W1 ve PTW 31014 iyon odası ile (ışın eksine paralel) ölçülen,




Şekil 4: Exradin W1, PTW 60012 ve PTW 31014 iyon odası ile (ışın eksine paralel) 10 cm derinlikte ölçülen OAR'ların düzeltme faktörü $k_\Omega$ uygulamadan önce ve sonraki durumları (a) 5 mm'lik kolimatör (b) 25 mm'lik kolimatör

Çalışmada bulunan tüm sonuçlar ve Şekil 3 ve 4 incelendiğinde sadece Exradin W1 ile elde edilen PDD, TMR ve OAR'ların MC ile uyum içinde olduğunu görülmektedir. Diğer tüm detektör tipleriyle alınan ölçümler, MC ile elde edilen düzeltme faktörleri ile düzeltildiğinde Exradin W1 ile çok yakın sonuçlar verdiği gözlemlenmektedir. PTW 31014 gibi küçük hacimli iyon odalarını, tıpkı output ölçümlerinde olduğu gibi OAR ölçümlerinde de tercihen kullanılmaması gerektiğini söyleyebiliriz. Çünkü küçük hacimli iyon odaları görece geniş hacminden dolayı alan kenarında ve kuyruk kısmında MC simülasyonu ile diğer detektörlere kıyasla daha uyumsuz sonuçlar vermektedir. Bu uyumsuzluk kısmen PDD'de daha azdır. Diyot detektörde ise Exradin W1'e olan uyumun çok daha iyi olduğu söylenebilir.

Herhangi bir çalışmanın klinikte kullanılmak amacıyla PDD veya OAR ölçümleri için düzeltme faktörleri vermesi çok zor ama en azından bu tarz çalışmalar hangi detektör ile ölçümlerimizi alabileceğimiz konusunda bize yardımcı olması açısından oldukça faydalıdır.

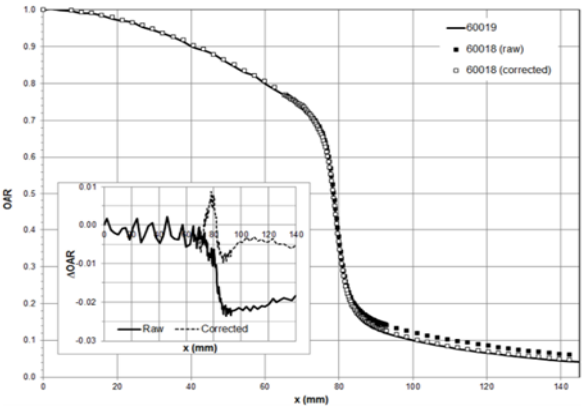
Francescon ve ark. son olarak 2017'de bu üç makalede yaptıkları tüm ölçüm ve MC simülasyonlarını bu kez CyberKnife'ın yeni modeli için 1000 MU dak$^{-1}$ linaklı M6 modelinde tekrarlamışlardır. Fakat bu çalışmadaki en önemli fark detektörlere diğerlerine görece daha yeni diyebileceğimiz PTW 60019 microDiamond detektörünün de dahil edilmesi diyebiliriz. PTW 60019 microDiamond, ilk akla geldiği gibi bir *naturel diamond* değil bir *synthetic single crystal diamond* detektörüdür (SCDD) ve *naturel diamond* detektörünün (PTW 60003) aksine çok daha az doz hızı bağımlığına sahipken iki farklı microDiamond ölçümlerinin arasındaki uyum da PTW 60003'e göre

(60003 artık üretilmediğini de eklemek gerek) daha iyidir. Elbette ki bu detektör hakkında da pek çok yayın var ama ayrıntılı bilgi için Laub ve ark. 2014 ve Ciancaglioni ve ark. 2012 yayınları incelenebilir.

Francescon ve ark. 2017 yayınlarındaki elde ettikleri sonuçlar incelendiğinde SDD=80 cm output ölçümlerinde hem sabit kolimatörlerde hem de MLC'de beklendiği üzere küçük hacimli iyon odalarının düşük, diyot detektörlerin ise yüksek cevap verdiğini söyleyebiliriz. Exradin W1 yine en iyi sonuçları verirken (<%1), microDiamond için gereken düzeltmeler %1.4'den küçüktür.

O zaman kritik soru şudur: CyberKnife M6 için hangi detektörü kullanmalıyım? Bunun bir kriteri var mı diye baktığımızda ise output ölçümleri için bir öneri Palmans (2016)'dan $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ değerinin %5'ten küçük olması gerektiği önerisi gelmiştir. Bu çalışmada bu kriteri MLC ölçümleri için tüm detektörler sağlarken, sabit kolimatörler için sadece microDiamond ve Exradin W1 detektörleri sağlayabilmiştir.

PDD ölçümlerinde kararı build up bölgesine göre vermek daha doğru olacaktır. Burada da diyotların küçük hacimli iyon odalarından, microDiamond ve Exradin W1'in ise diyotlara oranla daha avantajlı olduğunu söylenebilir.

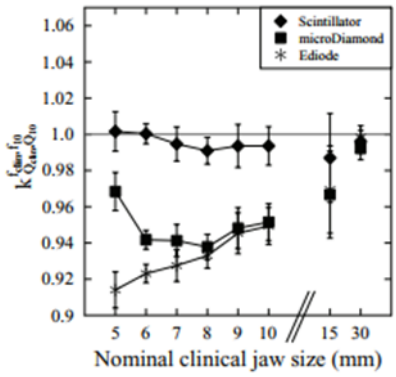



Şekil 5: SDD=80 cm'de 115 mm x 100 mm'lik alanda ve 30 cm derinlikteki microDiamond'a (60019), unshielded diyota (60018) ve düzeltme faktörü uygulanmış 60018'e ait OAR'lar.

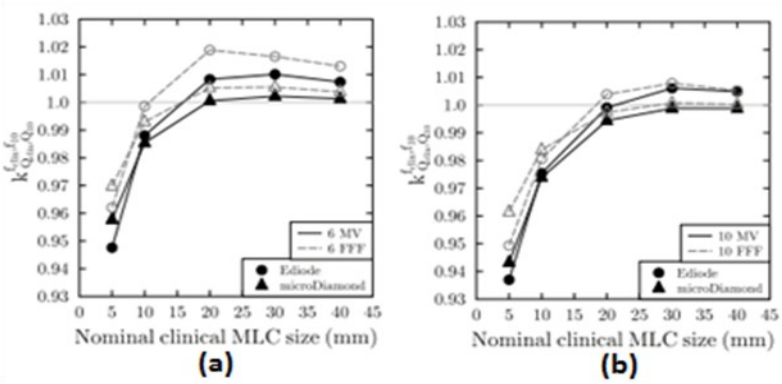
Son olarak OAR'lar açısından detektörleri değerlendirmek biraz daha karmaşıktır. Küçük hacimli iyon odaları küçük alanların penumbra ve kuyruk bölgesinde yüksek cevap verirken, bu yüksek cevap alan boyutu arttıkça azalmaktadır. Unshielded diyotlar ile microDiamond arasındaki uyum küçük alanlarda daha yakınken, alan büyüdükçe iki detektör tipi arasında uyumsuzluk görülmeye başlamaktadır. Şekil 5'te görüleceği üzere MLC ile açılmış 115mm x 100mm alanda ve 30cm derinlikteki profiller incelendiğinde, alan içinde iki detektörün uyumlu sonuçlar verdiğini, alan dışında unshielded diyot detektör 60018'in microDiamond'a göre daha yüksek cevap verdiği görülmektedir. 60018 ile alınan ölçümlere düzeltme faktörleri uygulandığında ise sonuçların microDiamond ölçümlerinin düzeltilmemiş haline yakın olduğu söylenebilir. Büyük alanlarda shielded diyot (SN Edge) ile microDiamond arasındaki uyum daha iyidir. Bu durumu Francescon ve arkadaşlarının çalışmalarına göre microDimond OAR ölçümlerinde diyot detektörlere oranla daha iyi sonuçlar veriyor diye yorumlayabiliriz.

Benzer bir çalışmayı Underwood ve ark. 2015 yılında bu kez bir linak (TrueBeam Stx) için yapmışlardır. Fakat onlar MC simülasyonu yerine film dozimetrisini (EBT3) altın standart olarak kabul etmişlerdir. EBT3'e göre küçük MV ve FFF alanların rölatif dozimetrisi için Exradin W1, PTW 60017 unshielded diyot ve PTW 60019 microDiamond'ın düzeltme faktörleri araştırılmıştır.

Şekil 6'da EBT3'ün altın stanadart olarak kabul edilip cihazlarındaki en yüksek enerji olan 10 MV için hesaplanan $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ değerleri gösterilmiştir. Exradin W1 EBT3'e çok yakın sonuçlar verirken, microdiamond ve EDiode (PTW 60017) yüksek kütle-yoğunlukları sebebiyle EBT3'e göre daha yüksek cevap vermiştir. MicroDimond, EDioda göre kısmen daha az düzeltme faktörüne ihtiyaç duymakta-




Şekil 6: EBT3'e göre Exradin W1, microDiamond ve Ediode için hesaplanan $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'ler




Şekil 7: Exradin W1'e göre microDiamond ve Ediode için hesaplanan $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ 'ler (a) 6 MV ve 6 FFF (b) 10 MV ve 10 FFF

Şekil 7 (a) ve Şekil 7 (b)'de Exradin W1'in gold standart olarak kullanıldığı microDiamond ve Ediode için hesaplanan $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ değerler gösterilmiştir. Bu grafiklerden her iki diyotun da düzeltme faktörü gerektirdiğini, microDiamond'ın kısmen daha iyi cevap verdiğini söyleyebiliriz.

Bütün bu bilgiler ışığında klinik pratikte özellikle bir detektörde ısrar etmek yerine klinik şartları göz önünde bulundurarak çalışmalarda belirtilen elimizde mevcut en uygun detektör küçük alan ölçümlerinde kullanılmalıdır.

## REFERANSLAR


- P. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M.S. Huq, W. Kilby, P. Kjall, T.R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, S. Vatnitsky, "A new formalism for refeence dosimetry of small and nonstandard fields," Med Phys 35, 5179-5186 (2008).
- M. Gambaccini, P. Cardarelli, A. Taibi, A. Franconieri, G.D. Domenico, M. Marziani, R.C. Barnà, L. Auditore, E. Morgana, D. Loria, A. Trifirò, M. Trimarchi, "Measurement of focal spot size in a 5.5MeV linac," Nucl Instr Meth Phys Res B 269, 1157-1165 (2011).
- W.R. Lutz, N. Maleki, B.E. Bjarngard, "Evaluation of a beam-spot camera for megavoltage x rays," Med Phys 15, 614-617 (1988).
- P. Munro, J.A. Rawlinson, A. Fenster, "Therapy imaging: source sizes of radiotherapy beams," Med Phys 15, 517-524 (1988).
- L.L. Wang, K. Leszczynski, "Estimation of the focal spot size and shape for a medical linear accelerator by Monte Carlo simulation," Med Phys 34, 485-488 (2007).
- D. Czarnecki, J. Wulff, K. Zink, "The influence of linac spot size on scatter factors," Metrologia 49, S215- S218 (2012).
- C. Moignier, C. Huet, L. Makovicka, "Determination of the KQclinfclin,Qmsr fmsr correction factors for detectors used with an 800 MU/min CyberKnife((R)) system equipped with fixed collimators and a study of detector response to small photon beams using a Monte Carlo method," Med Phys 41, 071702 (2014).
- P. Francescon, W. Kilby, N. Satariano, S. Cora, “Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system,” Phys Med Biol 57, 3741-3258 (2012).
- P. Francescon, W. Kilby, N. Satariano, "Monte Carlo simulated correction factors or output factor measurement with the CyberKnife system—results for new detectors and correction factor dependence on measurement distance and detector orientation," Phys Med Biol 59, N11-N17 (2014a).
- P. Francescon, S. Beddar, N. Satariano, I.J. Das, "Variation of k(fclin,fmsr, Qclin, Qmsr) for the small-field dosimetric parameters percentage depth dose, tissue-maximum ratio, and off-axis ratio," Med Phys 41, 101708 (2014b).
- P. Francescon, W. Kilby, J. M. Noll, L. Masi, N. Satariano, S. Russo, “Monte Carlo simulated corrections for beam commissioning measurements with circular and MLC shaped fields on the CyberKnife M6 System: a study including diode, microchamber, point scintillator and synthetic microdiamond detectors,” Phys

**Med. Fiz. Uzm. Esra KÜÇÜKMORKOÇ**

2009 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Fizik Bölümü’nü tamamladıktan sonra 2010 yılında Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü’nde Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına başlayıp bu programdan 2012 yılında mezun olmuştur. 2013-2017 yılları arasında Medipol Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmıştır. Mayıs 2017’den itibaren görevine Anadolu Sağlık Merkezi’nde devam etmektedir.

# 7 KASIM 2017-ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK GÜNÜ

**Med. Fiz. Yrd. Doç. Dr. Nural ÖZTÜRK**

Uluslararası Medikal Fizik Organizasyonu (IOMP) her yıl 7 Kasım'da Medikal Fizik Uluslararası Günü'nü (IDMP) organize etmektedir. Etkinlik ilk olarak, 2013 yılında, dünyadaki 23 ülkedeki binlerce Medikal Fizikçinin "Medikal Fizik Uluslararası Günü'nü" kutlamasıyla başladı. Amaç, küresel toplumdaki Medikal Fizikçinin farkındalığını arttırmaktı.

Bu senenin IDMP 2017 teması, kadın hastalara yaklaşımımıza ve radyasyon tıbbında çalışan personelin emniyetine odaklanmaktadır.

Aynı zamanda bu yıl Marie Sklodowska Curie'nin 150.doğum günüdür. Bu anma gününde Marie Curie, radyoaktivite üzerine çalışmalar ve kanser tedavisine yaptığı büyük katkılardan dolayı hatırlanmaktadır. Çalışmaları, kanser dâhil birçok hastalıkla yaşayan insanlara destek verme misyonuna ilham vermeye devam etmektedir.

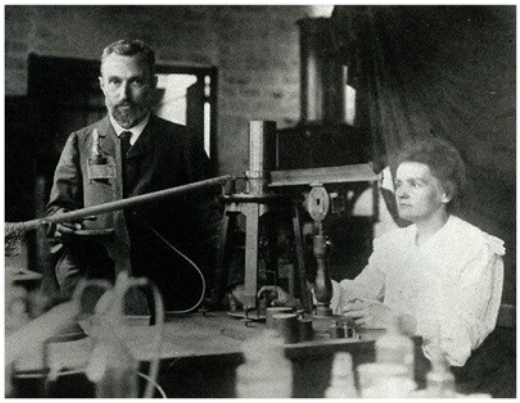
Marie Sklodowska Curie'nin hayatına kısaca bakarsak; 7 Kasım 1867'de Varşova'da ailesinin 5. çocuğu olarak dünyaya gelir. 15 yaşındayken liseyi birincilikle bitirir ve altın madalyayla ödüllendirilir. Bu ödülü alan üçüncü kardeştir.

**Zosia, Hela, Marie Curie, Joseph, Bronya**

**Marie Curie, babası ve ablalarıyla**

Marie, 1891'de tıp eğitimi alan kız kardeşi Bronya'nın davetiyle Paris'e gelir ve Sorbonne Üniversitesi'ne kaydolur. Fizik Bölümü'nü 1893'te ve Matematik Bölümü'nü de 1894'te bitirir. O sıralar Endüstriyel Fizik ve Kimya Okulu laboratuvarının başkanı olan ve piezo elektriği keşfeden, Pierre Curie ile 1895'te evlenir.1896 yılında Fransız fizikçi Henri Becquerel'in uranyum elementinin kendiliğinden ışın yaydığını, yani radyoaktif olduğunu keşfetmesiyle, Marie Uranyum tuzlarının yaydığı, sonraları radyoaktivite olarak adlandırılacak ışın üzerine detaylı araştırmalara başlar. 1898 başlarında çalışmalarına hız veren Marie, Toryumun da bu ışınları yaydığını fark eder ve Temmuz 1898'de Curie'ler yeni radyoaktif bir element olan ve Uranyumun radyoaktif bozunmasından ortaya çıkan Polonyumu bulduklarını, daha sonra da doğal radyoaktif element Radyumu bulduklarını duyururlar.

Marie Curie, ürkek bir perinin ışığı gibi diye tanımladığı geceleri ışık saçan radyoaktif maddeleri cebinde taşır ve gerek Marie gerekse Pierre Curie, çalışırken standart laboratuvar önlüğünden başka bir şey giymez. Pierre, ortaya çıkabilecek tıbbi sonuçları görmek için kendi kolunu on saat radyuma maruz bırakır ve şunları gözlemler: "İnsan kesinlikle hiçbir şey hissetmiyor, ama on beş gün sonra üst deride iyileşmesi çok zor bir kırmızılık beliriyor ve dokununca acıyor." Laboratuvar hayvanlarının ölümüne neden olan radyuma maruz kalmanın tehlikelerine karşı uyarılmasına rağmen şöyle yazar: "Yaramdan memnunum. Karım da benim kadar mutlu."



**Pierre Curie-Marie Curie Çifti**

Marie 1903 yılında doktorasını alarak Fransa'da gelişmiş bilim alanında doktora unvanı alan ilk kadın olur. Aynı yıl Marie doktora hocası olan Antoine Henri Becquerel ile paylaştığı Nobel Fizik Ödülü'nü alarak Nobel Ödülü alan ilk kadın olarak tarihe geçer.1904 yılın sonlarına doğru Marie ve Pierre, radyasyondan kaynaklanan rahatsızlıklar geçirmeye başlarlar. Ardından, 1911 yılında radyum ve polonyumun keşfi ve araştırılmasındaki rolünden ötürü Nobel Kimya Ödülü'ne layık görülür. Böylece Marie, tarihte iki Nobel Ödülü'ne sahip ilk insan olur. Yaptığı çalışma ile bir elementin radyoaktif işlemlerden sonra başka bir elemente dönüşebileceğini gösterir.

**Marie Curie-Paul Langevin**

**Marie Curie-kızı Irène Curie**

**Albert Salomon**

I. Dünya Savaşı sırasında kızı Irène ile birlikte, genç kadınlara X Işını teknolojisini öğretir. Ayrıca ikisi, fizik tedavi uzmanlarına, savaş ortamında radyoloji cihazlarını nasıl kullanacaklarını gösterirler. Bu esnada yüksek dozda radyoaktif ışına maruz kalırlar. Marie Curie 1920'li yıllarda da bilime katkısını sürdürür. Varşova'daki Radyum Enstitüsü'nün kurulmasında önemli rol oynar.
1934'te Marie Curie laboratuvarlardaki çalışmaları sırasında radyoaktif ışınların sürekli etkisinden dolayı kan kanserinden yaşama veda eder. Bilim için ölen kadın, Marie Curie'nin adı radyoaktivite birimine verilir. Radyoaktif test tüplerini cebinde taşıdığı, masasının çekmecesini bu tüplerin muhafaza yeri olarak kullandığı bilinir. Curie'nin not defterleri o kadar radyasyona maruz kalmıştır ki, kurşun kaplı bölmelerde tutulup radyoaktif koruma altında incelenebilmektedir. Marie Curie'nin hayatına bakılınca bir kadının, hayatını tehlikeye atarak bilime kendini adamasını, Medikal Fiziğin temelini oluşturan radyoaktivitenin bulunmasını, tıpta kullanımına ve bu alanda eğitime nasıl ön ayak olduğunu görüyoruz. Bir kadının bütün zorluklara rağmen başarısına ve azmine şahit oluyoruz. Yaptığı bu çalışmalarla Medikal Fiziğin temellerinin adım adım nasıl oluştuğunu izliyoruz.

Bu senenin ana Medikal Fizik temalarından biri de kadın hastalara yaklaşımımız. Yapılan araştırmalar, kadınlarda meme kanseri ve osteoporoz gibi sağlık sorunlarının yaygın olarak bulunduğunu göstermektedir. "Erken Fark Edersen Çok Şey Fark Eder" sloganıyla düzenli kontrol yapılmasının önemine dikkat çekerek, meme kanseri konusunda başta kadınlar olmak üzere toplumsal farkındalığı artırmak gerekmektedir. Elle muayenenin yanı sıra mamografi çekimleri meme kanserinin teşhisinde büyük önem taşımaktadır. İlk olarak Albert Salomon, Berlin'deki Royal Cerrahi Üniversitesi Kliniğinde, meme patolojisini belirlemek amacıyla morgdan alınan yaklaşık 3000 adet meme örneğinde X-ışınları kullanarak aksiller lenf düğümlerine tümör yayılımı sergiledi ve aynı zamanda mikro kalsifikasyonlarla meme karsinomu arasındaki ilk ilişkiyi kuran kişi oldu.

Zamanla, teknolojinin gelişmesine bağlı olarak birçok hastalıkta, erken teşhis ve tedavi ile büyük ilerlemeler kaydedildi. Yapılan çalışma ve araştırmaların uygulanabilirliği ve güvenirliliğini sağlamaya yönelik öncelikle sağlık sektöründe ve diğer uygulama alanlarında Medikal Fizikçilerin rolü göz ardı edilemez.

## Günümüze geldiğimizde; Medikal Fizikçiler'in görevleri şu şekilde özetlenebilir:

Medikal Fizikçiler Sağlık hizmetlerinin kalitesini, güvenliğini ve etkisini arttırmakla görevlilerdir. Doktorlardan farklı olarak görevi, hastaya hizmet edecek aletlerin gelişimi ve o aletlerin kullanımını geliştirmektir. Ayrıca asıl görevlerinden bir tanesi de güvenliktir. Doğrudan insan sağlığına zarar verebilecek x ışınları, elektromanyetik alan, lazer ışığı ve radyolojik cihazların hastalara en az zarar verecek şekilde kullanımını sağlamaktır. Bu tür sistemlerin uzun vadede ne gibi zararlar verebileceğinin araştırmasını yapmak ve bu araştırmaları yaparken doğrudan hasta verilerini kullanarak aletlerin insan sağlığına olan etkisin ortaya koymaktır. Ayrıca olabilecek tüm kaza senaryolarına hazırlıklı olmak ve kaza anında doğru müdahaleleri yapmakla yükümlüdür.

Medikal Fizikçiler'in görevleri 11 ana başlık altında incelenebilir.

**1. Bilimsel problem çözme servisi:** Bu alanda çalışan Medikal Fizikçiler genellikle sorunlarda en uygun çözümü bularak yüksek verimi hedefleyen çalışmalar sürdürmektir. Ayrıca üretilmiş ve üretilmekte olan cihazlar ve tekniklerle ilgili sorunların tespiti ve çözümüyle ilgilenmektedirler.

**2. Doz ayarı ve ölçümü:** Medikal Fizikçiler, bu alanda uygulanan tedavi yöntemlerinde, hastanın ne kadar doz alacağını ve bu dozun uzun vadeli ve yakın vadeli etkilerini doktorla beraber tespit etmeye çalışırlar. Ayrıca cihazlardaki dozun tespiti ve ayarlarından başka, verilen dozun anlık ve uzun vadede tespiti için çeşitli aletler ve yazılımlar geliştirirler.

**3. Hasta Güvenliği ve risk yönetimi:** Yeni üretilen medikal aletlerin klinik protokollerinden geçebilmesi için belirli şartları sağlanması gerekmektedir. Bu alanda Medikal Fizikçiler bu cihazların ve sistemlerin en az zarar ile en yüksek verimle çalışmasına odaklanmışlardır. Ayrıca olası risk durumlarında ne gibi bir yol izlenmesi gerektiğin karar vermekle görevlilerdir.

**4.Mesleki ve Toplum Güvenliği:** Medikal Fizikçiler, kliniklerin güvenliği ve toplum güvenliği için farklı yöntemler geliştirmektedir. Örneğin, tedavilerden sonra oluşan radyasyon atıklarının denetlenmesi ve bu atıkların topluma ve meslektaşlarını en az zarar verecek şekilde imha edilmesinde rol oynamaktadırlar. Ayrıca geliştirilen yeni aletlerin yapımı sırasında olası zararların önüne geçmek için çeşitli güvenlik Prosedürlerini oluşturmaktadırlar.

**5. Kliniklerde bulunan medikal cihazların yönetimi:** Medikal Fizikçiler bu alanda klinikte bulunan cihazların testlerini ve bu cihazların güvenilir çalışıp çalışmadıklarını kontrol ederler. Bu testler dünya çapında bir standarda tabiidir ve bu standartların doğru uygulanıp uygulanmadığı Medikal Fizikçiler tarafından denetlenmektedir.

**6. Kliniklerin Yeterlikleri:** Medikal Fizikçiler yeni kurulacak olan cihazların kliniklerin yapısal durumlarına uygun olup olmadıklarını denetlerler. Radyasyon korumasının yeterliliği, kliniğe getireceği katkı, en verimli nerede ve nasıl olacağının tayin edilmesine karar verirler.

**7. Servis sistemlerinin ve mali destek yönetiminin gelişmesi:** Kliniklere kurulacak cihazların mali öngörülerini planlar ve bu cihazların devam edecek bakımlarının yönetilmesiyle ilgilenirler.

**8. Danışmanlık Uzmanı:** Kurulacak ve kurulmakta olan kliniklere Medikal Fizik alanında danışmanlık yaparlar.

**9. Sağlık Uzmanlarının eğitilmesi:** Medikal Fizik konusunda daha az bilgi sahibi olan fakat olası durumlarda görev yönetimi yapabilecek kişilere teknik ve yönetim bilgilerinin öğretilmesinde görev alırlar. Örneğin, yeni işe başlamış bir Medikal Fizikçinin, teknisyenin vb. radyasyon çalışanını sahada karşılaşması olası durumlar karşısında bilgilendirerek, bu durumlarda, bu kişilerin doğru yönde müdahaleleri için yöntemler gösterirler.

**10. Sağlık Teknolojilerinin Değerlendirilmesi:** Gerektiğinde Sağlık Fiziğinde kullanılan aletlerin sorumluluklarını alarak, onların denetimini sağlarlar.

**11. Yenilik:** Modifiye edilmiş yeni teknikler geliştirerek, yeni cihazlar üretmek ya da hali hazırda olan cihazların verimliliklerini arttırmak için teknik geliştirmek de Medikal Fizikçinin görevlerindendir. Ayrıca, bu cihazlarda kullanılan yazılımların geliştirilmesi ve doğru çalışıp çalışmadığının kontrol edilmesiyle de ilgilenirler.

Amerika Tıp Alanındaki Fizikçiler Topluluğu (AAPM) Medikal Fiziği işverenlerin aradığı Kriterlere göre 4 ana başlığa ayırmıştır. Bunlar:

## 1. Sağlık Fiziğinde Görüntüleme ve Radyoloji

Bu alanda çalışan Medikal Fizikçiler, klinikler de bulunan görüntüleme cihazlarıyla ilgilenirler. Ayrıca araştırma kısmında çalışanlar, bu cihazları geliştirir ve yeni teknolojiyi bu cihazlara uygularlar. Radyolojik Görüntüleme, Mamografi, Bilgisayarlı Tomografi ve MRI cihazlarının kullanımı ve görüntü alımının doğruluğu test ederler. Bütün bunlara ek olarak görüntülemede çalışan Medikal Fizikçiler, Nükleer Tıp ve uygulamaları, Tek Fotonlu Bilgisayarlı Tomografi ve Pozitron Tomografisi hakkında geniş bilgiye sahiptirler. Görüntülemede çalışan Medikal Fizikçiler klinikle iç içedirler ama bazen eğitim amacında bilgileri paylaşırlar ve yeni metotların gelişiminde Üniversitelerle beraber çalışırlar.

Diğer taraftan Diagnostik Radyoloji bölümündeki bir Medikal Fizikçinin asıl sorumluluğu, hastalara ilave radyasyon dozlarının verileceği, tekrar çalışmalarını minimum sayıda tutacak şekilde, bölümde bulunan tüm sistemlerin (Klasik Röntgen, Floroskopi, Mamografi, Digital Anjiyografi, Tomografi gibi) belirli standartlarda çalışmasını sağlayarak, Optimum görüntü kalitesinin minimum hasta dozunda elde edilmesine gayret etmektir.

## 2. Radyasyon Onkolojisi

Temel Medikal Fizik çalışmaları yoğun olarak Amerika, Kanada ve bazı Avrupa ülkelerinde devam etmektedir. Radyoterapi ile ilgilenen Fizikçiler genellikle doğrusal hızlandırıcı sistemlerinin özelliklerini sağlık alanına uygulamaktadırlar.

Tıp alanında yeni araçlar geliştirme ( CyberKnife, Işın Tedavisi ve Brakiterapi gibi) konularında yardımcı olmuşlar, Radyoterapi metotlarının gelişmesini sağlamışlardır. Kanser tedavisinde kullanılacak bir sistemin verdiği radyasyonun hassasiyetle ölçülebilmesi ve hastaya nasıl verileceğinin planlaması Radyoterapi bölümünde çalışan Medikal Fizikçinin görevidir.

## 3. Nükleer Sağlık Fiziği

Medikal Fiziğin bu alanı, genelde radyasyonun insan vücuduyla ve organlarıyla temasının sonucundaki etkileriyle ilgilenir. Hastanede çalışan Medikal Fizikçilerin en önemli görevlerinden bir tanesi de hasta tanısında ya da tedavisinde kullanılan sistemlerin kalite güvencelerini sağlamak, rutin kalite kontrollerini yapmak ya da denetlemek, her bir sistemin performansının en üst düzeyinde işlev görmesini sağlamaktır.

## 4.Radyasyon Güvenliği, korunumu ve Sağlık Fiziği

Birçok Diagnostik incelemede hastaların aldıkları dozlar, radyasyonun sadece stokastik etkilerinin dikkate alınmasını ön görmektedir. Ancak İleri teknolojiye sahip yeni görüntüleme tekniklerinde, bazı hastalıkların daha erken tanısı yüksek hasta dozu pahasına sağlanabilmekte, sonuçta radyasyonun deterministik etkileri söz konusu olmaktadır. Anjiyografi çalışmalarında, tıkalı kalp damarlarının sürekli X-ışını görüntüsü altında açılması işlemi sırasında, hastaların ciltlerinde radyasyon yanıkları ortaya çıkması ne yazık ki rastlanan bir olaydır. İleri ülkelerin hemen hepsinde, her bir tetkik için referans dozların saptanarak her hastanın klinik raporunda ayrıca belirtilmesi yasal zorunluluk olmuştur. Medikal Fizikçiler hastaların bu alanlarda korunmasına özen göstermek zorundadırlar.

## 5.Araştırma alanları ve akademik gelişim

Medikal Fizikçiler klinik çalışmalara verdikleri destek yanında başta kanser, kalp ve mental hastalıklar olmak üzere birçok medikal araştırmada da aktif rol oynamaktadırlar ve çalışma alanları kuşkusuz sadece hastanelerle sınırlı kalmamaktadır. Üniversitelerin mühendislik ve tıp bölümlerinde, uluslararası organizasyonlar ve birçok ileri ülkedeki Ulusal Araştırma Laboratuvarlarında, üretici firmaların tasarım laboratuvarlarında, sağlık ve endüstriyel kuruluşlarda Medikal Fizikçiler, Araştırma ve Geliştirme etkinliklerine katılmaktadırlar.

Radyasyonun tespitinin ve ışınlamasının çok daha doğrulukla yapılabileceği sistemlerin tasarlanması, dış ve iç ışınlamalarda organların alacakları radyasyon dozlarının belirlenmesini sağlayacak matematiksel modellerin geliştirilmesi, daha ince ayrıntıların daha az radyasyon dozunda görüntüleneceği yeni yöntemlerin bulunması, organ fonksiyonlarının nümerik olarak ifade edilmelerini sağlayacak matematik tekniklerin ortaya çıkarılması, halen aktif araştırma sahalarıdır.

Ülkemizde ise; Medikal Fizik tarihi,1935 yılında Alman fizikçi Prof. Friedrich Dessauer'un İstanbul Üniversitesi Radyoloji ve Biyofizik Enstitüsü'nde göreve gelmesiyle başladı. Türkiye de Medikal Fizik, profesyonel bir iş olarak 1953 yılında gündeme gelmiştir. İlk Medikal Fizikçi Doç. Dr. Seyfettin Kuter'dir. Medikal Fizikte akademik eğitim ilk 1986 yılında, İstanbul Üniversitesi bünyesinde Yüksek Lisans eğitimi olarak başlamıştır. Daha sonra 1993 yılında Hacettepe Üniversitesinde de eğitim verilmeye başlanmıştır.

Günümüzde birçok üniversite de bu konu ile ilgili olarak yüksek lisans ve doktora eğitimi verilmektedir. Sağlık Bakanlığı aldığı karar ile Medikal Fizik kadrolarına atamalarda, bu alanda yüksek lisans yapma zorunluluğu getirmiştir ama ne yazık ki Türkiye'de Medikal Fizik, Sağlık Bakanlığı'nın kabul ettiği özel bir uzmanlık alanı değildir ve yine ne yazık ki Sağlık Bakanlığı mesleki isim olarak yurtdışındaki gibi Medikal Fizik ismini değil Sağlık Fiziği ismini kabul etmişti.

Yüksek Lisans programlarının temel amacı meslek öğrenmeye yönelik değil, bilimsel araştırmaya yönelik olduğundan, bu durum uygulamada ciddi sorunlar meydana getirmektedir.

Bu gelişmeler ışığında diyebiliriz ki Türkiye de Medikal Fizikçiler başarılarına rağmen hak ettikleri statü ve saygınlığa sahip değillerdir.

**S.Kuter:** Röntgen cihazları bakım ve onarım elektronik laboratuvarında (1954).

**KAYNAKLAR**


- Amador Kane, Suzanne (2009). Introduction to Physics in Modern Medicine, Second Edition. CRC Press. ISBN 978-1-58488-943-4.
- Eve Curie;Marie Curie: Bir bilimkadınının Olağan Üstü yaşam öyküsü. Bilim ve gelecek kitaplığı,3.baskı ISBN 6055888282, 2017
- Khan, Faiz (2003). The Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams & Wilkin. ISBN 978-07817-3065-5.
- Attix, Frank (1986). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Wiley-VCH. ISBN 978-0-471-01146-0.
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). What Do Medical Physicists Do?.
- University of Toronto - Department of Medical Biophysics
- University of Western Ontario - Department of Medical Biophysics
- UCLA Biomedical Physics Graduate Program
- Wayne State University - Biomedical Physics Program
- Fresno State University - Biomedical Physics Program
- http://aapm.org/org/policies/details.asp?id=225&type=PP&current=true
- Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry in http://iopscience.iop.org/0031-9155/59/6/R183/article
- Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator in http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R20
- The history of tomotherapy http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R24

**Med. Fiz. Yrd. Doç. Dr. Nural ÖZTÜRK**

*Adnan Menderes Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi ABD Fizik Bölümü Sorumlusu*


Tıbbi Radyofizik Uzmanı olarak Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 1991 yılında mesleğe başladı. 1995-2014 yılları arasında Dr. Lütfi Kırdar KEAH-İstanbul'da çalıştı. 1999 yılında İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı'ndan doktora diploması aldı. Yurt dışında farklı klinik ve ülkelerde deneyimini arttırmak için bulundu. Halen Öğretim Üyesi olarak, Adnan Menderes Üniversitesi Dâhili Tıp Bilimleri, Radyasyon Onkolojisi ABD da Fizik Bölümü Sorumlusu olarak görev yapmaktadır. Zaman buldukça tüplü dalış, takı tasarımı hobileri arasındadır. En büyük tutkusu deniz, kahve, klasik müzik ve kitaptır.

# AAPM-RSS MEDICAL PHYSICS PRACTICE GUIDELINE 9. a FOR SRS-SBRT

**Med. Fiz. Uzm. Hasan UYSAL**

26 Haziran 2017 tarihinde AAPM tarafından medikal fizikçiler için bir guideline yayınlandı. Bu guideline'da AAPM ve RSS tarafından önerilen asgari testler ve bunların tolerans değerlerini vermektedir. Yani klinik olarak kesinlikle bunu kullanmalıyız gibi bir durumun olmadığını, bu asgari değerleri aşağıya çekmenin de kliniğin kendi kararı olduğunu belirtmişler.

1. E2E testi: Radyasyon onkolojisinde bir uygulamanın başından sonuna kadar olan akışı test etmek için bu test kullanılır. E2E testlerini gerçekleştirmenin amacı; sistemin bağımlılıklarını belirlemek, istenen bilginin çeşitli sistem bileşenleri arasında doğru bir şekilde iletilmesini sağlamak, klinik ekip üyelerinin görevlerini anlamalarını sağlamak ve genel tedavi sürecinin doğruluğunu değerlendirmektir. Tedavi sürecine tamamı dahil edilmeli; immobilizasyon, simülasyon, solunumla ilgili hareket yönetimi, tedavi planlaması ve tedavinin verilmesi gibi...

2. Medical dosimetrist: Bir radyasyon onkolojisi uzmanı ve Qualified Medical Physicst (QMP) gözetiminde çalışmalıdır. Bir radyoterapi tedavi planı geliştirmek için gerekli prosedürlere katılan radyasyon onkolojisi uzmanı veya medikal fizikçi dışındaki bir kişidir.

3. Quality Assurance (QA): AAPM Task Grup 100 raporunda tanımlandığı gibi: "QA, bir görev veya parametrenin kalite hedeflerinin karşılandığını ispatlayarak, istenen kalite seviyesini belirler". Bu doküman kapsamında QA SRS-SBRT tedavilerinde kalite ve güvenliği sağlamaya yönelik programatik bir yaklaşımı ifade eder.

   Qualified Medical Physicist (QMP): AAPM Profesyonel Politikasında tanımlandığı gibi, bu pratik guideline için, uygulanabilir bir alt alanda tedavi edici medikal fizikçiler olarak tanımlanmaktadır.

5. Quality Control (QC): AAPM Task Group 100 raporunda tanımlandığı şekliyle: "QC, bir tedavi parametresinin mevcut durumunu değerlendirerek, parametrenin istenen değere kıyasla ve istenilen değerle karşılaştırarak arzu edilen kalite seviyesini zorlayan prosedürleri kapsar". Bu belge bağlamında, QC ve QA programında açıklandığı gibi gerçekleştirilen spesifik testleri ifade eder.

6. Stereotactic Radiosurgery (SRS): American College of Radiology ve American Society for Radiation Oncology (ACR-ASTRO) tanımladığı gibi; 1-5 fraksiyonda intracranial hedeflere yaklaşık 1mm hedef doğruluğu ile radyasyonun verilmesidir.

7. Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT): Stereotactic Body Radiation Therapy'nin performansı için ACR-ASTRO pratik parametrelerinde tanımlandığı gibi extracranial hedeflere yüksek düzeyde hedefle doğruluğu ile radyasyonun verilmesidir.

Kliniğe özgü Standart Operating Procedures (SOP) geliştirilmesi gerektiği bu raporda sıklıkla söylenmektedir. SOP; hasta incelemesi, simülasyon, planlama, tedavi ve takip için gerekli bileşenleri ele almaktadır. SOP geliştirirken hasta güvenliği birincil düşünce olmalıdır.

**Güvenlik:** Klinik ekibin her üyesinin rolleri ve sorumlulukları SOP dokümanında açıkça belirtilmelidir. Cihazın mekanik toleranslar değerleri belirlenerek belgelenmelidir. SRS-SBRT tedavileri için ek toleranslar dikkate alınmalı ve SOP dokümanında açıkça tanımlanmalıdır. Her ekip üyesi, güvenlik talimatlarına dayanan bir prosedürü durdurma hakkına ve sorumluluğuna sahiptir.

**Hasta seçimi:** Hasta seçim kriterleri ilk önce klinik protokollerden veya yayınlanmış çalışmalardan elde edilen verileri kullanarak belirlenmelidir (maksimum hedef boyutu, reçetelen doz ve fraksiyonasyon şemaları). Multidisiplinel yaklaşımlar simülasyondan önce tamamlanmalıdır. Eğer hasta bir klinik araştırmaya alınırsa, klinik araştırmanın kurallarına uymalıdır.

**Simülasyon:** Her tedavi yeri için tekrarlanabilir immobilizasyon teknikleri geliştirilmelidir. Tedavi planlaması için kullanılacak referans görüntülemede, hedefin ve riskli organların tümünü kapsamalıdır. Tipik bir tarama uzunluğu tedavi alanı sınırlarından en az 10 cm uzağında olmalıdır. SBRT uygulamaları için 1-3 mm tomografik kesit kalınlığı kullanılmalıdır. SRS uygulamaları için kesit kalınlığı 1.25 mm'yi geçmemelidir. Solunum hareketinin yönetiminde göğüs ve karın bölgelerinde düşünülmeli

dir. AAPM TG-76 raporu solunum hareketini değerlendirmek ve yönetmek için bir akış şeması içerir. QA programı TG-76 tavsiyeleri ile tutarlı bir şekilde uygulanmalıdır.

**Tedavi planlaması:** Tedavi planlama sistemi, SRS-SBRT tedavileri kapsamındaki tahmini dozu doğru bir şekilde hesaplama yeteneğine sahip olmalıdır. Her tedavi yeri için, kritik yapıların değerlendirilmesi için tanımlanmış bir listeye sahip olmalı ve stereotaktik fraksiyonasyona dayalı toleranslar, klinik protokol verileri literatüre dayalı olarak tanımlanmalıdır. QMP, radyasyon onkologlarının sistemin toleranslarının farkında olmalarını sağlamalıdır (Planlanan hedef hacim marjları açıkça belgelenmelidir). Hedef tanımlamada görüntülerin füzyonu yapılmalı ve hedef marjları açıkça tanımlanmalıdır. Bu marjlar, mevcut literatürdeki verilere ve kurum içindeki sınırlamalar göz önünde bulundurularak belirlenmeli. Tekrar ışınlama durumunda, kümülatif doz tedavi eden doktor tarafından değerlendirilmelidir. 2 mm veya daha ince bir grid size kullanılması önerilir. Çok küçük hedefler için 1 mm'lik bir grid size gerekebilir. Seçilen tedavi tekniğinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu teyit etmek için tedaviden önce mutlaka QA veya bağımsız bir doz hesaplama kontrolü yapılmalıdır.

**Tedavi:** Planlanan bir tedavi planı için QA kontrolü gerçekleştirilmelidir. Buna, çarpışma olasılığı bulunan bir çarpışma kontrolü de eklenmelidir. SOP, her SRS-SBRT tedavi türü için mesleki denetim şartlarını açık bir şekilde tanımlamalıdır. SOP; hedef anatomi, kritik organ koruması ve lokalizasyon toleransı da dahil olmak üzere, kullanılacak görüntü rehberlik yöntemini açık bir şekilde tanımlamalıdır. Hedef lokalizasyonun doğrulaması daima yapılmalıdır. Hareket yönetimi kullanılıyorsa SOP; süreç, toleranslar ve profesyonel denetimi açık bir şekilde tanımlanmalıdır.

**Hasta takibi:** SOP, her tedavi yeri için takip takvimi ve klinik testleri açık bir şekilde tanımlamalıdır. "Tedavi edilen tüm hastaların takibi yapılmalıdır. Lokal kontrol, hayatta kalma ve normal doku hasarını belirlemek için kayıtlar muhafaza edilmelidir."

**Kontrol listeleri:** Etkili kontrol listeleri, insan düşüncesini destekler, yapıcı ekip üyesinin etkileşimine izin verir ve proses değişkenliğini azaltarak sistematik bir bakımı kolaylaştırır. Tedaviye özel kontrol listelerinin geliştirilmesinde AAPM Medikal Fizik Uygulama Kriterleri güvenlik kontrol listelerinin geliştirilmesi ve uygulanmasıyla ilgili kısım dikkate alınmalıdır.

SRS-SBRT uygulamalarında eğitimin ne kadar önemli olduğunu ve bunun süreç içerisinde nasıl yapılması gerektiğini açıkça belirtmişler.

**Eğitim:** Eğitim, ilk ve sürekli eğitimin gerekliliğini ele almalı ve tüm ekip üyelerinin klinik hizmeti desteklemeye mecbur olduğundan emin olmak için dokümantasyon ve kontrol listeleri ile sistem desteklenmelidir.

**1.Eğitim yerleri**

- Satıcı eğitimi; Mümkün olduğunda, bir çekirdek takım, saha dışı eğitim, saha içi eğitim ve vaka gözlemi de dahil olmak üzere, ilgili donanım ve yazılımla ilgili tüm mevcut eğitimlere katılmalıdır.
- Yetkisiz Eğitim; Yetişkin bir SRS / SRT / SBRT servisine sahip bir tesiste yapılandırılmış kurslara katılması düşünülmelidir. Bu, ekipmana özgü ve hastaya özel QA prosedürleri de dahil olmak üzere, uygulanacak SRS-SBRT hizmetleri için SOP gözden geçirilmelidir.
- SRS-SBRT hizmetinden sorumlu ana profesyonellerin, sunulan hizmetler ile doğrudan tecrübe sahibi olmaması durumunda, tesis birinci klinik prosedürün deneyim sahibi uzmanlar tarafından gözden geçirilmesini ve yönlendirilmesini ayarlamalıdır.

**2. Devam eden yeterlilik**

Yetkinlik kontrol listesi periyodik olarak (en az yılda bir kez) gözden geçirilmeli ve program ilerledikçe güncellenmelidir.

**3. Belgeler**

- Geleneksel işletim usulleri geliştirilmeli ve tüm katılan personel tarafından gözden geçirilmelidir.
- Tüm eğitimler belgelenmelidir.
- Yeterliliklerin bir kontrol listesi geliştirilmeli ve programın uygulanmasından önce kontrol listesi tamamlanmış olmalıdır.

**QA**

SRS-SBRT ile ilişkili çok küçük hedef hacimleri ve hızlı doz düşüşü göz önüne alındığında, SRS-SBRT için kapsamlı bir QA programı, doğru dozun hedefe ulaşmasını sağlamak için kritik önem taşır. SRS-SBRT ile ilgili QA süreçleri ve prosedürleri SRS-SBRT programının takip eden unsurlarını kapsayacak şekilde tasarlanmalıdır: ekipmana özgü QA, hastaya özel QA ve prosedüre özel QA.

- **Minimum ekipmana özgü QA:** AAPM, SRS-SBRT ile ilgili QA için öneriler içeren raporlar yayınladı. TG-142, hem konvansiyonel radyoterapi prosedürleri hem de SRS-SBRT prosedürleri için doğrusal hızlandırıcı için QA tanımlamaktadır. Robotik radyocerrahi sistemlerinin QA'ı için TG-135, helikal tomoterapi sistemlerinin QA'ı için TG-148'dir. Tedavi planlama sistemi doz algoritmaları için minimum QA önerileri sunmaktadır. SRS-SBRT ile ilgili QA testleri; C-kollu linak, robotik linak ve helikal tomoterapi sistemleri için Tablo 1-3'te özetlenmiştir.

Not: AAPM yayımlarında açıklanan birçok test, klinik kullanım kapsamına bakılmaksızın sistem performansını karakterize etmek için önemlidir; Tablo 1-3'teki ekipmana özgü QA, SRS-SBRT hizmetiyle doğrudan kabul edilenlerdir. Klinikte yürütülmekte olan QA programından sorumlu QMP, yukarıdaki AAPM yayınlarındaki tüm önerileri, klinikteki genel hizmet kapsamı ile alakalı olarak dikkate almalıdır.

**TABLE 1** Minimum SRS-SBRT relevant equipment QA and tolerances for C-arm linac systems.

| Frequency | Test | Tolerance |
|---|---|---|
| Daily | Laser localization — only if using SRS techniques relying on lasers for target localization (e.g., frame-based SRS without X-ray IGRT) | 1 mm |
| | Collimator size indicator for clinically relevant aperture | 2 mm total |
| | Radiation isocentricity test (limited gantry and couch positions) — maximum deviation in center of target object relative to each projection's beam central axis | 1.0 mm SRS, 1.5 mm SBRT |
| | IGRT positioning/repositioning | 1 mm SRS, 2 mm SBRT |
| | Imaging subsystem interlocks | Functional |
| | Stereotactic interlocks — cone size, backup jaws | Functional |
| | Accelerator output constancy | ±3% |
| Monthly | Radiation isocentricity test — covering complete range of gantry, couch, collimator positions used clinically — *maximum deviation in center of target object relative to each projection's beam central axis* **Note: If both MLC and fixed conical collimators are used, both must be evaluated at least monthly* | 1.0 mm SRS, 1.5 mm SBRT |
| | Treatment couch position indicators: relative over the maximum clinical range | 1 mm/0.5° |
| | Output constancy at relevant dose rates | 2% |
| Annually | SRS arc rotation mode (if used clinically) | 1 MU, 1° |
| | MU linearity (≥5 MU to highest MU used clinically) | ±2% |
| | Accelerator output | ±1.5% |
| | Coincidence of radiation and mechanical isocenter | ±1.0 mm maximum 3-D displacement from center of target object |
| | Verification of small-field beam data — relative output factors for cones and/or MLC | ±2% from baseline for >1.0 cm apertures, ±5% from baseline for ≤1.0 cm apertures |
| | E2E localization assessment "hidden target test" using SRS frame and/or IGRT system | 1.0 mm |
| | E2E dosimetric evaluation using SRS frame and/or IGRT system | ±5% measured vs. calculated |

**Tablo 1: SRS-SBRT ile ilgili QA testleri**

**Table 2** Minimum equipment QA and tolerances for robotic linac systems.

| Frequency | Test | Tolerance |
|---|---|---|
| Daily* *On days of clinical use | Head laser alignment check | 1.0 mm |
| | Safety interlocks | Functional |
| | Automatic QA (AQA) test* *If the clinic has both fixed cones and Iris™ collimator, the AQA test should alternate between fixed cones and Iris™, with each system tested at least weekly | Total targeting ≤1.0 mm from baseline, not exceeding manufacturer's specification |
| | Accelerator output constancy | ±3% |
| Monthly | Energy constancy | ±2% |
| | Beam symmetry, relative | ±3% for 40 mm field, ±4% for 60 mm field |
| | Accelerator output constancy | ±2% |
| | Imager alignment | 1 mm or center pixels ±2 pixels |
| | Iris™ field size spot check (3 or more field sizes ≥10 mm) | 0.5 mm |
| | Picket fence for MLC (if applicable) | Visual check |
| Quarterly | E2E localization assessment (Each tracking mode used clinically) | 1.0 mm static target, 1.5 mm motion tracking |
| Annually | Emergency Power Off (EPO) button, safety interlocks | Functional |
| | Accelerator output | ±2.0% |
| | MU linearity (>10 MU to highest MU used clinically) | ±2% |
| | Path verification | ≤0.5 mm maximum per node, ≤0.3 mm average |
| | Imager kVp accuracy, mA station exposure linearity, isopost alignment with center pixel | ±10%, ±20%, and 1 mm, respectively |
| | Beam laser and radiation beam alignment for cone, Iris™, and MLC | 0.5 mm from baseline |
| | AQA baseline | Recheck AQA baseline |
| | Beam data verification — Relative output factors for cones, Iris™, and/or MLC covering the range used clinically | ±2% from baseline for >1.0 cm apertures, ±5% from baseline for ≤1.0 cm apertures |

**Table 3** Minimum SBRT relevant equipment QA and tolerances for helical tomotherapy systems.

| Frequency | Test | Tolerance |
|---|---|---|
| Daily | Red laser initialization (congruence with green laser) | 1 mm |
| | Image/laser coordinate coincidence | 1 mm |
| | Image registration/alignment | 1 mm |
| | Accelerator output constancy (rotational or static) | ±3% |
| Monthly | Transverse beam profile | 1% average difference in field core |
| | Longitudinal beam profile (each slice width) | 1% of slice width FWHM |
| | Output constancy and rotational output variation | ±2% |
| | Beam quality constancy | ±1% $PDD_{10}$ or $TMR^{20}{}_{10}$ |
| | Red and green laser alignment | 1 mm |
| | Couch positioning accuracy | 1 mm |
| | CT dimensional accuracy | 1 mm |
| Annually | Couch speed uniformity | ±2% dose nonuniformity |
| | Couch translation per gantry rotation | 1 mm per 5 cm |
| | Accelerator output | ±1.5% |
| | Beam quality (each slice width) | ±1% $PDD_{10}$ or $TMR^{20}{}_{10}$ |
| | Verification of small-field beam data | ±2% from baseline for >1.0 cm apertures, ±5% from baseline for ≤1.0 cm apertures |
| | CT imaging — treatment — laser coordinate coincidence | 1.0 mm |
| | E2E localization assessment "hidden target test" | 1.0 mm |
| | E2E dosimetric evaluation | ±5% measured vs. calculated |

**Tablo 1: SRS-SBRT ile ilgili QA testleri**

- **Hastaya özel QA:** Hastaya özel QA, hasta immobilizasyonunun doğrulanmasını, onaylanmış tedavi planının ve ilgili tedavi planının parametrelerinin bağımsız kontrolünü, uygun olduğunda doz verim ölçümlerini değerlendirmesinin yapılmasıdır. Klasik fraksiyonel radyoterapiyle karşılaştırıldığında, SRS ve SBRT'deki hedef volüm çok daha küçüktür, doz heterojenliği daha yüksektir ve dozlar dokuda daha hızlı düşmektedir. Bu doğrultuda SRS ve SBRT için "Hastaya Özgü QA (PSQA)" terimi, onaylanmış tedavi planının doğru bir şekilde verilebileceğinin doğrulanmasına atıfta bulunmaktadır. QMP, doğrulanması gereken SRS-SBRT tekniğine uygun ekipmanı belirler. Genelde ekipman, radyokromik film, küçük hacimli iyon odası, diyot dedektör, doz yanıtı için kalibre edilmiş portal görüntüleme cihazı ve yaygın olarak kullanılmayan polimer jel dozimetresi. QMP'nin kullanımı için uygun ekipman yoksa, klinik hizmet başlatılmamalıdır.

- **Prosedüre özel QA:** Her bir tesisin her bir SRS-SBRT hizmetinin iş akışını tanımlayan SOP dokümanları olmalıdır. Bu belgeler, en az yıllık inceleme sıklığı ile düzenli olarak gözden geçirilmeli ve güncellenmelidir. Personel seviyeleri, eğitim ve yeterlilik değerlendirmeleri başarılı bir SRS-SBRT programı için kritik öneme sahiptir. Önceden SRS-SBRT deneyimi olmayan ekip üyeleri, her SRS-SBRT hizmeti için deneyimli bir uzman gözetiminde çalışan en az beş prosedür gerçekleştirmelidir. SRS-SBRT için hızla gelişen teknoloji ve tedavi yöntemleri göz önüne alındığında, SOP dökümanları gözden geçirilmelidir.

- **QA programı denetimi:** QA programı, SRS-SBRT'de özel eğitim almış bir QMP tarafından tasarlanmalı ve SRS-SBRT deneyimi olan başka bir QMP tarafından gözden geçirilmelidir. Günlük QA prosedürü bir fizikçi veya radyasyon terapisti tarafından gerçekleştirilebilir ve herhangi bir SRS-SBRT tedavisinden önce QMP tarafından gözden geçirilebilir. Diğer rutin QA ya da hastaya özel QA, uygun bir şekilde eğitilmiş bir medikal fizikçi tarafından gerçekleştirilebilir ve QMP tarafından gözden geçirilerek imzalanır.

- **QA programı incelemesi:** SRS-SBRT programı başlangıç aşamasındayken QA programı iki yılda bir, klinik uygulama ve kullanıma bağlı olarak gözden geçirilmelidir. Klinik uygulama ve kullanım istikrara kavuştuğunda, yıllık incelemelerin sıklığı indirgenebilir.

**SONUÇLAR**

- SRS-SBRT hizmetlerinin sağlanması için iki sorumlu vardır; radyasyon onkoloğu ve QMP'dir. Diğer tüm ekip üyeleri, bu profesyonellerin denetimi altında çalışır.
- Radyasyon onkoloğu tarafından klinik prosedürler denetlenirken, QMP tarafından teknik prosedürler denetlenir.
- SRS-SBRT hizmetlerinin sağlanması için sorumluluklar, prosedürler ve eylem seviyeleri açıkça tanımlanmış bir programı takip etmelidir. Klinikteki QMP, klinisyen ile aktif bir iş birliği yaparak SRS-SBRT için SOP geliştirmelidir.
- Tüm yeni SRS-SBRT programlarının, klinik hizmetin başlatılmasından önce ışın modelinin ve makine kalibrasyonunun bağımsız olarak geçerliliği olmalıdır.
- SRS-SBRT hizmetinden sorumlu ana profesyonellerin, sunulan hizmetler ile doğrudan tecrübe sahibi olmaması durumunda tesis, yerinde gözden geçirme ve ilk klinik prosedürünün yeni hizmetlerle ilgili deneyime sahip profesyoneller tarafından gerçekleştirilmesini sağlamalıdır.

**REFERANSLAR**


1. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148. Med Phys. 2010;37(9):4817-53.

2. Solberg TD, Balter JM, Benedict SH, Fraass BA, Kavanagh B, Miyamoto C, et al. Quality and safety considerations in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: Executive summary. Pract Radiat Oncol. 2012;2(1):2-9.

3. Grimm J. Dose Tolerance for Stereotactic Body Radiation Therapy. Semin Radiat Oncol. 2016;26(2):87-8.

4. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, Gibbons JP, Jr., Ibbott GS, Mundt AJ, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. Med Phys. 2016;43(7):4209.

5. Wu QJ, Wang Z, Kirkpatrick JP, Chang Z, Meyer JJ, Lu M, et al. Impact of collimator leaf width and treatment technique on stereotactic radiosurgery and radiotherapy plans for intra- and extracranial lesions. Radiat Oncol. 2009;4:3.

6. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, Galvin JM, Hinson W, Kavanagh B, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. Med Phys. 2010;37(8):4078-101.

7. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, Ahnesjo A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Med Phys. 2008;35(9):4186-215.

8. Olch AJ, Gerig L, Li H, Mihaylov I, Morgan A. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. Med Phys. 2014;41(6):061501.

9. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LN, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med Phys. 2003;30(10):2762-92.

10. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, Fraass BA, Kry SF, Marshall IR, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. J Appl Clin Med Phys. 2015;16(5):14-34.

11. Bouchard H, Kamio Y, Palmans H, Seuntjens J, Duane S. Detector dose response in megavoltage small photon beams. II. Pencil beam perturbation effects. Med Phys. 2015;42(10):6048-61.

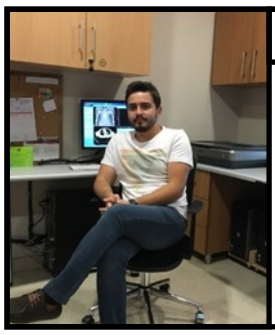
12. Bouchard H, Seuntjens J, Duane S, Kamio Y, Palmans H. Detector dose response in megavoltage small photon beams. I. Theoretical concepts. Med Phys. 2015;42(10):6033-47.

13. Kumar S, Fenwick JD, Underwood TS, Deshpande DD, Scott AJ, Nahum AE. Breakdown of Bragg-Gray behaviour for low-density detectors under electronic disequilibrium conditions in small megavoltage photon fields. Phys Med Biol. 2015;60(20):8187-212.

14. Bouchard H. A theoretical re-examination of Spencer-Attix cavity theory. Phys Med Biol. 2012;57(11):3333-58.

15. Bouchard H, Seuntjens J, Palmans H. On charged particle equilibrium violation in external photon fields. Med Phys. 2012;39(3):1473-80.

16. Azangwe G, Grochowska P, Georg D, Izewska J, Hopfgartner J, Lechner W, et al. Detector to detector corrections: a comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. Med Phys. 2014;41(7):072103.


**Med. Fiz. Uzm. 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 Dalı'nda yüksek lisans eğitimini bitirmiştir. 2014 yılında Selçuk Üniversitesinde Doktora programına başlamıştır ve halen devam etmektedir. 2012-2014 yılları arasında Demetevler Onkoloji Hastanesi'nde çalışmıştır. 2014 yılından itibaren Medicana International Ankara Hastanesi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

# SERBEST KÜRSÜ: MÜZİK RUHUN GIDASIDIR

**Prof. Dr. Hale Başak ÇAĞLAR, Uzm. Dr. Tayfun HANCILAR**

**HALE BAŞAK ÇAĞLAR**: İnsan yaşlandıkça olayları ve mekânları daha dün gibi hatırlasa da zaman kavramı giderek daha göreceli bir hale geliyor. Bu nedenle kim bilir ne kadar zaman önce (en az 15 sene önce orası kesin) ve herhangi bir Antalya kongresinde, toplantılar bittikten ve akşam yemeği yendikten sonra lobide arkadaşlarımla oturuyordum. O günden sonra bir daha asla yapmadığım bir şekilde lobideki piyanoya doğru yol alıp koltuğuna oturdum ve çalmaya başladım. Camiamızın en karizmatik, en matrak ve zeki üyelerinden sayın co-author'um Tayfun Hancılar bana doğru yaklaştı ve müzikle ilgilenip ilgilenmediğimi sordu. Aslında o zaman çaldıklarımı ve nasıl çaldığımı biraz dinlemiş olsaydı hiç yanıma uğramadan teğet geçerdi ve bu hikaye başlamadan biterdi. Ancak ben o soruya 'evet hem de çok' diye cevap verince bana tıbbi onkolog ve radyasyon onkologlarından oluşan bir grup kurduklarını ve bu grupta özellikle İngilizce şarkı söyleyecek birini aradıklarını söyledi ve arkasından ekledi: 'Beatles şarkıları bilir misin?' Evde senden 10 yaş büyük bir abla olunca zaten Beatles, Pink Floyd, Led Zepplin, Dire Straits'den başka bir şey dinleyemediğimi söylemek zor olmadı. Tabi o zaman tam ayırdına varamadığım Beatles şarkıları bilip John Lennon arkasından mırıldanmakla sahnede icra etmek arasında fark olduğuydu. Bunun üzerine grubumuzun tabiri caizse baş gitaristi beni gruba dahil etti (bu pişmanlığı ömür boyu taşıyacağından eminim).

İlk prova günü gerçekten çok heyecanlıydım. Beyoğlu Tünel'de bir apartmanın bir dairesindeydi prova yapacağımız stüdyo. Tahmin edebileceğiniz gibi bu bölgedeki apartmanlar oldukça eski olduğundan binada asansör yoktu ve maalesef prova yapacağımız stüdyo o binanın en üst katıydı. Tabi o zamanlar ben daha gençtim ve ceylan gibi sekerek tüm merdivenleri bir çırpıda bitirdim ama şimdi olsa sadece bu bile grubu bırakma sebebi olabilir. Çocukluktan gelme bir özellik olarak basamakları saymak benim için çok rutin bir durum olduğundan daha ilk günden bu stüdyoya ulaşmak için 86 adet dik basamaklar çıkmamız gerektiğini anlamak zor olmadı. O gün ilk defa grubun diğer üyeleri ile tanışma fırsatım oldu. Tabi hepsi kendi alanlarında son derece başarılı kişiler olduğundan zaten birbirimizi tanıyorduk ama bu bir daha asla bitmeyecek daha özel bir dostluğun ilk temellerinin atıldığı gün olduğu için benim unutamayacağım bir gündü. Grubumuzun doktor üyeleri çoğunluktaydı tabi; Haluk Onat, Pınar Saip, Gökhan Demir, Tayfun Hancılar, Yavuz Dizdar ve Pervin Çelik. Doktor üyelerinden başka çok değerli iki kişiden daha bahsetmeden olmaz: Gitaristimiz Süleyman Akım ve menajerimiz Deniz Durmaz. Bu stüdyoda yapılan birkaç provadan ve her seferinde bizi nefes nefese bırakan merdivenleri tırmandıktan sonra basamak sayma özelliğinin sadece bana ait olmadığını mutlulukla gördüm. Bu sayede grubun ilk adı şekillendi: 87. Basamak.

Bu günden sonra hayatımda yeni bir pencere açıldı diyebilirim. Her zaman hayatımda çok özel bir yer bulmuş olan müzik yeni dostluklarla anlam buldu. Müzik dolu sohbetler, hiç bitmeyen büyük masalar etrafında yenen muhteşem yemekler (Tayfun abiye göre yemek için buluşmamız kadar müzik için buluşsak gerçekten iyi olabilirdik), genişleyen ailelerimiz ve tabi inanılmaz heyecanlı konserler. Sahnede olmak gerçekten çok büyülü ve bir o kadar da stresli bir durum. Beni bu konuyla ilgili söyleyebileceğim tek şey ilk günkü amatör ruhumu kaybetmediğim (!!!). İtiraf etmeliyim ki ilk konserimizde repertuarda olan 'Aman Adanalı' şarkısını hayatımda ilk bu grup ile duymuştum.

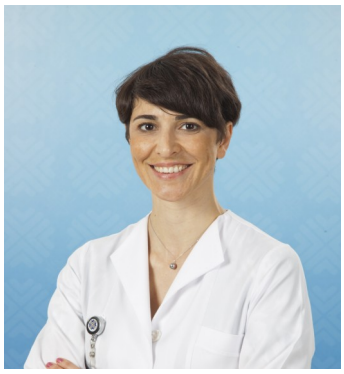
Geçen zamanla birlikte grup üyelerimizde değişiklikler yaşandı; yeni arkadaşlarımız geldi. Yeni gelen arkadaşlar kalabalık yemek masalarımızın daha da kalabalıklaşmasına neden oldu ve bize daha da mutluluk getirdiler. Tabi müzik yapabilmek için müzisyen olmak gerekliliğini hatırlamaya başladığımız için yeni gelen arkadaşların müzik ile daha yakından ilgilenen insanlar olmasında yarar olduğunu düşündük. Çok sevgili Sevil Bavbek hocamız ve billur sesli arkadaşım Nevin Kahraman ile birlikte profesyonel müzisyenler olan Hakan Şavklı, Alpay Şalt ve Doğan Kospançalı ile ailemiz daha da genişledi. Hatta gruptan bir aşk bile doğdu. Aşkın bu dünyadaki en güzel şey olduğunu düşünürsek müzik yapamamızı belki böyle hoş görebilirsiniz.

Ben kendi adıma camiamızın içinde böyle renkli bir oluşumun bir parçası olmaktan çok zevk alıyorum. Daha iyi şarkı söyleyebilmek için şan dersi bile almaya başladım. Tabi beklentileri yükseltmemekte fayda var, şan dersi de bir yere kadar beni şarkıcı yapar; bu nedenle sahnelerde mini etek giyebildiğim sürece kalacağımdan emin olabilirsiniz.

**TAYFUN HANCILAR:** Eski adıyla 87.basamak yada şimdiki adıyla Grup Merdivenaltı 2002 yılında Medikal Onkolog hocamız Haluk Onat 'ın önerisiyle kuruldu. Dr Gökhan Demir, Dr Pınar Saip, Dr Yavuz Dizdar ve Dr Pervin Çelik grubun ilk müzisyenleriydi. İlginç olan grup elemanlarının provalara gelmese bile grubun yemeklerine düzenli katılması oldu. Sonradan grubu bir arada tutan şeyin müzik değil bu toplu yemekler olduğu anlaşıldı. Öyle ki toplam bir konserde yer alıp bir şarkı da 3 nota basan onları da yanlış yerde çalan sevgili Yavuz Dizdar her yemekte mutlaka yer aldı . Grubun ilk icraatı Onno Tunç ile müzik yapmış mühendis Süleyman Akım'ı biz bir caz grubuyuz diye kandırıp ilk konserde ''Aman Adanalım'' ve ''Leblebi Koydum Tasa'' çaldırması ve radyasyon onkolojisi camiasının en güzel kızı Hale Çağlar 'ı da ''gel seni meşhur edeceğiz'' vaadiyle gruba alıp grubun müziğini görsellikle kapatması oldu.

Grup yaklaşık 15 yıldır eğlencesinden, enerjisinden hiçbir şey kaybetmedi. Öyle ki ilk konseri videoya alıp bize jest yapmak isteyen bir ilaç firması bu görevi profesyonel bir kayıt şirketine vermiş, montajı yapan kişi görüntülerin üzerine bizim çaldığımız müziği değil de ünlü bir pop parçasını koymuş bizim de sadece görseller kalmış. Buna rağmen grup yılmadı çalıştı ve hiç neşesini kaybetmedi. Yıllar sonra bir konserde ünlü bir onkolog dostumuz konser esnasında aşka gelip gömlek atlet ne varsa üstünden atıp konsere Woodstock havası verdi, bir başka konserde Sevil Baybek'in seslendirdiği bir rock'n roll parçasında yine ünlü bir onkolog aşka gelip direk dansı yaparak hepimize büyük bir şok yaşattı.

Sevgili Pınar Saip'in Antalya'daki bir konserden 15 dakika önce notalarını evde unuttuğunu farkedip eşinin nöbetçi bir eczane bulup notaları fakslaması, bir türlü istenen davulcunun bulunamaması üzerine gönüllü menajerimiz Deniz Durmaz'ın Milliyet gazetesine ''Doktor davulcu aranıyor'' diye ilan verip bu ilana da başvuran doktorlar olması, konserde ciddiyet timsali Dr Sevil Baybek'in Batsın Bu Dünyayı seslendirip izleyenleri dumura uğratması ve aynı konserde bu şarkının 4 kez bis yapması gibi yüzlerce anı bize şunu öğretti ''müzik ve dostluk çok güzel be kardeşim''

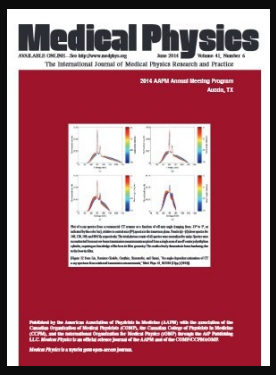


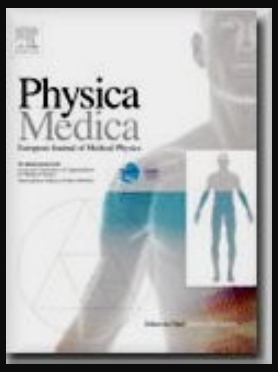
**Prof. Dr. Hale Başak ÇAĞLAR**
Radyasyon Onkolojisi İhtisasını Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesinde 2003 senesinde tamamladı ve aynı bölümde uzman olarak çalışmaya başladı. 2006-2007 yıllarında ABD-'nin Boston kentinde Harvard Üniversitesi'ne bağlı Brigham and Women's Hospital ve Dana Farber Cancer Institute'da fellow olarak çalıştı ve baş boyun kanserleri, mezotelyoma ve torasik tümörler alanında çalışmalar yaptı, yeni teknolojileri öğrendi. ABD dönüşünde Marmara Ünivesitei'ndeki görevine devam etti ve 2010 yılında doçent ünvanı aldı. 2010 senesinde Acıbadem Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi ABD'da görev yapmaya başladı ve 3 sene boyunca Acıbadem Maslak Hastanesi'nde çalıştı. 2013 senesinde buradaki görevinden ayrılarak Medipol Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nü kurdu. 2017 Mayıs ayından beri Özel Anadolu Sağlık Merkezi'nde Radyasyon Onkolojisi Bölüm Başkanı olarak görevine devam etmektedir.

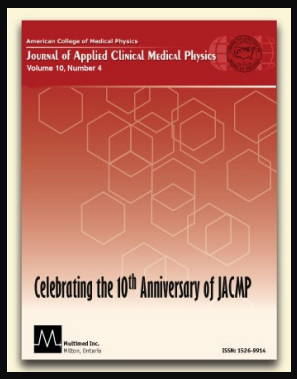
**Uzm. Dr. Tayfun HANCILAR**
1963 yılında Ordu'da dünyaya gelmiştir. Lise eğitimini Galatasaray Lisesi'nde, tıp ve uzmanlık eğitimini İstanbul Cerrahpaşa Tıp Fakültesi'nde tamamlamıştır. 1992-1994 yılları arasında iki yıl Paris Hospital Tenon'da görev yapmış ve Diplome Universitaire de Stereotaxic Radiotherapy'de üst uzmanlık eğitimini almıştır. Daha sonra sırasıyla İstanbul Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde, Özel Sante Bakırköy Radyoterapi Merkezi'nde, Özel İstanbul Liv Hospital'da, Özel Sante Altunizade Radyoterapi Merkezi'nde çalışmıştır. Şuan da Okan Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Departmanı'nda uzmanlık görevine devam etmekte olup yine aynı hastanede Başhekimlik görevini üstlenmektedir.

# IMPACT FACTOR DEĞERİNE SAHİP

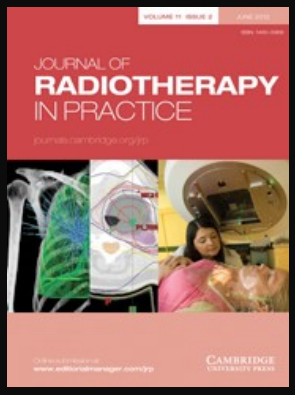
# ULUSLARARASI DERGİLER

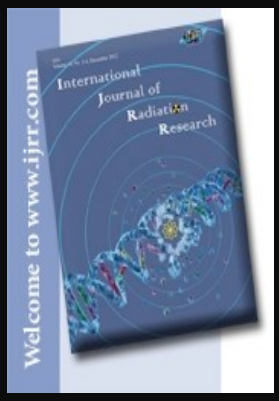




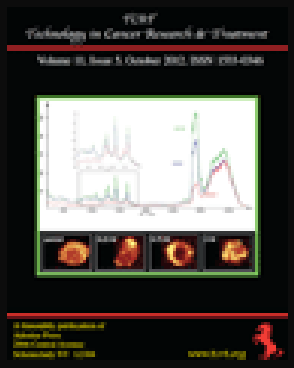



RADIATION
ONCOLOGY





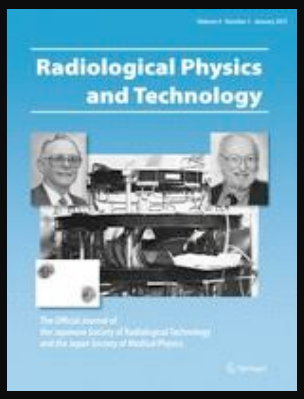
Journal of Medical Physics



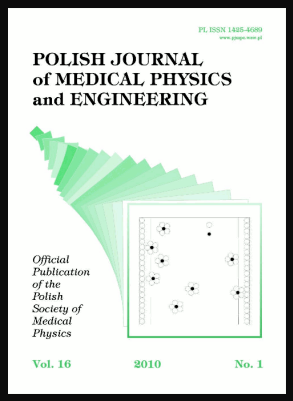
REPORTS OF PRACTICAL
ONCOLOGY AND
RADIOTHERAPY

Journal of
Medical Imaging and
Radiation Oncology

MEDICAL
IMAGE
ANALYSIS


Radiological Physics
and Technology

Radiation Physics and
Chemistry

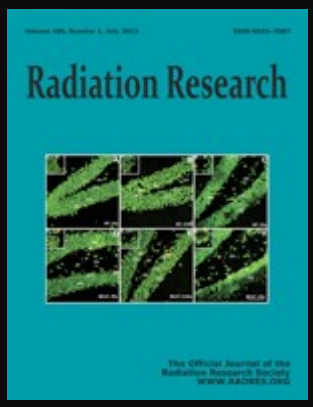

POLISH JOURNAL
of MEDICAL PHYSICS
and ENGINEERING
Official
Publication
of the
Polish
Society of
Medical
Physics
Vol. 16
2010
No. 1

pro
ASTRO

Journal of
Radiation
Research

JAPANESE
JOURNAL OF
RADIOLOGY
JRS
Springer

clinical
ONCOLOGY
RCR


Radiation Research

Korean Journal of Radiology
KJR

# 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...

**16. ULUSAL MEDİKAL FİZİK KONGRESİ HATIRASI**