

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERGİ

MART - NİSAN 2022

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 38



BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- RADYOLOJİDE YAPAY ÖĞRENME: GELECEK NEREDE?
- LİNAKLARDA NÖTRON OLUŞUMU
- SBRT'DE SPİNAL KORD DOZ TOLERANSLARI
- BİRLEŞİK KRALLIK'TA MEDİKAL FİZİK UZMANI NASIL OLUNUR?
- AAPM TG-198 REPORT
- TIBBİ DOZİMETRİSLER ÜLKEMİZDE KABUL GÖREN BİR MESLEK ÇALIŞANI OLABİLİR Mİ ?



BAŞ EDITÖR**Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

EDITÖR GRUBU**Boran M. Güngör**

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçük

halilkucuk@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Tuğba Hacıosmanoğlu

tubiki76@yahoo.com.tr

Abdullah Yeşil

asyesil@gmail.com

DERGİ TASARIM VE YAZI**Ebru Oruç Bakır****Esra Küçükorkoç****Mustafa Çağlar****BU SAYIDAKİ YAZARLAR****Alptuğ Özer Yüksel****Boran Güngör****Derya Yücel****Evren Üzümlü****Mehmet Burçin Ünlü****Mehmet Ertuğrul Ertürk****Mustafa Demir****Özlem Dağlı****Recep Kandemir****Sezen Emek****Turgay Toksoy**

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

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

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **ANKARA ŞEHİR HASTANESİ NÜKLEER TIP KLİNİĞİ**
- **GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ A.D. GAMMA KNIFE ÜNİTESİ**
- **RADYOLOJİDE YAPAY ÖĞRENME: GELECEK NEREDE?**
- **LİNAKLARDA NÖTRON OLUŞUMU**
- **SBRT'DE SPİNAL KORD DOZ TOLERANSLARI**
- **BİRLEŞİK KRALLIK'TA MEDİKAL FİZİK UZMANI NASIL OLUNUR?**
- **ROMANYA'DA MEDİKAL FİZİKÇİ OLMAK**
- **AAPM TG-198 REPORT**
- **CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS VE DOKTORA PROGRAMI VE MÜFREDATLARI**
- **TIBBİ DOZİMETRİSLER ÜLKEMİZDE KABUL GÖREN BİR MESLEK ÇALIŞANI OLABİLİR Mİ ?**
- **ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK ORGANİZASYONU (IOMP) ÖDÜLLERİ**
- **MEDİKAL FİZİK ALANINDA BİLİMSEL YAYIN YAPAN DERGİLER**

e-posta: medfizonline@gmail.com

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

e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MERHABA



Elinizdeki 38. Sayımızla birlikte 7. Yılımızın ikinci sayısını sizlere ulaştırmış oluyoruz. Yine dolu ve sayfa sayısı düşündüğümüzün üstünde olarak.

Geçtiğimiz Mart ayı, çok yoğun özel günlerle dolu geçti. Bazen tekrar da olsa bu özel ve değerli günleri, haftaları unutmamak, yeni açılımların üzerinde durmak gerekiyor. Hepsine yer verme şansımız yok. Ancak "Medikal Fizik Haftası"na geniş bir yer ayırmayı planladık.

Medikal Fizik Haftası (9-13 Mayıs 2022) :

Bilindiği üzere, her yıl "Uluslararası Medikal Fizik" haftası kutlanıyor. Bu yıl 9-13 Mayıs günlerinde "Medikal Fizik Haftası" tüm dünyada değişik etkinliklerle gerçekleştirilecek.

IOMP (International Organisation of Medical Physics) bu yıl "Medikal Fizik Haftası"nın önemini vurgularken aynı zamanda hedeflerini şöyle açıkladı;

1. Mesleği, klinik ve klinik dışı alanlarda diğer meslektaşlar arasında olduğu gibi halk arasında da yaygınlaştırmak,

2. Medikal Fiziğin, fizikçiler ve fizik öğrenimi yapan meslektaşlara ilerde nasıl bir kariyer sağlayacağını anlatmak
3. Medikal fizikçilerin hasta bakımında nasıl daha iyi işler üstlenebileceğini öğrenebilmelerini sağlamak.

Bu hedefler doğrultusunda IOMP, yerel medikal fizik örgütlerinin kendilerine uygun temalar seçmesini önerdi.

IOMP'a göre, yerel ülkelerde yapılacak çalışmalar global dünyada medikal fizik mesleğinin daha güçlü bir şekilde temsil edilmesini, sağlık alanında ve hasta güvenliği alanında medikal fizikçilerin daha fazla yer almasını sağlayacaktır.

IOPM'un tüm değerlendirmelerine katılmamak elde değil. IOMP'un "Medikal Fizik Haftası"ile ilgili 5 gün üst üste düzenlediği webinar'ların konularını da çok dikkate değer bulduk.

WEBINAR 1: Epidemiyolojik çalışma sonuçları; Düşük ve orta seviyeli radyasyona maruz kalmanın kanser dışı etkileri.

İyonlaştırıcı radyasyonun tıpta kullanımı, gelişmiş teşhis ve tedavi teknolojileri yoluyla toplum sağlığına açık faydalarıyla birlikte istikrarlı bir şekilde artmaktadır, ancak aynı zamanda hastaların ve sağlık çalışanlarının radyasyondan korunmasıyla ilgili sorunları da gündeme getirmektedir.

Bu web semineri, radyasyonun tıbbi uygulamasına özel bir vurgu yaparak, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalma ile ilgili kanser dışı hastalıklar çağında son epidemiyolojik sonuçlara ve devam eden araştırmalara genel bir bakış sağlayacaktır.

WEBINAR 2: Hasta dozunu hesap etmedeki zorluklar:

Tanısal tıbbi radyasyon kaynaklarının dünya çapında kişi başına düşen etkin doza önemli katkıları vardır. Radyoloji prosedürleri hastalara tartışılmaz faydalar sağlasa da, özellikle radyasyona yetişkinlerden daha duyarlı olan pediatrik hastalarda radyasyon dozlarından kaynaklanan potansiyel riskler konusunda hala endişeler vardır. Araştırmalardan elde edilen başlıca sonuçlar ve kalan zorluklar bu seminerde sunulacaktır.

WEBINAR 3: Geant4-DNA projesine genel bakış:

Bu web seminerinde, genel amaçlı Geant4 Monte Carlo simülasyon araç setinine genel bir bakış sunulmaktadır.

WEBINAR 4: Meme görüntülemesinde araştırmalar:

Meme görüntülemede kalite gereksinimleri gündeme gelmektedir.

WEBINAR 5: Protonlar için relatif biyolojik etkinlik, değişim zamanı:

Bu sunum, değişken proton RBE'si için klinik kanıtlara yer verecek değişken RBE için matematiksel modelleri inceleyecektir.

IOMP tarafından düzenlenen "Medikal Fizik Haftası" içeriğinin çağdaş medikal fizik uygulamalarına bakış açısını yansıttığı için önemli bulduk.

Güzel bir okuma olması dileğiyle, saygılarımızı sunuyoruz.

Haluk ORHUN

ANKARA ŞEHİR HASTANESİ NÜKLEER TIP KLİNİĞİ



Med. Fiz. Uzm. Alptuğ Özer Yüksel

Ankara Şehir Hastanesi; Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Yüksek İhtisas Hastanesi, Zekai Tahir Burak Kadın Doğum ve Çocuk Hastanesi, Sami Ulus Çocuk Hastanesi Çocuk Hematoloji-Onkoloji Bölümü ve Ankara Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Hastanelerinin taşınmasıyla birlikte 11 Şubat 2019 tarihinde hizmete açılmıştır.

Kamu ve Özel iş birliği ile tek parçada yapılan 3810 yatak kapasiteli ve 6 Bloktan oluşan Avrupa' nın en büyük sağlık kompleksidir. Görüntüleme Hizmeti 17500 m² alan üzerine kurulmuş Şubat 2019 itibariyle hasta kabulüne başlamıştır.

Ankara Şehir Hastanesinde; Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi Öğretim Üyeleri, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi Öğretim Üyeleri ve T.C. Sağlık Bakanlığı Doktorlarının içinde bulunduğu geniş bir hekim grubu ile hizmet sunulmaktadır. Ankara Şehir Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği; Onkoloji Hastanesi içerisinde Onkoloji Nükleer Tıp Kliniği ve Radyonüklid Tedavi Ünitesi ve ayrıca KVC Hastanesi

içerisinde KVC Nükleer Tıp Kliniği olarak hizmet vermektedir.



Resim 1: Ankara Şehir Hastanesi Görüntüleme Üniteleri Planı

Sunulan sağlık hizmetlerin yanı sıra üniversite hastanelerinin bir parçası olması sebebiyle; klinik içi eğitim faaliyetleri kapsamında, vaka toplantıları, seminerler ve literatür saatleri gibi bilimsel aktiviteler ve uzmanlık eğitimi olarak asistanlara yönelik eğitim ve öğretim faaliyetleri de devam etmektedir. Ayrıca klinik ve medikal fizik alanlarında araştırma faaliyetleri de sürdürülmektedir. Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına, Nükleer Tıp Anabilim Dalı olarak katkı sağlanmaktadır.



Resim 2: AŞH Nükleer Tıp Klinik İçi Eğitimler

Nükleer Tıp; radyoaktif maddeleri ilaç formunda kullanarak moleküler düzeyde tanı ve tedavi imkânı sağlayan klinik bir branştır. Tanısal nükleer tıp çalışmaları, gama ışınlarına sahip Tc-99m, I-123, Tl-201, F-18, Ga-68 vb. gibi radyonüklidlere bağlanmış farmasötiklerin insan vücuduna verilmesinin akabinde yapılan görüntülemeleri (Sintigrafi) kapsar. Farklı sistemlerin hastalıklarında uygulanan çok çeşitli tanısal yöntem bulunmaktadır. Tanısal görüntülemeler, Gama Kamera, SPECT/BT ve PET/BT adı verilen yüksek maliyetli ve komplike cihazlar kullanılarak yapılmaktadır.

Ayrıca son yıllarda yenileri de eklenen, hastaya özel ve hastalığa hedefli tedaviler ile özellikle kanser hastalarının takibinde önemli bir yeri vardır. Tedavi

amaçlı nükleer tıp çalışmaları ise I-131, Lu-177, Y-90 vb. gibi beta partikülü ve Ra-223 gibi alfa salınımı yapan radyonüklidlerin ya da bunlarla işaretlenmiş radyofarmasötiklerin insan vücuduna tatbik edilmesi ile yapılan radyonüklid tedavilerdir. Kliniğimiz 10 yataklı Radyonüklid Tedavi Ünitesinde, tiroid kanserinde radyoaktif iyot tedavisi, nöroendokrin tümörler ve prostat kanserlerinde Lutesyum-177 ile işaretli bileşiklerle tedaviler uygulanmaktadır. Dünyada da yeni yeni uygulanmaya başlanan Ra-223 gibi alfa salıcı izotoplar ile kanser tedavisinin uygulanmaya başlaması planlanmaktadır.

Y-90 mikroküre radyoembolizasyon tedavisi multidisipliner çalışma gerektirmekte olup; Nükleer

Tıp Kliniği' nin kılavuzluğu ile girişimsel radyoloji, medikal onkoloji ve gastroenteroloji kliniklerince değerlendirilen seçilmiş karaciğer tümörlerine uygulanmaktadır. Tedavi yöntem ve süreci; nükleer tıp uzmanı, girişimsel radyolog ve sağlık fizikçisi tarafından planlanır.



Resim 3: Y-90 Mikroküre Radyoembolizasyon Tedavi

Kliniğimizde gama prob ve radyonüklid occult lezyon lokalizasyonu (ROLL) uygulamaları da yapılmaktadır. Genel cerrahi, plastik cerrahi gibi cerrahi branşlarla işbirliği içerisinde yürütülen bu uygulamalar cerrahın intraoperatif konfor sahasını arttırmaktadır. Paratiroid adenom cerrahisi, meme kanseri ve malign melanom gibi tümörlerin sentinel lenf nodu işaretleme ihtiyacı olabilecek malignite cerrahilerinde kliniğimiz tarafından güvenle lokalizasyon belirleme, haritalama ve cerrahi sırasında gama prob yardımıyla lezyonları tespit etme uygulamaları yapılmaktadır.

Nükleer Tıp kliniğindeki tüm uygulamalar mümkün olan en az girişimle, güvenli ve ağrısız bir şekilde gerçekleştirilir. Tüm işlemler radyasyon maruziyeti nedeniyle hasta için bireysel risk/fayda analizi dikkate alınarak planlanır. Bu nedenle gebelikte, zorunlu hallerde takibi yapan hekimin onayı ile uygulanabilen az sayıda görüntüleme işlemi dışında radyonüklid görüntüleme yapılmaz.



Resim 4: Gama Prob Eşliğinde Sentinel Lenf Nodu Cerrahi

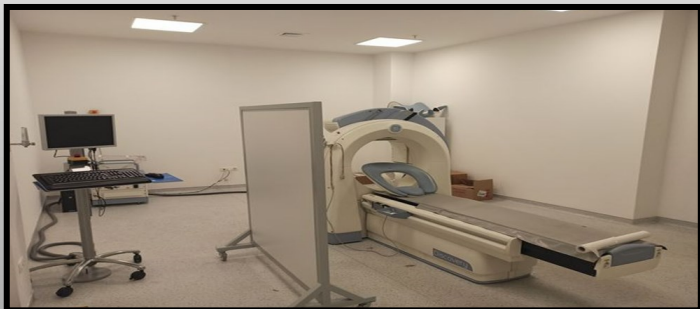
KVC Nükleer Tıp Kliniği;

ANKARA ŞEHİR HASTANESİ KVC NÜKLEER TIP KLİNİĞİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZI ENVANTERİ					
Bölüm	Cihaz Adı	Marka	Model	Seri No	Maks. kV ve mA
KVC Nükleer Tıp	SPECT	GE	Discovery NM 630	630X228 84	-
	Kardiyak SPECT	GE	Discovery NM 530c	UFCX193 10	-
	Kardiyak SPECT	GE	Discovery NM 530c	UFCX193 11	-
	SPECT/BT	GE	Optima NM/CT 640	ONMX26 485/640X 25478	140 kV, 60 mA
	Uptake	Capintech	Captus 4000e	-	-
	Kamera	DDD	Solo Mobile	-	-

SPECT cihazları, ağırlıklı olarak Tc-99m ile işaretlenmiş radyofarmasötiklerin sintigrafik görüntülemelerinde kullanılmaktadır. SPECT/BT cihazları, Radyonüklid tedavi öncesi ve sonrası Tc-99m ile işaretlenmiş radyofarmasötiklerin sintigrafik görüntülemelerinde kullanılmaktadır. 2019-2021 yılları arasında 994 hastaya Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi, 5877 hastaya Tiroid Sintigrafisi tetkikleri uygulanmıştır.



Kardiyak Spect cihazları, Solid State Dedektörle hareketsiz ve odaklanmış; kolimasyon sistemiyle ise dört kat daha hızlı ve düşük dozlu çekimler yapılabilen ve 5 dakikadan daha kısa sürede komple kardiyak çekimi yapılabilen sintigrafi sistemidir. 2019-2021 yılları arasında 14029 hastaya Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi tetkiki uygulanmıştır.



**Resim 5: KVC Nükleer Tıp Discovery NM 530c
Kardiyak SPECT Cihazı**

Onkoloji Nükleer Tıp Kliniği,

ANKARA ŞEHİR HASTANESİ ONKOLOJİ NÜKLEER TIP KLİNİĞİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZI ENVANTERİ					
Bölüm	Cihaz Adı	Marka	Model	Seri No	Maks. kV ve mA
Onkoloji Nükleer Tıp	PET/BT	GE	Discovery IQ4	PTC201800004 PT	140 kV, 300 mA
	PET/BT	GE	Discovery IQ4	PTC201800005 PT	140 kV, 300 mA
	SPECT	GE	Discovery	630X22881	-
	SPECT	GE	Discovery	630X22882	-
	SPECT /BT	GE	Optima NM/CT 640	ONMX26486/6 40X25479	140 kV, 60 mA
	SPECT /BT	GE	Discovery NM/CT 670	TIHG1800016	140 kV, 300 mA



SPECT cihazları, ağırlıklı olarak Tc-99m ile işaretlenmiş radyofarmasötiklerin sintigrafik görüntülemelerinde kullanılmaktadır. SPECT/BT cihazları, Radyonüklid tedavi öncesi ve sonrası Tc-99m ile işaretlenmiş radyofarmasötiklerin sintigrafik görüntülemelerinde kullanılmaktadır. 2019-2021 yılları arasında 2871

Dünyanın en büyük ve gelişmiş sağlık kuruluşlarından biri olmanın bilinciyle; en iyi sağlık hizmetini, zamanında, sürdürülebilir, etkili, verimli ve hakkaniyet ilkeleri çerçevesinde, hasta ve çalışan güvenliği ile hasta ve çalışan memnuniyetinden taviz vermeden sunmak, bilimsel araştırmalar, sağlık teknolojisi ve tıp eğitimine öncülük ederek sağlığın sürekli gelişimine imkan sağlamak ve yaşamın zenginleşmesine katkıda bulunmak misyonu ile alanında uzman ve deneyimli bir ekip olarak hizmet verilmektedir.



Resim 8: Ankara Şehir Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği

Ankara Şehir Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği

Personel Listesi;

İdari Sorumlu (Klinik Şefi);

Prof. Dr. Elif ÖZDEMİR

Eğitim Sorumlusu;

Prof. Dr. Şeyda TÜRKÖLMEZ

Eğitim Görevlileri;

Prof. Dr. Berna TEKİN

Prof. Dr. Mustafa SERDENGEÇTİ

Prof. Dr. Nilüfer YILDIRIM

Doç. Dr. Nedim Cüneyt Murat GÜLALDI

Uzman Doktorlar;

Uz. Dr. Ceren Deniz KAPULU AKÇA

Uz. Dr. Dilek KEÇECİ

Uz. Dr. Elif ŞAHİN KÜTÜK

Uz. Dr. Fatma Arzu GÖRTAN

Uz. Dr. Gülsen Alev ANOLAY

Uz. Dr. Hüseyin ŞAN (Başasistan)

Uz. Dr. Nahide Belgit TALAY

Uz. Dr. Nazım COŞKUN

Uz. Dr. Rıza ŞEFİZE

Uz. Dr. Seniha NALDÖKEN

Uz. Dr. Tatiana BAHÇECİ

Uz. Dr. Tuğba ŞENGİZER

Asistan Doktorlar;

Dr. Ahmet KILIÇASLAN

Dr. Aslıhan YILDIRIM

Dr. Ayşenur Sinem ERDOĞAN

Dr. Berkay ÇAĞDAŞ

Dr. Betül URAL

Dr. Elif Reyhan ASLAN

Dr. Mehmet Burak YAVUZ

Dr. Mehmet Oğuz KARTAL

Dr. Merve ATALAY

Dr. Refia YÜKSELTÜRK

Dr. Serkan ÜNLÜ

Dr. Şerife DEMİR

Sağlık Fiziği Birimi;

Med. Fiz. Uz. Aliye Sezen UYSAL

Med. Fiz. Uz. Alptuğ Özer YÜKSEL

Med. Fiz. Uz. Sezen AKDUMAN

Radyofarmasist ; 5

Tekniker/Teknisyen ; 13

Poliklinik Hemşireleri ve ATT	; 20
Servis Hemşireleri	; 7
Sekreter ve Raportör	; 8
Yardımcı Sağlık Personeli	; 2



**Med. Fiz. Uz. Alptuğ Özer
Yüksel**

1985 yılında Aydın' da doğdu. 2014 yılında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programını tamamladı. 2015 yılında Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği' ne atandı. Ankara Şehir Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği' nde Sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine devam etmektedir.

GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ A.D. GAMMA KNIFE ÜNİTESİ

Fiz. Dr. Özlem Dağlı

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Beyin ve Sinir Cerrahisi A.D. bünyesinde bulunan Gamma Knife Ünitesi 2004 yılında Gamma Knife 4C modeli Türkiye’de 2. Merkez olarak Ankara’da kurulmuştur. Cihaz 10 yıl kullanıldıktan sonra 2014 yılında Gamma Knife Perfexion ile upgrade edilmiştir. Ünitimizde 2004 yılından beri yaklaşık 10000 hasta tedavi edilmiştir. Gelecek dönemde ise Icon model için anlaşmalar devam etmektedir. Tedavinin amacı, hızlı büyüyen agresif tümörler ve beyin damar yumaklarının (AVM) tamamen ortadan kaldırılması, yavaş büyüyen tümörlerde ise büyüme hızının yavaşlatılmasıdır. Son zamanlarda gamma knife özellikle iyi huylu beyin tümörleri, AVM, acoustic neuromas, hipofiz adenomları, kraniyofaranjyomlar, beyin metastazları, diğer kafatası tabanlı beyin tümörleri, pineal bölge tümörleri ve fonksiyonel bozukluk olarak adlandırılan trigeminal nevraljilerde ve tremorlar tedavilerinde de kullanılmaktadır. Gamma knife teknolojisi 3,5 cm ve daha düşük boyutlu tümörlerin tedavi için uygundur. Daha büyük lezyonlarda, yüksek dozlarda doz dağılımı fazla olacağı için daha fazla komplikasyonlara sebep olur. Bu tür lezyonlarda seanslara bölünmüş tedavi önerilebilir.

GK sistemi yıllar içinde bir çok kere modifiye edilmiştir. (U,B,C, Perfexion ve Icon model). Gamma knife ünitesinde ⁶⁰Co kaynakları (U,B,C modellerinde 201, Perfexion ve Ico’da 192 tane) kolimatör sistemleriyle uyumlu hale getirilmiştir.

Gamma Knife Perfection da eski model Gamma Knife larda olmayan 5 yeni özellik

- Doğruluk, kesinlik, güvenilirlik açısından daha iyi dozimetrik performans
- Kesintisiz tedavi
- Daha hızlı ve konforlu tedavi
- Kaynak sayısı 192
- Hasta ve çalışanlar açısından daha iyi koruma
- Daha geniş alanda tedaviye izin vermesi (özellikle baş boyun, paranazalsinüslerde ve orbita lezyonlarında %10 artış.)

Kolimatör sistemindeki her bir bireysel gamma ışınları çok keskin bir doğrulukla hedefe odaklanır. Tek bir kaynaktan çıkan ışın çok düşük doza sahiptir ve çok düşük biyolojik etkilere sebep olur. Kaynaktan çıkan bütün ışınların hedefte birleşmesiyle orada maksimum doza ulaşılır. Bundan dolayı Gamma Knife tedavisi ile tümörlü bölgeye maksimum doz verilirken, çevre sağlıklı dokuya minimum zarar verilir.

Gamma Knife Tedavi Aşamaları

Çerçeve takılması: Gamma knife radyocerrahisinin en önemli özelliklerinden olan hedefin yüksek doğruluk oranı ile ışınlanmasını sağlayan aşaması, çerçeve takılmasıdır. Lokal anestezi ile, dört noktadan vidalarla kafaya sabitlenen çerçeve diğer hiç bir radyoterapi yönteminin sağlayamadığı gerçek stereotaktik radyocerrahi tedavi olanağını sağlar. Elekta firması tarafından 0.5 mm’e kadar hassasiyet garanti altına alınmakla beraber günlük uygulamada hedefe ulaşım

çok daha az olarak ortalama 0.15 mm hassasiyetle sağlanmaktadır. Hastalar tarafından çok zorluğu olmayan bu işlemin tek dezavantajı 8 yaşından küçük, kafatası kemikleri kalınlığı ve sertliği tam sağlanamamış çocuklardaki uygulanma sınırlamasıdır.

Radyolojik görüntüleme, çerçevesi takılan hastanın lezyonuna uygun olan DICOM formatındaki MR, BT veya anjiyografi çekimleri yapılır. Tedavinin hemen öncesinde ve lezyonun son boyut, şekil ve yerini gösteren bir inceleme ile tedavi planlanmasında önemli bir avantajdır. Özellikle metastazı olan hastalarda günler içinde gelişen yeni bir metastazın bu çekim sırasında yakalanıp tedavi edilmesi de mümkündür.

Stereotaktik hacim içine alınmış olan radyolojik görüntüler tedavi planlama programı içine alınır. Işınlanacak hedef ya da hedeflerin sınırları belirlenir, uygulanacak dozun miktarına karar verilir, hedefte doz planlaması yapılır. Doz planlaması beyin cerrahları, radyasyon onkolojileri ve medikal fizikçiler tarafından multi disiplinler olarak yapılır.

Planlama bitirilince hasta tedavi ünitesine alınır. Tedavi süresi; lezyon sayısına, kitle boyutuna ve cihaz aktivitesine bağlı olarak bir kaç dakikadan bir kaç saate kadar sürebilir.

Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Dokuda soğurulan dozu hesaplamak için değişik yöntemler vardır. Bu yöntemlerin hepsi hasta için, ışınlanacak dokulardaki soğurulan dozların hesaplanmasını sağlar. Bu hesaplamalar hem birincil foton demetinden gelen hem de doku içerisindeki ikincil etkileşimlerden gelen katkıyı barındırdığı için oldukça karmaşıktır. TPS sayesinde hasta için en uygun doz planı yapılır. Modern bilgisayarlı planlama

sistemleri sayesinde sanal ortamda gerçeğe en yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilir. Bizim kullandığımız Leksell Gamma Plan Perfexion (LGP PFX), Linux operatör sistem tabanlı bilgisayar programının yeni versiyonudur. Leksell Gamma Plan Perfexion CT, MRI, PET ve anjiyo dan alınan DICOM formatındaki görüntülerle uyumlu çalışır. Hastanın çerçevesi takılırken verilen pozisyon Leksell koordinat çerçevesi ile sağlanır. Bu sayede lezyon tam doğrulukla tedavi edilir. Çerçeve lokal anestezi eşliğinde takılır.



Resim 1: Leksell Gamma Plan

Leksell Gamma Knife B, C, 4 ve 4C

Her bir kobalt-60 kaynağından verilen dozun özdeş olduğu varsayılır. Bunun anlamı 80 mm'lik küresel bir su fantomunun merkezindeki toplam dozun, tüm kaynaklar için eşit miktarda katkıda bulunduğunun varsayılmasıdır. Böylece, hesaplamaları tek bir kaynak kanalından elde edilen ölçümlere dayandırmak ve doz için diğer tüm kaynakların toplamını almak mümkündür.

Leksell Gamma Knife Perfexion

Bir noktadaki doz, diğer tüm kaynaklardan gelen dozun lineer olarak üstüste binmesidir. Daha kompleks Leksell Gamma Knife Perfexion geometrisi nedeniyle, bir noktadaki tek bir kaynaktan gelen doz, kaynağın konumuna bağlı olacaktır. Aynı halkaya yerleştirilen kaynakların özdeş olduğu varsayılır, yani, 80 mm'lik küresel su fantomunun merkezindeki doz hızına katkıları eşittir. Farklı halkalara yerleştirilen kaynaklar, 80 mm'lik küresel su fantomunun merkezindeki doz hızına farklı katkılar sunduklarından, özdeş değildir. Bu nedenle, her bir kaynaktan gelen doz birikimini açıklamak için daha karmaşık bir model gereklidir.

Dozimetrik Ekipmanlar: Gamma Knife da dokuda soğurulan dozun kalibrasyonun yapılabilmesi için katı su fantomu, iyon odası ve elektrometre kullanılır.



Resim 2: Katı su fantomu



Resim 3: Extradin-A18Ref 92729 marka iyon odası ve Standart Image-Max4000 elektrometre

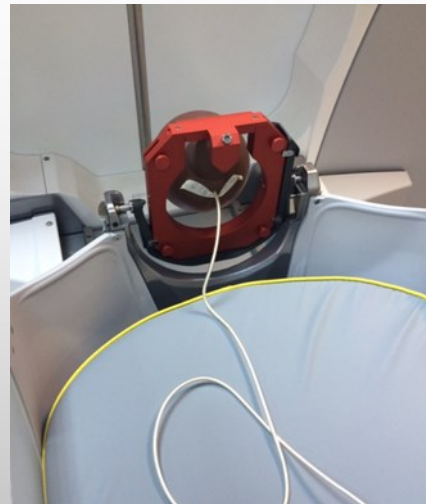
Extradin-A18 Ref 92729 İyon Odasının Genel

Özellikleri

Toplam hacim	0,125 cm ³
Kalibrasyon faktörü	25 R/nC
Merkezde toplam hacim	5,3 mm ³
Duvar kalınlığı	6,9 mm
Duvar malzemesi	Plastik C552
Buildup Cap	0,2 mm duvar kalınlığı, malzemesi C552

Hava Kerma Kalibrasyonu

Dozimetrelerin hava KERMA kalibrasyonlarında IAEA TRS-277 protokolü uygulanmaktadır. TRS-277 yüksek enerjili fotonlar ve hatta elektron demeti için soğurulan doz elde edilmesinde bir iyon odasının kullanımı ile ilgili yöntemleri tanımlamaktadır. Ölçümlerde Co-60 radyasyon demetinden belirli bir mesafedeki bir noktada Hava Kerma olarak Nk faktörü ile iyon odası kullanılarak doz ölçümünü esas almaktadır.



Resim 4: İyon odası bağlanmış katı su fantomu

Klinik kadromuz:

Radyocerrahi den Sorumlu Beyin Cerrahları:

Prof. Dr. Gökhan Kurt



Prof. Dr Şükrü Aykol Hocamızın anısına

Prof. Dr. Ö. Hakan Emmez

Prof. Dr. Alp Ö. Börcek

Radyasyon Onkolojisi Uzmanı:

Prof Dr. Hüseyin Bora

Medikal Fizik Uzmanları

Öğr. Gör. Dr. Özlem Dağlı

Öğr. Gör. Temur Demirci

Radyoterapi Teknikerleri:

H.İlker Karakuş

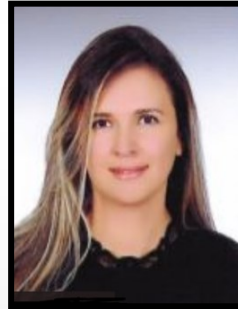
Emrah Pekacar

Klinik Hemşiresi:

Hacer Çetinkaya

Kliniğimizde Eğitim:

Kliniğimizde tıp fakültesi öğrencileri ve asistanlar için teorik ve pratik derslerin yanı sıra Gamma Knife Radyocerrahi kursları da düzenlenmektedir.



Fiz. Dr. Özlem Dağlı

1984 yılında Ankara'da doğdum. İlköğretim ve lise eğitimimi Ankara'da tamamladım. 2001-2005 yılları arasında Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde lisans eğitimimi tamamladım. 2005 yılında ODTÜ 'de Yüksek Lisans

programına kabul aldım. 1 yıl hazırlık okuduktan sonra 2006 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümünde ve Eğitim Bilimleri Enstitüsü Fizik Öğretmenliği Bölümünde Yüksek Lisans'a başladım. 2006-2008 yılları arasında Gazi Üniversitesi Fizik Bölümünde sözleşmeli asistan olarak çalıştım. Ocak 2009'da Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde işe başladım 3 ay çalıştıktan sonra Beyin ve Sinir Cerrahisi Gamma Knife Ünitesinde çalışmaya başladım. 2010 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü Nükleer Fizik A.D da Doktora eğitimine başladım. Doktora eğitimimde Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nden Radyobiyojoloji, Radyasyondan Korunma, Radyoterapi I ve II derslerini aldım. 2019 yılından beri de Öğretim Görevlisi olarak Gamma Knife Ünitesi'nde çalışmaktayım.

RADYOLOJİDE YAPAY ÖĞRENME: GELECEK NEREDE?

Prof. Dr. Mehmet Burçin Ünlü

Yapay zeka deyince aklımıza robotlar ve bilgisayarlar geliyor. Bilgisayar ve robot teknolojilerindeki ilerleme baş döndürücü seviyelerde. Üstüne üstlük klasik bilgisayarlara kıyasla çok hızlı işlem yapabilen kuantum bilgisayarların ilk örneklerini de görmeye başladık. Kanımca kuantum üstünlük çağına girdik. Kuantum üstünlüğü, klasik bilgisayarların pratikte çözemediği ya da çok yavaş çözdüğü problemleri kuantum bilgisayarlarıyla çözme becerisidir. Kuantum bilgisayarların avantajı bu problemleri çok daha hızlı çözmesidir. Elbette bunu sağlık sektöründeki yansımalarını da önümüzdeki yirmi yıl içinde görmeye başlayacağız.

Yapay zekanın alanlarından bazıları yapay öğrenme, robotik ve bilgisayarlı görü. Bu alanların hepsinin radyolojide uygulamaları var. Ama özellikle yapay öğrenme tekniklerinin radyolojide çok hızlı yayıldığını görüyoruz. Bu da elbette karşılaşılan zorlukları anlamayı ve alanın gidişatı konusunda ara sıra sakince oturup düşünmeyi gerektiriyor.

Yapay öğrenme, istatistik biliminin Büyük Veri'yi analiz edebilmesi ve bu analize dayalı öngörülerde bulunabilmesi için bilgisayarlardan yardım aldığı bir alan. Fizikçiler ve mühendisler problemleri çözebilmek için çeşitli matematiksel modeller geliştirip bu modellere dayalı öngörülerde bulunabiliyor. Matematik ve istatistik radyolojide de çok önemli. Aklımıza ilk gelen örnek görüntü oluşturma algoritmaları. Örneğin bilgisayarlı tomografide görüntü oluşturmada kullanılan hayati öneme sahip Radon dönüşümünü 1917'de matematikçi Johann

Radon tarafından yazılan bir makaleye dayanıyor. Yapay öğrenmede ise bilgisayar, veriye dayalı modeller kurup öngörülerde bulunuyor. Bu öğrenme kısmının başarılı olabilmesi için yapay öğrenme algoritmasına sunulacak eğitim verisi çok önemli. Verinin çok fazla ya da az olması algoritmanın performansını kötü etkileyebiliyor. Bir anlamda bilgisayarın kafası karışıyor ve haliyle yanlış öğreniyor. Bu da modeli yanlış kurmasına ve yanlış öngörülerde bulunmasına yol açıyor.

Yapay öğrenmenin çok becerikli olduğu konular; sıralama, sınıflandırma, tavsiye verme, kümeleme, anormallik saptama ve regresyon. Uzun sözün kısası bugüne kadar çok yavaş yaptığımız veya yapamadığımız bazı işleri yapay öğrenme sayesinde çok hızlı yapabiliyoruz. Kuantum bilgisayarların gelmesiyle daha da hızlı yapabileceğiz. Binlerce hastadan alınan görüntüleri ve veriyi çok hızlı analiz edip teşhis ve tedavide büyük ilerlemeler kat etmeye başlandı. Özellikle ilaç sektörü yapay öğrenmeden en çok faydalanan sektörlerden biri.

Bu noktada vurgulamak istediğim önemli bir konu da Kanıta Dayalı Tıp. Modern tıp çok miktarda veriyle başa çıkmamızı gerektiriyor. Örneğin bugün modern dünyada çok önemli bir yer tutan Kanıta Dayalı Tıp (KDT), hastayla ilgili kararlar verirken eldeki en iyi kanıtların hekimin deneyimi ve hastanın tercihleri ile birleştirilerek kullanılmasını sağlamaya yönelik bir yaklaşım. Günümüzde KDT'deki sorunlardan bazıları kanıt kalitesi ve yüksek maliyet. Ayrıca bir doktorun çok miktarda veriyi doğru analiz edebilmesi, bu analizin doktordan doktora değişiklik gösterebilmesi

ve dolayısıyla teşhis ve tedavinin farklılık göstermesi de diğer sorunlar. Son yıllarda Kanıta Dayalı Tıp yapay zekâ sayesinde yerini sağlama almaya başladı. Ayrıca yapay öğrenmenin sağlık sektörüne önemli katkılarından bir diğeri de hasta tercihlerinin anlaşılması ve doğru yorumlanması olacak.

Yapay öğrenmenin tıbbi görüntülemedeki en heyecan verici uygulamalarından biri piksel verilerinden görsel olmayan özelliklerin ortaya çıkarılması. Gözle veya geleneksel yöntemlerle saptanamayan radyomik özelliklerin bu şekilde çıkarılması radyolojide çığır açma potansiyeline sahip. Bu şekilde hastalığı daha kesin bir şekilde teşhis etmek veya tedavi yanıtını tahmin etmek mümkün olacaktır. Literatürde buna benzer çalışmalar görmeye başladık. Örneğin, nöro-görüntülemede araştırmacılar uzman insan gözlemci tarafından algılanamayan MRI piksel verilerinde "gizlenen" görünmez özellikleri ortaya çıkarabildi. Bu sayede beyin tümörlerinin genomik bileşimini uzman nöro-radyologlardan daha iyi bir doğrulukla tahmin etme yeteneğine sahip oldu. Tümör genetiği sayesinde hasta için özel olarak tasarlanmış "kişiyeye özel terapi" planlamak mümkün. Yapay öğrenme algoritmaları için zor konulardan bir tanesi de bu: ameliyatsız tümör genetiğini haritalama ve sınıflandırma yeteneği geliştirmek.

Ayrıca, literatürdeki yayınlar büyük ölçüde tanısal radyolojideki görevlere odaklanmış olsa da yapay öğrenmenin hastaya özel kontrast madde/radyasyon dozunun ayarlanmasına da katkısını görmeye başladık. Yakın geçmişte yapay öğrenme entegre edilmiş "akıllı" mikroskoplar sayesinde görüntü kalitesinden ödün vermeden çekim sürelerini azaltmak, çekim platformlarını mobil cihazlarla uyumlu hale getirmek mümkün oldu. Benzer

gelişmeleri bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, ultrason ve nükleer görüntülemede de görmeyi beklemek hayalcilik değil. Yapay zekalı "akıllı" medikal cihazlar sayesinde kontrast madde/radyasyon dozunu azaltabileceğiz.

Görüntüleme verilerinin, görüntü almanın asıl amacı dışında ikincil amaçlarla kullanılması da yaygınlaşıyor. Örneğin, kanserli bir hastayı görüntülediğimizde, tümörle ilgili bilgilere ek olarak, aynı zamanda, düşük kas kütlesi veya düşük kemik yoğunluğu gibi hasta hakkında sonuçlarını etkileyebilecek çok daha fazla bilgiye erişiriz Bu bilgiler genelde çöpe gider. Sağlık sektöründe halihazırda toplanmış olan verinin yaklaşık yüzde 80-90'ı çöpe gidiyor. Yani veri toplanmış ama öylece duruyor, kullanılmıyor, paylaşılmıyor ve bu haliyle bir işe yaramıyor. Bu veriye ulaşmak ve veriyi anlamamıza yardımcı olacak yöntemler geliştirmek de radyolojiye büyük katkıda bulunacak. Görüntülemeyi daha nicel hale getirme yeteneği henüz görmediğimiz bir şekilde büyük ölçekli epidemiyolojik çalışmalar için büyük bir fırsat sunuyor.



Prof. Dr. Mehmet Burçin Ünlü

Lisans ve yüksek lisans derecelerini sırasıyla ODTÜ (1996) ve Boğaziçi Fizik (1998) bölümlerinden aldı. Doktorasını 2004 yılında Stevens Teknoloji Enstitüsü'nde tamamladı. Daha sonra California Üniversitesi, Irvine, Tu & Yuen Fonksiyonel Onko-Görüntüleme (Radyolojik Bilimler, Tıp Fakültesi), beş yıl araştırmacı olarak çalıştı. Doktora sonrası çalışmaları sırasında medikal görüntüleme ve tıbbi fizik üzerine yoğunlaştı. 2009

yılından beri Boğaziçi Üniversitesi Fizik Bölümü'nde öğretim üyesi olarak görev yapmaktadır. 2018-2020 tarihleri arasında da aynı bölümde bölüm başkanlığı yaptı. 2017-2018 yılları arasında Fulbright desteğiyle bir yıl boyunca Stanford Üniversitesi Tıp Fakültesi Yapay Zeka Laboratuvarında çalıştı. Ayrıca Hokkaido Üniversitesi Tıp Fakültesine gitti ve 6 ay boyunca proton terapisi üzerinde çalıştı. Burçin Ünlü, 2012 yılında kurduğu Boğaziçi Üniversitesi Tıbbi Görüntüleme Laboratuvarı'nda sağlık alanında fizik uygulamaları üzerine çalışmaya devam ediyor. Uzmanlık alanları arasında medikal görüntüleme, görüntü oluşturma algoritmaları ve biyomedikal fizik bulunmaktadır.

LİNAKLARDA NÖTRON OLUŞUMU

Dr. Mehmet Ertuğrul Ertürk

1. Giriş

Nötronlar ve nötronlara bağlı radyasyon güvenliği kriterleri radyoterapide radyasyondan korunma konusundaki önemli başlıklardan biridir. Gerek oluşum şekli, gerek etkileri, gerekse korunma yöntemleri nötronları her zaman belirsiz belki de biraz mistik bir konuma getirir. Yüksek enerjili X-ışını hızlandırıcılarında nötron oluşumunun temel mekanizması fotonükleer tepkime-lerin bir alt türü olan fotonötronlardır. Bu yazıda fotonötronlar konusu ele alınarak bazı sorulara yanıt aranmaya çalışılmıştır. Yüksek enerjili x-ışınları ile yapılan ışınlamalar bittikten ne kadar sonrasına kadar nötron ölçebilir, verilen tedavi sonrası linak odasına giren bir kişi nötronlara maruz kalır mı gibi sorular yanıtı aranmaya çalışılan sorulardır.

Öncelikli olarak yazının temelini oluşturan nötrondan bahsetmek anlamlı olacaktır. Bu nedenle, nötronlar, nötron ve radioaktivite ilişkisi, nötronların madde ile etkileşimleri ve nötron kaynaklarından bahsedilmiştir. Yazının devamında ise, fotonükleer tepkimeker sonucu linak odalarında oluşan radyoaktif elementler incelenmiştir. Daha sonra, linak odalarındaki nötron oluşumu ve oluşan nötronların olası etkileşimleri incelenmiştir.

1.1 Nötronlar

Nötronlar çekirdek içinde bulunan yüksüz parçacıklardır. Çekirdek içinde bulunan bir diğer parçacık olan protondan daha biraz daha ağır olan nötronların kütlesi yaklaşık olarak $939,6 \text{ MeV}/c^2$ 'dir. Nötronlar deneysel olarak 1930'larda gözlenmeye

başlanmıştır. Bothe, Becker ve Curie, Joliot deneyleriyle varlığı gözlenen nötronlar 1932 'de Chadwick tarafından yapılan deneylerle yüksüz ve kütlesi protona yakın bir parçacık olarak tanımlanmıştır. Nötronlar serbest halde iken kararsızdır ve yarı ömürleri 10,6 dakikadır. β bozunumu yaparak protona dönüşürler. [1]

1.2 Radyoaktivite ve Nötron Proton Oranı

İlk kez 1896 yılında Bequerel tarafından keşfedilen radyoaktivite belli çekirdeklerin parçacık veya gama ışını yayma özelliğidir. Bu özellik sayesinde karasız halde bulunan çekirdek kararsızlığından kurtulmaya çalışır. Radyoaktif bir çekirdeğin bozunumu rastgele bir süreçtir. Ancak, ortamda yeteri miktarda radyoaktif çekirdek varsa bunların ortalama davranışları istatistiki yöntemlerle tahmin edilebilir.

Radyoaktif izotoplar farklı bozunum türleri göstermektedirler. Bu bozunum türlerinin en yaygınları β^- , β^+ , α , kendiliğinden fisyon, proton ve nötron yayınlamasıdır. Radyoaktif olmayan çekirdeklere kararlı çekirdekler denir. İzotopların kararlılığı ile proton-nötron oranı arasında doğrusal olmayan bir ilişki vardır. Şekil 1'de ki grafik kararlı ve farklı bozunum türlerine sahip radyoaktif izotopları nötron ve proton sayılarına göre göstermektedir [6, 8].

2. Nötronların Madde ile Etkileşimi:

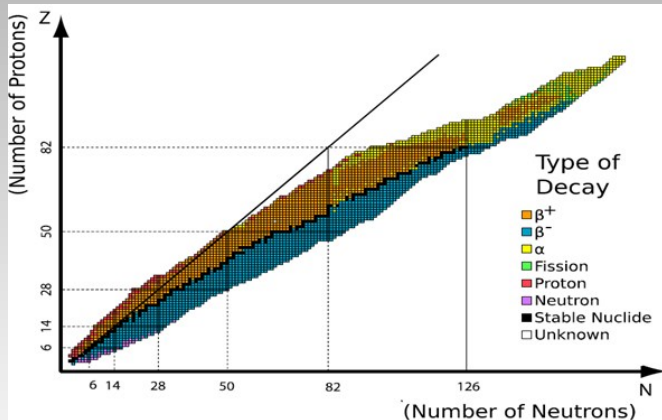
Nötronlar yüksüz parçacıklar oldukları için atomdaki elektronların ya da çekirdekteki protonların oluşturduğu elektrik veya manyetik alandan etkilenmezler. Çekirdeği çevreleyen elektronlara göre kütlece çok büyük olduklarından(yaklaşık 1850 kat) etkileşimlerini sadece çekirdekle çarpışma yoluyla

gerçekleştirirler. [4, 5].

Eşitlik 1'de verildiği gibi toplam nötronun tesir kesiti soğrulma ve saçılma tesir kesitlerinin toplamına eşittir.

Eşitlik:1

$$\Sigma_t = \Sigma_a + \Sigma_s$$



Şekil 1: Bozunum türlerine göre kararlı ve radyoaktif izotoplar (Resim [6] nolu kaynaktan alınarak oluşturulmuştur.)

2.1 Elastik Saçılma: Elastik saçılma iki şekilde gerçekleşir. Bunlardan ilki olan *resonans elastik saçılmada*, nötron taban düzeyinde bulunan bir çekirdeğe çarpar. Çarpma neticesinde nötron yutulur ve yeniden ortaya çıkar. Çekirdek taban düzeyde kalmaya devam eder. Çekirdekten çıkan nötronla çekirdeğe giren nötronun aynı nötron olmasına gerek yoktur. Reaksiyona bakıldığında çekirdekten seken bir nötron gözlenir ve bu etkileşim (n, n) olarak ifade edilir. Elastik saçılmada nötron tarafından çekirdeğe nükleer uyarılmaya neden olacak bir enerji aktarımı olmaz. Aktarılan enerji sistemin momentumunu ve enerjisi koruyacak düzeydedir. İkinci elastik saçılma türü ise *potansiyel elastik saçılma* dır. 1 MeV'den düşük enerjiye sahip nötronlar çekirdeğe çok yaklaştıklarında nükleer kuvvetler tarafından itilir böylece nötron saçılmış olur. Bu tip saçılmalar bilardo toplarının çarpışmasına benzetilir. [5]

2.2 Elastik Olmayan Saçılma: Saçılma sonrası

çekirdek uyarılmış sevide kalması hariç elastik çarpışmayla özdeştir. Uyarılmış çekirdek gamma yayınlarak taban düzeyine döner. (n,n') sembolü ile gösterilirler.

2.2.1 Işınımlı Yakalama: Nötron çekirdek tarafından yutulur. Bu reaksiyon sonucunda yeni bir izotop oluşur oluşan izotop taban seviyesine dönmek için gama ışını yayınlamalıdır. Enerji yayan bu etkileşim (n, γ) şeklinde ifade edilir. Işınımlı yakalama bir *soğurma tepkimesidir*.

2.2.2 Yüklü Parçacık Tepkimeleri: Çekirdek tarafından soğrulan nötron (n, α) veya (n, p) reaksiyonları ile yüklü parçacık yayınlamalıdır. Bu tepkimeler endotermik veya ekzotermik olabilir.

2.2.3 Nötron Üreten Tepkimeler: (n,2n) ve (n,3n) türü tepkimelerdir ve yüksek enerjili nötronlarla gerçekleşir. Endotermik bir tepkime türüdür.

2.2.4 Fisyon: Bazı izotoplar nötronlar çarptığında parçalanır ve bu parçalanma olayına fisyon denir.

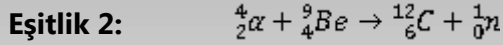
3. Nötron Kaynakları ve β-Gecikmiş Nötronlar:

Dört adet nötron kaynağı mevcuttur [1,2]. Bunlar Spontan fizyon, Radyoizotop kaynaklar (α,n), fotonötronlar, ivmelendirilmiş yüklü parçacıkların reaksiyonu sonucu oluşan nötronlardır. Ayrıca bu bölümde kitaplarda nötron kaynağı olarak ele alınmamalarına rağmen konu ile ilgisi olan β-gecikmiş nötronlara yer verilmiştir.

3.1 Spontan Fisyon: Transuranik elementlerin çoğu (atom numarası uranyumdan büyük elementler) spontan fizyon yapma olasılığına sahiptirler. Reaksiyon sonucunda anında (prompt) birkaç tane hızlı nötron çıkar.

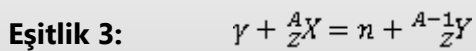
3.2 Radyoizotop Kaynaklar (α,n) : Nötronun keşfine

neden olan reaksiyon türüdür. Literatürde Berilyum kaynakları olarak da anılır. Eşitlik 2'de de örneği verildiği üzere alfa parçacığı ile bir ^9Be çekirdeği çarptırıldığında ürün olarak ^{12}C ve bir nötron oluşmaktadır.



Eşik değeri üzerindeki enerjiye sahip α parçacığı ile ışınlanan berilyum reaksiyonu sonucu nötron çıkabilir. Alfa parçacığı ile ışınlandığında nötron üretilmesini sağlayan izotoplar ^9B , ^{10}B , ^{11}B , ^{19}F , ^{13}C ve ^7Li olarak sıralanabilir [2].

3.3 Fotonötronlar (Y,n): Fotonötron tepkimeleri fotonükleer tepkimelerin alt türüdür. Fotonötronlar eşitlik 3'te verildiği gibi radyoizotop kaynaklarına benzer bir yöntemle nötron elde etmek için kullanılabilir. ^9B izotopu nispeten zayıf bağlı bir nötrona sahiptir ($\approx 1,7$ MeV bağlanma enerjisi) ve bağlanma enerjisinden fazla enerjiye sahip fotonlar ile nötron koparılabilir. Be dışındaki izotoplarda fotonötron oluşumu için yüksek enerjili fotonlara ihtiyaç vardır. Radyoterapide nötron oluşumunun 8-10 MeV'de başladığının kabul edilmesinin genel nedeni nötronların oluştuğu hedef, düzleştirici filtre ve kolimatörlerin içerdiği elementlerdir.



3.4 Nükleer reaksiyonlar: Ürünleri arasında nötron olan birçok nükleer reaksiyon vardır. Bu reaksiyonlar parçacık hızlandırıcılarda gerçekleştirilir. Bu yöntem ile istenilen her enerjide ve neredeyse tek-enerjili nötronlar üretilebilir.

3.5 β -Gecikmiş Nötronlar: β -gecikmiş nötronlar literatürde nötron kaynağı olarak sınıflandırılmazlar. Bu yazıda yer almalarının nedeni kararlı çekirdeklerin

nötron soğurması neticesinden oluşan yeni izotopların β -gecikmiş nötron yayıp yayamayacağı incelenenecektir. Nötronca zengin çekirdeklerin, beta bozunumu sonrası peş peşe nötron yayınlaması mümkündür. Bu bozunum şekli β -gecikmiş nötron yayımı olarak bilinir. Fotonötron reaksiyonu sonrası oluşabilecek izotopların β -gecikmiş nötron yayımı yapıp yapamayacağı ve bu yayımın ölçülüp ölçülemeyeceği ele alınacaktır.

4. Linak Odalarında Fotonükleer tepkime sonrası oluşan İzotoplar

Linak odalarında hem foton ile etkileşim sonucu nötron çıkması ile hem de çıkan nötronun yutulması ile bazı radyoaktif izotoplar oluşur. Bu izotoplara yönelik yapılan çalışmalar Varian firması tarafından derlenmiş ve kullanıcılarına bilgilendirme notu olarak sunulmuştur [7]. Literatürde yer alan çalışmalara dayanan teknik bültene göre linak odalarında Tablo 1'de verilen elementler tespit edilmiştir.

4.1. Fotonükleer tepkimeye giren İzotoplar: Birincil ışın demetinin yolu üzerindeki izotoplarda, etkileşilen yüksek enerjili fotonun çekirdeklerinden nötron koparması sonucu nötron eksikliği oluşur. Kaybedilen bu nötron sonucu oluşan yeni izotop radyoaktif olabilir. Oluşan yeni izotopun radyoaktif olması durumunda, kararlı hale gelebilmesi için nötron eksikliğinden dolayı pozitron yayınlama veya elektron yakalama bozunumu yapması gerekmektedir.

4.1.1 Pozitron Yayınlama: Nötronca eksik izotoplar kararlı hale gelmek için pozitron (e^+) yayınlamalar ve bir nötronu protona dönüştürür. Yayınlanan pozitron ise bir elektronla yok olma reaksiyonuna girerek birbirine zıt yönde 511 keV'luk iki foton oluşturur. Pozitron

yayınlayan çekirdekte proton sayısı bir azalır ve nötron sayısı bir artar.

4.1.2 Elektron Yakalama (EC): Nötronca eksik izotoplar kararlı hale gelmek için bazı durumlarda yörüngedeki elektronlardan birini yakalar ve bu elektron proton ile birleşir ve nötrona dönüşür. Süreç sonunda çekirdekte proton sayısı bir azalır ve nötron sayısı bir artar.

4.1.1 β Bozulması: Nötronu soğuran izotop nötronca zengin hale gelir ve izotop kararlı hale gelmek için çekirdekten e^- yayınlar.

Bu reaksiyonlar sonucu oluşan her yeni çekirdek taban enerji seviyesine inmek için gama yayınlar.

Tablo 1.Yüksek enerji linaklarda gözlenen izotoplar

İzotop	Bozunum türü	Yarı ömür		Foton Enerjisi(keV)
Na-24	e^-	15	Saat	1369
Al-28	e^-	2.24	Dak	1779
Cr-51	EC	27.7	Gün	320
Mn-54	e^+	312.3	Gün	835
Mn-56	e^-	2.58	Saat	847,1811
Co-57	e^+	271.8	Gün	122
Co-58	e^+	70.9	Gün	811
Co-60	e^-	5.27	Yıl	1173,1333
Ni-57	e^+	35.6	Saat	1378
Cu-62	e^+	9.7	Dak	511
Cu-64	e^-, e^+	12.7	Gün	1346
Zn-65	e^+	244.3	Gün	1116
Br-82	e^-	35.3	Saat	619,777
Sb-122	e^-, e^+	2.72	Gün	1141
Sb-124	e^-	60.2	Gün	603
W-181	EC	121.2	Gün	57
W-187	e^-	23.8	Saat	480, 686
Au-196	e^-, e^+	6.18	Gün	356

4.2 Fotonükleer tepkime sonrası oluşan nötron ile tepkimeye giren izotoplar: Fotonükleer tepkime sonrası hızlı nötron oluşur. Bu nötron yukarıda bahsettiğimiz nötron madde etkileşimleri sonucunda enerjisini kaybeder ve sonunda bir çekirdek tarafından soğrulur. Nötronu soğuran çekirdekte nötron sayısı bir artar ve çekirdek nötronca zengin hale gelir. Bu reaksiyon ışın demeti yolu üzerinde olabileceği gibi nötronun saçılacağı herhangi bir yön üzerinde de gerçekleşebilir.

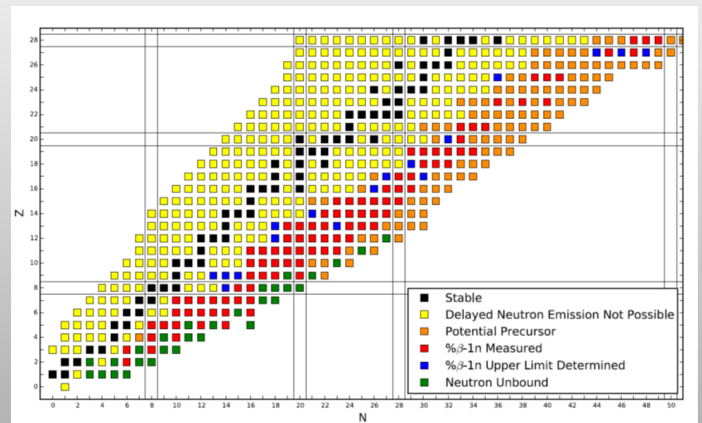
5. Yüksek Enerjili Doğrusal Hızlandırıcılarda Nötron Oluşumu

5.1 Fotonötronların Oluşumu ve Tespiti: Yüksek enerjilerle ışınlama sonrasında linak kafası çevresinde nötronun ölçülebilmesi için ölçüm esnasında linak kafası çevresinde nötronun var olması gerekir. Yazıda özel bir soru ile ilgilendiğimiz için fotonötronlar hakkında biraz daha detaya inilmelidir. Fotonötronlar Giant dipole rezonans bölgesinde oluşan (3 MeV-25 MeV) [3] ve anında gerçekleşen reaksiyonlardır. Reaksiyonun gerçekleşmesi için fotonun enerjisinin eşik enerjisinin üstünde olması gerekir ve fotonun enerjisi ile eşik enerjisi arasındaki farkın büyük kısmı nötronun kinetik enerjisini oluşturur. Çekirdekten nötronlar MeV mertebelerinde çıkarlar ve 1 MeV'lik bir nötronun hızı saniyede 14000 km'dir. Elastik çarpışmalar sonrası enerjisi 0.025 eV düşen bir nötronun hızı ise saniyede yaklaşık 2.2 km'dir. Bu durumda nötronun her ne kadar yarı ömrü yaklaşık 10 dakika olsa da odada kalması beklenmemelidir. Tepkime sonrası oluşan nötronun soğrulmasına kadar geçen ortalama süre o nötronun ömrüdür. Linak odasında üretilen son nötron üretilen son foton ile eş zamanlı olarak ortaya çıkacak ve içeri biri girene kadar

çoktan oradan ayrılmış ve soğurulmuş olacaktır. Bu nedenle fotonötronlar ancak ışınlama esnasında ölçülebilirler.

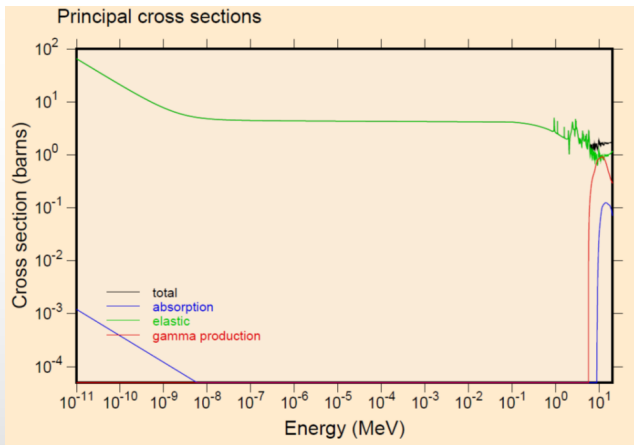
5.2 Radyoaktif Elementlerden Nötron Yayılımı (β -Gecikmiş Nötronlar): β -gecikmiş nötronlar nükleer reaktörde önemli bir kavramdır. Günümüzde nükleer reaktörlerin çoğu bu gecikmiş nötronlar sayesinde var olabilmektedir. Şekil 2'deki grafik incelendiğinde kararlı, çekirdekler ve nötron yayma olasılığı olan ve olmayan izotoplar görülmektedir. Şekil 2'de siyah ile gösterilen izotoplar kararlı izotoplardır. Sarı renkte gösterilen izotoplar gecikmiş nötron yayması imkansız olan izotoplardır. Bakıldığı zaman fotonötron tepkimesi sonucu aşağıdaki grafikte solundaki izotopa dönüşen çekirdekte gecikmiş nötron yayma olasılığının azalacağı savunulabilir. Çünkü gecikmiş nötron yaymayan gruptaki çekirdekler yine gecikmiş nötron yaymayan grup içinde kalacaklar ve ortamda bir şekilde gecikmiş gecikmiş nötron yayma potansiyeli olan bir izotop varsa oda fotonötron tepkimesi sonucu gecikmiş nötron yaymayan gruba doğru ilerleyecektir. Oluşan nötronu yutan bir çekirdek yuttuğu nötronu tekrar yayımlayabilir. Tablo 1'deki elementler incelendiğinde gecikmiş nötron yayan aralıkta olmadıkları görülmektedir. Ancak senaryo zorlanmak istenirse Şekil 2'deki grafik üzerinde çalışma yapılabilir. Kararlı haldeki izotoplardan nötron yuttuğunda radyoaktif hale gelen izotoplardan sadece ^5He bozulurken nötron yayınlar. Ancak, ^5He 'in de yarı ömrü 10^{-21} sn mertebesinde. Sonuç olarak He'un bu izotopundan çıkan nötronu ışınlama bittikten sonra linak kafasının yanında ölçmek mümkün değildir. Dolayısı ile kararlı bir elementin gecikmiş nötron yayınlaması için en az iki kez nötron yutması gerekmektedir. İki nötron

yuttuğunda gecikmiş nötron çıkaran $Z < 28$ 3 kararlı izotop vardır.[9-10] Bunlardan ^7Li bir nötron yutarak yarı ömrü 0.83 sn olan ^8Li 'e o da bir nötron yutarak yarı ömrü 0.18 sn olan ^9Li 'a dönüşebilir. Buradaki sorun yine Lityum elementinin ortamda sınırlı miktarda olması ve ^8Li 'e dönüşen bir ^7Li 'nin bozunana kadar tekrar nötron yutması gerektiği ve ^8Li dönüşen çekirdeğin bozunmadan yaklaşık 200 yarı ömür beklemesi gerektiğidir. İki nötron soğurduğunda β gecikmiş nötron çıkarma potansiyeli olan bir diğer izotop Boron 11'dir. Nötron soğuran ^{11}B , ^{12}B 'ye dönüşür. ^{12}B 'nin yarıömrü 20.2 ms'dir. ^{12}B bozunmadan bir nötron daha yutarsa ^{13}B 'e dönüşür ve ^{13}B 'ün de yarı ömrü yaklaşık 17 ms'dir. Işınlama bittikten 40 sn sonra linak kafasının yanındaki bir dedektör 2400 yarı ömür sonunda bozunan bir nötronu tespit edecektir. İki nötron yuttuğunda β gecikmiş nötron çıkarma olasılığı olan son izotop ^{15}N 'tir. ^{16}N 'nin yarı ömrü 7.1 sn ve ^{17}N 'nin yarı ömrü 4.2 sn'dir. Tedavi bitiminden 40 sn sonra hasta yanında olan bir dedektör 10 yarı ömür sonundaki aktiviteyi ölçebilir. Buda aktivitenin yaklaşık 1000'de birine düştüğü anlamına gelir. Bir insandaki atomların yaklaşık % 0.045'i ^{15}N 'dir.



Şekil 2: Proton sayısı yirmisekize kadar olan elementlerin β bozulması sonucu 1 nötron yayabilir olmaları

Şekil 3'de gösterildiği üzere ^{15}N 'in nötron soğurma tesir kesiti termal bölgenin soğuk kısmına yakın bölgesinde 5×10^{-3} eV mertebesinde 5×10^{-5} barn seviyesindedir ve 10^{-3} eV mertebesinde 10^{-4} barn'dır [11]. İnsan vücudunda bulunan diğer izotopların nötron soğurma tesir kesitleri göz önüne bulundurulduğunda kabaca vücutta soğrulan her 10^{10} nötrondan birinden daha azının ^{15}N tarafından soğrulduğu hesaplanabilir. Ancak, ^{16}N izotopunun nötron soğurma tesir kesiti veri tabanlarında bulunamamıştır. Öte taraftan Gy başına izomerkezde ölçülen akısı 10^7 nötron/cm² mertebesinde. Sonuç olarak, daha oluştuğu varsayılan ^{16}N 'nin nötron soğurma olasılığının vücuttaki tüm izotopların nötron soğurma olasılığına olan oranı hesaba katılmadan bile böyle bir nötronun varlığının ölçümü imkansız yakındır.



Şekil 3: N-15 tesir kesitleri grafiği

6. Sonuç

Yazı, Radyoterapide radyasyon güvenliği penceresinden bakıldığında bile nötronlarla ilgili aslında bahsedilmesi gereken konuların küçük bir kısmını kapsamaktadır. Yazıda, nötronların linak odasında ne kadar süre kalabileceği konusu incelenmiştir. Konu ilgili gerek zırlama raporları

olsun gerekse literatürde taranan çalışmalar olsun hiç birinde ışınlama sonrası nötron oluşumundan bahsedilmez. Yukarıda teorik olarak yapılan çıkarımlarla da nötronların sadece yüksek x-ışını (>8-10 MeV) ile yapılan ışınlamalarda fotonükleer etkileşimler sonucu oluşabileceği anlaşılmaktadır. Sonuç olarak, nötronlar sadece ışınlama esnasında oluşmakta ve ortamda yutulmakta ya da odayı terk etmektedir.

Kaynaklar

1. Kenneth S. Krane (Çeviri Editörü Başar Şarer) "Nükleer Fizik 2. Cilt" Bölüm 12 Nötron Fiziği, Palme Yayıncılık 2002
2. Glen F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement" pg19-27, John Wiley & Sons, 1979
3. Leanna R. Eller, An Investigation on Photoneutron Production from Medical Linear Accelerators, Oregon State University, Master of Science, 2010
4. John R. Lamarsh (Çeviri Editörü Okan Zabunoğlu) "Nükleer Mühendisliğe Giriş", Bölüm 3 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi, Palme Yayıncılık, 2015
5. DOE Fundamentals Handbook, Nuclear Physics and Reactor Theory Volume 1 of 2 sayfa 43-47
6. https://en.wikipedia.org/wiki/Stable_nuclide
7. "Radionuclides Created in High Energy Linear Accelerators by Nuclear Activation Processes", Varian, P1001622, Cp10942
8. Kondev F.G., Wang M., Naimi S., Audi G., "The NUBASE2020 evaluation of nuclear physics

properties" Chinese Physics C Vol. 45, No. 3 (2021) 030001

9. Brich M., Singh B., Dillmann I., Abriola D., Johnson, T.D., McCuthan E.A., and Sonzogni A.A. "Evaluation of Beta-Delayed Neutron Emission probabilities and Half-lives for Z=2-28" Nuclear Data Sheet, 128 (2015), 131-184
10. Liang J. et al. "Compilation and Evaluation of Beta-Delayed Neutron Emission Probabilities and Half-Lives for Z > 28 Precursors" Nuclear Data Sheet, 168 (2020) 1-116
11. www.t2.lanl.gov



Dr. Mehmet Ertuğrul Ertürk

1980 Artvin doğumludur. 1998 yılında Ankara Gazi Anadolu Lisesinden, 2004 yılında Hacettepe Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Hacettepe Üniversitesi Kansere

Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Bilim Uzmanlığı Yüksek Lisans Programından 2008 yılında Hacettepe Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümünde doktora programını 2019 yılında tamamlamıştır. Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkoloji Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmıştır. 2011'den günümüze MNT Sağlık Hizmetleri AŞ.'de Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

SBRT'DE SPİNAL KORD DOZ TOLERANSLARI

HyTEC Organ-Specific Paper: Spinal Cord

Spinal Cord Dose Tolerance to Stereotactic Body Radiation Therapy



Arjun Sahgal, MD,* Joe H. Chang, MBChB, PhD,* Lijun Ma, PhD,[†]
Lawrence B. Marks, MD,[‡] Michael T. Milano, MD, PhD,[§]
Paul Medin, PhD,^{||} Andrzej Niemierko, PhD,[¶] Scott G. Soltys, MD,[#]
Wolfgang A. Tomé, PhD,** C. Shun Wong, MD,* Ellen Yorke, PhD,^{††}
Jimm Grimm, PhD,^{‡‡} and Andrew Jackson, PhD^{††}

Med. Fiz. Uzm. Sezen Emek

Klinik Önem:

Spinal oligometastazları, radyo-dirençli histolojiler ve ikincil spinal kord ışınlamaları gibi spinal kord tedavilerinde SBRT (Stereotaktik vücut radyoterapisi) klinik standart haline gelmiştir. SBRT'nin en önemli avantajı; komşu kritik organlarda maksimum koruma sağlanırken hedef hacme istenen yüksek dozun verilebilmesidir. Spinal SBRT, spinal kordun hipofraksiyone ve heterojen dozlara olan cevabı belirsizliklere sahipti ve kimi klinikler ise belirli hacim kısıtlamaları ile daha yüksek dozların uygulanabileceği görüşündeydi. Bununla birlikte spinal kordun nasıl belirleneceği ve hangi yapıya spinal kord doz limitlerinin uygulanacağı çeşitli görüşlere açıktı.

Bu çalışma, dünya çapında elde edilen tecrübeler ve AAPM TG-101 verileri ışığında hipofraksiyone spinal SBRT tedavilerinin spinal kord toleransı, tekrar ışınlama ve Dmaks.'a bağlı spinal kord myelopatisinin doz-hacim ilişkisinin bir derlemesidir. Çalışmanın sonlanım noktası klinik olarak ışınlanan spinal kord segmentindeki nörolojik semptomlar ve hasarlı spinal kord kısmındaki etkileri olup konvansiyonel

radyoterapide yaklaşık 18 ay, tekrar ışınlamada 11 ay iken SBRT'de yüksek doz,düşük fraksiyon ile bu rakamlar 6 -12 ay arası değişmekte ve daha büyük biyolojik etkiler göstermektedir. Işınlanan kord bölgesindeki hasarın klinik bulguları ve semptomları, karakteristik T1 ağırlıklı düşük sinyal, T2 ağırlıklı yüksek sinyal ve fokal kontrast artışı ile manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile desteklenmektedir. Myelopati ana özellikleri beyaz madde ile tanımlanan spinal kordun nekrozu ve demiyelinizasyonudur. Glial reaksiyonlar ve damarsal hasarlar diğer değişimler olarak tanımlanır

Tek bir görüntüleme yöntemi kullanılarak spinal kordun segmentlere ayrılması zor olabilir. En yaygın yaklaşım MR görüntüleme ile bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerini füzyon yaparak spinal kord tanımlamaktır. Diğer bir yaklaşım ise planlama CT'si çekilmeden önce kontrast madde verilerek myelogram görselleştirmektir. İki görüntüleme yönteminin avantajları ve dezavantajları bulunur. Spinal kord pozisyonuna bağlı olarak setup belirsizlikleri olacağı için spinal kord etrafına uniform güvenlik marjı verilir. Alternatif olarak spinal kord etrafındaki bulunan büyük yapılar spinal kanal ve thecal sac kullanılabilir.

SBRT'lerde spinal korda doz limiti tanımlanması;

Hedef hacim spinal kanala kadar uzanır ve çoğu durumda setup belirsizlikleri oluşturulan (planlanan riskli hacim) PRV'den daha küçüktür. Thecal sac, pratisyenler tarafından spinal kordun aldığı dozu tanımlarken dozimetrik açıdan yardımcı olarak kullanılır. Thecal sac, torakal bölgede 1,5 mm marjlı spinal kord gibi davranırken, servikal bölgede 2-3mm marjlı gibi davranır. Cauda equina bölgesinde ise dozimetrik olarak spinal kord ile ilişkilendirilemez. İdeal olarak spinal kord için OAR tanımlanırken inter-faksiyon hareketleri, görüntü ve füzyon gibi parametrelere bağlı 1-2 mm aralığında PRV marjı verilir.

Gang ve ark. yaptıkları çalışmada dozların, oluşturulan yapıya bağlı olarak ne kadar değiştiğini göstermişlerdir. Doz tolerans değeri spinal kord için 12 Gy ve PRV için 14,5 Gy olarak kabul edilir. Bu sonuç, spinal kord dozu için hangi yapıların kullanıldığının önemini vurgulamaktadır.

Yapılan literatür taraması, 2005-2018 yılları arasında spinal kord segmentlerindeki dozimetrik verilere sahip olan SBRT ve tekrar ışınlanan spinal kord çalışmalarından seçilmiş olup, nihai olarak daha önce ışınlanmamış hastaların olduğu 7 yayın (Tablo 1), tekrar ışınlanmış hastaların olduğu 5 yayın (Tablo 2) ve her iki durumu inceleyen (ışınlanmış-tekrar ışınlanmış) 2 yayın bu özete dahil edilmiştir. Seçilen yayınların 7 tanesi thecal sac, 3'ü spinal kordun kendisi ve 2 tanesi spinal korda 1,5mm marj verilerek oluşturulan yapıların dozimetrik incelenmesi şeklindedir. Çalışmalarda, spinal kord dozlarının karşılaştırılabileceği kriter olarak genellikle kullanılırken daha güncel çalışmalar'ın belirsizliklere

sahip olduğu gibi 'near-max' değerlerinin daha az belirsizliklere sahip olabileceği rapor edilmiştir.

Table 1 De novo spine SBRT literature that met the inclusion criteria for this review

Series	No. of patients	Dose reporting structure	Median prescribed dose in Gy (range)/ number of fractions (range)	Median spinal cord D _{max} , Gy	Median spinal cord D _{max} EQD2 ₅ , Gy	Median follow-up, mo	No. of cases of RM
Chang 2012 ^{25,a}	131	Thecal sac	Mean EQD2 ₅ 50.7/NS	NS	Mean 48.68 ± 29.97	Mean 23.7	0
Daly 2011 ⁴²	19	Cord	20 (18-30)/1 (1-3)	1 Fx: 22.7 (range, 17.8-30.9); 2 Fx: 22.0 (range, 21.3-26.6); 3 Fx: 21.9 (range, 19.7-25.4)	1 Fx: 140.17; 2 Fx: 71.5; 3 Fx: 50.92 ¹	33.7	1
Gerszten 2012 ^{23,a}	26	Cord	Mean 16 (12-24)/ 1 (1-3)	Mean 8.7 (range, 4-11.5)	Mean 23.27 ¹	32	0
Sahgal 2007 ^{24,a}	12	Thecal sac	21 (10-40)/3 (1-5)	20.9 (range, 4.3-23.1)	46.85 ¹	25	0
Sahgal 2009 ^{25,a}	14	Thecal sac	24 (7-40)/3 (1-5)	16.8 (range, 10.7-26)	28 (range, 15-57)	9	0
Sahgal 2013 ^{23,a,4}	66	Thecal sac	NS / (1-5)	NS	35.69	15	0
Katsoulakis 2017 ²⁴	228	Cord	24 (18-24) / 1	13.85 (range, 9.61-15.21)	54.88 (range, 27.89-65.44)	15	2

Kısaltmalar: =maksimum doz; = 2 Gy/fr için eş değer doz ($\alpha/\beta=2$ Gy); Fx= fraksiyon; NS= belirtilmemiş; RM= radyasyon myelopatisi; SBRT= stereotaktik vücut radyoterapi tedavisi

***Yalnızca rapor etme kriterlerini sağlayan hastalardan elde edilen verilere tabloda yer verilmiştir.**

***Kümülatif verilen özet verilen değerler kullanılarak yorum yapılmıştır.**

***Sunulan veriler, radyasyon myelopatisi vakaları değil, kontrol vakalarıdır.**

Tablo1 ve 2'de bahsedildiği gibi farklı fraksiyon şemalarına sahip spinal kord SBRT çalışmalarının anlamlı karşılaştırılması için biyolojik efektif doz (BED) hesaplanmıştır. Lineer Quadratic Model (LQ) yüksek dozlu fraksiyonlarda tam olarak doğru modelleme yapamaması da, kliniklerde kolaylıkla hesaplanabilmesi ve güncel spinal kord SBRT'lerinde kullanılması sebebi bu raporda tercih edilmiştir. LQ hesaplarının en önemli parametresi spinal kordun α/β oranıdır. The Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC) raporu α/β değerini 1-4 arasında ölçeklendirilmiştir.

Table 2 Reirradiation spine SBRT literature that met the inclusion criteria for this review

Paper	No. of patients	Dose reporting structure	Median prescribed dose (range) / number of fractions (range)	Median prescribed dose of prior RT (range) / number of fractions (range)
Chang 2012 ^{45,*}	54	Thecal sac	Mean EQD2 ₂ 51.1 / NS	NS
Gwak 2005 ^{44,*}	3	Cord	33 (21-35) Gy / 3	50.4 Gy (30-50.4) Gy/ 28 (10-28)
Sahgal 2009 ^{55,*}	25	Thecal sac	24 (8-30) Gy / 3 (1-5)	36 Gy / 14
Sahgal 2012 ^{43,*†}	14	Thecal sac	24 (10-30) Gy / 3 (1-5)	EQD2 ₂ = 39.8 (29.0-64.5)
Thibault 2015 ^{35,§}	16	Cord PRV (+1.5 mm)	30 (20-35) Gy / 4 (2-5)	SBRT 24 (20-35)/ 2 (1-5)
Thibault 2015 ^{35,§}	24	Cord PRV (+1.5 mm)	30 (24-35) Gy / 4 (2-5)	cEBRT: 22.5 (20-30); SBRT 24 (20-30)/ 2 (2-5)

Kısaltmalar: =maksimum doz; = 2 Gy/fr için eş değer doz ($\alpha/\beta=2$ Gy); Fx= fraksiyon; NS= belirtilmemiş; RM= radyasyon myelopatisi; SBRT= stereotaktik beden radyoterapi tedavisi

***Yalnızca rapor etme kriterlerini sağlayan hastalardan elde edilen verilere tabloda yer verilmiştir.**

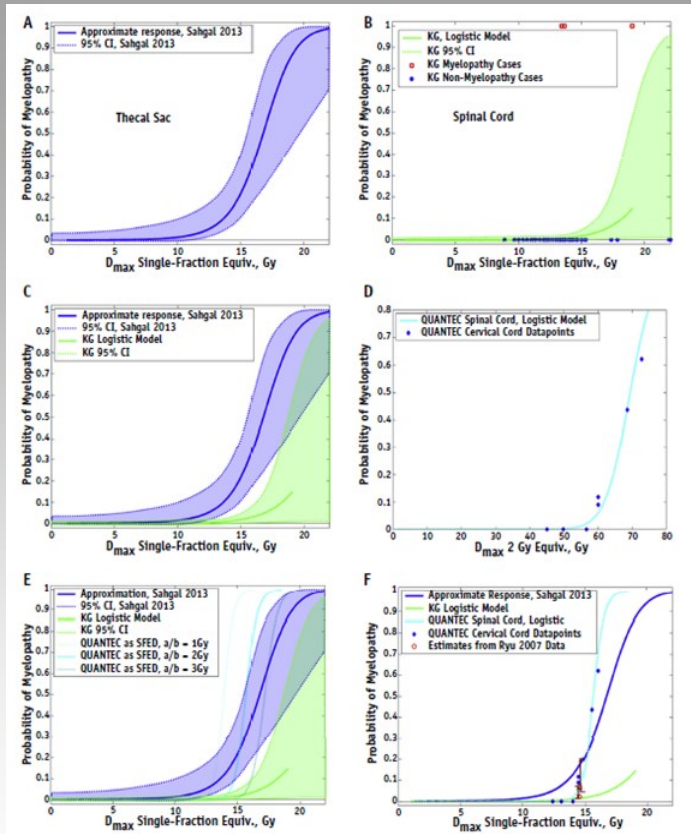
***Kümülatif , verilen özet verilen değerler kullanılarak yorum yapılmıştır.**

***Sunulan veriler, radyasyon myelopatisi vakaları değil, kontrol vakalarıdır.**

***Aynı çalışma 2 kohorta bölündü ve farklı satırlarda rapor edildi.**

Sahgal ve ark.ları 2013 yılında en fazla RM raporlama analizinde $\alpha/\beta=2$ olarak almış ve diğer analizler ile karşılaştırmanın devamlılığı için bu rapordada $\alpha/\beta=2$ olarak seçilerek tek fraksiyon için LQ model ile hesaplanmıştır. Katsoulakis ve ark. tek fraksiyon tedaviler için çevrime ihtiyaç duymamışlardır. Sadece Gibbs ve ark. kullanmış olup $\alpha/\beta=3$ olacak şekilde tek fraksiyonda BED hesabı ile çevrilmiştir. LQ model, aynı zamanda farklı SBRT şemalarının incelenmesi için raporlama dozların 2 Gy fraksiyon $\alpha/\beta=2$ olacak şekilde dönüştürülmesinde kullanılmıştır (EQD22). Konvansiyonel ve SBRT doz/fraksiyon şemaları direkt olarak birbirleri ile karşılaştırılmayacağından tavsiye edilmemektedir. Tekrar ışınlamalar da ise BED'e bağlı veriler hem eski hem de yeni planların toplamı üzerinden değerlendirilip, sonuçlar bu toplamda incelenmiştir. Sahgal ve ark. çalışmalarında thecal sac'ı

spinal kord hacmi olarak tanımlamıştır. İnceledikleri 66 hastadan 9'u grade 4 RM vakası ile karşılaşmışlardır. Bu 9 hastadan 1'i 30Gy/10fraksiyon konvansiyonel tedavi sonrası SBRT ek doz olarak verilmiş olup spinal kord dozu 15Gy'de tutulmuştur. 6 Miyelopati vakasında ise tek fraksiyonda SBRT uygulanmış olup thecal sac değerleri 10.6-16.2 Gy arasında bulunmuştur. Bununla birlikte thecal sac 25.6 Gy/2frk ve 30.9Gy/3 frk'da RM gözlenmemiştir. Ortalama ve medyan değerleri sırasıyla 70.6 Gy ve 73.7 Gy olarak bulunmuştur. Thecal sac 44.6Gy olarak tavsiye edilirken Tablo 1'de 1-5 fraksiyon arasındaki değerleri ile %5 veya altında RM riski görülmektedir. Ryu ve ark. bir yıllık sağ kalım sonrası 86 hastada yaptıkları inceleme Tablo1'de yer almasa da sadece 1 hastada RM gelişimi ile faydalı bilgiler sunmaktadır. Bu çalışmada, RM vakası görülen 14,6 Gy ile mean 12,2Gy ve standart sapma 2,5 Gy dmaks. kabul edilerek kıyas edilerek bir varsayım yapılmıştır. Hastaların %16'sı 14,6 Gy'lik Dmaks. spinal kord dozundan fazla almış olup eğer hastaların %50'si için dmaks. üzeri düşünülüğünde 43 hastada yalnız 1 hasta RM hastası olarak değerlendirilip komplikasyon oranı %2,3 olarak bulunacaktı. Sahgal ve ark, QUANTEC ve Gibbs verileri için uygulandığında ise komplikasyon olasılıkları sırasıyla %17, %18 ve %3 olarak bulunmuştur.



Şekil1: Omurilik doz tolerans modelleri. Farklı modeller için tedavi dozuna karşılık gelen radyasyon myelopatisi olasılıkları gösterilmiştir. Bu şekilde tüm doz dönüşümleri LQ ve $\alpha/\beta=2\text{Gy}$ kullanılarak yapılmıştır ancak Gibbs ve ark. yaptıkları çalışmada $\alpha/\beta=3\text{ Gy}$ olarak alınmış ve BED değeri kullanılmıştır. (a) Doz yanıt eğrisi, Sahgal modeli için çizilir ve tek fraksiyonlu eşdeğer doza dönüştürülür. (b) Katsoulakis-Gibbs modeli tek fraksiyon eşdeğer dozda gösterilmiştir; güven aralıkları yüksek dozda %1'den %96'ya kadar uzandığından, modelin kendisi yalnızca daha düşük dozda çizilmiştir. (c) (a) ve (b)'deki 2 eğri, 12.5 Gy'nin altındaki dozlar için güven aralıklarının bir miktar örtüşmesini göstererek üst üste bindirilmiştir. (d) The Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC) raporunda bildirilen servikal spinal kord modeli tekrar üretildi.

Katsoulakis ve ark. 228 hastada 259 bölgenin 18-24Gy aralığında tek fraksiyonda verilen tedavi serisinden 2 RM vakası raporlamıştır. Kümülatif RM görülme olasılığı %0,8 spinal kord değerleri 9.61-15.21Gy

aralığında (2 RM hastasının değerleri 13.4-13.6 Gy olup) ve medyan 13.85Gy değerinden düşüktür. Buna bağlı olarak dmaks. değerlerinin RM için belirleyici bir değer olamayacağı düşünülebilir. Düşük sayıdaki vaka sayısı belirleyici istatistiksel bilgi vermeyi zorlaştırmaktadır. Katsoulakis ve ark. aynı zamanda RTOG 0915 protokolündeki kriterlerini incelemiş olup planların %90'ında bu kriterlere ulaşamamıştır. RM görülen hastalarda olarak belirlenmiş olup düşük RM riski olarak kliniklerde bir cevap olabilir. Tablo 1'de incelenen ortalama ve medyan spinal kord değerleri Sahgal ve ark. tarafından önerilen 44.6 Gy 'ye yakın olmasına rağmen daha geniş doz aralığında olan Daly ve ark. raporu mevcuttur. Tek fraksiyonda ışınlanan intro-medullar hemangioblastoma SBRT hastalarında medyan spinal kord dozu 22.7Gy ve EQD22'ye çevrildiğinde 140.2Gy olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara rağmen sadece 1 hastada RM gözlenmiştir. İncelenen dozlar genel itibari ile limitler konusunda bir fikir vermesine rağmen RM gibi spinal kord hasarının tümör kontrolünde daha önemli olduğu hastalarda dozlar klinik olarak karar verilmelidir. Sahgal ve ark.'nın 5 yeniden ışınlanan RM vakasının, tedavi edilen 16 spinal segmentli yeniden ışınlanmış 14 hastadan oluşan kontrol grubuyla karşılaştırdı. Yeniden ışınlanan RM vakalarının tümünde grade 4 etkiler gözlenmiştir.

İlk grup için thecal sac EQD22 dmaks. 18,3-52,5Gy arasında ve SBRT yeniden ışınlama için ise değerleri EQD22 dmaks. 44,1-104,9Gy arasında değişmektedir. RM olmayan kontrol grubunda SBRT ve EQD22 sırasıyla 12.5-52.4Gy'dir. Tablo 2'de yer alan çalışmalar rapor edilen spinal kord değerleri ile çalışmada yer alan önerilere büyük ölçüde uymaktadır.

Table 3 Spinal cord and thecal sac D_{max} values recommended in previous publications compared with model-derived limits

No. fractions	Existing expert-based recommendations for D_{max}		Model-based limits for D_{max} derived from clinical data		
	AAPM TG101 ⁵	Kim et al 2017 ⁵⁶	Sahgal 2013*	Katsoulakis–Gibbs model*	Approximate
	Gy	Gy	LQ, $\alpha/\beta = 2$ Gy	LQ, $\alpha/\beta = 2$ Gy	Risk
			Gy	Gy	of RM, %
1	14	14	12.4	14	1-5
2		18.3	17	19.3	1-5
3	21.9	22.5	20.3	23.1	1-5
4		25.6	23	26.2	1-5
5	30	28	25.3	28.8	1-5

Kısaltmalar: AAPM TG101; American Association of Physicists in Medicine Task Group 101; CT; bilgisayarlı tomografi; =maksimum doz; LQ= lineer quadratik; MRI= manyetik rezonans görüntüleme; ; RM= radyasyon myelopatisi.

*Spinal kordun kendisi (CT myelogram veya MRI) Katsoulakis ve diğerleri ve Gibbs ve diğerleri tarafından doz raporlama yapısı olarak kullanıldı ve thecal sac, Sahgal ve diğerleri tarafından omurilik için referans yapı olarak kullanıldı. İtaliye sayılar, LQ model tabanlı ekstrapolasyonları tek fraksiyon limitleri belirtir. Dahil edilen belirsizlikler nedeniyle, ondalık basamağın anlamlı olmayabileceğini ve tavsiyelerden/modellerden yaklaşık olarak eşdeğer bir medyan yuvarlatılmış limitler kümesinin 1 ila 5 fraksiyon için sırasıyla 14, 18, 22, 26 ve 28 Gy olacağına dikkat edilmelidir .

Sonuçları Etkileyen Faktörler:

Spinal kord hacminin SBRT’de spinal kord doz tolerans değerleri üzerinde etkisi çok iyi anlaşılamamış olup bu konu Sahgal ve ark. tarafından araştırılarak değerler için dozlar rapor edilmiştir. Thecal sac farklı hacimlerine D_0 (dmaks.), D_{1cc} ve D_{2cc} verilen dozlar analiz edildiğinde RM olguları ve kontrol gruplarında $0,8\text{cm}^3$ ’ e kadar anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bununla birlikte seri organ olan spinal kord için dmaks. dozları önemlidir. Benzer şekilde

Grimm ve ark. yaptıkları çalışmada komplikasyonların D_0 (dmaks.), D_{1cc} dozlarıyla ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Katsoulakis ve ark. spinal kord dozu $17\text{Gy} > 5,8\text{cm}^3$ olan hastalarda RM oranı %7,7 bildirilmiştir. Ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir. Spinal kord için hacim etkilerinin belirlenmesinde diyabet, damar hastalıklar sigara vb. daha fazla veri gerektiği sonucuna varılmıştır. Ek olarak alternatif fraksiyon çizelgelerinin RM riski üzerine etkisi olup olmadığına ilişkin veri bulunmamaktadır.

Schultheiss ve ark. 1.8-2 Gy’lik fraksiyon dozları ile orta dereceli hipofraksiyon tedavi dozları içeren tablo haline getirilmiş veri noktalarına dayanan RM için model tanımlanmıştır.

Sahgal model, SBRT’de spinal kord dozları için NTCP modellemesinin çözemediği sorulara farklı açıdan bakmıştır. Literatürde bildirilen RM vakaları doz yanıt modeli oluşturmak için 66 kontrol vakası ile birleştirilmiştir. Katsoulakis-Gibbs modeli, 102 bölgenin tedavi edildiği 74 hasta için veri analizi yapılarak oluşturulmuştur. Çalışmada 3 hastada RM geliştiği saptanmış Gibbs ve arkadaşları bu verileri kullanarak probit doz yanıt modelini oluşturmuştur. Çalışmada 50 hastaya daha önce 2-3Gy/fraksiyon dozlarıyla toplam 40 Gy verilmiştir. QUANTEC modeli

konvansiyonel fraksiyonla 45 Gy'lik spinal kord doz % 0,03, 50 Gy için doz %0,2, 54 Gy için doz %1 ev 61 Gy doz %10 RM komplikasyonu gelişme riski vardır. Kliniklerde 45-60 Gy arası konvansiyonel tedavi en çok kullanılan tedavi şeklidir. Bu doz değerlerinin altındaki dozlar ise güvenli olarak kabul edilir.

SBRT tedavilerinin uygulanmaya başladığı ilk zamanlarda deneyim eksikliğinden kaynaklı RM komplikasyonu olmaması açısından konvansiyonel spinal kord doz kısıtlımları SBRT'de kullanılan yüksek fraksiyon dozları 'ye çevrilerek yorum yapmaya çalışılmıştır. Fakat LQ modelin doğruluğu SBRT tedavi dozları açısından uyumlu olup olmadığı açık değildir.

Sahgal ve arkadaşları KG modeli doz yanıtları Şekil-1c'deki gibi karşılaştırıldığında tek fraksiyonda CI'lar 12,5Gy'e kadar yükselmektedir. 1-5 fraksiyon için Sahgal ve arkadalarının %5 veya daha az tahmini doz tolerans seviyeleri için saptanan sayısal değerler ve KG modeline karşılık tahmini risk seviyeleri Tablo3'de ve Şekil1c'de gösterilmiştir. Bu karşılaştırmalarda KG modelinin 3 RM vakasına dayandığına dikkat edilmelidir. Bu nedenle Şekil 1c'de CI değerlerinin belirtildiği değerler için özellikle dozunun 14 Gy'yi aştığı durumlarda RM'in gerçekleşme oranı oldukça belirsizdir. Sahgal ve ark. yaptıkları çalışmaya göre 12,4Gy'lik alt sınırla tek fraksiyon SBRT için spinal kord doz toleransının makul üst sınırını temsil eder. 2-5 fraksiyon SBRT için Sahgal ve ark. yaptığı çalışma hala en büyük hasta kohortunu içermektedir. Bu dozlar için vakalarda RM gelişme riski KG modeli ve Sahgal modeli için sırasıyla %1 ve %5 olarak öngörülmüştür.

Table 4 Maximal spinal cord doses for reirradiation associated with a low risk of RM according to Sahgal et al 2012⁴³

Prior RT		Recommended spinal cord ^a D ^{max} in 1-5 fractions (Gy)				
Dose, Gy/fractions	EQD2 ₂ , Gy	1 fraction	2 fractions	3 fractions	4 fractions	5 fractions
20/5	30	9	12.2	14.5	16.2	18
30/10	37.5	9	12.2	14.5	16.2	18
40/20	40	N/A	12.2	14.5	16.2	18
45/25	43	N/A	12.2	14.5	16.2	18
50/25	50	N/A	11	12.5	14	15.5

Kısaltmalar: =maksimum doz; = 2 Gy/fr için eş değer doz ($\alpha/\beta=2$ Gy); RT= radyasyon terapi

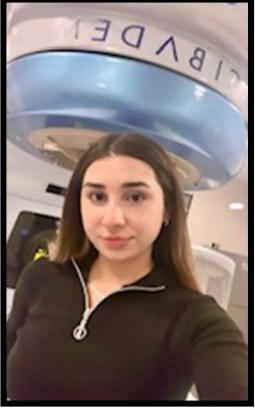
*** Bu çalışmada omuriliği temsil eden yapı olarak thecal sac kullanılmıştır.**

SBRT'den sonra bildirilen RM vaka sayısı çok azdır. Mevcut verilerin sınırlamaları nedeniyle raporda doz ve sonuç tahminleri klinik deneyimlere ve uzman görüşlerine dayanır. Bu nedenle çalışmada yeni doz-hacim limitleri oluşturulmamış mevcut limitler üstünden sonuç analizi yapılmıştır. 1-5 fraksiyon SBRT tedavilerinde spinal kord doz tolerans değerleri, 1 fraksiyonda 12,4-14 Gy, 2 fraksiyonda 17 Gy, 3 fraksiyonda 20,3 Gy, 4 fraksiyonda 23 Gy, 5 fraksiyonda 25,3 Gy olarak belirlenmiştir ve bu limitlere bağlı olarak tahmini RM riski %1-%5 arası değişen orandır. Tablo 3'de verilere dayalı modellemenin aksine protokole ve klinik deneyime dayalı yayınlanmış doz sınırlamaları özetlenmiştir. Tablo 4'de 1-5 fraksiyonda RM riskine ilişkin maksimum doz sınırlamaları verilmiştir. Bu yazıda önerilen doz limitleri, uygulamaya rehberlik etmeye yardımcı önerilerdir.

Sonuç ve Gelecek Çalışmalar:

RM ile ilgili veriler nadirdir, bu nedenle genellikle sistematik ve dozimetrik analizlere izin vermez. Temel zorluk geniş hasta serileri hakkında tam veri toplayamamaktan kaynaklanır. Veri kümeleri istatistiksel olarak anlamlı doz yanıtı sağlama konusunda kendi başına yetersizdir. Veriler ışığında SBRT sonrası bilinen RM vakaları rapor edilmiş ve detaylı olarak incelenmiştir. Buna ek olarak RM geliştirmeyen ilgili vakalarda dahil edilerek, tedavi edilen hastaların tam serisine ilişkin az sayıda çalışma vardır. Sahgal ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada

66 kontrol vakası konservatif olarak az sayılıdır; Gibbs ve arkadaşları son 10 yılda başka RM vakası olmadığı düşünüldüğünde, 19 vaka çok az sayılıdır. Beklenen RM riski %1 kadar düşük olduğunda 10 komplikasyonlu veri seti için 500-2000 hasta gerekir. Geniş hasta kohortlarıyla yapılacak ileri çalışmalar muhtemel RM riski tahminlerini düzeltmeyi sağlayacaktır.



Med. Fiz. Uzm. Sezen Emek

1995 yılında İstanbul'da doğdu. 2019 yılında Marmara Üniversitesi Fizik Bölümü'nden mezun olduktan sonra aynı yıl Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına başladı. Acıbadem Eskişehir

Hastanesi'nde medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktadır.

BİRLEŞİK KRALLIK'TA MEDİKAL FİZİK UZMANI NASIL OLUNUR?

Derya Yücel, PhD

1. GİRİŞ

İnsanların hayatında bir fark yarattığını bilmek, bir kişinin sahip olabileceği en büyük ödüdür. Birleşik Krallık Tıpta Fizik ve Mühendislik Enstitüsü'nün (IPEM) mesleğimizi tanımlarken kullandığı bu büyüleyici sözler, bilim ve akademik yetenekleri sağlık alanında sentezleyen bizlere kıvanç vermektedir. Bir hayli karmaşık donanım ve tekniklerin hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılması, ayrıca kişi ve ortamların radyasyonun zararlı etkilerinden korunması Medikal Fizik'in tıbbı katkılarında sadece öne çıkanlarıdır. (1)

Bir kişinin Medikal Fizik Uzmanı ya da dengi bir unvan ile çalışabilmesi için yapması gerekenler ülkeler arasında ciddi farklılıklar göstermektedir. Benzer değişiklikler bu şana sahip kişilerden beklenen görevlerde de oluşmaktadır.

Bu yazı iş bu yetkinlik ve beklentilerin Birleşik Krallık genelinde, fakat özellikle İngiltere'de nasıl olduğuyla alakalıdır.

İngiltere'de Klinik Bilim İnsanı Eğitimi

Tıpta çalışan hekimlik dışı tüm uzmanlıkların toplandığı çatı olan Sağlık ve Bakım Profesyonelleri Konseyi (HCPC) Medikal Fizik'i Klinik Bilim İnsanı - Clinical Scientist- olarak nitelemektedir. Bu unvanın kullanımı ancak bu konseye üye olarak kabul edilen kişilere mahsus olup, tüm üyeler internet sayfalarından kontrol edilebilmektedir. Tüm sağlık kuruluşları çalışanlarının üyelik bilgilerini denetleyici Bakım Kalite Komisyonu'na -Care Quality Commission (CQC) bildirmekle yükümlüdür. (2,3)

Bir Klinik Bilim İnsanı olabilmenin Birleşik Krallık hükümetinin resmi verilerine göre, uluslararası denklik almanın dışında, üç yolu bulunmaktadır. Üniversite eğitimi, çıraklık ve stajyerlik farklı süreçlerden geçen ancak benzer yetkinliklerini süreç sonunda ispatlayan kişilere Medikal Fizikçi olarak çalışmanın önünü açmaktadır. (4)

1.1 Üniversite Yolu (STP)

Üniversite yoluyla Medikal Fizikçi olabilmek için Uygulamalı Fizik, Fizik ve Matematik ya da Astrofizik gibi yüksek seviyede Fizik içeren bir lisans derecesine sahip olmak gerekmektedir. Bunun akabinde, Teorik Fizik gibi bir yüksek lisansa başvurabilecek yetkinlikteki kişilerin alındığı 3 yıllık Ulusal Sağlık Sistemi Bilim İnsanı Eğitim Programı'nı -NHS Scientist Training Programme- (STP) tamamlamak gerekmektedir.

STP bir üniversitenin akredite bir yüksek lisansı ile iş tabanlı eğitimi birleştiren bir programdır. Öğrenciler, İngiltere Sağlık Eğitimi -Health Education England- (HEE) tarafından onaylanmış bir NHS hastanesi tarafından program boyunca istihdam edilirken, ilk yıl gözlem, son iki yıl ise mesleki uzmanlaşma üzerine odaklanılmaktadır.

STP'nin amacı, NHS'de yeni kalifiye bir Klinik Bilim İnsanın gerektirdiği temel bilgi, beceri, deneyim ve niteliklere sahip olacak mezunlar yetiştirmektir. Karmaşık bilimsel ve klinik roller üstlenme, araştırma ve klinik seçenekleri tanımlama ve seçme ile bir kalite güvence çerçevesi içinde karmaşık gerçekler ve klinik durumlar hakkında önemli kararlar verme konularında yetkin olacaklardır. Mezunlar genellikle öncü rollerde,

yenilik ve iyileştirme, araştırma ve geliştirme ve/veya eğitim ve öğretimde yer almaktadırlar.

Giriş için, akademik notların İngilizce, Matematik ve Bilim içeren en az dördünün C üstü ve Matematik ile Fizik'in A olması gerekmektedir. Bu hususta çok çeşitli denklik imkânları bulunduğundan, başvuranın süreci dikkatle değerlendirmesi kendi faydasına olacaktır.

Programa başvurular detaylıca incelenmekte; uzun listeleme, kısa listeleme ve mülakat ile seçimler yapılmaktadır. Bir algoritmanın da kullanıldığı bu elemelerde uzun listelemede durumsal yargı testi sonuçları, kısa listelemede bilim insanlarının başvuruları değerlendirmeleri, mülakatta ise işverenlerin görüşleri önem arz etmektedir.

Eğitim boyunca akademik yetkinliklerin dışında mesleki bilgi ve tecrübe, planlama ve organizasyon, iletişim, liderlik, analiz ve yargılama ile araştırma ve geliştirme konularına ağırlık verilmektedir. İş yerinde kazanılan her yetkinlik ona dair bir değerlendirme sürecine tabii tutulmaktadır ve ilerleme her dönem ayrıca incelenmektedir. Akademik ilerleyiş çeşitli sınav ve projeler ile sürekli denetlenmektedir. OSFA adı verilen ve farklı klinik senaryoların sınıandığı yazılı ve sözlü final değerlendirme sınavlarını başarıyla bitiren, eşzamanlı akademik yüksek lisansını tamamlayan ve klinik tüm değerlendirmelerden geçen kişiler, Klinik Bilim İnsanı olarak bu mesleğin en alt bandından çalışmaya başlayabilmektedir.

Eğitim ve yaşam ücretlerinin karşılanabilmesi için devlet öğrencilere senelik 20 bin GBP kadar kredi verebilmektedir. (5)

1.2 Çıraklık Yolu

Klinik Bilim İnsanı olmanın ikinci yolu Seviye 6 Sağlık

Bilimleri Uygulayıcısı çıraklığını yapmaktır. Bu yol ayrıca Sağlık Bilimleri Bilim Asistanı veya Yardımcısı olarak daha alt bir seviyeden de başlatılabilmektedir. Programın avantajları arasında maaşlı çalışmak, tecrübeli ekibin içerisinde gerçek zamanlı görev almak, iş tecrübesi kazanmak ve normal çalışma saatlerinin en az %20'sinde eğitim almak bulunmaktadır.

Bu eğitim bilirkişilerin yanında iş tabanlı deneyim ile resmi bir üniversite eğitiminin karmasıdır. Giriş kıstasları üniversite yoluna göre daha kolay olup, en az 4 C seviyesi not yeterli olmaktadır; ancak hâlihazırda tam zamanlı bir eğitim programına dâhil olanlar bundan yararlanamamaktadır. Mezuniyet kişinin eğitim geçmişine göre 1 ile 5 yıl sürebilmektedir. (6)

1.3 Stajyerlik Yolu (PTP)

Uygulayıcı Eğitim Programı -The Practitioner Training Programme- iş temelli ve akademik öğrenmeyi içeren üç yıllık bir BSc Honors lisans eğitim programıdır.

Programlar, ilk iki yılda geniş bilimsel eğitimi ve üçüncü yıl boyunca seçilen bir uzmanlığa daha fazla odaklanmayı içerir.

Diplomalar Sağlık Bilimleri Akademisi Eğitim ve Öğretim Standartları tarafından akredite olup, mezunlar bunu HCPC'ye başvuruda bulunabilmektedir.

Bu yol direk olarak Medikal Fizik alanında çalışmaya izin vermeyip, HCPC'ye başvuru yapmaya olanak tanımaktadır. (7)

2. Sağlık Ve Bakım Profesyonelleri Konseyi (HCPC)

Birleşik Krallık'ta Sağlık alanında çalışacak herkesin mutlaka kayıt altında olması gerekmektedir. Tıp dışı

tüm uzmanlıkların çatısı altında toplandığı HCPC, her meslek dalının eğitim, tecrübe ve etik kurallarını belirlemektedir. Yeterli şartlara uyan kişiler mesleklerini icra edebilmek için bu kurumdan onay almak zorundadır. Her onay iki yılda bir yenilenmekte, mesleklerini sürdürmeye artık uygun olmayan kişilere yenileme yapılmamaktadır. HCPC'nin sağladığı unvanları izinsiz kullanmak kanunen suçtur.

Bu kuruluşa üye olmanın yolları Birleşik Krallık'ta eğitim alıp almadığınıza göre değişmektedir. (2)

2.1 Birleşik Krallık'ta Eğitim Alanlar İçin HCPC Başvurusu

Eğitimi İngiltere, İskoçya, Galler ya da Kuzey İrlanda'da tamamlamış olan sağlık çalışanlarının üyelik süreçleri çevrimiçi olarak 10 iş günü içerisinde tamamlanabilmektedir.

Başvuru esnasında kişinin gerçekliği, kurum standartlarına uyup uymadığı ve gerekirse sözel soru cevaplar değerlendirilmektedir.

Eğitimi esnasında OSFA ya da dengi bir sınavı geçmemiş olan kişiler, hazırladıkları tez kalınlığındaki ve yaptıkları her şeyi üst makam onaylarıyla içeren dosyalarından ayrıca sözlü sınava alınmaktadırlar. Bu sınav o mesleğin ileri gelenleri tarafından yılda bir ya da iki kez yapılmaktadır. (2)

2.2 Uluslararası Eğitim Alanlar İçin Hcpc Başvurusu

Bu süreçteki temel fark, başvuranın hâlihazırda uluslararası başka bir kuruluştan benzer bir yetkinliğe sahip olduğunu iddia ediyor ve onu Birleşik Krallık'ta saydırmak istiyor olmasıdır.

Bunun için kişinin aldığı tüm mesleki dersleri içeren eğitimini, çalıştığı yerlerde ispatlarıyla birlikte

yaptıklarını, referanslarını ve niyet mektubunu kuruma sunması gerekmektedir.

Uluslararası Nitelikler ve Beceriler için Birleşik Krallık Ulusal Ajansı -The UK National Agency for International Qualifications and Skills- (UK ENIC) uluslararası diplomaların denkliğini vermektedir. Ancak bu HCPC için yeterli değil, kolaylaştırıcıdır. HCPC alınan tüm derslerin içeriklerini ve değerlendirme kriterlerini de sormaktadır.

İngilizce bilgisinin ispatı Uluslararası İngiliz Dili Test Sistemi -International English Language Testing System- (IELTS) ile ispat edilebilmektedir. Hem akademik hem de genel sınavın kabul edildiği bu durumda, başvuru şartı Klinik Bilim İnsanı için en az 7.0 puandır.

Başvuru posta yoluyla yapılmakta ve değerlendirme süreci 4 ile 12 ay arasında sürebilmektedir. Bu aralıkta kişinin tüm beyanları detaylıca incelenmekte ve referanslardan geri dönüş aranmaktadır.

Yetkinliğin yeterli görülmesi durumunda ayrıca bir sözlü sınav yapılmamaktadır. (2)

2.3 HCPC Genel Standartları

- HCPC'nin tüm meslek dalları için mutlaka aradığı on şart bulunmaktadır. Bunların birinin bile ihlali, kişinin var olan denkliğinin iptaline kadar giden soruşturmaları başlatabilmektedir. (2) Bu ilkeler:
- Hizmet kullanıcılarının ve bakıcıların çıkarlarını desteklemek ve korumak
- Uygun ve etkili iletişim kurmak
- Bilgi ve becerileriniz dâhilinde çalışmak
- Uygun şekilde yetki vermek
- Gizliliğe saygı göstermek

- Riski yönetmek
- Güvenlikle ilgili endişelerinizi bildirmek
- İşler ters gittiğinde açık olmak
- Dürüst ve güvenilir olmak
- Çalışmanızın kayıtlarını tutmak

2.4 HCPC Klinik Bilim İnsanı Standartları

Klinik Bilim İnsanı olarak çalışabilmek için başvuru yapıldığında, kişinin aşağıdaki her başlığın altını doldurabilecek bilgi ve becerisinin olması gerekmektedir. **(2)** Bunlar:

- Kendi uygulama alanı içinde güvenli ve etkili bir şekilde uygulama yapabilmek
- Mesleğinin yasal ve etik sınırları içinde çalışabilmek
- Pratik yapmak için zindeliği koruyabilmek
- Kendi mesleki yargılarını uygulayarak özerk bir profesyonel olarak çalışabilmek
- Kültür, eşitlik ve çeşitliliğin uygulama üzerindeki etkisinin farkında olmak
- Ayrımcı olmayan bir şekilde pratik yapabilmek
- Gizliliğin önemini kavrayabilmek ve gizliliği koruyabilmek
- Etkili iletişim kurabilmek
- Başkalarıyla uygun şekilde çalışabilmek
- Kayıtları uygun şekilde tutabilmek
- Pratiği yansıtabilmek ve gözden geçirebilmek
- Uygulamalarının kalitesini garanti edebilmek
- Meslekleri ile ilgili bilgi tabanının temel kavramlarını anlamak

- Pratiği gerçekleştirebilmek için uygun bilgi ve becerilerden yararlanabilmek
- Güvenli bir uygulama ortamı oluşturmak ve sürdürme ihtiyacını anlama

3. Medikal Fizik Uzmanı (MPE)

Görevleri İyonize Radyasyon (Tıbbi Maruziyet) Yönetmelikleri -Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations- (IR(ME)R) tarafından çerçevelenen MPE, Birleşik Krallık'ta Klinik Bilim İnsanın çok tecrübeli hali olarak değerlendirilebilir. Klinik çalışma açısından HCPC üyeliği kişiye tam yetki veriyor olsa da, doz ayarı, cihaz kabulü ve radyobiolojik etkin doz hesabı gibi çok hassas süreçlerin bir MPE tarafından onaylanması gerekmektedir.

2018'e kadar tecrübeli Klinik Bilim İnsanlarının kurum müdürleri tarafından onaylanmasıyla verilen MPE unvanı, günümüzde RPA2000 kuruluşu tarafından sağlanmaktadır.

RPA2000 Birleşik Krallık standartlarına ve o ülke içerisindeki süreçlere odaklandığından, bir kişinin bu ülkede tecrübe kazanmadan MPE başvurusunun olumlu sonuçlanması beklemesi gerçekçi değildir.

Başvurucu süreci HCPC'ye benzetmektedir ancak her şeyin RPA2000'in istediği şekilde yeniden hazırlanması gerekmektedir. HCPC üyeliği RPA2000 için bir ön şarttır.

RPA2000 tarafından onaylanmadan MPE unvanının kullanımı yasaktır. (8,9)

4. Gelecek Yazı Hakkında

Bir sonraki yazıda sizlere İngiltere'deki klinik işleyişi detaylarıyla anlatmayı ümit ediyorum.

Kaynaklar

1. <https://www.ipem.ac.uk/>
2. <https://www.hcpc-uk.org/>
3. <https://www.cqc.org.uk/>
4. <https://nationalcareers.service.gov.uk/job-profiles/medical-physicist>
5. <http://www.nshcs.hee.nhs.uk/programmes/stp>
6. <https://www.gov.uk/become-apprentice>
7. <http://www.nshcs.hee.nhs.uk/programmes/ptp>
8. <http://www.rpa2000.org.uk/>
9. <https://www.cqc.org.uk/guidance-providers/ionising-radiation/ionising-radiation-medical-exposure-regulations-irmer>



Derya Yücel, PhD

1986 İstanbul doğumlu, evli ve iki çocuk babasıdır. Uludağ Üniversitesi Fizik lisans, Gent Üniversitesi Erasmus/Socrates, İstanbul Üniversitesi Sağlık Fiziği

yüksek lisans ve doktora derecelerine sahiptir. Çeşitli Varian, Elekta, Zeiss, UJP ve Viewray sistemlerinin kurulum ve işletilmesinde görev almıştır. Türkiye ve Gürcistan tecrübelerinin ardından yaşamını İngiltere’de sürdürmektedir. Hâlihazırda, GenesisCare UK Londra’da Lead MRL Physicist olarak çalışmaktadır.

ROMANYA'DA MEDİKAL FİZİKÇİ OLMAK

Med. Fiz. Uzm. Evren Üzümlü

Romanya 2007 yılından bu yana Avrupa Birliği üyesi olan bir Doğu Avrupa ülkesidir. Avrupa Birliği vatandaşı olmadan Romanya'da çalışabilmek oldukça uzun bir süreçtir. İlk olarak sahip olunan diplomaların Eğitim Bakanlığı tarafından tanınması ve denkliğin onaylanması ile başlayan süreç, sonrasında da Sağlık Bakanlığı akreditasyon süreçleri ile devam etmektedir. Kendi adıma en zorlu bulduğum durumun yabancılar için ayrı bir düzenleme bulunmadığı için Romanya vatandaşı medikal fizikçilerle aynı başvuru, kurs ve sınav süreçlerine tabi olmam ve tamamının Rumence olarak ilerlemesi olduğunu söyleyebilirim.

NSR38, Romanya için Council Directive 97/43/ Euratom tarafından yapılan medikal fizik uzmanı tanımlamalarının düzenlemelerini içerir. Her AB üyesi ülke için olduğu gibi Romanya'da da ana çatıya ve ülkedeki faaliyetlere uygun şekilde bu yönetmelik düzenlenmiştir ve CNCAN (Ulusal Nükleer Aktiviteler Kontrol Komisyonu) tarafından uygulanmaktadır. Bu kurallar AB çerçevesi yanında EFOMP (Avrupa Medikal Fizik Dernekleri Federasyonu) tavsiyeleri ile de uyumludur.

Bu kurallar radyoterapi, nükleer tıp ve tanısal ve girişimsel radyoloji alanlarında çalışan medikal fizik uzmanları için geçerlidir. MRI, ultrason, tıbbi lazerler, video ve fiber optik endoskoplara, vb. alanlarda da çalışan medikal fizikçiler olmasına karşın CNCAN özellikle bahsedilen üç alanda çalışan medikal fizikçilere ilişkin kuralları düzenlemeye daha fazla odaklanmıştır.



Bu yazıda toplamda 78 sayfa olarak düzenlenmiş medikal fizik uzmanı kuralları altında temel tanımlamalar, uzman seviyeleri edinimi ve sorumlulukları gibi temel kavramların basit bir özetini yapmaya çalıştım.

Seviye 1 Yeni Başlayan Medikal Fizikçi:

Üniversitelerin ilgili bölümlerinden mezun olan medikal fizikçi. Romanya'da lisans seviyesinde de medikal fizik bölümünden mezun olabilmek mümkündür. Seviye 1 izin belgesi edinmek için lisans veya yüksek lisans seviyesinde eğitim almış olmak yeterlidir. Ayrıca çalışılacak bölümdeki seviye 3 medikal fizik uzmanı tarafından bir radyasyon güvenliği eğitimi ve sınavı, radyasyonla çalışılan alandaki tüm dozimetre taşıyan personele uygulanarak seviye 1 izni verilebilir.

Bu noktadan sonra medikal fizikçi seviye 2 ve 3 yolunda devam edeceği için seviye 1 adına bir kurs ya da sınav katılımına ihtiyaç duymaz. Fakat tekniker olarak çalışan hemşireler (Romanya'da radyoterapi ya da radyoloji teknikeri için önlisans programları olmadığından) CNCAN tarafından akredite edilmiş radyasyon güvenliği kursuna katılmak ve seviye 1 için izin sertifikası almak durumundadır.



Seviye 2 Medikal Fizikçi:

Yeni başlayan medikal fizikçi, seviye 3 uzman ve en az seviye 2 bir RSO (Radyasyondan korunma sorumlusu) olan bir departmanda 2 yıl çalıştıktan sonra ve bu sırada alanı ile ilgili kurslar ve seminerlere katıldığını belgedikten sonra seviye 2 kursu ve sınavı için başvuru yapma hakkına sahip olur. Bu kurslar yıl içerisinde talebe bağlı olarak akredite kurumlarca (ya da uzun yıllar çalışmış olan seviye 3 medikal fizik uzmanları tarafından CNCAN onayı ile) düzenlenir. Sınav CNCAN tarafından yine talebe bağlı olarak organize edilir, yasal olarak her 3 ayda bir sınav düzenlenme şartı bulunmasına karşın yeterli talep oluşmadığında bu süre daha uzun olabilir.

Sınav soruları alanlara göre ayrı olarak düzenlenir ve aktiviteye bağlı olarak da ayrılır. Örneğin eksternal radyoterapi ve brakiterapi için kurs ve sınavlar ayrı olarak uygulanır. Her ikisinin de radyoterapi alanında olması birinde seviye 2 olan medikal fizikçinin diğeri için de seviye 2 olmasını sağlamaz.

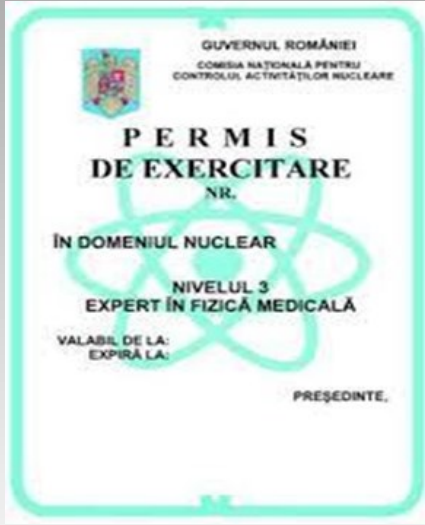
Seviye 2 medikal fizikçi radyasyondan korunma sorumlusu olarak CNCAN lisansında tanımlanma hakkına sahip olur. Seviye 2 sınavını geçip izin belgesini alan medikal fizikçi seviye 3 için devam etmemiş olması durumunda, her 5 yılda bir yeniden

seviye 2 kursunu almak ve bilgilerini tazelemek durumundadır. İlk izinden sonra kurs sonrası yeniden sınava girme gerekliliği yoktur. Ayrıca çalışmaya devam ettiği süre boyunca her yıl sürekli mesleki gelişim (CPD) puanları edineceği kurs ve seminer programlarına katılımı gereklidir. Çok kapsamlı bir puanlama sistemi tanımlanmış olan yönetmeliği basitçe açıklamam gerekirse 5 yıllık izin döngülerinin her biri için ortalama 50 puan baz alınarak 250 puanlık katılımın belgelenmesi için CNCAN'a gönderilmesi zorunludur. Burada 1 ve 2 olarak kategoriler tanımlanmış olup 100 puan kategori 1 ve 150 puan kategori 2 puanları elde edilmelidir. Çok genel bir tanımlama ile kategori 1 eğitimler sonunda sınav uygulanmayan teorik kurslar olarak belirtilebilir. Bu kurslarda 1 saate karşılık 1 puan alınır. Eğer bu eğitim sonunda bir sınav uygulanırsa CNCAN saat puanını en fazla 2 olmak üzere daha yüksek kabul edebilir. Kategori 2 puanlar için genel olarak geniş katımlı kongre ve kurs katılımları, çevrimiçi eğitimler de dahil olmak üzere tanınmış kurum eğitimleri, bir dergide yayınlanan makalede yazar olmak, bir kitapta bölüm yazarı olmak, ulusal ya da uluslararası kongrelerde katılım veya sunum veya poster (her biri farklı puanlanır), yeni bir teknoloji içeren cihaz veya dozimetrik ekipman ile çalışmak örnek verilebilir.

Seviye 3 Medikal Fizik Uzmanı (Expert):

Yeni başlayan medikal fizikçi olarak çalıştığı 2 yıla ek olarak, yine seviye 3 uzman bulunan bir klinikte 3 yıl çalışmış olan medikal fizikçi tecrübe olarak seviye 3 şartını sağlamış olur. Bunun yanı sıra gerekli CPD puanlarını da toplamış olduğunu ve seviye 3 için gerekli kursu aldığını CNCAN'a belgeleyen medikal

fizikçi, uzmanlık sınavı için başvuru yapmaya hak kazanır.



Bir sınav komisyonu tarafından mülakat uygulanan medikal fizikçi, alanındaki bilgi ve tecrübesini gösterecek şekilde sorulara cevap vermek durumundadır. Komisyon CNCAN tarafından adayın başvurduğu alanda deneyimli bir yönetici ve çok tecrübeli bir uzman, DSP (Halk Sağlığı Birimi-Sağlık Bakanlığı) tarafından yine bu alanda deneyimli bir uzman ve bir daimi sekreterden oluşur. Seviye 3 medikal fizikçi uzman (expert) olarak yönetmelikle tanımlanmış olup, yeni kurulacak bir merkezin zırlama hesaplarını yapmak ve hazırlanan planlara imza atmak gibi yetkilere sahiptir.

Her merkezin lisans alabilmesi için bir seviye 3 uzmana sahip olması zorunlu olduğu ve bu seviyedeki uzman sayısı merkez sayısına göre düşük kaldığı için, seviye 3 uzmanların birden fazla bölümde çalışması CNCAN tarafından kabul edilmektedir. Elbette seviye 3 uzmanın sürekli bulunmadığı bölümlerde, alanında yeterli bir medikal fizikçinin sürekli olarak çalışıyor ve bulunuyor olması şarttır. Bunun yanı sıra cihaz başına en az bir ve her vardiyada vardiyanın tamamını

kapsayacak şekilde çalışacak en az bir medikal fizikçi istihdam edilmesi de yine yasal zorunluluktur.



Med. Fiz. Uzm. Evren Üzümlü

1983 yılında İzmir’de doğmuştur. Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik Lisans ve İstanbul Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programlarından mezun olmuştur. 2012 yılında Medicana International İstanbul Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde başladığı meslek hayatına sırasıyla; Sakarya Üniversitesi, Aktif Çare Tıbbi Cih. Tic. Ltd. Şti. hizmet alımı; Aydın Atatürk Devlet Hastanesi, Onkomer Özel Onk. Mrk. hizmet alımı ve Bağcılar Eğitim ve Araştırma Hastanesi; Medideal Medikal Projeler ve Çözümler San. Tic. A.Ş. bünyesinde Hudut ve Sahiller projesinde çalışmıştır. 2018 yılından beri Romanya’da; MNT Healthcare Europe SRL, Neolife Medikal Center Iași Radyasyon Onkolojisi Departmanı’nda çalışmaktadır.

AAPM TG-198 REPORT

MEDICAL PHYSICS

The International Journal of Medical Physics Research and Practice

AAPM SCIENTIFIC REPORT |  Free Access

AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators

Joseph Hanley✉, Sean Dresser, William Simon, Ryan Flynn, Eric E. Klein, Daniel Letourneau, Chihray Liu, Fang-Fang Yin, Bijan Arjomandy, Lijun Ma, Francisco Aguirre, Jimmy Jones, John Bayouth, Todd Holmes

First published: 25 May 2021 | <https://doi.org/10.1002/mp.14992> | Citations: 1

Med. Fiz. Uzm. Turgay Toksoy

Geçtiğimiz yılın Mayıs ayında AAPM, TG-198 raporunu yayınladı. TG-142⁽¹⁾ için bir uygulama rehberi başlığı ile yayınlanan raporda görev grubunun temel amacı;

- TG-142'de önerilen testlerin gerçekleştirilmesi için özel prosedürlerin sağlanması,
- Testlerin tamamlanması için gereken tahmini süre ve görev alacak kalifiye personelin belirlenmesi,
- Örnek günlük, haftalık, aylık ve yıllık QA formlarının sunulmasına yönelik olmakla birlikte TG-142'nin yayınlandığı 2009 yılında henüz yaygın olarak kullanılmayan VMAT tekniğine özgü test ve kriterler de mevcut rapora dahil edilmiştir. Ayrıca test frekanslarında ve isimlendirmelerinde yapılan bazı değişikliklere de yer verilen raporun yeni bir QA programı oluşturulmasında veya mevcut QA programlarının güncellenmesinde yarar sağlayacağı aşîkârdır.

Bu yazıda raporun özeti ve TG-198'in TG-142 den temel farklılıklarını bulacaksınız, yarar sağlamasını dilerim.

1. GİRİŞ:**1.1.Amaç:**

AAPM, TG-40⁽²⁾ NO.lu raporu güncellemek adına 2009 yılında "Quality Assurance of Medical Accelerators" adlı TG-142 NO.lu raporunu yayınlarak daha çok C-kollu lineer hızlandırıcıların kalite temini için SRS, SBRT, TBI, TSET ve IMRT gibi tüm farklı tedavi modalitelerini içeren kapsamlı bir öneriler bütününde bulunmuştur. TG-142'nin uzantısı olan bu raporda ise önerilen testlerin pek çoğu medikal fizik topluluğu için yeni olmakla beraber gerçekleştirilmesi için de birden fazla yol izlenebilir. Radyoterapi yöntemlerinin ve set-up verifikasyonlarının artan karmaşıklığından dolayı daha fazla test yapılması gerekliliği ile birlikte, AAPM tarafından daha önce yayınlanmış raporlar ile uyumlu olması için de çaba sarf edilmiştir^(3,4). Ayrıca görev grubu yayınlamış oldukları bu

raporun, kuruluşa özgü kalite yönetim programlarının geliştirilmesi için yayınlanan TG-100

⁽⁵⁾ NO.lu rapor ile bir birliktelik içinde olduğunu ve kalite yönetim programı oluşturulması sırasında lineer hızlandırıcılar için gerçekleştirilecek QA işlemlerine referans olabileceğini düşünmektedirler. Görev grubu, TG-142 raporunda olduğu gibi bu raporda da önerilerin, kuruluşun kendi kurallarına göre değişkenlik gösterebileceğini, kuruluşun ulusal düzenlemeleri iyi anlaması ve takip etmesi gerektiğini tekrarlamak ister. Kuruluş bir test için frekansın düşürülmesi kararını vermeden önce yeterli bir test geçmişine sahip olması ve istatistiksel bir prensibe dayandırılmasını uygun görmektedir. Yine de kuruluşun, TG-100'e geçişine kadar geçen sürede bu raporda sunulan test ve frekanslara bağlı kalması önerilmektedir.

1.2.Arkaplan:

TG-40 ve TG-142 raporlarının temel prensibi, ICRU'nun önerdiği üzere hastaya reçete edilen dozun $\pm 5\%$ doğrulukla verilmesidir⁽⁶⁾. Hedef hacme dozun verilmesi pek çok aşamayı barındırdığından, her adımın 5% 'ten daha düşük bir hata ile gerçekleştirilmesi önerilmektedir.

TG-142 raporu TG-40'ta bulunan testleri önemli ölçüde genişletmiştir. Ek olarak önerilen tolerans değerleri, cihazda uygulanacak tedavi yöntemine göre farklı şekilde belirtilmiştir. Görev grubu bu raporunda, TG-142'de "X-ışını" olarak geçen tüm isimlendirmeleri "foton" ile değiştirmiş ve birkaç testin tolerans değerlerini güncellemiştir. Ayrıca TG-76⁽⁷⁾ raporu ile uyum sağlamak adına "gating" bölümünde yer alan "amplitude (salınım)" ibareleri "displacement (yer değiştirme)" ve "displacement magnitude (yer değiştirme büyüklüğü)" ile

değiştirilmiştir. VMAT tekniğine özgü QA prosedürleri de bu rapora dahil edilmiştir.

Lineer hızlandırıcılar için oluşturulan bir QA programının amacı cihazın karakteristik özelliklerinin, kabul ve hizmete alma sırasında elde edilen temel verilere göre anlamlı ölçüde sapmamasını temin etmektir. Bu temel verilerin yüksek kalitede olması, QA işlemlerine sistematik bir hata katkısında bulunmamak için önemlidir⁽⁸⁾. Cihazın modellenmesi için tedavi planlama sistemine girilen ve hesaplanan tedavi planına direkt olarak etki eden bu temel verilerin elde edilmesi için okuyucu IEC^(9,10), AAPM^(8,11,12) ve ACMP⁽¹³⁾ tarafından yayınlanan birkaç rapordan yararlanabilir. Tedavi cihazının optimal kalitede tedavi edememesi ile sonuçlanan temel verilerden anlamlı ölçüde sapması durumu zaman içerisinde pek çok sebepten dolayı gerçekleşebilir^(14,15,16). Tüm bu sebeplerin QA programı oluşturulması sırasında dikkate alınması gerekmektedir.

Lineer hızlandırıcı teknolojisinin hızla gelişmesi, karmaşık tedavileri ve komplike set-up verifikasyonlarına olanak sağlayarak daha geniş QA programlarının oluşturulması ihtiyacını doğurmuştur. Her ne kadar TG-142 raporu lineer hızlandırıcılar için kapsamlı QA önerileri sunsa da rutin klinik işleyişi kolaylaştırmak adına test prosedürlerine yönelik bir uygulama kılavuzuna gereksinim duyulmuştur. Test prosedürlerine yönelik yayınlanmış olan pek çok yayını da dikkate alan görev grubu, literatürün belirli bir test için prosedürde farklılık gösterdiği durumlarda hangi prosedür(ler)in kullanılması gerektiğine dair tavsiyelerde bulunmak için çeşitli teknikleri analiz etmiştir. Ayrıca VMAT' in artık yaygın bir şekilde

kullanılmasıyla bu rapora rutin VMAT QA prosedürleri de eklenmiştir.

Raporda testlerin gerçekleştirilmesi için gereken tahmini süreler de belirtilmiştir. Bu süreler çalışma grubu üyeleri içinde yapılan bir anket ile elde edilmiştir. Ayrıca bu rapor ile birlikte örnek QA formları da ayrı bir Excel dosyası olarak sunulmuştur.

2. TG-142'den Farklılıklar ve Açıklamalar

2.1.Test Frekansı:

TG-142 raporunda "nitelikli medikal fizikçinin günlük testleri en az ayda bir defa incelemesi gerekir" önerisi bu raporda şu şekilde değiştirilmiştir: "Nitelikli medikal fizikçi günlük QA testlerini tercihen günlük olarak en az ise haftada bir olacak şekilde incelemeli ve imzalamalıdır". Bundan başka frekanslar için bir değişiklik önerilmemiştir.

2.2.Günlük veya Haftalık QA:

- TG-198-Tablo VII'de önerilen görüntüleme testlerinden "konumlanma/yeniden konumlanma" ve "görüntü ve tedavi koordinatlarının çakışması" testleri SRS/SBRT uygulayan cihazlar için $\leq 1\text{mm}$ 'den $\leq 2\text{mm}$ 'ye yükseltilmiştir. TG-179⁽¹⁷⁾ NO'lu "QA for Image-Guided Radiation Therapy Utilizing CT-Based" ve "AAPM Medical Physics Practice Guideline 2.a" raporları ile uyum sağlamak için yapılan bu değişikliğin altında yatan neden, günlük testlerin hızlı gerçekleştirilmesi gerekliliği ve neticesinde testin duyarlılığının azalacağı gerçeğidir. Ancak SRS için IGRT'nin kullanıldığı durumlar istisnai bir durumu teşkil etmektedir ve SRS tedavisinin yapılacağı gün toleransın $\leq 1\text{mm}$ olarak kabul edilerek

testlerin gerçekleştirilmesi önerilmektedir.

- Daha verimli olması adına MLC için uygulanan "picket fence" testlerinin, lif pozisyonlarının yerçekimine bağlı etkisini de inceleyebilmek için her hafta farklı bir cardinal açıda gerçekleştirilmesi önerilmiştir.

2.3. Aylık QA:

- Işın-Işık alanı uyumu için TG-142'de simetrik ve asimetrik alanlar için ayrı ayrı verilen tolerans değerleri bu raporda, "AAPM Medical Physics Practice Guideline 2.a" ile de uyum sağlayarak tek bir jaw için $\pm 2\text{mm}$ olacak şekilde değiştirilmiştir.
- Jaw pozisyonu göstergesi için tolerans değerleri simetrik alan için $\pm 2\text{mm}$, asimetrik alan için (bir kenarı merkez ekseninde ise) $\pm 1\text{mm}$ olacak şekilde değiştirilmiştir.
- Rölatif masa kaymalarına ek olarak absolut masa kayma testleri eklenmiştir.
- Daha anlaşılabilir olması adına TG-198-Tablo VI'da bulunan "Setting vs. radiation field for two patterns (non-IMRT)" testinin ismi "Leaf position accuracy (non-IMRT)" olarak değiştirilmiştir.
- Hastaya özgü VMAT QA testi eklenmiştir.

2.4.Yıllık QA:

- Daha etkin olması için "SRS arc rotation mode" ve "Arc mode" testleri birleştirilerek "Arc mode" testi adında tek bir test haline getirildi.
- Fotonlar için MU lineerite testinin, kontrol sistemleri farklılık gösterdiğinden hem statik (segmentsiz) hem de dinamik (segmentli) ışınlar için ayrı olarak uygulanması önerilmektedir.

- Daha anlaşılabilir olması için gantry açısına bağlı foton veya elektron out-put uyumu ve off-axis faktörleri uyumu için tolerans değerleri yeniden adlandırılarak "ölçülen out-put değeri, gantry 0°'de elde edilen değer in %1 içinde olmalı" şeklinde değiştirilmiştir.
- Enerji ve profillere özgü TBI/TSET ölçümleri uzatılmış tedavi mesafeleri için opsiyonel hale getirildi. Uzatılmış mesafede alınan ölçümlerin toleransları TG-198-Tablo IV'de verilmiştir.
- Mekanik ve radyasyon eşmerkezleri arasındaki uyum için belirtilen tolerans değerleri, temel veriler ile karşılaştırma yapmadan absolut değerler ile değiştirilmiştir.
- VMAT QA için hastaya özgü VMAT QA testi uyumu ve "interruption" testi eklenmiştir.

2.5.Dokümantasyon:

Gerçekleştirilen tüm testlerin fiziksel veya elektronik olarak dokümante edilip ileri tarihlerde incelenmesi için saklanması kritik derecede önemlidir. Çalışma grubu bu rapora ek olarak günlük, aylık ve yıllık QA formlarını elektronik formatta hazırlayarak sunmuştur. Formların genel teması olarak verilen bölümler sarı renk ile vurgulanmış ve testler dozimetrik, mekanik, güvenlik, wedge'ler, MLC, görüntüleme ve nefes takip sistemi olarak kategorilere ayrılarak uygulama kolaylığı hedeflenmiştir. Ayrıca her formun son sekmesinde nitelikli medikal fizikçi için imza bölümü ve yapılan testler ile ilgili bulguların özetleneceği bir alan oluşturulmuştur.

2.6.VMAT:

VMAT, IMRT'nin bir uzantısı olarak MLC pozisyonunun, doz hızının ve gantry dönüş hızının

senkronize bir şekilde hareket ederek hasta etrafında dönmesiyle hastaya istenen dozun verilmesini sağlayan bir tedavi şeklidir. Bu raporda bulunan lineer hızlandırıcı ve IMRT için uygulanan QA prosedürleri VMAT için bir ön koşul niteliği taşır.

2.6.1.Hastaya Özgü VMAT QA Testi:

2.6.1.1.Amaç:

Bu testin amacı lineer hızlandırıcının VMAT planlarını VMAT QA kriterlerine göre verebildiğinden emin olmaktır.

2.6.1.2.Tolerans:

Kuruluşun TG-218⁽¹⁸⁾ raporundaki VMAT QA kriterlerine göre bir tolerans belirlenmesi önerilir.

2.6.1.3.Metot ve Ekipman:

Hastaya özgü ve tedaviden önce gerçekleştirilen VMAT QA için fantomlar, film ve EPID gibi ekipmanlar kullanılabilir. Tipik olarak hastanın tedavi olanı, tedavi planlama sisteminde bulunan fantom set-up'ına aktarılır ve doz hesaplatılır. Hesaplanan doz, ölçülen doz ile karşılaştırılmak üzere DICOM formatında dışarıya aktarılır. Tedavi planı cihaza aktararak QA fantomunda tedavi uygulanır. Ölçülen doz ile hesaplanan doz TG-218 raporuna göre karşılaştırılır. Ayda en az bir kez hastaya özgü bir VMAT QA planının test edilmesi önerilir. Tedavide VMAT hastası bulunmadığı bir durumda yıllık VMAT QA planı bu test için kullanılabilir.

3. Radyografik Görüntüleme:

Yukarıda da belirtildiği üzere "konumlanma/ yeniden konumlanma" ve "görüntü ve tedavi koordinatlarının çakışması" testleri SRS/SBRT uygulayan cihazlar için $\leq 1\text{mm}$ 'den $\leq 2\text{mm}$ 'ye yükseltilmiştir (SRS tedavisinin yapılacağı gün

tolerans $\leq 1\text{mm}$). Ayrıca bu raporda önerilen test frekanslarının, "AAPM Medical Physics Practice Guideline 2.a" raporu ile farklılıklar gösterdiği de bilinmelidir.

3.1.Görüntü ve Tedavi Koordinatlarının Çakışması (Günlük-CBCT)

3.1.1.Amaç:

CBCT görüntüleme ile tedavi sisteminin eşmerkezlerinin tolerans sınırları içerisinde çakıştığından emin olmak.

3.1.2.Tolerans:

Tolerans, SRS/SBRT yapmayan cihazlar için $\leq 2\text{mm}$ ve SRS/SBRT yapan cihazlar için $\leq 2\text{mm}$, ancak SRS olduğu gün $\leq 1\text{mm}$.

3.1.3.Metot ve Ekipman:

İdeal olarak bu testlerde kolay bir görüntü eşleştirmesi yapabilmek için radyo-opak hedeflerin bulunduğu fantomlar kullanılır. Fantom, tedavi masasının üzerine eşmerkez lazerleri kullanılarak yerleştirilir. Yerleştirilen fantom görüntüsü alınarak referans görüntü ile eşleştirilir. CBCT ve referans arasındaki eşmerkez sapması, görüntü ve tedavi koordinatlarının sapmasını temsil eder. Bu testin geçerli olması için gereken ön koşul, dijital veya gratikül kullanılarak elde edilen crosshair'in radyasyon eşmerkezi ile uyumlu olması durumudur.

4.Önerilerin veya Uygulama Şemasının Özeti:

Lineer hızlandırıcıların QA'yi bölümün QA programının bir alt bileşenidir. Tedavi tekniklerinin artan kompleksliği ile detaylı prosedür ve kuralların geliştirilmesi önem kazanmıştır. Bu duruma katkı sağlamak için çalışma grubu önerilerini tablolar halinde, yetkili personelleri ve test frekanslarını da belirterek sunmuşlardır.

TG-142 raporundaki QA testleri kuruluşu özgü

temel verilere veya mutlak referans değerlere bağlıdır. Kliniğe yeni bir ekipman kabul edilip hizmete alınması sırasında oluşturulan temel verilerin büyük bir dikkat ile yapılması çok önemlidir. Bu veriler üreticinin tolerans değerleri içerisinde olmalı veya tercihen aşabilir. Her ne kadar TG-142 raporu kabul testleri için özel olarak önerilerde bulunmasa da yıllık QA testleri cihaza özgü kabul testlerinin ve toleranslarının değerlendirilmesinde genel bir rehber olarak kullanılabilir. QA ekibinin, cihaz performansını sağlamak ve tedavi planlama hesaplamalarından klinik olarak önemli doz sapmalarını önlemek için belirlenen değerlere göre ölçüm sonuçlarını günlük, aylık ve yıllık olarak izlemesi gerekir. Yıllık QA sırasında absolut doz kalibrasyonu TG-51⁽¹⁹⁾ protokolüne göre iyon odası kullanılarak yapılır ve tüm ikincil QA dozimetreleri buna göre tekrar kalibre edilerek güncellenir.

Bu rapor artan test sayısını gerçekleştirmek için gereken ekstra süreyi de belirtmektedir. Bunun, medikal fizikçilerin bu tür görevleri yerine getirmeleri için gereken ek talepler ve zaman konusunda onkoloji yöneticilerine kılavuzluk etmesini bekliyoruz. Bunun yanında her tablonun sonunda zaman kazanmak için önerilerin olduğu bir özet bulunmaktadır. Örneğin günlük ve aylık görüntüleme QA'leri için R&V sisteminde daha önceden tanımlanmış alanlara sahip test hastaları yüklenebilir. Zamandan tasarruf sağlamaya yardımcı olan ticari yazılımlar tercih edilebilir. Ek olarak modern lineer hızlandırıcılarda test verimliliğini ve doğruluğunu artıracak test metotları olacaktır.

Raporda da belirtildiği üzere sunulan tavsiyelerin

yönetmelik olarak kullanılması amaçlanmamıştır. Bu öneriler nitelikli medikal fizikçiler için kendi kliniklerinde kullanıp uygun bir şekilde yorumlayacağı kılavuzlardır. Her kuruluşun bu tavsiyelerin kullanımlarını değiştirebilecek kuruluşa özgü ihtiyaçları ve gereksinimleri olabilir.

Kaynaklar

1. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009;36:4197.
2. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994;21:581–618.
3. Fontenot JD, Alkhatib H, Garrett JA, et al. AAPM medical physics practice guideline 2.a: commissioning and quality assurance of x-ray-based image-guided radiotherapy systems. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15:4528.
4. Smith K, Balter P, Duhon J, et al. AAPM medical physics practice guideline 8.a.: linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18:23–39.
5. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys.* 2016;43:4209.
6. ICRU Report 24. Bethesda, MD; 1976.
7. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology: report of AAPM Task Group 76. *Med Phys.* 2006;33:3874–3900.
8. Das IJ, Cheng C-W, Watts RJ, 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;35:4186–4215.
9. Medical electron accelerators-functional performance characteristics. IEC Publication 976. Geneva: Switzerland; 1989.
10. Medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV-guidelines for functional performance characteristics. IEC Publication 977. Geneva, Switzerland; 1989.
11. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group. No. 45. *Med Phys.* 1994;21:1093–1121.
12. Report No. 013 - Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. AAPM Task Group Report 13. NY: American Institute of Physics. New York; 1984.
13. Radiation control and quality assurance in radiation oncology: a suggested protocol. American College of Medical Physics. Rep. Ser. No. 2. 1986.
14. Pawlicki T, Whitaker M, Boyer AL. Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Med Phys.* 2005;32:2777–2786.
15. Klein EE, Low DA, Maag D, Purdy JA. A quality assurance program for ancillary high technology devices on a dual-energy accelerator. *Radiother Oncol.* 1996;38:51–60.
16. Rassow J, Klieber E. Quality assurance procedures in radiotherapy—IEC specifications for equipment. *Strahlenther Onkol.* 1986;162:496–502.

17. Bissonnette J-P, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. Med Phys. 2012;39:1946–1963.
18. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group. No. 218. Med Phys. 2018;45:e53–e83.
19. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999;26:1847–1870.

**Med. Fiz. Uzm. Turgay Toksoy**

Lisans eğitimini İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünde 2009 yılında tamamladı. 2012 yılında Uludağ Üniversitesi Tıbbi Radyofizik

Bölümünden mezun olduktan sonra 2013 yılında Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesinde Radyoterapi Fizikçisi olarak göreve başlamış ve halen devam etmektedir.

CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS VE DOKTORA PROGRAMI VE MÜFREDATLARI

Prof. Dr. Mustafa Demir

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans ve Doktora Programı Koordinatörü

Sevgili Meslektaşlarım;
10 Aralık 2021’de Resmi Gazetede yayınlanarak yürürlüğe giren Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumundan: TIBBİ CİHAZLARIN TEST, KONTROL VE KALİBRASYONU HAKKINDA YÖNETMELİKTE DEĞİŞİKLİK YAPILMASINA DAİR YÖNETMELİK bizler için gelecekte yeni iş alanları açacaktır. Bu yönetmelikte kalibrasyon yapacak kişi Medikal Fizikçi (Sağlık Fizikçisi) olarak tanımlanmaktadır. Bu durum Sağlık Fiziği eğitiminde bizlere sorumluluk yüklemektedir. Bu bağlamda, Sağlık Fiziği eğitiminin Radyasyon Onkolojisi Fiziği, Nükleer Tıp Fiziği ve Radyoloji Fiziği konularını kapsayacak şekilde multidisipliner bir eğitim olarak sunulmasını gerekli kılmaktadır. Kalibrasyon firmalarında çalışmaya aday meslektaşlarımızın temel eğitimleri elbette önemlidir. Bunun yanında meslekte yetkinlik kazanabilmek için uygulamalı eğitimin ön plana çıkarılması, kalite kontrol testlerinin yapılmasında deneyim kazanılması sağlanmalıdır.

Cerrahpaşa Nükleer Tıp Anabilim Dalında halen yürütülmekte olan Nükleer Tıp Yüksek Lisans ve Nükleer Tıp Doktora Programları kapatılarak Sağlık Fiziği programlarına entegre edilecektir. Öğrencilerin Sağlık Fiziğine geçişleri yatay geçiş yöntemi ile sağlanabilecektir.

Bu teknik makalede, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Yüksek Lisans Eğitim Enstitüsüne bağlı olarak

Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde 2021-2022 Güz döneminde başlayacak olan Sağlık Fiziği Yüksek Lisans ve Sağlık Fiziği Doktora Programının açılış gerekçesi (YÖK’e sunulan) ile müfredat programları tanıtılacaktır. Bu program müfredatının, bu alanda açılacak veya mevcut programların revizyonunda yararlı olmasını dilerim.

Sağlık Fiziği Programın Açılma Gerekçesi (YÖK’e sunulan)

(Sağlık Fiziği Doktora Programının açılma gerekçesi bu metne benzer olup bu makalede ayrıca yer verilmedi)

Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı multidisipliner bir program olup Radyasyon Onkolojisi, Nükleer Tıp ve Radyoloji Anabilim Dallarının ortaklaşa yürütmesi planlanmaktadır.

Sağlık bilimleri alanında faaliyet gösteren üniversitelerin tıp fakülteleri, Sağlık Bakanlığı hastaneleri ve özel sektör hastaneleri bünyesinde, radyasyon onkoloji merkezleri, nükleer tıp merkezleri ve radyodiagnostik merkezleri açılmakta ve bu merkezler ileri teknoloji ile çalışan modern tanı ve tedavi cihazları ile donatılmaktadır. Bu nedenle ülkemizde sağlık fizikçisi bilim uzmanı ihtiyacı giderek artmaktadır. Radyasyon yayan, radyasyonu detekte eden cihazların verimli çalışmaları, hastalara zararlı olmamaları ve bu cihazlarla doğru tanı ve tedavi yapılabilmesi, tanı ve tedavide kalitenin artırılabilmesi için ilgili alanda lisansüstü (en az yüksek lisans) eğitimi görmüş sağlık fizikçisi bilim uzmanlarına ihtiyaç vardır. İnsan sağlığı ile ilgili faaliyet gösteren merkezin

büyüklüğü, hasta sayısı, cihaz sayısı ve kullanılan teknolojiye bağlı olarak sağlık fizikçisi bulundurmasının yasal zorunluluğu vardır. Nükleer Düzenleme Kurumu (NDK) tüzük ve yönetmeliklerine göre uzman sağlık fizikçisi istihdam edilmesi gerekmektedir.

"Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği", sağlık kurumlarında "Sağlık Fizikçisi" bulundurma zorunluluğunu getirmiştir. Ayrıca son düzenlemeler ile birlikte farklı isimler altında eğitim veren programlar üniversitelerin Sağlık Bilimleri Enstitüsü çatısı altında birleştirilmiştir. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ve Radyoloji Anabilim Dallarında konusunda deneyimli öğretim üyeleri tarafından en geniş multidisipliner olanaklar ile ülkemizin ihtiyacı olan sağlık fizikçileri yetiştirilebilecektir.

Programın açılma gerekçesi ülkemizde yetişmiş sağlık fizikçisi gereksinimini karşılamaktır. Bu programdan mezun olacak öğrenciler radyasyon onkolojisi merkezleri, nükleer tıp merkezleri, radyodiyagnostik klinikleri, tıbbın iyonize ışınlar ile ilgili dallarında kullanılan ileri teknolojiye sahip tanı ve tedavi cihazlarının doğru ve verimli kullanımını sağlamak, hastalara uygulanacak radyasyon dozlarını hesaplamak ve ayrıca kalibrasyon firmalarında çalışabileceklerdir. Ayrıca bu konuda eğitim görmüş ve iyi yetişmiş sağlık fizikçileri planlanan tedavinin en doğru şekilde uygulanması, cihazlarda kalite güvenliği, kalite kontrol işlemleri, hastaya uygulanacak radyasyon dozunun hesaplanması (dozimetri işlemleri) ve radyasyon kullanan merkezlerde radyasyon güvenliğinin sağlanmasında önemli görevleri yerine getireceklerdir.

Fizik bölümü mezunlarının lisansüstü eğitimine yönelik olarak ülkemizde çeşitli kurumlarda değişik programlar yürütülmektedir. Ülkemizde Sağlık Fiziği Eğitimi veren üniversiteler Medikal Fizik Derneğinin sitesinden (www.medikalfizik.org) görülebilir. İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa'da Tezli Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı deneyimli öğretim üyesi kadrosu ile en geniş olanaklar içerisinde bu eğitimi verebilecek donanıma sahiptir.

Lisansüstü programının, sağlık sektörü ve fizik bölümü mezunları için çok önemli olanaklar yaratacağı ve ülkemizin yetişmiş insan gücüne önemli katkılar sağlayacağı, bu alanda ihtiyaç duyulan akademisyen yetiştirilmesine katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

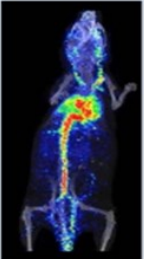
Programda Görev Alan Öğretim Üyeler

Yüksek lisans ve doktora programında Radyasyon Onkolojisinden 5 öğretim Üyesi (1 PhD, 4 MD) ve 1

- Programda Sağlık Fiziği kökenli öğretim üyesine duyulan ihtiyaç
Sağlık Fiziği Doçentlik Kodu: 10106.02
- Sağlık Fiziğinde multidisipliner akademik çalışma alanlarının geniş oluşu.



Uygulamalı eğitim ve araştırma olanakları sunarak bu alanda çalışacak donanımlı araştırmacılar yetiştirmek



Moleküler kanser araştırmalarında;
-Görüntüleme
-Dozimetri
-Arge

Siçanda Nano PET görüntüsü



Sağlık Fiziği alanında Akademik düzeydeki bilimsel çalışmalara katkı sağlamak

sağlık fizikçisi PhD, Nükleer Tıptan 8 Öğretim Üyesi (2 PhD, 6 MD), 1 sağlık fizikçisi Öğr. Görevlisi, Radyolojiden 4 Öğretim üyesi (MD). Bu programlarda görev alacaktır.

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Müfredat Programı

I. Yarıyıl							
Kodu	Ders Türü (s/Z)	Dersin Adı	Kredi Dağılımı			Kred i	AKT S
			T	U	L		
SF8020	Z	Radyasyondan Korunma ve Radyasyon Güvenliği	2	0	0	2	4
SF8021	Z	Genel Radyasyon Fiziği	2	0	0	2	4
SF8022	Z	Radyolojik Anatomi	2	0	0	2	4
SF8023	Z	Nükleer Tıp Görüntüleme Teknikleri	2	2	0	3	6
SF8024	Z	Radyoterapiye Giriş	2	0	0	2	4
SF8025	S	Seçmeli 1	2	0	0	3	4
SF8026	S	Seçmeli 2	2	1	0	3	4
I. DÖNEM TOPLAMI			14	3	0	17	30
I. DÖNEM SEÇMELİ DERSLERİ							
Seçmeli Dersler-I	S	Radyobiyojoloji	2	0	0	3	4
	S	Radyofarmasi	2	0	0	3	4
	S	Radyoloji Uygulamaları-I	2	1	0	3	4
	S	Fizyoloji	2	1	0	3	4
II. YARIYIL							
SF8027	Z	Sağlık Bilimleri Etik	2	0	0	2	3
SF8028	Z	Seminer	1	0	0	0	2
SF8029	Z	RT' de Tedavi Planlama Yöntemleri	2	2	0	3	6
SF8030	Z	Radyoterapide Dozimetri	2	2	0	3	5
SF8031	Z	Radyonüklid Dozimetri	2	2	0	3	5
SF8032	S	Seçmeli 1	2	2	0	3	6
SF8033	S	Seçmeli 2	2	2	0	3	3
SF8034							
II. Dönem Toplamı			13	10	0	17	30
II. DÖNEM SEÇMELİ DERSLERİ							
Seçmeli Dersler-II	S	Nükleer Tıpta Kalite Kontrol	2	2	0	3	6
	S	Radyoterapie Klinik Kontrol	2	2	0	3	6
	S	Klinik Onkoloji	2	2	0	3	3
	S	Biyoistatistik	2	2	0	3	3

III. Yarıyıl							
Kodu	Ders Türü (s/Z)	Dersin Adı	Kredi Dağılımı			Kred i	AKT S
			T	U	L		
SF7063	Z	Foton Dozimetrisi	1	0	0	2	4
SF7064	Z	Klinik Radyoloji	2	0	0	2	4
SF7065	Z	Radyonüklid Tedavilerde Dozimetri Teknikleri	1	2	0	2	4
SF7066	Z	Radyonüklid Tedavi Teknikleri-I	2	1	0	3	5
SF7067	Z	Radyoterapide İleri Tedavi Planlama Teknikleri-I	2	2	0	3	5
SF7068	S	Seçmeli 1	2	0	0	3	4
SF7069	S	Seçmeli 2	2	1	0	3	4
III. DÖNEM TOPLAMI			12	8	0	18	30
III. DÖNEM SEÇMELİ DERSLERİ							
Seçmeli Dersler-I	S	İş Güvenliği	2	0	0	3	4
	S	Radyasyon Kazalarında Klinik Yaklaşım	2	0	0	3	4
	S	Manyetik Rezonans Görüntüleme Teknikleri	2	1	0	3	4
	S	Biyomedikal Cihaz Teknolojisi	2	1	0	3	4
IV. YARIYIL							
SF7070	Z	Brakiterapi	2	1	0	3	4
SF7071	Z	Seminer	1	0	0	0	2
SF7072	Z	Radyoterapide Tedavi Planlama Teknikleri-II	2	2	0	3	6
SF7073	Z	Radyonüklid Tedavi Teknikleri-II	2	1	0	3	5
SF7074	Z	Elektron Dozimetrisi	1	2	0	3	5
SF7075	S	Seçmeli 1	2	0	0	2	4
SF7076	S	Seçmeli 2	2	1	0	3	4
IV. Dönem Toplamı			13	8	0	16	30
IV. DÖNEM SEÇMELİ DERSLERİ							
Seçmeli Dersler-II	S	Radyasyon Korunmasında Güvenlik İlkeleri	2	0	0	3	4
	S	Biyoistatistik	2	0	0	2	4
	S	Tıbbi Cihaz Teknik Şartname Hazırlama Prensipleri	2	1	0	3	4
	S	İletişim Teknikleri	2	1	0	3	4



Prof. Dr. Mustafa Demir

İÜ Fen Fakültesinden 1984'de mezun oldum. 1986'de Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıpta fizikçi olarak göreve başladım. Yüksek Lisans, Doktora ve Doçentliğimi Biyofizik, Profesörlüğümü 2002 yılında Cerrahpaşa Nükleer Tıp Anabilim Dalı kadrosundan aldım. Halen Cerrahpaşa Nükleer Tıpta öğretim üyesi olarak çalışmıyorum. Bunun yanında radyofarmasi Bilim Dalı Başkanlığı, Cerrahpaşa Radyasyon Güvenliği Komitesi Başkanlığı, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Tıbbi Hizmetler ve Teknikler Bölüm Başkanlığı ve Nükleer Tıp Teknikleri Programı bölüm başkanlığı görevlerini yürütmekteyim.

TIBBİ DOZİMETRİSLER ÜLKEMİZDE KABUL GÖREN BİR MESLEK ÇALIŞANI OLABİLİR Mİ ?

Med. Fiz. Uzm. Recep Kandemir

Tıbbi dozimetri (medical dosimetry) , Amerikan Tıbbi Dozimetrizistleri Birliği (AAMD, American Association of Medical Dosimetrists) tarafından kanser hastaları tedavi planları tasarımının, radyasyon doz hesaplarının ve ölçümlerinin yapıldığı bir çalışma alanı olarak tanımlanmaktadır [1].



Tıbbi dozimetrist veya dozimetrist :

- Radyasyon doz hesaplarının ve doz dağılımlarını oluşturmak için eğitim almış ve tecrübe edinmiş,
- Radyoterapi tedavi cihazları ve ekipmanları hakkında bilgi sahibi,
- Radyoaktif izotoplar ve uygulamaları ve prosedürleri hakkında bilgi sahibi,
- Radyasyon Onkoloğu, Tıbbi Fizik Uzmanı ve Radyoterapi Teknikeri ile birlikte,
- Radyasyon Onkoloğu ve Tıbbi Fizik Uzmanı gözetimi altında normal doku tanımlaması yapan, hedef hacme reçete edilen dozun maksimum etkinlikte uygulanmasında ve bu esnada normal dokuları maksimum korumak yönünde fizik, matematik, anatomi, fizyoloji ve radyobiyojoloji bilgisini kullanan,

- MR, BT veya PET taramaları gibi tıbbi görüntüleme ekipmanlarını kullanarak tedavi simülasyonlarına yardım edebilen, gerçekleştirebilen veya denetleyebilen,

radyasyon onkolojisinde çalışan bir meslek elemanıdır.

- Peki tüm bu süreçlerin yerine getirilmesi için bir tıbbi dozimetrist hangi yeteneklere sahip olmalıdır ?Anatomi, fizyoloji, klinik onkoloji, radyobiyojoloji ve radyasyon fiziği bilgisi olmalı,
- Radyasyon onkolojisi ve tıbbi fizik üzerine teknik bilgisi olmalı,
- Teknolojik ve iletişim araçları ve yazılımları (tedavi planlama sistemleri, hasta veri tabanı, ofis programları v.b) üzerinde hakimiyeti kurabilmeli ,
- Problemler karşısında analitik düşünebilmeli ve çözüm üretebilmeli,
- Radyasyon güvenliği ve yönetmelikleri hakkında bilgisi olmalı,
- İlgili tedavi protokollerinde reçete edildiği şekilde tedavi planını yorumlama ve yürütme becerileri olmalıdır.

Bu yeteneklere sahip olan kişinin eğitim ve sertifikasyon süreçleri nelerdir ?

- Bir tıbbi dozimetristin öncelikle "The Medical Dosimetrist Certification Board (MDCB)" yeterliliğini almış olması gereklidir. Bu sertifikasyon sürecini tamamlaması için ön koşul "Joint

Review Committee on Education in Radiologic Technology (JRCERT)" 'da listelenmiş eğitim programlarından birini tamamlamış olmalıdır.

- Ancak eğitim programlarına başvuru yapabilmesi için ise radyoterapi teknikerliği veya temel bilimler üzerine lisans derecesini bitirmiş olmalıdır.
- Ayrıca biyoloji, fizik, matematik, kimya, anatomi ve fizyoloji, bilgisayar bilimleri ve tıbbi terminoloji gibi eğitimler üzerine kurslara katılma gibi ön koşulları da yerine getirmiş olmalıdır.
- Tüm bunların yanında, bazı eğitim programları başvuru yapan kişilerden klinik gözlem deneyiminin tamamlanmış olmasını da ön koşul olarak isteyebilmektedir.

Radyoterapide hastanın tedavi planının ortaya çıktığı ilk süreç Radyasyon Onkoloğu'nun hastayı konsülte etmesi ve ardından tanımlanan tümör hacimine radyasyon dozunu reçete etmesidir. Bundan sonraki basamak ise görüntüleme modalitelerinin ve tedavi planlama sistemlerinin kullanımı ile 3D tedavi planı tasarımı yapılmasıdır. Tıbbi dozimetrist tümörü maksimum doz ile sardırırken normal dokuların doz sınırları içerisinde kalmaya özen gösterir. Ortaya çıkarılan optimum plan veya planları ilk önce Tıbbi Fizik Uzmanı inceler ve doz hesaplarının kontrolünü yapar. Tedavi planının hastaya uygulanması hakkında son kararı ise Radyasyon Onkoloğu kendi değerlendirmeleri sonucunda verir. Ayrıca, Tıbbi Fizik Uzmanı gerek duyarsa tedavi cihazında tedavi planı hastaya uygulanmadan önce radyasyon doz ölçümlerini yapar ve planın uygulanabilirliğini test eder.

Tüm bunlara ek olarak, dozimetrist tedavi planının ilk günü tedaviye katılarak bilgi ve tecrübelerini aktarır [2]. Bahsi geçen süreçlerde yer alan Tıbbi Dozimetristlik ülkemizde tanımlanan bir iş kolu olmamakla beraber 2018 verilerine göre dünya genelinde sertifikalı çalışan 4300 Tıbbi Dozimetrist görev almaktadır. Ancak bu veride yer alan çalışanların %93'ü Amerika Birleşik Devletleri'nde, %4'ü Kanada'da ve geri kalan %3'ü ise Dünya'nın diğer bölgelerinde (sıklıkla Hong Kong, Singapur ve Güney Kore) yer almaktadır [3].

Bu yazının amacı böylesine bir meslek grubunun eğitim programlarının ülkemizde oluşturulması ve akabinde iş kolu olarak tanımlanması radyoterapide yer alan süreçleri daha kaliteli bir noktaya mı götürür yoksa fiilen bu görev ve sorumlulukları üstlenen tıbbi fizik uzmanlarında iş kaygısı mı yaratır sorularının yanıtlarını aramaktır.

Bilindiği üzere ülkemizde tıbbi fizik uzmanlığının en başta hali hazırda çözüme kavuşmamış bir mesleki unvan sorunu bulunmaktadır. Kamu nezdinde tıbbi fizik uzmanı veya medikal fizik uzmanı veya medikal fizikçi yerine meslek kodu 2111.11 olan radyasyon (sağlık) fizikçisi ünvanı kullanılmaktadır. Gerek radyasyon fizikçisi gerekse sağlık fizikçisi tıpta çalışan tıbbi fizik uzmanlarının bulundukları bölümlerde yapılan işin niteliğini taşımayan ünvanlar olduğu düşünülmektedir.

Gelecekte ünvan sorunun çözüldüğünü varsayarsak ikinci önemli sorun olarak görev ve sorumluluklarımızın sınırlarının net olarak belirlenmesi olacaktır. Peki tıbbi fizik uzmanlarının gerek ünvan gerekse mali haklarının sağlam temellere oturtulmasının ardından özellikle radyoterapide

çalışanlar ekipte dozimetrist(ler)in olmasını destekler mi ?

Ülkemizde, fiilen radyoterapide tedavi planlarının tasarlanması, doz hesaplarının yapılması, planın uygulanabilirliğinin test edilmesi ve buna benzer planlama hizmetlerinin yapılması görevlerini tıbbi fizik uzmanları üstlenmektedir. Örneğin; radyoterapi teknikerliği programını bitirmiş akabinde temel tıbbi fizik ve klinik onkoloji eğitimlerini aldığı lisans tamamlama programını bitirip radyoterapi planlama konusunda eğitimlerini tamamlamış olan bir dozimetristlik programı mezunu bir meslek elemanı radyoterapi tedavi planlarının kalitesini yükseltebilir mi ? Neden olmasın !

Radyoterapi planlarının tasarlanması süreçlerini en az bir tıbbi fizik uzmanı kadar titizlikle yapabilen ve ayrıca tıbbi fizik uzmanının denetleme ve kontrollerinin ardından radyasyon onkoloğuna sunan bir profesyonel kişinin olması tıbbi fizik uzmanının diğer görev ve sorumlularına ayırması gereken zamanı daha da artıracaktır. Böylelikle kalite kontrol çalışmalarının yapılması ve kalite yönetiminin daha sağlıklı işlemesi, tüm süreçlerin raporlanması için gereken zamanın yaratılması, klinik içi eğitim programlarının daha hızlı hayata geçirilmesi ve bundan başka bir çok diğer sorumlulukların yerine getirilmesi daha kolay olacaktır.

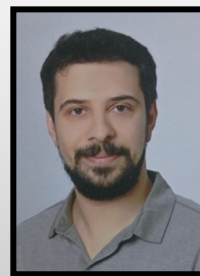
Tedavi planlama süreci özellikle hasta sayısı yoğun olan kliniklerde bir hayli zaman almaktadır. Bu süre içerisinde yapılması gereken elzem işler askıya alınabilmekte ve zamanında tamamlanamaktadır. Ayrıca diğer bir katkısının da onaylanan hasta planlarının birden çok profesyonel göz tarafından gözden geçirilerek değerlendirilmesi hastaların daha

kaliteli planlar ile tedavi olmasına ve daha az hataya neden olacağı düşünülmektedir.

Değişim, her zaman diliminde zor olmuştur ancak radyoterapinin her aşamasının birbirine bir zincir gibi bağlı olduğunu düşünürsek araya katılacak olan ve hem zincirin önü hem de arkası hakkında bilgi sahibi olan bir meslek grubunu yaratmanın ülkemize ve tıbbi fizik uzmanlığı mesleğine yararlı olacağı düşünülmektedir.

Kaynaklar

1. What Is Medical Dosimetry?, MD, American Association of Medical Dosimetrists, Sunum.
2. Graham, S, Mills, M. Why is Medical Dosimetry a profession only in the United States and what does this mean for Medical Physicists worldwide? *J Appl Clin Med Phys*. 2021; 22(8): 4– 5.
3. Soisson, Emilie et al., Update on Requirements for Medical Dosimetry Certification in the United States, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Volume 102, Issue 2, 251 - 253



Med. Fiz. Uzm. Recep Kandemir

2012 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi (DEÜ) Fizik Bölümünden ve 2015 yılında DEÜ Medikal Fizik Yüksek Lisans programından mezun oldu. Yaklaşık 4 yıl DEÜ Radyasyon Onkolojisi'nde Tıbbi

Fizik Uzmanı olarak çalıştı. 2019 –2021 yılları arasında Celal Bayar Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi'nde Ege Özel Onkoloji Merkezi'nin hizmet alımı çerçevesinde Şirket Koordinatörü ve Tıbbi Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. Son 6 aydır Ege Özel Onkoloji Merkezi bünyesinde Koordinatör ve Teknik Müdür olarak çalışmakta olup DEÜ Medikal Fizik Doktora programında Doktora Öğrencisi olarak öğrenim hayatına devam etmektedir.

ULUSLARARASI MEDİKAL FİZİK ORGANİZASYONU (IOMP) ÖDÜLLERİ



Med. Fiz. Uzm. Boran Güngör

Uluslararası Medikal Fizik Organizasyonu (IOMP) tarafından verilen ödüller, Marie Sklodowska-Curie Ödülü, Harold Johns Madalyası ve IUPESM Medikal Fizikte Başarı ödülü olarak 3 farklı kapsamda değerlendirildi. Kazananları karara bağlanan bu 3 büyük ödülün, Singapur'da 12-17 Haziran 2022'de yapılacak olan Dünya Medikal Fizik ve Biyomedikal Mühendisliği Kongresinde sahiplerine verileceği belirtildi.

Ödül Sahipleri;

Marie Sklodowska-Curie Ödülü: (3 yılda bir IOMP Dünya Kongresinde Verilen): Profesör Ehsan Samei (Duke Üniversitesi/ ABD),

Harold Johns Madalyası: (3 yılda bir UIPESM Dünya Kongresinde Verilen): Profesör George Starkschall (MD Anderson, Teksas/ ABD),

UIPESTM Medikal Fizik Başarı Ödülü: Profesör Xie Georger Xu (Çin Bilim ve Teknoloji Üniversitesi).



Resim 1: Prof. Ehsan Samei

Prof. Ehsan Samei, Duke Üniversitesi'nde görüntüleme şef fizikçisi ve Ravin Gelişmiş Görüntüleme Laboratuvarları ile Sanal Görüntüleme Denemeleri Merkezi direktörü olarak görev yapmaktadır. Duke Medikal Fizik Programları, Duke Klinik Görüntüleme Fiziği Grubu, Akademik Medikal Fizik Programları Direktörü Derneği, Sanal Görüntüleme Denemeleri Merkezi ve Medikal Fizik 3.0 girişimi dahil olmak üzere medikal fizikteki büyük bilimsel, eğitimsel ve profesyonel girişimlerde kurucu lider olarak görev almıştır. Araştırma alanı, uluslararası standartlarda temel olan medikal görüntülerden başlayarak fantom ve in-vivo görüntü kalite bileşenleri, dozimetri ve doz-kalite izleme ve optimizasyonu ile sanal klinik denemeleri içermektedir. Medikal fizikteki dönüşüm olarak isimlendirilen ve yeniliklerin sadece yayınlarla değil klinik tıpta hasta bilgilendirilmiş fizik uygulamaları açısından da değerlendirilmesinde öncü olduğu vurgulanmıştır. Medikal Fizik 3.0 hareketinin birinci motivasyonu olan bu değişimde, tıptaki fiziğin daha geniş uygulamalarına alan sağlandığı belirtilmiştir.



Resim 2: Prof. George Starkschall,

Prof. George Starkschall, 1977'de ABR sertifikasını almış ve Teksas Üniversitesi MD Anderson Kanseri

Merkezi'nde Profesör unvanı almıştır. Bu süreçte ilk klinik 3 boyutlu tedavi planlama sistemlerinden birinin geliştirilmesi, radyoterapi iletişim sistemi, zaman bağımlı bilgisayarlı tomografi veri seti üretimi yöntemi gibi projelerde yer aldığı belirtilmiştir. Medikal Fizik eğitim programında uzun yıllar çalıştıktan sonra, medikal fizik derslerine çeşitli yeni pedagojik/eğitsel tekniklerin eklenmesi ("Peer Instruction", "Flipped Learning" , "Problem-Based Instruction") ile ilgili çalıştığı vurgulanmıştır. American Association of Physics in Medicine (AAPM) içerisinde pek çok alt komitede yer aldığı ve 2011'den itibaren Medikal Fizik Eğitim Programlarının akreditasyon komisyonunda genel sekreter olarak görev aldığı açıklanmıştır.



Resim 3: Prof. Xie George Xu

Prof. Xie George Xu, Bilim ve Teknoloji Üniversitesi (Çin), Nükleer Medikal Fizik Enstitüsü Direktörü olarak görev yapmaktadır. Daha öncesinde Rensselaer Politeknik Enstitüsünde (New York, ABD) 25 yıl çalışmıştır. Radyasyondan korunma, Medikal görüntüleme ve radyoterapi uygulamalarında radyasyon dozimetrisi alanında çalışmaları bulunmakla beraber, hesaplamalı fantomlar ve gelişmiş monte carlo simulasyonlarının en bilinen çalışma konularından olduğu belirtilmiştir. American Association of Physics in Medicine(AAPM), National

Council on Radiation Protection and Measurement (NCRP), Ionizing Radiation Measurements and Standards(CIRMS) gibi kuruluşlarda üyelik ve başkanlık görevlerinin bulunduğu, Virtual Phantoms Inc. (BT hasta doz raporlama yazılımı) ve Wisdom Tech Inc. (tedavi planlama ve doz QA verifikasyonu için GPU tabanlı monte carlo doz hesaplama yazılımı) adlı 2 firmanın da kurucusu olduğu vurgulanmıştır.

Kaynaklar

- <https://www.iomp.org/>
- <https://www.iomp.org/recipient-maria-sklodowska-curie-award/>
- <https://www.iomp.org/recipient-harold-johns-medal/>
- <https://www.iomp.org/recipient-iupesm-award-of-merit/>

MEDİKAL FİZİK ALANINDA BİLİMSEL YAYIN YAPAN DERGİLER



Brachytherapy: Amerikan Brakiterapi Topluluğunun yılda altı kere çıkardığı bir dergidir. Dergi interstisyal ve intrakaviter radyasyonun kanser tedavisinde klinik uygulamalarının ve tekniklerinin araştırıldığı orjinal makeleleri yayınlamaktadır. Etki faktörü 2.362'dir. (Şekil 1).

Web adresi: <https://www.brachyjournal.com>

Şekil 1: Brachytherapy dergisi kapağı Mart-Nisan 2022



Physica Medica – European journal of Medical Physics: Dergi yılda sekiz sayı çıkarmaktadır ve radyoterapi, diagnostik, nükleer tıp ve non iyonizan görüntüleme teknikleri konusundaki çalışmaları yayınlamaktadır. Ayrıca dergide radyasyondan korunma, radyasyon ve sistem biyolojisi ve medikal fizikte yapay zeka uygulamalarına yönelik çalışmalara da yer verilmektedir. Derginin etki faktörü 2.685'tir ve 5 yıllık ortalama etki faktörü 2.736'dır. İlgili derginin son sayısının kapak resmi Şekil 2'dedir.

Web adresi: <https://www.physicamedica.com>

Şekil 2: Physica Medica dergi kapağı



International Journal of Radiation Research: Yılda dört kez yayınlanan dergi radyasyon onkolojisi, radyobiyojoloji, medikal ve sağlık fiziği alanlarındaki makaleleri yayınlamaktadır. Şekil 3'te derginin internet sitesinden alınmış bir görsel bulunmaktadır.

Web adresi: <https://ijrr.com>

Şekil 3. International Journal of Radiation Research dergisinin web sitesinden bir görsel



Radiation Oncology: Moleküler ve hücrel radyobiyojoloji, radyasyon fiziği, radyasyon teknolojisi ve klinik onkoloji alanındaki gelişmeleri yayınlamayı hedeflemektedir. Yılda bir kez yayınlanan derginin kapak resmi Şekil 4 te verilmiştir.

Web adresi: <https://ro-journal.biomedcentral.com>

Şekil 4. Radiation Oncology Dergisi kapak görüntüsü



Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences: 1943 yılından beri yayınlanan derginin yılda dört sayısı çıkmaktadır. Dergi Kanada Tıbbi Radyasyon Teknikerleri Derneği ve onlara destek veren farklı uluslararası dernekler tarafından çıkarılmaktadır. Görüntüleme ile ilgili konularda geniş bir aralıkta yayın yapmayı hedeflemektedirler. Derginin kapak resmi Şekil 5'te verilmiştir.

Web adresi: <https://www.jmirs.org>

Şekil 5. Journal of Medical Imaging and Radiation Science dergisinin son kapağı

Başlık	Kısa Başlık	ISSN
Acta Oncologica*	ACTA ONCOL	0284-186X
Advances in Radiation Oncology	ADV. RADIAT. ONCOL.	2452-1094
Applied Radiation and Isotopes	APPL. RADIAT. ISOT.	0969-8043
Biomedical Physics & Engineering Express	BPEX	2057-1976
Brachytherapy	BRACHY.	1538-4721
British Journal of Radiology*	BRIT J RADIOL	0007-1285
British Journal of Radiology Open	BJRO	2513-9878
Computer Methods and Programs in Biomedicine	COMPUT METH PROG BIO	0169-2607
Cureus Journal of Medical Science	CUREUS	2168-8184
International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology	IJMPCCERO	2168-5436
International Journal of Particle Therapy	IJPT	2331-5180
International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*	INT J RADIAT ONCOL	0360-3016
Imaging	IMG	1748-8818
International Journal of Radiation Research	IJRR	2322-3243
Iranian Journal of Medical Physics	IJMP	2345-3672
Journal of Applied Clinical Medical Physics	JACMP	1526-9914
Journal of Biomedical Physics & Engineering	JBPE	2251-7200
Journal of Korean Physical Society	J. Korean Phys. Soc.	0374-4884
Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences	JMIRS	1876-7982
Journal of Medical Physics	J MED PHYS.	0971-6203
Journal of Medical Radiation Sciences	JMRS	2051-3909
Journal of Medicine and Applied Science	MEDAPPSCI	2791-8114
Journal of Radiation Research*	J RADIAT RES	0449-3060
Journal of Radiotherapy in Practice	J RADIOTHER PRACT	1460-3969
Medical & Biological Engineering & Computing	MED. BIOL. ENG. COMPUT.	0140-0118
Medical Dosimetry	MED. DOSIM.	0958-3947
Medical Engineering & Physics*	MED ENG PHYS	1350-4533
Medical Physics International	MED PHYS INT	2306-4609
Medical Physics*	MED PHYS	0094-2405
Physica Medica: European Journal of Medical Physics*	PHYS. MEDICA.	1120-1797
Physical & Engineering Sciences In Medicine	PHYS. ENG. SCI. MED.	0158-9938
Physics & Imaging in Radiation Oncology	PHIRO	2405-6316
Physics in Medicine & Biology*	PHYS MED BIOL	0031-9155
Polish Journal of Medical Physics and Engineering	PJMPE	1898-0309

Başlık	Kısa Başlık	ISSN
Practical Radiation Oncology*	PRACT RADIAT ONCOL	1879-8500
Progress in Particle and Nuclear Physics*	PROG PART NUCL PHYS	0146-6410
Radiation Measurements	RADIAT. MEAS.	1350-4487
Radiation Oncology Journal	RADIAT ONCOL J.	2234-1900
Radiation Oncology*	RADIAT ONCOL	1748-717X
Radiation Physics and Chemistry	RADPHYSCHEM	0969-806X
Radiation Research*	RADIAT RES	0033-7587
Radiotherapy and Oncology*	RADIOTHER ONCOL	0167-8140
Seminars In Radiation Oncology*	SEMIN RADIAT ONCOL	1053-4296
The Lancet Oncology*	LANCET ONCOL	1470-2045
Turkish Journal Of Oncology	T J ONCOL	1300-7467

*TUBİTAK tarafından yayın desteği verilen dergiler.

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.

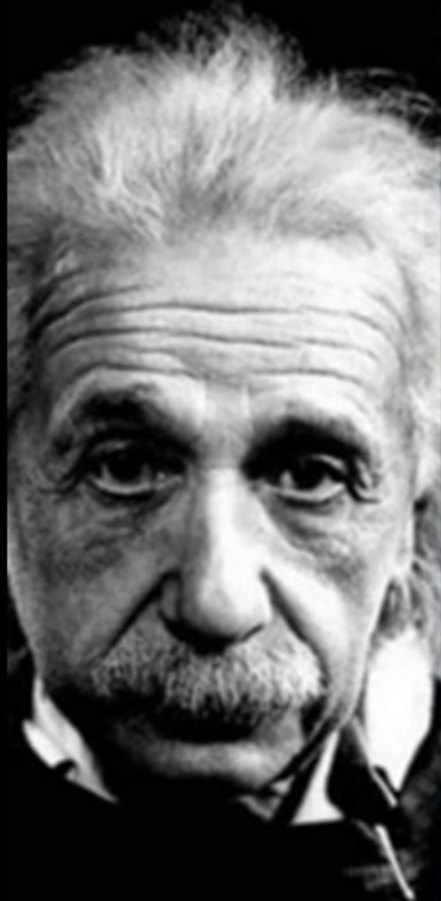
Eğer siz de "Bir fikrim var" diye düşünüyorsanız ve eğer içinizden kendi kendinize "Bunu yazmalıyım" diyorsanız, şevkinizi kırmayın ve iletişim adresimizden bizimle irtibata geçin...

Siz, değerli meslektaşlarımızı yazarımız olarak bekliyoruz.



14th March

Today is an important day because...



Albert Einstein
was born on this
day in 1879



Prof. Hawking
left us on this
day in 2018.

IG: @ASTROGEEKZ



Today is Pi
Day! (3/14)

14 MART: Albert Einstein'in Doğum günü,
Hawking'in Ölüm Yıldönümü, Pi Günü