

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERGİ

MART - NİSAN 2023

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 44



Sayımızı, 6 Şubat depreminde kaybettiğimiz meslektaşımız Med. Fiz. Uzm. İREM KAPTAN arkadaşımıza adıyoruz.

BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ: 7 OCAK 2023 / OLAĞANÜSTÜ GENEL KURUL VE TÜZÜK DEĞİŞİKLİĞİ YENİ AÇILIMLAR, YENİ BEKLENTİLER
- ESTRO-ACROP KLAVUZU: UZLAŞILMIŞ UZMAN GÖRÜŞÜNE DAYALI, ONLINE MRG REHBERLİĞİNDE RADYOTERAPİ SİSTEMLERİ KALİTE GÜVENCESİ VE MEDİKAL FİZİK DEVREYE ALMA İŞLEMLERİ
- BİR FİZİK SİMÜLASYONU YAZILIMI: GEANT4'E BAKIŞ

BAŞ EDITÖR

Haluk Orhun

orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

Abdullah Yeşil

asyesil@gmail.com

Boran M. Güngör

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Evren Üzümlü

evrenuzumlu@hotmail.com

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçükçuk

halilkucucuk@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Tuğba Hacıosmanoğlu

tubiki76@yahoo.com.tr

DERGİ TASARIM VE YAZI

Ebru Oruç Bakır

Ezgi Kiraz Ergen

Eray Ergen

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

-Anatolia Serkizyan -N. Mehtap Akın

-Aydın Çakır -Oğuzhan

-Boran M. Güngör -Ayrançioğlu

-Emel -Recep Bozca

Hacislamoğulları -Rukiye Çakır

-Evren Üzümlü -Haliloğlu

-İlkay Serbez -Serap Çatlı Dinç

-M. Ertuğrul Ertürk -Sibel Karaca

-Meltem Şen

-Muharrem Kaptan (Yazarlar harf

-Mustafa Güleç sıralamasına göre

sıralanmıştır.)

SOSYAL MEDYA

Aykut Oğuz Konuk

Yılmaz Şahin

İÇİNDEKİLER

- İREM'İN ANISINA
- MERHABA
- MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ: 7 OCAK 2023 / OLAĞANÜSTÜ GENEL KURUL VE TÜZÜK DEĞİŞİKLİĞİ YENİ AÇILIMLAR, YENİ BEKLENTİLER
- KSBÜ EVLİYA ÇELEBİ EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİ
- ESTRO-ACROP KLAVUZU: UZLAŞILMIŞ UZMAN GÖRÜŞÜNE DAYALI, ONLİNE MRG REHBERLİĞİNDE RADYOTERAPİ SİSTEMLERİ KALİTE GÜVENCESİ VE MEDİKAL FİZİK DEVREYE ALMA İŞLEMLERİ
- KİTAP TANITIMI: YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE ÖNE ÇIKAN ARAŞTIRMALAR
- AAPM TG-219: IMRT İÇİN BAĞIMSIZ HESAPLAMA TABANLI DOZ/MU DOĞRULAMASI
- EMERİTUS PROF. DR. FAİZ M. KHAN: MEDİKAL FİZİK ALANINDA BİR DUAYEN
- BİR HİPOFRAKSİYONASYON HİKAYESİ VE DUVARDAKİ TABLO
- MACARİSTAN'DA MEDİKAL FİZİKÇİ OLMAK
- MR- LİNAKTA İŞ AKIŞI VE RADYOTERAPİ TEKNİKLERİNİN ROLÜ
- MEDİKAL FİZİKTE LİSANSÜSTÜ EĞİTİM İÇİN AKADEMİK PROGRAM ÖNERİLERİ: AAPM RAPOR NO. 365 (RAPOR NO. 197'NİN REVİZYONU)
- Mr. MANFRED WELLHÖFER (17.06.1937 – 20.07.2022)
- RADYASYON ONKOLOJİSİ KAZA ÖĞRENME SİSTEMİ-6
- BİR FİZİK SİMÜLASYONU YAZILIMI: GEANT4'E BAKIŞ

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medikalfizik.org

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

BASIM

e-kopya

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR

YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

İREM'İN ANISINA

Not: Yazarımız İrem'in babası Muharrem Kaptan'a çok teşekkür eder, saygılarımızı ve baş sağlığı dileklerimizi iletiriz.

İrem, memur anne ve babanın ilk çocuğu olarak 23 Mart 1992 Pazartesi günü Samsun'da dünyaya geldi. İlkokula başladığı yıla kadar çocukluğu Samsun'da geçti. 1998-1999 yılında Gümüşhane Gazipaşa İlkokulunda öğrenim hayatına başladı. İlkokul 1, 2 ve 3. sınıfları burada okudu. İlkokul 4. Sınıfı 2001-2002 yılları arasında Niğde Cumhuriyet İlkokulunda okudu. 2002-2003 Eğitim Öğretim yılında 5. Sınıfı Mersin Yenişehir Çankaya İlkokulunda okudu. Ortaokul eğitim ve öğretimine 2003-2004 yılında Ankara Çankaya Keklik Pınarı Ahmet Yesevi Ortaokulunda başlayıp, 2006 yılında buradan mezun oldu. 2006-2007 Lise Eğitim Öğretimine Çankaya Anıttepe Lisesinde başlayıp 2010 yılında buradan mezun oldu. 2010-2011 Eğitim Öğretimine Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünde başlayıp 2016 yılında Üniversiteden mezun oldu.



(GATA) Radyasyon Onkolojisi Radyoterapi Fiziği Bölümünde Yüksek Lisansa başlayıp 2020-2021 yılında buradan mezun oldu. 2021 yılı Eylül ayında meme kanseri üzerine tezini verip, tezi yayınlandıktan sonra aynı yıl Sağlık Bakanlığının 27 Sağlık Fizikçisi alımı ilanı için başvurdu. 2020 yılı KPSS puanına göre Hatay Eğitim ve Araştırma Hastanesine Sağlık Fizikçisi olarak ataması yapıldı ve 7 Şubat 2022 de burada görevine başladı.



İrem eğitimden geri kalan ve boş zamanlarında üniversitenin ilk yıllarında amatör olarak tiyatro ile ilgilenmiştir. Doğayı ve hayvanları çok severdi. Kadife isminde birde kedisi vardı. Tarih ve özellikle mitolojiye meraklıydı. Müze ve antik kentleri gezmeyi severdi. Arkadaşları ile çok vakit geçirirdi.

Üniversite mezuniyetinden sonra, Ankara'da kısa sürelerle birkaç özel firmada çalıştı. 2018-2019 Eğitim Öğretim yılında Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi



dairede yatağında depreme yakalandı. Depremden 7 gün sonra 12 Şubat 2023 Pazar günü enkazdan çıkarıldı ve 13 Şubat 2023 Pazartesi günü öğle namazından sonra Çankırı İli İlgaz İlçesi Belören Köyünde toprağa verildi. İrem KAPTAN bekar olup, geriye annesi, babası ve kız kardeşini bırakmıştır.

ALLAH RAHMET EYLESİN, RUHU ŞAD OLSUN.

Annesi: Aysel KAPTAN

Kardeşi: İdil KAPTAN

Babası: Muharrem KAPTAN



Mesleğinde tam bir yılı tamamladığı gün 6 Şubat 2023 Pazartesi günü saat 04:17 deki Kahramanmaraş depreminde Hatay Ürgen Paşa Mahallesi Atatürk Caddesi 18. Sokak Yurtcan Apartmanı 16/7 no'lu

MERHABA

6 Şubat Depremi

6 Şubat depremi ülkemizin yaşadığı büyük felaketlerden birisi. Medikal Fizik toplumu da üyelerinden biri olan meslektaşımız ve Antakya'da görevli Medikal Fizik Uzmanı **İrem Kaptan**'ı bu depremde kaybetti. Anısı önünde saygı ile eğiliyoruz. Acımız büyük, ailesine ve medikal fizik toplumuna başsağlığı dileklerimizi tekrar iletiyoruz.

MedFiz@Online e-dergisi olarak, arkadaşımızı, meslektaşımızı hatırlamak, ileriki günlere taşımak için elinizdeki 44. Sayımızı "**İrem Kaptan**" özel sayısı olarak sizlere sunmaya karar verdik. İrem Kaptan'ın babası Sn. Muharrem Kaptan, dergimizden yayınlanmak üzere kızı ile ilgili bir yazı yazdı. Bir anlamda vedalaştı. Sonsuzluğa uğurladı. Bizler de İrem Kaptan'ı hep hatırlayacağız.



İrem Kaptan Kadife adını verdiği kedisini ile.

Bu deprem, bir dolu dersler içeriyor. Tedavi ve teşhis amaçlı X ışını ve radyasyon yayan cihazların acil durum plan dokümanlarının bir kez daha gözden

geçirilmesini, güncellenmesini, radyasyon onkolojisi planlarının son depremden sonra bir kez daha değerlendirilmesini gerekli kılıyor. Bu olayı bir ders çıkarmaya dönüştürmek çok önemli bir görev olarak karşımızda duruyor.

Medikal Fizik Derneği, bir meslek örgütü olarak, depremin sıcak günlerinde, deprem bölgelerinde yaşayan meslektaşlarının son durumunu izledi, tüm üyelerine çok değerli bilgiler iletti, radyoterapi bölümlerinin etkilenme durumları hakkında bilgi verdi. Tedavileri aksayan hastalar için çözüm yolları geliştirdi. İyi günlerin yanında kara gün dostu olmak kolay iş değil.

Medikal Fizik Haftası

IOMP (International Organisation of Medical Physics), 2023 yılı **Uluslararası Medikal Fizik Haftası**'nı Nisan 24-28 günleri arasında kutlamaya karar verdi.

IOMP Başkanı **John Damilakis**, bu nedenle aşağıdaki mesajı yayınladı. Mesaj özetle şöyle:

"Medikal Fizik Haftası, medikal fiziğin bilimsel ve profesyonel topluluklarının, medikal fiziğin gelişmesi için etkinlikler düzenlemesi için büyük bir fırsattır. Sağlık çalışanları ve kamuoyu, medikal fizikçilerin klinik rolünü ve hastaneler için neden gerekli olduğunu anlamaktadır. Fizik lisans öğrencileri medikal fizik kariyer yolunu tanımaktadırlar. Sağlık otoriteleri ve hastane yönetimleri, bir medikal fizikçi olmadan nelerin yanlış gidebileceğini bilmektedirler. Örneğin, klinik olarak uzman medikal fizikçiler olmadan bazı

medikal prosedürlerin ciddi olaylara ve kazalara yol açabileceğini biliyorlar diye düşünüyoruz. Önceki yıllarda olduğu gibi, bilginin anında sınırları aştığı bir dünyada, yeni yöntemler, politikalar ve faaliyetler öğrenmek mesleğimizin başarısı için kritik önem taşıyor. IOMP, bölgesel organizasyonları ve ulusal üye organizasyonlarını, medikal fizik konusunun küresel olarak tanıtılmasıyla sonuçlanacak etkinlikler düzenlemeye teşvik edilmektedir. Her yıl bu etkinlikle ilişkili faaliyetlerin sayısının artması ve medikal fiziğin ve medikal fizikçilerin sağlık hizmetindeki rolünün daha fazla uluslararası düzeyde anlaşılmasına katkıda bulunması beklenmektedir. Uluslararası Medikal Fizik Haftasını sizlerle birlikte kutlamak benim için bir ayrıcalıktır."

IOMP Başkan Yardımcısı **Eva Bezak** ise Uluslararası Medikal Fizik Haftası hakkında aşağıdaki açıklamayı yaptı:

"IOMP' un 60 yılı, medikal fizik mesleğinin uluslararası alanda sadece sayısal olarak büyümesiyle değil, aynı zamanda tıp bilimlerinin ve ilgili teknolojilerin ilerlemesine önemli ölçüde katkıda bulunan bir meslek olarak tanınmasıyla da karakterize edilmiştir.

Webinar tekliflerimizin, medikal fizik mesleğinin diğer yerel ve/veya ulusal kutlamalarını güzel bir şekilde tamamlayacağını, uluslararası meslektaşlarınızla çevrimiçi olarak tanışmanıza, selamlaşmanıza, ilginç konular ve alanlarımızdaki en son gelişmeler hakkında daha fazla bilgi edinmenize olanak sağlayacağını umuyoruz. Güncel medikal fizik araştırmaları, teknik gelişmeler, klinik faaliyetler ve hatta uluslararası medikal fizikçilerin eğitimi ve sertifikasyonu ile ilgili mesleki konular hakkındaki bilgilerinizi genişletmek için birincil uzmanlık alanınız olmayanlar da dahil

olmak üzere sunulan tüm konulara katılmanızı teşvik ediyoruz."

IOMP'un Medikal Fizik Haftası nedeniyle düzenleyeceği 5 webinar, IOPM'un web sitesinde bulunmaktadır.



IOMP Afisi Hakkında:

IOMP Afisi Uluslararası Medikal Haftası nedeniyle, yapılacak etkinliklere ilişkin önerileri sunuyor.

Sırayla tercüme etmeye çalışalım. İlgili ve yetkililerle toplantı yapalım, Eğitim programları hazırlayalım, Başarılarımız hakkında yazılar yazalım, Telekonferanslar planlayalım, Zorluklarımızla yüzleşme ve mücadele etme planlarını gerçekleştirilelim, Hasta güvenliğini sağlayalım, Hepsi gerekiyor.

Uluslararası Başarılar:

Dergimiz kadrosunda yer alan, Yılmaz Şahin arkadaşımızın "**Göz kapağı ve çevresinde oluşan**

tümörlerde kornea ve lensin korunması için kişiye özel göz koruma bloğu” patent başvurusu Fikri Mülkiyet Projesi kapsamında kabul edildi ve üniversite tarafından onaylandı. Arkadaşımıza çalışması nedeniyle Atatürk Üniversitesi tarafından teşvik ödülü verildi. Kendisini kutluyoruz.

Yine Dergimiz kadrosunda yer alan Recep Kandemir ve arkadaşlarının **“The software a graphical user interface for GAMOS: Basic training and Educational tool for medical physics”** başlıklı makalesi **“Polish Journal of Medical Physics”** Dergisinin Mart 2023 sayısında yayınlanmıştır. Bu tür uluslararası başarılar bizleri onurlandırmaktadır.

Radyasyon Onkolojisi Alanında 2023 yılı **“International Best Researcher Award”** ödülü, Haydarpaşa Numune Hastanesi E.A.H Radyasyon Onkolojisi’inde görev yapan meslektaşımız Doç.Dr. Serhat Aras ve arkadaşlarına **“Radioprotective effects of melatonin against varying dose rates on radiotherapy-induced salivary gland damage scintigraphy findings”** makalesi ile verildi. Başarılı ekibimizi tebrik ediyoruz.

TROD Yeni Başkanını Seçti:

Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Genel Kurulu sonrası Başkanlığa Prof. Dr. Uğur Selek seçilirken bir sonraki dönemin Başkanı olarak Prof. Dr. Banu Atalar’ı Başkan Yardımcılığı görevine seçimle getirildi.

Yeni TROD Yönetimine MedFiz@Online Dergisi olarak güzel ve başarılı bir yeni dönem diliyoruz.

Yeni sayımızda buluşmak üzere.

Saygılarımızla.

Haluk ORHUN

MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ: 7 OCAK 2023 / OLAĞANÜSTÜ GENEL KURUL VE TÜZÜK DEĞİŞİKLİĞİ, YENİ AÇILIMLAR, YENİ BEKLENTİLER



Dernek genel kurulu, geleceğe bir hatıra.

Doç. Dr. Aydın Çakır (Dernek Başkanı)

Doç. Dr. Emel Hacislimoğulları (Dernek Yönetim Kurulu Üyesi)

Dernek tüzükleri sivil toplum kuruluşunun anayasası olarak bilinir ve ilgili kanunların emredici hükümlerine uyularak oluşturulur. Dernek tüzüklerinde, gelir yöntemi, yürütülen faaliyet çalışmaları, olağan şekilde yapılan kurul toplantıları, derneğe üye olma ve dernek üyeliğinden çıkma gibi koşullar yer almaktadır.

Her derneğin kuruluşunda, dernek tüzüğünde aşağıdaki hususları içeren maddeler bulunmalıdır.

- Derneğin adı ve merkezi,
- Derneğin amacı ve bu amacı gerçekleştirmek için dernekçe sürdürülecek çalışma konuları ve çalışma biçimleri ile faaliyet alanı,
- Derneğe üye olma ve üyelikten çıkmanın şart ve şekilleri,

- Genel kurulun toplanma şekli ve zamanı,
- Genel kurulun görevleri, yetkileri, oy kullanma ve karar alma usul ve şekilleri,
- Yönetim ve denetim kurullarının görev ve yetkileri, ne suretle seçileceği, asıl ve yedek üye sayısı,
- Derneğin şubesinin bulunup bulunmayacağı, bulunacak ise şubelerin nasıl kurulacağı, görev ve yetkileri ile dernek genel kurulunda nasıl temsil edileceği,
- Üyelerin ödeyecekleri giriş ve yıllık aidat miktarının belirlenme şekli,
- Derneğin borçlanma usulleri,
- Derneğin iç denetim şekilleri,
- Tüzüğün ne şekilde değiştirileceği,
- Derneğin feshi halinde mal varlığının tasfiye

Dernek tüzüğünde kanunların emredici hükümlerine aykırı olmamak şartıyla başka hükümlere de yer verilebilir.

Tüzük değişiklikleri, Yönetim Kurulunun aldığı karar doğrultusunda, tüm dernek üyelerinin çağrı usulüyle bilgilendirilmesi ile başlatılır. Derneğimiz bu amaçla 5 Aralık 2022'de yapılan ilk duyuru ile dernek üyelerimizi tüzük değişikliği konusunda bilgilendirmiştir.

Yapılan bu duyuruda, ilk olağanüstü toplantı tarihi olarak belirlenen 17 Aralık 2022 günü çoğunluk sağlanamadığından, ikinci toplantı tarihi olarak belirlenen 7 Ocak 2023 günü üyelerimizin katılımıyla Olağanüstü Genel Kurul toplantımız İstanbul'da gerçekleşmiştir.

Toplantı günü divan başkanlığına Nadir Küçük' ün seçilmesi ve ardından Esra Küçükmorkoç ve Mustafa Çağlar' ın katip olarak atanmasının ardından, tüzüğümüzde değiştirilmesi düşünülen tüm maddelerin eski ve yeni halleri tek tek okunarak açık oylamaya sunulmuştur. Dernek tüzüğümüzde gerçekleşen başlıca değişiklikler aşağıda verilmiştir.

Yönetim kurulu başkanının seçimi: Mevcut tüzüğümüzde Yönetim Kurulu başkanı yedi kişilik yönetim kurulu üyeleri arasından, aldığı oy çokluğuna bakılmaksızın yönetim kurulu üyeleri arasından seçilirdi. Yeni tüzüğe eklenen geçici madde ile birlikte, 2023 yılı Kasım-Aralık ayında yapılacak olağan genel kurul toplantısında Yönetim Kurulu Başkanı bir defaya mahsus olmak üzere, **ilk kez doğrudan seçilecektir**. 2023 yılı seçiminde Yönetim Kurulu Başkanı seçimine ek olarak, **gelecek dönem başkanı** (2. başkan) ve yönetim kurulu üyeleri seçimi de yapılacaktır. 2023

seçimi doğrudan Yönetim Kurulu Başkanlığı için yapılan ilk ve son seçim olacaktır. Bundan sonraki süreçte Yönetim Kurulu başkanı seçimi yapılmayacaktır. Yeni tüzük ile birlikte 2023 yılından sonraki seçimlerde sadece gelecek dönem başkanı ve yönetim kurulu üyeleri seçimi yapılacaktır ve bir önceki dönem gelecek dönem başkanlığına seçilen kişi otomatik olarak Yönetim Kurulu Başkanı olacaktır.

Gelecek dönem başkanı; Dernek yönetim kuruluna bir sonraki dönemde başkanlık edecek kişidir. Dernek tüzüğümüzdeki bu değişiklik, dernek hafızasının güçlendirilmesini sağlamak amacı ile yapılmıştır. Derneklerde bir önceki dönemde yapılan işlerin devamı ve çok önemli bir konu olan bilgi aktarımı için bu yöntem akılda kalıcılık sağlamaktadır. Gelecek dönem başkanı, seçildiği seçim dönemi sonuna kadar Yönetim Kurulunda bulunur. Yeni yapılacak seçim ile birlikte yeni yönetim kuruluna başkanlık eder. Görevi bir sonraki seçim dönemi sonunda biter ve artık Önceki Dönem Başkanı (Eski başkan) olarak anılır.

Tüzüğümüzde yaptığımız bir diğer ve önemli değişiklik derneğimize bağlı Ankara Şubesinin kapatılmasıdır. Şubenin kapatılması üye kayıtlarının tek merkezden yapılması ve derneğin kanuni muhatap sayıldığı durumlarda tek adres gösterilmesi hususunda önemlidir.

Yeni tüzüğümüzdeki diğer önemli yenilikleri arasında, 5 üyeden oluşacak "Etik ve Onur Kurulu" nun kurulması ve Radyasyon Onkologları, Radyobiologlar ve yabancı uyruklu Medikal Fizikçilerin "Yardımcı Üye" adı altında derneğimize üye olabilme kararlarıdır.

Tüzük değişikliği ile ilgili olarak İstanbul Valiliği İl Sivil Toplumla İlişkiler Müdürlüğü'ne yaptığımız

müracaatımız sonucu, 15 Mart 2023 günü E-87385697-450-402706 sayılı belge ile onaylanıp yürürlüğe girmiştir.

Tüzük değişikliğimiz için destek veren tüm meslektaşlarımıza teşekkür eder, mesleğimizin temsilcisi derneğimizin birçok konuda atacağı öncü adımlar ile daha saygın bir kuruma dönüşebilmesi için gerekenlerin yapılması konusunda daha güçlü desteklerinizi beklediğimizi belirtmek isteriz.



Genel Kurul Toplantısı: Oylar gelecek için.

KSBÜ EVLİYA ÇELEBİ EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİ



Med. Fiz. Uzm. Rukiye Çakır Haliloğlu

KSBÜ Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniği 2016 yılında hizmete başlamış olup, Kütahya'da radyoterapi alanında hizmet veren ilk ve tek merkezdir. Kurulduğu günden bu yana sadece Kütahya'da değil çevre illerden de hasta kabul eden Radyasyon Onkolojisi kliniği başarılı tedavileriyle hizmete devam etmektedir. Kliniğimizde 2 doktor öğretim üyesi, 3 medikal fizik uzmanı, 8 radyoterapi teknikeri, 1 tıbbi sekreter ve 1 yardımcı personel ile Kütahya merkezde bulunan KSBÜ Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi ana binada hizmet verilmektedir.

Cihazlarımız;

- Varian Clinac IX Lineer hızlandırıcı cihazı

- * 6 MV,15 MV foton enerjileri
- * 6,9,12,15,18 MeV elektron enerjileri
- * 120 MLC Millenium
- * Portal vision
- * RapidArc, Dinamik IMRT
- * On Board Imager
- * Dynamic Wedge
- 2 adet Eclipse 13.7 TPS
- TOSHIBA Aquilion LB 4D CT Simülatör
 - * 70 cm FOV
 - * 90 cm gantry açıklığı

Dozimetrik Ekipmanlarımız;

- Sun Nuclear 3D Scanner (20 dk'nın altında set-up süresi, SSD 100 cm, 30 cm derinlikte 40*40 alanda tankı oynatmadan 650 mm tarama

özelliği)

- Sun Nuclear Arccheck
- Sun Nuclear PC Elektrometer
- Sun Nuclear iyon odası
- Relatif dozimetri için:SNC 125cc iyon odası
- Absolute dozimetri için: [SNC350P iyon odası (elektron dozimetri),SNC 600C iyon odası (foton dozimetri)]
- 30*30 boyutlarında RW3 katı fantomu

Klinik Kadro;

- Dr. Öğr. Üyesi Ali Türk
- Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Gürol Celasun

Medikal Fizik Uzmanları;

- Rukiye Çakır Haliloğlu
- Erhan Doğan
- Elif Yeşil

Radyoterapi Teknikerleri;

- Tuba Bastan
- Ömer Akdağ
- brahim Öğdü
- Eyüp Az
- Burcu Nur Pekdemir
- Nihal Yıldırım
- Ebru Yıldırım
- Hümeysra Kansu

Tıbbi Sekreter : Merve Aygün

Yardımcı Personel : Fatma Yalçın



Med. Fiz. Uzm. Rukiye Çakır Haliloğlu

2013 Yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünden mezun oldu. 2018 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini enstitü 1.si olarak tamamladı. 2020 yılında KSBÜ Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesinde göreve başladı ve halen görevine devam etmektedir. Evli ve 2 çocuk annesidir.

ESTRO-ACROP KLAVUZU: UZLAŞILMIŞ UZMAN GÖRÜŞÜNE DAYALI, ONLINE MRG REHBERLİĞİNDE RADYOTERAPİ SİSTEMLERİ KALİTE GÜVENCESİ VE MEDİKAL FİZİK DEVREYE ALMA İŞLEMLERİ

Radiotherapy and Oncology 181 (2023) 109504

Contents lists available at [ScienceDirect](#)

Radiotherapy and Oncology

journal homepage: www.thegreenjournal.com

Original Article

An ESTRO-ACROP guideline on quality assurance and medical physics commissioning of online MRI guided radiotherapy systems based on a consensus expert opinion

Stephanie Tanadini-Lang^{a,*}, Geoff Budgell^b, Omar Bohoudi^c, Stefanie Corradini^d, Davide Cusumano^{e,f}, Görkem Güngör^g, Linda G.W. Kerkmeijer^g, Faisal Mahmood^{h,i}, Simeon Nill^j, Miguel A. Palacios^c, Michael Reiner^d, Daniela Thorwarth^k, Lotte Wilke^a, Jochem Wolthaus^m

^aDepartment of Radiation Oncology, University Hospital Zurich, University of Zurich, 8091 Zurich, Switzerland; ^bChristie Medical Physics and Engineering, The Christie NHS Foundation Trust, Wilmslow Road, Manchester M20 4BX, UK; ^cAmsterdam UMC, Vrije Universiteit Medical Centre, Dept. of Radiation Oncology, de Boelelaan 1117, 1081 HV Amsterdam, the Netherlands; ^dDepartment of Radiation Oncology, University Hospital, LMU Munich, 81377 Munich, Germany; ^eFondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS, Rome, Italy; ^fMater Olbia Hospital, Olbia, SS, Italy; ^gDepartment of Radiation Oncology, Radboud University Medical Center Nijmegen, the Netherlands; ^hLaboratory of Radiation Physics, Department of Oncology, Odense University Hospital, Odense, Denmark; ⁱDepartment of Clinical Research, University of Southern Denmark, Odense, Denmark; ^jThe Joint Department of Physics, The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden NHS Foundation Trust, London, UK; ^kSection for Biomedical Physics, Department of Radiation Oncology, University of Tübingen, Tübingen, Germany; ^lDepartment of Medical Physics, Graduate School of Health Sciences, Istanbul Medipol University, Istanbul, Turkey

Med. Fiz. Uz. Anatolia Serkizyan

Online Manyetik Rezonans Görüntü (MRG) Rehberliğinde Radyoterapi (MRgRT), son yıllarda klinik kullanım için onaylanan iki MRG lineer hızlandırıcı (MR Linac) sistemi ile dikkat çeken yeni bir tedavi yaklaşımıdır. Unity sistemi (Elekta AB, Stockholm, İsveç) 7 MV düzleştirici filtresiz (FFF) lineer hızlandırıcı ile 1.5 T mıknatısı, MRIDIAN sistemi (Viewray Inc, Mountain View, California ABD) ise 0.35T mıknatısı ile 6 MV FFF lineer hızlandırıcıyı birleştiriyor.

Her iki sistemde de manyetik alan, kranial kaudal hasta ekseninde radyasyona dik bir şekilde yöneltilmiştir. Araştırmacılar, iki farklı kanıtlanmış konseptde MR Linac daha geliştirmişlerdir, ancak şu anda klinik kullanımda değildirler.

MRgRT sistemlerinin ana avantajları daha iyi yumuşak doku görüntülemesi ve fraksiyonel hareketlerin

takibinin sağlanmasıdır. Bu sistemler hızlı yazılım çözümleri ile tedavi esnasında, tedavi masasında adaptif radyoterapi ve nefes hareketinin yönetimini gerçekleştirme imkanı sağlamaktadır.

Bilgisayarlı tomografi (CT) tabanlı radyoterapi sistemlerinin, teşhis amaçlı ve radyoterapi tedavi planlamasında kullanılan MR tarayıcılarının Kalite Güvencesi (QA) ve kabul testleri konusunda çeşitli yönergeler bulunmaktadır. Ancak, MRgRT sistemleri için güncel kabul testleri ve Kalite Güvencesi yönergeleri bulunmamaktadır.

Bu konsensusun amacı, MRgRT sistemi için, devreye alma sırasındaki kabul testlerini, rutin Kalite Güvencesi testlerini ve bir MRgRT sisteminin kurulumu ve kabul testleri için önemli medikal fizik yönlerini tanımlamaktır. Bu öneri, lineer hızlandırıcılar, stereotaktik tedaviler ve MR tarayıcılara odaklanan mevcut yönergelere ek olarak hazırlanmıştır.

Materyal ve Metodlar

MRgRT'de deneyimli on medikal fizikçi ve iki radyasyon onkoloğu, üç turdan oluşan konsensüs uzman görüşüne katılmıştır. Katılımcılar, iki ticari sistemden birine karşı önyargılı olmadıkları varsayılarak ve MRgRT sistemlerinden en az birinde deneyim sahibi olmalarına göre seçilmiştir. Fikir birliği bulma sürecinin ilk turunda, MRgRT sistemleri için Kalite Güvencesi ve kabul testleri ile ilgili önemli prosedürler ve kurulum sırasında medikal fizik için önemli olan hususlar belirtilmiştir.

MRgRT ve konvansiyonel Linaklar arasında aynı olan güvenlik ve radyasyon ışını işlevselliğinin birçok yönü vardır, bu nedenle bu testler için izlenmesi gereken QA'ler üzerine tavsiyelere atıfta bulunulmuştur. Adaptif planlama sürecindeki QA ve hastaya özel QA dahil edilmemiştir. Tüm bilgiler ek bir fizikçi tarafından özetlenmiştir ve tüm katılımcılara gönderilmiştir. Bir sonraki turda, on iki katılımcı, iki MRgRT sistemine uygun olacak şekilde, QA testlerinin önemine ve tavsiye edilen uygulama sıklıklarına karar vermişlerdir.

Oylama yapılan hususta katılımcıların %66'sından fazlasının aynı oyu kullanması sonucu anlaşma kabul edilmiştir. Sonuçlar tüm katılımcılara gönderilmiş ve ortak olarak tartışılıp netleştirilmiştir. Daha sonra, ikinci turda fikir birliğine varılamayan tüm sorular için üçüncü tur oylama yapılmıştır. Oylama şartları tekrarlanmıştır, elde edilen anlaşma sonuçları özetlenmiştir.

Sonuçlar

İlk turda, devreye alma ve rutin QA için önemli olan 24 QA testi belirlenmiştir. CT tabanlı RT sistemleri ile MRgRT sistemleri karşılaştırılıp, devreye alma sırasındaki yapı ile ilgili hususlar, iş akışı geliştirmeleri

ve eğitimler hakkında toplam on bir husus kategorize edilmiştir. QA testleri, Linak performansı ile ilgili dört testten, MR tarayıcının kalite kontrolü için dokuz testten, tarayıcı ile lineer hızlandırıcı arasındaki etkileşimi kontrol etmek için yedi testten ve diğer konuları içeren dört testten oluşmuştur. Sonraki iki turda, bu testlerin önemleri, önerilen kontrol sıklıkları ve iki MRgRT sistemi için de uygunluğu konusunda fikir birliğinde bulunulmuştur. (Tablo 1)

Devreye alma sırasında önemli olarak tanımlanan on bir husustan sekiz tanesinin önemi üzerinde fikir birliğine varılmıştır. (Tablo 2) Bunlardan 6 tanesi iş akışlarının tanımıyla ilgilidir. Güvenlik eğitimi, risk analizi gibi hususların gerekliliği üzerine ortak karara varılmıştır. Aynı zamanda yalnızca elektron yoğunluklarının kontrol edilmesi adımı bir fizikçinin sorumlu olması gerektiğine karar verilmiştir.

Linak Kasasının Tasarımı

NCRP151 raporu mevcut iki MRgRT sistemini de kapsamaktadır. Radyasyondan korunma protokolleri ve zırhlama tasarımları CT tabanlı RT sistemleri ile aynıdır. Ancak Faraday kafesinin tasarımına özellikle dikkat edilmesi gerekmektedir.

Unity sistemindeki lineer hızlandırıcı, Linak ve MRG sisteminin radyofrekans etkileşimi ile başa çıkmak için kafesin dışına yerleştirilmiştir. MRIdian sisteminde ise lineer hızlandırıcı kafesin içinde bulunur ve yüksek frekans yayan bileşenler, gantry üzerinde simetrik olarak yerleştirilmiş altı izole koruyucu bölme içine yerleştirilmiştir.

Konsensus sürecinin ilk turunda, Linak kasasının inşasında metal dedektörlerin ve söndürme borusunun kurulumunun önemine değinilmiştir.

Table 1
Recommended QA tests during commissioning and routine MR Linac QA including recommended frequencies. Whenever no agreement (agreement was defined as > 66 %) in the consensus expert opinion was achieved, the most frequently stated answers are noted and in () the percentage of participants voting for this specific answer.

Category	QA Test	Important during commissioning?	Important for Routine QA?	Recommended Frequency	Specific to?
Linac	Water phantom measurements at 0 T	Not important (55.6 %), good to look at if time allows (22.2 %)	no	NA	all systems
Linac	Table transmission	must be done	no	NA	all systems
Linac	Bridge and coil transmission	must be done	no	NA	all systems
MR scanner	B0-field homogeneity	must be done	yes	monthly (44.4 %), weekly (44.4 %)	all systems
MR scanner	Cage and RF interference	must be done	yes	annually	all systems
MR scanner	Slice position and slice thickness accuracy	must be done	yes	monthly	all systems
MR scanner	Image contrast (high contrast resolution, low contrast and low contrast detectability)	must be done	yes	monthly	all systems
MR scanner	Uniformity and SNR for the body coil (bore)	must be done	yes	monthly	all systems
MR scanner	Uniformity and SNR for all clinically used coils	must be done	yes	monthly	all systems
MR scanner	MR spatial integrity	must be done	yes	monthly	all systems
MR scanner	MR spatial integrity in 2D fluoroscopy	must be done	yes	quarterly	all systems
MR scanner	MR artefacts, such as ghosting	must be done	yes	quarterly (44.4 %), annually (33.3 %)	all systems
Interaction	Alignment MR isocenter to beam isocenter	must be done	yes	monthly (44.4 %), weekly (44.4 %)	all systems
Interaction	Dependence of the MR isocenter on movable parts in particular as a function of the gantry angle	must be done	yes	annually (44.4 %), quarterly (33.3 %)	all systems
Interaction	MR distortion dependent on gantry angle	must be done	yes	annually	all systems
Interaction	Cryostat attenuation and inhomogeneity	must be done	yes (55.6 %), no (44.4 %)	annually (55.5 %)	ELEKTA system
Interaction	Gantry angle dependent relative dosimetry	must be done	yes	annually	all systems
Interaction	Full end-to-end testing static targets, non-adaptive	must be done	yes	annually (44.4 %), quarterly (22.2 %)	all systems
Interaction	Full end-to-end testing including motion management	must be done	yes	annually	all systems
Interaction	Full end-to-end testing including adaptive re-planning	must be done	yes	(monthly 55.6 %, annually 22.2 %)	all systems
Others	Check of Helium level (if not checked automatically)	must be done	yes	daily (44.4 %), weekly (22.2 %), monthly (22.2 %)	all systems
Others	MRI safety (interlocks, signaling devices, patient monitoring systems)	must be done	yes	daily (55.6 %), monthly (22.2 %)	all systems
Others	Alignment of all isocenters (laser, MV panel, beam, MRI)	must be done	yes	monthly	all systems
Others	Effect of the magnetic field on the symmetry of the linacs in the vault next to the MR Linac (measured during ramp-up of the magnets)	must be done	no	NA	all systems

Table 2
Important aspects during commissioning. Whenever no agreement in the consensus expert opinion was achieved, the most frequently stated answers are noted and in () the percentage of participants voting for this specific answer.

Category	Important aspects during commissioning	Important?	Responsible staff group	Valid for
Building and construction	Installation of metal detectors	Not important (36.4 %), good to look at if time allows (37.3 %), important for early adopters (18.2 %)		all systems
Building and construction	Safe installation of the quench pipe	Very important has to be addressed	Required, but not specifically physics	all systems
Linac	Magnetic correction factors for different detectors	Very important has to be addressed	Physics (55.6 %), Required, but not specifically physics (11.1 %)	all systems
Linac	Evaluation of the dosimetric effect of airgaps around detectors for phantom measurements	Very important has to be addressed (44.4 %), important for early adopters (33.3 %)		all systems
MR Scanner	Acoustic noise level of scanner	Very important has to be addressed (36.4 %), good to look at if time allows (45.5 %)		all systems
Workflow	Adapt workflows to the fact that airborne electrons and electron streaming is present	Very important has to be addressed	Physics (55.6 %), Required, but not specifically physics (22.2 %)	all systems
Workflow	Teaching of emergency procedures	Very important has to be addressed	Required, but not specifically physics	all systems
Workflow	Screening protocols to declare measurement devices and patient positioning devices as MR safe for example using handheld metal detectors	Very important has to be addressed	Required, but not specifically physics	all systems
Workflow	Workflow for checking the electron density during adaption	Very important has to be addressed	Physics	all systems
Workflow	Plan acceptance criteria during online adaptive workflow	Very important has to be addressed	Physics (45.5 %), Required, but not specifically physics (55.5 %)	all systems
Workflow	Risk analysis	Very important has to be addressed	Physics (27.3 %), Required, but not specifically physics (63.6 %)	all systems

Linak Kasasının Tasarımı

NCRP151 raporu mevcut iki MRgRT sistemini de kapsamaktadır. Radyasyondan korunma protokolleri ve zırlama tasarımları CT tabanlı RT sistemleri ile aynıdır. Ancak Faraday kafesinin tasarımına özellikle dikkat edilmesi gerekmektedir.

Unity sistemindeki lineer hızlandırıcı, Linak ve MRG sisteminin radyofrekans etkileşimi ile başa çıkmak için kafesin dışına yerleştirilmiştir. MRIdian sisteminde ise lineer hızlandırıcı kafesin içinde bulunur ve yüksek frekans yayan bileşenler, gantry üzerinde simetrik olarak yerleştirilmiş altı izole koruyucu bölme içine yerleştirilmiştir.

Konsensus sürecinin ilk turunda, Linak kasasının inşasında metal dedektörlerin ve söndürme borusunun kurulumunun önemine değinilmiştir.

Manyetik alan insanlar için tehlikeli ve ekipman için zararlı olabilir. Mıknatıstan kaynaklanan manyetik alan, ferromanyetik nesnelere üzerinde çekici bir kuvvet uygular. Ferromanyetik nesnelere için Linak kasası girişine, ekran personeli veya hastaların yakınına bir metal dedektör takılmasının gerekip gerekmediği konusunda bir karara varılmamıştır. Bu nedenle bu cihazlar, radyoloji departmanlarından uyarılan iyi oluşturulmuş güvenlik prosedürlerini tamamlamalıdır. Her iki MRgRT sisteminde de ısı oluşumunu minimize etmek için Helyum kullanılır. Helyumun güvenli bir şekilde salınması için bir söndürme borusuna ihtiyaç duyulur.

Linakların Kalite Güvencesi

Konvansiyonel Linaklarda olduğu gibi MRgRT sistemlerinde de radyasyon ışını işlevselliğine dikkat edilmelidir. Bazı ışın üreten ve jawlar gibi ışın

şekillendiren bileşenler yeni tasarlandığından, başlangıçta bu bileşenlerin daha dikkatli bir şekilde gözlenmesi gerekmektedir. Bu nedenle, uluslararası standart kabul testleri ve kalite kontroller yapılmalıdır. Konvansiyonel Linaklar için QA prosedürleri iyi düzenlenmiştir. Bu sebeple, bu çalışmada, MR Linak'a özgü dikkate alınması gereken konular üzerinde durulmuştur. Dozimetrilerde bunlar bordaki ilave manyetik alanın varlığından kaynaklanmaktadır.

Konsensus sürecinin ilk turunda, Linak QA ve dozimetri ile ilgili üç kalite kontrol ve iki husus belirlenmiştir.

Hava boşluklarının dozimetrik etkilerinin ve manyetik düzeltme faktörlerinin değerlendirilmesi, dikkate alınması gereken hususlardandır ve 0 T'de su fantomu ölçümleri, masa iletimi, bridge ve coil iletimi, önerilen QA kontrolleridir. Bu QA kontrolleri için uygulanma sıklıkları belirlenmemiştir. (Tablo 1)

Fantom ölçümlerinde dedektörlerin etrafındaki hava boşluklarının dozimetrik etkisine dikkat edilmelidir. Katı fantomlar kullanılıyorsa, örneğin su veya jel ile doldurularak dedektörün etrafındaki hava boşluklarından kaçınılmalıdır. Düşük alanlarda da küçük hava boşlukları, ölçülen doz verimini %1-2 oranında değiştirebilir. Su fantomlarında ölçüm yapılırken dedektörlerin bitişiğindeki hava kabarcıklarından da kaçınılmalıdır. Manyetik alanlarda mutlak dozimetri için dedektöre özgü manyetik düzeltme faktörleri gereklidir. (Tablo 2) Spesifik manyetik alan şiddeti ve hazne kombinasyonu için düzeltme faktörlerini bulmak üzere literatüre başvurulmalıdır. Bu faktörlerin, gelen ışın ve manyetik alan vektörüne göre, dedektör yönelimi ile değiştiği unutulmamalıdır.

MRIdian sistemi firmadan eksiksiz bir ışın modeliyle birlikte gelmektedir. Unity sisteminde firma, kurulumda ışın verilerini toplar ve ışın modellemesi Elekta tarafından yapılır. Yine de, bu modellerin doğruluğu kullanıcı tarafından dikkatle kontrol edilmelidir.

CT kılavuzlu lineer hızlandırıcıların devreye alınması ve kalite güvencesi ile ilgili tavsiyeleri tamamlamak için üç test önerilmiştir. Devreye alma sırasında masa, bridge ve coiller gibi bileşenler aracılığıyla iletimin kontrol edilmesi gerektiği ancak bunun için düzenli sıklıkta yapılmasına gerek olmadığı konusunda karara varılmıştır (Tablo 1).

Tasarımları gereği, MR Linak ışınları (bazen yüksek oranda) inceltici bileşenlerden geçmek zorundadır, bu nedenle bu bileşenlerin planlama içinde dikkatli bir şekilde modellenmesi gerekir. 0 T'de su fantomu ölçümlerinin önemi konusunda fikir birliğine varılmamıştır. Bunun başlıca sebeplerinden biri, mıknatısların lineer hızlandırıcı kurulmadan önce kurulmasıdır. Bununla birlikte, bu tür ölçümlerin mümkün olması, manyetik alanın etkisinin daha iyi karakterize edilmesini sağlar.

MRG Tarayıcılarının Kalite Güvencesi

MR görüntü kalitesi için bazı gereksinimler radyoloji ve radyoterapide farklılık göstermektedir. Bu farklılıkların en belirgin örneği, radyoterapide uzaysal bütünlüğün önemli olmasıdır, radyolojide ise daha yüksek SNR ve çözünürlük tercih edilir. Ayrıca, radyoterapide, MR simülatörleri için QA sıklığı ve tolerans seviyeleri, yerleşik MR tarayıcılara kıyasla daha kolaydır. Bu bölümde, MR tarayıcılara özel minimum MR QA ve test sıklığı önerileri açıklanmaktadır. Ayrıca, AAPM 100 - 284 Nolu

Raporlarda MRG QA'leri hakkında kapsamlı tavsiyeler bulunabilir.

Konsensüs süreci sırasında yerleşik MR tarayıcının QA'sı ve MR tarayıcıya özgü önemli olan toplam dokuz test belirlenmiştir. MRgRT tedavileri sırasındaki MR görüntüsü, hasta pozisyonlaması, plan adaptasyonu ve güvenli tedavi için birincil görüntüdür. Hatalı uzamsal bilgi, tedavi hacimlerinin şekil ve konumlarının tahmininde belirsizliklere yol açabilir.

Geniş bir görüş alanında geometrik doğruluğu değerlendirmenin önemi birçok çalışmada vurgulanmıştır ve en az ayda bir kontrol edilmesi gerektiğinin kararına varılmıştır. Ayrıca, 2B MR floroskopik görüntüleme kullanılıyorsa, uzaysal bütünlüğün aylık olarak kontrol edilmesi gerektiği kararına varılmıştır.

Uzaysal bütünlüğü değerlendirmek için yapılan ana testler arasında B0-alanının homojenliği ve gradyan doğrusal olmama durumu (GNL) yer alır. Bu test için satıcı tarafından verilen 3B fantomlar ve analiz yazılımı önerilmiştir.

Tedavi sırasında sinematik görüntüleme de dahil olmak üzere klinik iş akışında kullanılmadan önce tüm MRG sekanslarının uzaysal çözünürlüğü değerlendirilmelidir.

Aylık yapılması önerilen bir diğer önemli MR testi, bora entegre edilmiş vücut coilinin ve yüzey coillerinin tekdüzeliğinin (Uniformity) ve Sinyal-Gürültü oranının (SNR) değerlendirilmesidir. Yüzey coilleri, MRgRT iş akışında günlük kullanımda vurgulanmaktadır. MR-Radyofrekans (RF) girişimi, (tedavi odasının içinden veya dışından) SNR'ı ve görüntü homojenliğini azaltabilir.

QA testleri için NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından tanımlanan protokoller kullanılabilir. Vücut coillerinin yanı sıra klinik olarak kullanılan tüm coillerin aylık olarak kontrol edilmesi önerilmiştir.

Kesit konumu ve kalınlık doğruluğu, yüksek ve düşük kontrast çözünürlüğü ve düşük kontrastlı görüntülerde nesnelerin algılanabilirliği gibi genel MR görüntü kalitesinin aylık olarak kontrol edilmesi önerilmiştir. Satıcı firma tarafından sağlanan QA yöntemleri, alternatif olarak da American College of Radiology (ACR) fantomunun kullanılabilmesi önerilmiştir.

Görüntü kalitesi artefaktların varlığından etkilenebilir. Bu sebeple üç ayda bir veya yılda bir kontrol testlerinin yapılmasında karar kılınmıştır. Aynı zamanda devreye alma sırasında, kafesin, MR tarayıcının RF frekansını yeterince koruduğunun yılda bir kontrol edilmesi gerektiğine karar verilmiştir. MR tarayıcının akustik gürültü seviyesinin kontrol edilmesi ve hastanın işitme hasarını önlemek için tedbirlerin alınması konusunda fikir birliği yapılmamıştır.

MRG ve Linak Etkileşimi

Doğrusal hızlandırıcı ve manyetik alan birbiriyle etkileşime girer. Bu nedenle, bu etkileşimin etkisini değerlendirmek için ek testlere ihtiyaç duyulur. Konsensusun ilk turunda sekiz özel test belirlenmiştir.

Manyetik alan, birincil ışın özelliklerini etkileyebileceğinden, tüm uzmanlar arasında, yıllık olacak şekilde, farklı gantry açılarında, dozimetri ölçümlerinin ve MR distorsiyon seviyesinin değerlendirilmesi gerektiğinin kararı verilmiştir. Gantry açısındaki değişiklikler, MR Linak sistemlerinin geometrik güvenilirliği için çok önemli olan B0-/B1-

alan homojenliğini etkileyebilir. Uzmanların çoğunluğu (%56), 1,5 T Unity sistemi için kriyostat zayıflama özelliklerinin yıllık bazda ölçülmesi konusunda ortak karara varmışlardır.

MR izomerkez ve tedavi ışını arasındaki hizalamayı düzenli olarak kontrol etme ihtiyacı konusunda da anlaşmaya varılmıştır. Ancak bu testin yapılma sıklığı konusunda fikir birliğine varılmamıştır. Ayrıca, MR Linak'ın hareketli parçalarına, özellikle gantryye bağlı olarak MR izomerkezinin konumsal değişimi, devreye alma sırasında ve cihaz Kalite Güvencesi sırasında düzenli olarak kontrol edilmelidir.

Uzmanlar tarafından, statik hedefler ve adaptif olmayan MRgRT için, uçtan uca testlerin yanı sıra yıllık bazda hareket izleme de dahil olmak üzere, test prosedürlerinin yürütülmesi konusunda fikir birliği yapılmıştır. Ancak, online adaptif yeniden planlama dahil olmak üzere adaptif MRgRT'nin uçtan uca testi ve bu testin sıklığı konusunda bir anlaşma yapılmamıştır.

Diğer Testler

Radyoterapi bölümünde bir MRgRT sistemi veya MR tarayıcı kurmak için olası bir yeri değerlendirirken, üreticinin konum planlama kılavuzu, farklı manyetik alan bileşenleri ve titreşimlerle ilgili gereklilikleri belirler. Bu gereklilikler yeni MR Linak'a odaklanırken, saçak alanın çevredeki kurulumlar üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde önemlidir. Kök ve ark. ve Perik ve ark. saçak alanların, bitişik hızlandırıcıların ışın yönlendirmesi üzerinde bir etkiye sahip olabileceğini göstermiştir.

Manyetik alanın artmasından önce ve sonra MR Linak'a (<10 m) yakın yerleştirilmiş konvansiyonel linakların simetrisini analiz etme ihtiyacı konusunda

fikir birliği sağlanmıştır. Manyetik akı yoğunluğunun az olması (örn. 0,35 T MRİdian) saçak alanını azaltmayacağından, bu kontrol mevcut tüm MR Linak sistemleri için yapılmalıdır.

Tüm izomerkezlerin (ışın, MV görüntüleme, MR görüntüleme, lazerler) hizalanmasının en az ayda bir kontrol edilmesi gerektiği konusunda güçlü bir fikir birliği sağlanmıştır.

Hasta güvenliğini sağlamanın önemli bir yönü, hasta izleme takibi, alarm zili ve iletişim sistemi dahil olmak üzere MRG güvenlik bileşenlerinin kontrolüdür. Konsensus sürecinde, bu cihazların günlük (% 55,6) veya aylık (% 22,2) kontrol edilmesi gerektiği konusunda bir karara varılmamıştır. Glide-Hurst ve arkadaşları tarafından MR simülatörleri için yakın zamanda yapılan bir çalışmada, bu kontrollerin günlük olarak yapılması önerilmiştir.

MR Linak sistemleri sıfır kaynama mıknatısı ile donatılmıştır. Soğutma sisteminin sönmesi veya arızalanması gibi bir olay meydana gelmediği sürece, kriyostat içindeki helyum miktarı yaklaşık olarak sabit olacaktır. Unity sisteminde radyasyon ışını kriyostattan geçer ve gantry açısına bağlı olarak helyum seviyesi iletme etki eder, bu nedenle düzenli kontroller yapılmalıdır. Mridian sisteminde ise helyum seviyesi otomatik olarak kontrol edilir.

Klinik İş Akışı Geliştirme ve Eğitim

Online adaptif MR kılavuzluğunda radyoterapi, RTT'ler, radyasyon onkologları ve medikal fizikçilerden oluşan multidisipliner bir ekip ile birlikte klinik iş akışlarının geliştirilmesini gerektirir. Konsensus sürecinin ilk turunda, görevlendirme sırasında ele alınması gereken beş önemli klinik iş akışı ve bir öğretim görüşü belirlenmiştir.

MR Linak'ın manyetik alanı, kişiyi ciddi şekilde yaralayabilecek, sisteme zarar verebilecek veya ölçüm ekipmanında parazite neden olabilecek tehlikeli durumlar yaratabilir. Bu nedenle, klinik uygulama için cihazların MR açısından güvenli olmasını sağlayan tarama protokolleri mevcut olmalıdır. Üreticiden içerik bilgisi veya sertifikası istenmelidir. Ayrıca, MR güvenliği alanındaki kuruluşlar tarafından önerildiği gibi bir cihazı MR güvenli olarak etiketlemeden önce, geleneksel (el tipi) metal dedektörler, güçlü statik mıknatıslar veya ferromanyetik algılama sistemleri kullanılmalıdır.

Hastalara, personele ve ekipmana yönelik riskleri en aza indirmek için, MR güvenlik taraması, hasta ve personele erişim, söndürme ve tahliye için yetki, sorumluluklar ve iletişim bilgileri dahil olmak üzere yapılandırılmış prosedürler yürürlükte olmalıdır.

MRG ortamında çalışan ve MRG ortamına erişen tüm personeller (RTT'ler, radyasyon onkologları, medikal fizikçiler, temizlik personeli, acil durum müdahale ekibi vb.) düzenli olarak (genellikle yılda bir kez) özel MRG güvenlik eğitimi almalıdır.

MR güvenlik eğitiminin önemli bir parçası, MRG acil durumları için protokolleri öğretmek olmalıdır. Acil tıbbi bir durumda, tıbbi acil durum personelinin gelişini beklerken, hasta Linak'tan derhal temel yaşam desteğinin uygulanabileceği belirlenmiş bir yere tahliye edilmelidir. Acil müdahale eğitimi düzenli (yıllık) olarak tavsiye edilmiştir.

Yeni veya değiştirilmiş bir tedavi prosedürünün klinik olarak uygulanmasından önce hasta güvenliğini sağlamaya yönelik bir risk analizi yapılmalıdır. MR Linak sistemleri ile ilgili olarak, adaptif MRgRT iş akışları, tüm multidisipliner ekibe yeni zorluklar ve

çalışma prosedürleri getirir. Bu nedenle, iş akışlarını ve sorumlulukları tanımlamak, olası riskleri değerlendirmek ve MRgRT'nin kalitesini ve güvenliğini artırmak için, kuruma özgü bir risk analizi önerilmiştir. Risk analizi için kullanılan yöntemlerden biri, süreç başarısızlık modu, etkileri ve kritiklik analizidir (P-FMECA).

Adaptif MRgRT, doğru bir doz hesaplaması yapabilmek için güncel, rölatif elektron yoğunluğu (RED) haritası gerektirir. Mevcut klinik olarak uygulanan RED atama yöntemleri, temel CT'nin deforme olabilen görüntü kaydına (DIR) veya rölatif elektron yoğunluğu atamasının bir kombinasyonuna dayanır.

Temel CT ile günlük MRG arasında büyük anatomik farklılıklar oluştuğunda, DIR'ye güvenmek doz hesaplamasında yanlışlıklara yol açabilir. Bu durum, MRgRT'de özellikle önemlidir, çünkü doku homojensizliklerinin varlığında manyetik alan, doz hesaplamasını önemli ölçüde bozabilir. Bunu önlemek için, adaptif planlama sürecinde yeni oluşturulan RED haritayı kontrol etmek için bir iş akışına ihtiyaç olduğu konusunda fikir birliği sağlanmıştır. RED haritasının, MR görüntüsüne göre hatalarının veya uyumsuzluklarının kontrolü fizikçi veya radyasyon teknisyeni tarafından yapılır. Konsensus sürecinde RED'in üretimi için protokol tanımlanmasının, fizikçinin görevi olduğu konusunda fikir birliği sağlanmıştır.

MRgRT sırasında, ikincil elektronların manyetik alan içindeki etkileşimleri dikkate alınmalıdır. Bu etkileşimler, alan dışı doz birikimine yol açabilen elektron hava akımı etkisini (ESE) ve cilde ve hava/doku arayüzünde artan dozla sonuçlanabilecek elektron dönüş etkisini (ERE) içerir. Özellikle meme

gibi cilde yakın hedefler için ERE, cilt ve hava dokusu arayüzlerinde alan içi dozda artışa neden olabilir. Her iki etkinin de doğru bir şekilde hesaplanması ve telafi edilmesi gerekir. ERE ve ESE, planlama aşamasında (örneğin, çene gibi alan dışı alanların görüntülenmesi), konturlama sırasında, planın optimizasyonu sırasında, dikkate alınmalı ve nihayetinde tedavi uygulaması sırasında bir bolus yerleştirilmelidir.

MRgRT'nin zaman açısından kritik doğası nedeniyle, tüm görevlerin güvenli ve hızlı bir şekilde gerçekleştirilmesi gerekir. Online adaptif iş akışı sırasında bir planın kabul edilebilir olup olmadığına kolay karar verebilmek için, istenilen net hedef kapsamının ve OAR doz kısıtlaması parametrelerini tanımlamak yararlı olacaktır.

Tartışma

Bu konsensusun amacı, MRgRT sistemlerinin devreye alınması ve rutin QA'sı sırasında gerçekleştirilecek QA testlerini belirlemek ve önemli medikal fizik yönlerini tanımlamaktır.

Yalnızca, uluslararası tavsiyelerde CT kılavuzlu RT sistemi ve MR sistemleri için önerilen testlere odaklanılmıştır. Lineer hızlandırıcıyı, MR tarayıcıyı ve iki sistemin etkileşimini kontrol etmeye yönelik testler belirlenmiştir. Ek olarak, devreye alma sırasında ele alınması gereken hususlar hakkında sonuca varılmıştır. Ancak, bunlardan sadece birinin fizikçi tarafından yapılması gerektiği konusunda fikir birliğine varılmıştır. Bunun sebebi fizikçilerin farklı ülke ve bölümlerde farklı rollere sahip olmalarından kaynaklanmaktadır.

Çoğu QA için, testin önemi konusunda bir fikir birliği sağlanmıştır, ancak birçok test için uygulanma sıklıkları konusunda fikir birliğine varılmamıştır. Farklı

kalite kontrol testlerinin uygulanma sıklıklarının MRgRT sisteminin türü ile ilgili olup olmadığı değerlendirilmiştir fakat bu bir sebep olarak kabul edilmemiştir. Tüm deneyimli uzmanlar, QA testlerinin, sistemin davranışını tanımak için yoğun sıklıklarda uygulanması gerektiğinin, başarılı uygulama ve sistemin kararlılığının gözlemlenmesinden sonra test sıklığının azaltılmasının uygun olacağını tavsiye etmişlerdir.

MRgRT gelişmekte olan bir alandır. Bu nedenle, cihazın güvenli bir şekilde çalışmasını garanti etmek için MRgRT için gerekli QA prosedürleri ve uygulanma sıklıkları hakkında çok az belge vardır.

Bu nedenle bu çalışma, yüksek düzeyde kanıt yaklaşımından ziyade uzman görüşlerine dayanmaktadır. Gelecekte QA prosedürleri ve sıklıkları için kanıt oluşturmak üzere bu tür cihazların uzun vadeli stabilitesine ilişkin saha raporları önemlidir. Ancak bunun için birkaç kurumun daha uzun süreli verilerine ihtiyaç vardır.

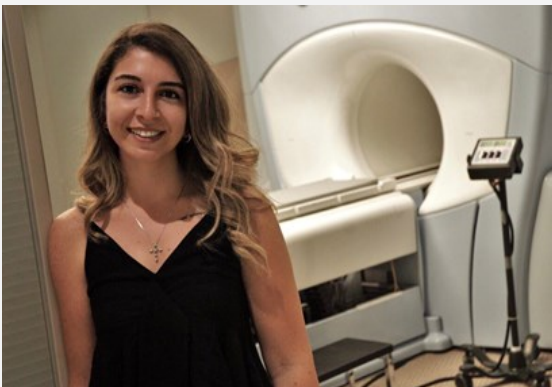
Uzaysal doğruluk, düzenli olarak kontrol edilmesi gereken radyoterapi için muhtemelen en önemli parametredir. Geniş görüş alanında uzaysal bükülmenin aylık olarak kontrol edilmesi gerektiği önerilmiştir. Bir MRgRT sisteminin hizmete alınması

çok disiplinli bir projedir ve tüm üyeler sürece dahil edilmelidir. Ancak bu çalışmada medikal fizik yönlerine odaklanılmıştır.

Bugüne kadar hasta konumlandırma, hasta koçluğu ve intrafraksiyonel hareket izlemeyi kapsayan radyasyon terapisti yönleri için özel bir öneri mevcut değildir. Bu çalışmadaki, uzman heyetinin tamamı Unity veya MRIdian sistemini kullanmaktadır. Bilindiği kadarıyla, potansiyel olarak diğer MR Linac sistemleri için de geçerli olan testler önerilmektedir.

MRgRT, online adaptif radyoterapi iş akışını doğrulamak için özel olarak tasarlanmış QA protokolleri gerektirir. Ancak, ayrı bir öneri için oldukça karmaşık bir konudur ve burada ele alınamamıştır.

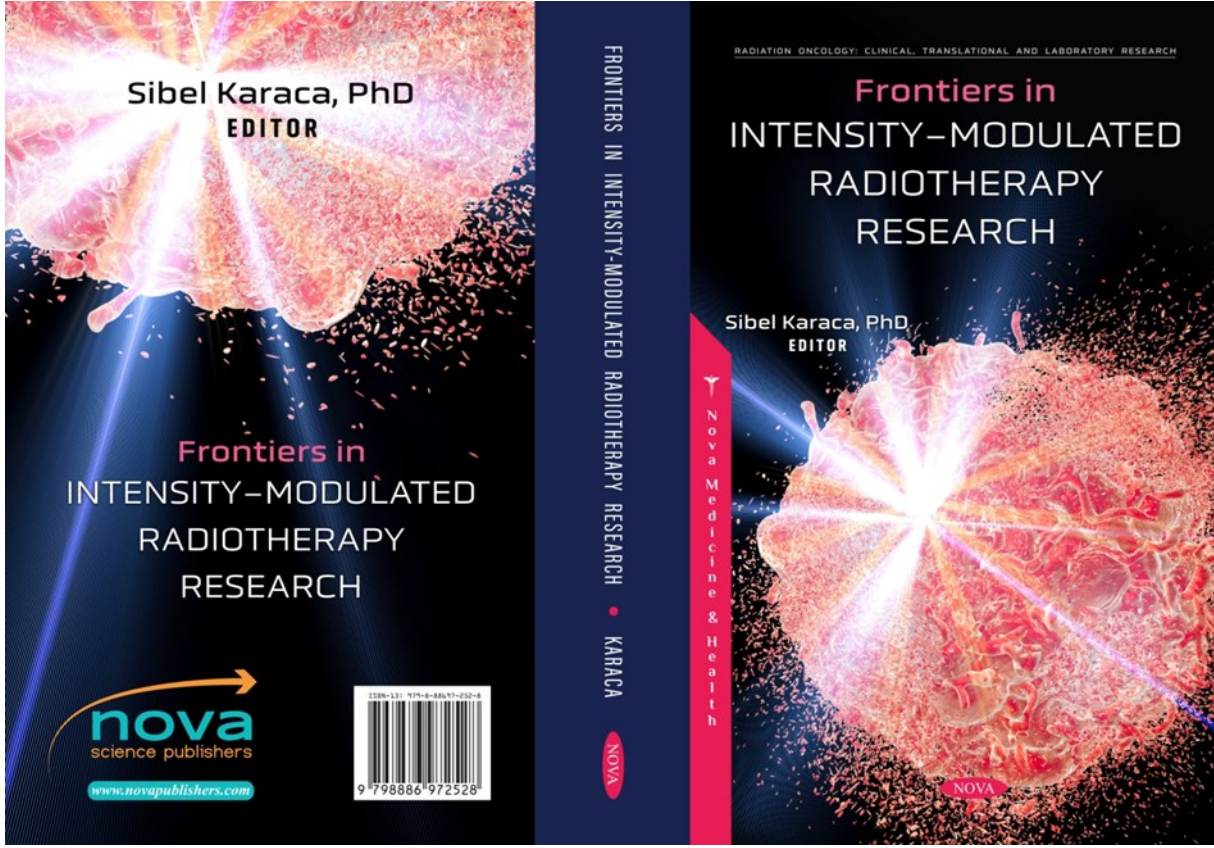
Sonuç olarak, medikal fizikçileri desteklemek için uzmanların fikir birliğine dayalı olarak QA ve MRgRT'nin devreye alınması için bir program oluşturulmuştur.



Med. Fiz. Uzm. Anatolia Serkizyan

1997 yılında İstanbul'da doğdum. 2020 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun olduktan sonra aynı yıl Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programına girdim. 2022 Nisan itibariyle Acıbadem Maslak Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktayım.

KİTAP TANITIMI: YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE ÖNE ÇIKAN ARAŞTIRMALAR



Karaca S. Editor. Frontiers in Intensity-Modulated Radiotherapy Research . New York: Nova Science Publishers; 2022.

Kitaba ulaşım linki:

<https://novapublishers.com/shop/frontiers-in-intensity-modulated-radiotherapy-research/>

Doç. Dr. Sibel Karaca

Giriş

1885 yılı öncesinde bilim insanlarının kanser hastalıklarının tedavisinde kullandıkları tedavi yöntemleri sınırlıydı. X ışınlarının keşfi ve bunu takip eden birçok keşif, radyoterapiyi (RT) kanser hastaları için vazgeçilmez bir uygulama haline getirdi. RT, 1950'lerden 1980'lerin sonlarına kadar büyük ölçüde iki boyutlu (2D) bir yaklaşımı benimsemişti. 1990'lı yılların başından itibaren teknolojik gelişmeler RT

uygulamalarına önemli ölçüde yansımış ve 2D'den üç boyutlu (3D) yaklaşıma geçiş gerçekleşmiştir. 2D ile karşılaştırıldığında, 3D konformal RT (3D-CRT), hedef hacme tekdüze bir doz vererek çevre dokular ve hayati organlar tarafından alınan dozu azaltabilmektedir. 3D-CRT'nin önemli bir sınırlaması kritik yapıların hedef hacme girdiği yerlerde hedefteki girintileri hesaba katamamasıdır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), geliştirilmiş işlevleriyle 3D-CRT'nin bu eksikliğini büyük ölçüde ortadan kaldırmaktadır.

1960'larda IMRT için kavramsal girişimlerde bulunulsa da 1982'de İsveçli tıbbi fizikçi Anders Brahme tarafından yeni bir kavramsal temel oluşturulmuştur. IMRT kavramı ortaya çıktıktan sonra bilim insanları en yüksek dozun hedefe en az hasarla nasıl ulaştırılacağını araştırmaya başlamışlardır. Süreçte birçok optimizasyon algoritması daha mükemmel doz dağılımı sağlamak için önerilmiş ve büyük gelişim sağlanmıştır. IMRT kullanımı, tıp teknolojisinin gelişmesi ve yaygınlaşması ile dünya çapında hızlı bir ilerleme kaydetmiştir. 2000'li yıllara gelindiğinde IMRT artık RT'nin vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir. Geliştirilmiş IMRT teknikleri RT ile ilişkili genel toksisite profilini azaltmak için önemli bir fırsat sağlamış ve kanser tedavisinde RT'nin etkili başarı oranında önemli bir artışa neden olmuştur.

Kitabın Kapsamı ve Bölümleri

IMRT, RT'de yaklaşık 40 yıl önce kullanılmaya başlanmış ve günümüzde hemen hemen tüm RT merkezlerinde uygulanmaktadır. Yüksek doz radyasyon ile tümör tedavisinin etkin olarak uygulanması RT tedavi oranında ve yaşam kalitesinde artış sağlar. IMRT, çevredeki sağlıklı dokuya verilen dozu en aza indirirken radyasyon dozunu hedefe göre ayarlayabilir. Yeni yazılım ve uygulamalarla tedavide sağladığı avantajları artmıştır. Geçmişten günümüze kadar IMRT uygulamaları ve uygulama sonuçları hakkında çok sayıda bilimsel araştırma yapılmıştır. **'Frontiers in Intensity-Modulated Radiotherapy Research'** kitabı IMRT hakkında yapılan birçok bilimsel araştırmanın derlemesi ile oluşturulmuş değerli bir eserdir.

Kitap IMRT'nin önemli konularını kapsayan 18

bölümden oluşmaktadır. 1. Bölüm IMRT'nin kısa tarihçesi ile başlamaktadır. Bunu takip eden 2. Bölüm IMRT'yi kullanan yeni nesil RT cihazları (Lineer hızlandırıcı, Tomoterapi, MR-Linac ve CyberKnife) ve özelliklerini anlatmaktadır. 3. Bölüm, radyobiyojik temel ve klinik uygulamalara odaklanmıştır. Bu bölüm, IMRT'nin avantajlarını ve dezavantajlarını radyobiyojik bir bakış açısıyla ve radyobiyojik olayların klinik pratiği nasıl değiştirdiğini analiz etmektedir. 4. Bölüm, RT'nin tedavi öncesi ve tedavi sırasında tümör takibi için yapılan çeşitli görüntüleme yöntemlerini (CT, PET, MR) anlatır. 5. Bölüm, IMRT planlaması için hedef hacim tanımlarının (ICRU 83'te tanımlandığı şekliyle) temel bileşenlerinden bahsetmekte ve olası hedef hacim tanımı hatalarını en aza indirmek için örnek olaylarla açıklamalar yapmaktadır. 6. Bölüm, IMRT planlama sisteminde kullanılan algoritmalara odaklanmaktadır. Yayınlanan araştırmalarda kullanılan birçok optimizasyon yöntemi olduğu için bölümde en yaygın ve başarılı optimizasyon teknikleri açıklanmıştır. 7. Bölüm, fizikçi bakış açısıyla klinik ortamlardaki çağdaş IMRT uygulama yaklaşımları ve bu uygulama yöntemleriyle ilgili devreye alma konuları ele almıştır. 8. Bölümde genel olarak doğru bir IMRT planlamak için dikkat edilmesi gereken noktalar ve hata kaynakları tartışılmaktadır. 9. Bölüm IMRT'de kalite güvencesi konusu ayrıntılı bir şekilde ele alınmıştır. 10. Bölüm'de tedavi öncesi ve tedavi sırasında tümör takibi için yapılan görüntülemelerin RT'nin tedavi kalitesine etkisine değinilmektedir. 11. Bölüm' de IMRT'de solunum hareket yönetimi ayrıntılı olarak anlatılmıştır. 12. Bölüm IMRT'de tedavi modaliteleri ve RT tedavi planlamasında standart optimizasyon yöntemine alternatif olarak geliştirilen çok kriterli optimizasyon

yöntemi anlatılmıştır. 13. Bölüm'de Adaptif RT konusu tartışılmaktadır. Klinisyen gözüyle IMRT'deki zorluklar 14. Bölüm'de ana hatlarıyla verilmektedir. 15. Bölüm IMRT ve ikincil kanser riskleri tartışılmaktadır. 16. Bölüm yeniden ışınlama için en yaygın endikasyonlardan beyin malign tümörleri, baş ve boyun kanseri (HNC), akciğer kanseri ve beyin metastazları olan hastalarda ikinci seri ışınlama önerileri ve güncel gelişmeler anlatılmaktadır. IMRT yaklaşımında radyasyondan korunma konusuna 17. Bölüm 'de değinilmektedir. Kitabın son bölümü olan 18. bölümde IMRT sonrası yaşam kalitesi (QoL) değerlendirme yöntemleri anlatılmış ve IMRT sonrası QoL farklı kanser bölgeleri açısından güncel literatür ışığında tartışılmaktadır.

Kitapta güncel dozimetrik ve klinik bilimsel yayınlara yüzlerce atıf yapılmıştır. Kitabın genelinde IMRT için gelecekteki olası yenilikleri kapsamlı olarak değerlendirilmiştir. Bölüm yazarlarının çoğunluğu alanında uzman medikal fizikçilerden oluşmaktadır. Ayrıca kitapta radyasyon onkoloğu hekimlerin değerli katkıları ile yazılan bölümler de mevcuttur. Okuyucuların bu kitabı IMRT için ideal bir güncel bilgi

kaynağı olarak görececeklerini düşünmekteyim. Bu kitap genel hatlarıyla IMRT'nin temel ilkelerini içermesi bakımından medikal fizikçiler, dozimetristler ve radyasyon onkologları için bir başvuru kitabıdır. Öğrenciler, öğretmenler, klinisyenler, araştırmacılar ve radyoterapi ile ilgilenen tüm profesyonellerin bu kitaptan büyük ölçüde faydalanacağını umuyorum.

Sonuç

Sonuç olarak **'Frontiers in Intensity-Modulated Radiotherapy Research'**, geçmişten günümüze IMRT hakkında güncel ve kapsamlı bilgilerin derlenmelerinden oluşan değerli bir kitaptır. Kitap Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunan **'Nova Science Publishers'** yayınevi tarafından yayınlanmış ve uluslararası platformda satışa sunulmuştur. Kitabın oluşturulmasında önemli katkılarından dolayı tüm yazar ekibine çok teşekkür ederim. Ayrıca kitabı yayınlayan **'Nova Science Publishers'** ekibine bu kitap projesini yürütmek için bana teklifte buldukları ve kitabın son aşamasına getirene kadar bana sundukları destekleri için teşekkür ederim.



Doç. Dr. Sibel Karaca

Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünden 2002 yılında mezun oldum. 2006 yılında Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'da yüksek lisans eğitimimi ve 2015 yılında da doktora eğitimimi tamamladım. 2006-2020 yılları arasında Erzurum Bölge Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoterapi Bölümünde Sorumlu Sağlık Fizikçisi olarak çalıştım. 2020 yılında Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'na Dr. Öğretim Üyesi olarak atandım. Mart 2023'de Sağlık Fiziği alanında Doçentlik ünvanı aldım.

Halen Akdeniz Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Radyoterapi Bölümünde Dr. Öğretim Üyesi kadrosunda görevime ve akademik çalışmalar yapmaya devam etmekteyim.

AAPM TG-219: IMRT İÇİN BAĞIMSIZ HESAPLAMA TABANLI DOZ/MU DOĞRULAMASI

Received: 19 April 2021 | Revised: 25 May 2021 | Accepted: 21 June 2021

DOI: 10.1002/mp.15069

AAPM SCIENTIFIC REPORT

MEDICAL PHYSICS

Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT

Timothy C. Zhu¹ | Sotiris Stathakis² | Jennifer R. Clark³ | Wenzheng Feng⁴ |
Dietmar Georg⁵ | Shannon M. Holmes⁶ | Stephen F. Kry⁷ |
Chang-Ming Charlie Ma⁸ | Moyed Miften⁹ | Dimitris Mihailidis¹ |
Jean M. Moran¹⁰ | Niko Papanikolaou² | Bjorn Poppe¹¹ | Ying Xiao¹

¹Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Philadelphia, PA, USA

²Department of Radiation Oncology, UTHSCSA, San Antonio, TX, USA

³Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA

⁴Department of Radiation Oncology, Columbia University, New York, NY, USA

⁵Department of Radiation Oncology, Medical University Vienna, Vienna, Austria

⁶Standard Imaging, Middleton, WI, USA

⁷IROC, UT MD Anderson Cancer Center, Houston, TX, USA

⁸Department of Radiation Oncology, Fox Chase Cancer Center, Philadelphia, PA, USA

⁹Department of Radiation Oncology, University of Colorado Denver, Aurora, CO, USA

¹⁰Department of Medical Physics, Memorial Sloan Kettering Cancer Center, New York, NY, USA

¹¹Pius Hospital & Carl von Ossietzky University, Oldenburg, Germany

Dr. Mehmet Ertuğrul Ertürk

Özet

Bağımsız doz/MU doğrulaması radyasyon onkolojisinin temel kalite güvence (QA) yöntemlerindedir. Çalışmada, ikinci doz/MU hesaplama programlarının karşılaştırmalı kalite güvence programının bir parçası olarak rolü tartışılmıştır. Rapor, IMRT/VMAT'ta hesap temelli doz/MU doğrulaması için kılavuz sağladığını belirtmektedir. Çalışmada, IMRT/VMAT'ta MU hesabının bağımsız/ikincil kontrolü için çeşitli algoritmaların incelemesi, bu yazılımların devreye alınması ve diğer incelemeler yapılmıştır.

1. Problemin Durumu ve Görev Grubunun (TG)

Sorumlulukları

Tedavi planlamaları bağımsız doz hesaplamaları kalite güvencesinin önemli bir parçasıdır. AAPM

geçmişte konu ile örtüşen farklı raporlar yayınlamıştır.

Görev grubu amacını aşağıdaki şekilde tanımlamıştır;

- IMRT için bağımsız/ikincil MU kontrol algoritmalarının gözden geçirip, değerlendirmek,
- Yazılımlarının klinik uygulamaları için tavsiyede bulunmak,
- Bu yazılımlar için devreye alma ve kalite testleri önermek,
- Bu yazılımlar için klinik test ve periyodik kalite kontrol programları ve toleranslarını önermektir.

2. Kapsamlı QA Programı Olarak Doz/MU Doğrulaması

2.1 Problemin İncelemesi

Gelişen tedavi teknikleri ile planlama ve tedavinin verilmesi karmaşık hale geldi ve olası ciddi hataların kaynağı oldu. Bu durum etkin kalite güvence

süreçlerini gerekli kıldı. Ancak çalışmada, rutinde hasta temelli kalite kontrol için kullanılan deneysel yöntemlerin bazı hatalı planları tespit edemediği belirtilmiştir. Tedavi öncesi ölçümlerin IMRT plan hatalarını tespitinde %5 duyarlılığa sahip olduğu belirtilmektedir. Sonuç olarak, bağımsız doz/MU doğrulama programları gibi ek QA yöntemleri ile hataların tespit olasılığı artırılabilir.

2.1.1 IMRT'de Planlama ve Işınlama Hataları

3D-KRT'ye göre IMRT'nin planlaması ve uygulaması daha zordur. IMRT'nin tedavi planlarının tasarımı ve uygulanması tedavi planlama yazılımı ve uygulama ekipmanını içerir. Planlamada ve uygulama sürecindeki hata ve belirsizlikler hastaya yanlış doz dağılımının verilmesine neden olur. Hastaya verilen radyasyonun doğruluğunu belirlemek için IMRT TPS için testler ve hastaya özgü kalite güvence doğrulaması yapılmalıdır. TG-219 üyelerinin ikincil hesaplamalardaki hata kaynakları konusundaki ortak düşünceleri Tablo 1'de verilmektedir. IMRT planlarındaki hatalar giriş verileri, kullanıcılar ve planlama ile ilişkili özelliklerden kaynaklanabilir. IMRT ve konvansiyonel planlamada ortak olan ilk iki ögeye ait hatalar detaylı olarak TG 114'te verilmektedir. TPS'te IMRT ışın benzeşiminin doğru yapılması benzeşim sürecindeki ve hastaya özgü kalite güvence uygulamasındaki belirsizliklerin azaltılması için gereklidir. Rapora göre bu süreç, doğru veri toplanması/girişini, MLC veri tanımlaması ve tüm parametrelerin TPS'te doğrulanmasını gerektirir.

Tablo 1. IMRT ile ilgili ikincil MU hesaplama programları için hata kaynakları

Genel hata kaynakları	Hata Olasılığı			Yorumlar
	(Algoritma Boyutu)	1D	2D	
İlgili Veri				
Scp	D	D	D	Hatalar genellikle küçük alanlardadır
PDD	D	D	D	
TMR	O	O	O	Genellikle PDD'den hesaplanır
Bağdaştırma	-	-	O	1D ve 2D algoritmalar genelde yoktur
Kullanıcı ile ilişkili				
Hatalı Plan	O	O	D	
Yanlış Nokta	O	O	O	
Hatalı reçetelendirme	D	D	D	Elle girişlerde yüksek olasılık
Yanlış görüntüler	O	O	O	
Planla İlgili				
Düşük doz bölgesi	Y	O	O	
Yüksek doz gradyenti	Y	Y	Y	
Küçük alan	O	O	O	
Küçük MU	D	D	D	
Dinamik Işınlama	Y	O	O	
Bölünmüş alanlar	O	O	O	
Yatay elektron dengesi	Y	O	O	

2.2 Doz/MU Doğrulama Programlarının Sınırları

Tablo 2'de ticari olarak markette yer alan ikinci MU/doz teyit yazılımlarının listesi bulunmaktadır. Tabloda hangi ticari programın hangi algoritmayı kullandığı, bu algoritma için ne tip verilere ihtiyaç duyulduğu ve hangi tedavi modaliteleri için hesaplama yapabildiği bilgisi ile nasıl sonuç verdiğine ait bilgi bulunmaktadır. Rapor, MU/doz teyit programlarının tedavi cihazlarında dozun verilmesi ile ilgili oluşabilecek donanımsal hataları yakalayamayacağını belirtmektedir. Bu yüzden MU/doz teyit yazılımlarının ölçüm temelli hastaya özgü kalite kontrol yöntemlerinin yerini alamayacağını belirtmektedir. Ayrıca bu yazılımların, IMRT ekipmanlarının devreye alınmasında yapılan ölçümlerinde yerine geçemeyeceğini belirtmişlerdir.

Tablo 2. Ticari İkinci MU/doz teyit yazılımları

Yazılım	Algoritma	Desteklediği Tedaviler	Girdi	Çıktı
RadCalc	Modified Clarkson	IMRT VMAT Tomotherapy Cyberknife Halcyon	Etkin derinlik Hasta dış konturu Plan parametreleri	Nokta doz 2D
MuCheck	Modified Clarkson	IMRT VMAT Tomotherapy Cyberknife	Etkin derinlik Ortalama derinlik Ortalama SSD Plan parametreleri	Nokta doz
IMSure	Üç kaynak modeli	IMRT VMAT	Etkin derinlik Plan parametreleri	Çoklu nokta doz
Diamond	Modified Clarkson	IMRT VMAT	Etkin derinlik Plan parametreleri	Nokta doz
DoseCHECK	Collapsed Cone Convolution/superposition	IMRT VMAT Tomotherapy Cyberknife Halcyon	Hasta Geometrisi Plan parametreleri	3D doz hesabı
DosimetryCheck	Collapsed Cone Convolution/superposition	IMRT VMAT	Plan parametreleri EPID ölçümleri	3D doz hesabı
Mobius 3D	Collapsed Cone Convolution/superposition	IMRT VMAT Tomotherapy	Plan parametreleri EPID ölçümleri	3D doz hesabı

2.3. Ölçüm Temelli IMRT Kalite Kontrol Yöntemlerinin Tamamlayıcısı Olarak Doz/MU Teyit Programları

Günümüzde, IMRT kılavuzları hastaya özgü kalite kontrolü tavsiye etmektedirler. Ek iş yükünün oluşmasına neden olan bu sistemin yararı, oluşturulan plan ile yapılan ışınlama arasındaki tüm süreçlerinde kontrolünü sağlamasıdır. Ancak, hasta temelli kalite kontrol sistemleri genelde düzlemsel ölçüm düzenekleri ile yapılmaktadır. Bu noktada rapor, doz teyit yazılımlarının hasta temelli kalite kontrole

tamamlayıcı bir rol üstlenme olanağına sahip olabileceklerini belirtmektedir. Bu nedenle, IMRT ve VMAT kalite kontrollerinde doz teyit yazılımları ile mümkünse 2 ve 3 boyutlu karşılaştırmaların yapılmasını tavsiye etmektedir. Bu yazılımların en büyük avantajı hasta temelli kalite kontrole göre çok daha az süre istemeleri ve cihaz zamanını kullanmamalarıdır. Ayrıca bu yazılımlar hesaplamaları, gerçek hasta geometrisi ve yoğunluk bilgilerini kullanırlar. Yazılımların bu özelliklerinin IMRT kalite kontrol sürecinde dikkate alınması tavsiye

edilmektedir. Rapor bu çerçevede hibrit yaklaşımlara dikkat çekmiştir.

3. MU Hesaplaması Doğrulama Yöntemleri için Algoritmalar

3.1 Giriş

Rapor kullanılan algoritmaları geleneksel çerçevede, faktör tabanlı algoritmalar, kernel tabanlı algoritmalar ve Monte Carlo tabanlı algoritmalar olarak sınıflan-dırmıştır. Ticari uygulamalarda yer aldığı için rapor faktör tabanlı ve kernel tabanlı algoritmalarla odaklandığını belirtmiştir. Tablo 3 ve 4'te 2 ve 3 boyutlu doz hesabı algoritmaları için özet bilgiler verilmektedir.

Tablo 3. 2 Boyutlu algoritmalar ve değerlendirme yöntemleri

Alg. türleri	Het. Düz. Yöntemi	Kafa saçılma Modeli	Hasta Geom.	#Hesap	İnceleme
1. Faktör tab. 2. Model tab. 3. Monte Carlo 4. Deterministik	RTAR Bathe power ETAR FFT Malzeme Z	KS Merkezi eksen ölç. KS eksen dışı ölç. Model: FF Mdl FF+cs+ps	2D kontur/CT	a. nokta b. 2-10 nokta c. düzlemsel doz	a. % hata b. gama veya DTA analizi c. DVH

Tablo 4. 3 Boyutlu algoritmalar ve değerlendirme yöntemleri

Alg. türleri	Het. Düz. Yöntemi	Kafa saçılma Modeli	Hasta Geom.	#Hesap	İnceleme
1. Faktör tab. 2. Model tab. 3. Monte Carlo 4. Deterministik	FFT Collapsed Cone Malzeme Z İkincil elektron taş.	KS eksen dışı ölç. Mdl: FF Mdl: FF+cs+ps Mdl: Kaynak karartma Mdl: Monitör geri saçılma	3D kontur/CT	a. 2-10 nokta b. düzlemsel doz c. 3D doz	a. % hata b. gama veya DTA analizi c. DVH

Tablo 5. Ticari doz/MU programlarında kullanılan doz hesap algoritmaları özeti

Ürün (Üretici)	2D	3D
RadCalc ^{b,c} (LifeLine Software, Inc.)	1Aa ^c	
MUCheck ^{b,c} (Oncology Data Systems, Inc.)	1Aa	
IMSure ^c (Standart Imaging, Inc.)	1Ad	
DoseCheck ^b (Sun Nuclear, Corp)		2Bb ^e
Dosimetry Check ^a (math Resolutions LCC)		2Bb
DIAMOND (PTW Freiburg GmbH)	1Aa	
Mobius 3D (Varian Medical Systems, Inc)		2Bb

^a Dosmetry Check LifeLine Software Inc.'e aittir.

^b Tomoterapi tedavilerini destekler

^c Cyberknife tedavilerini destekler

^d 1Aa: **1** Faktör tabanlı, **A** RTAR heterojenite düzeltilmesi, **a** kafa saçılması (KS) merkezi ekseninde Sc ölçümü

^e 2Bb: **2** Model tabanlı, **B** Colapsed cone heterojenite düzeltilmesi, **b** düzleştirici filtre tabanlı KS modeli

3.2 Faktör ve Model Tabanlı Yaklaşımlar

3.2.1 Faktör Tabanlı Yaklaşımlar

Faktör tabanlı algoritmalar, su fantomu ölçümleri ile doğrudan elde edilmiş ya da bu ölçümlerden türetilmiş parametreleri kullanır.

3.2.2 Model Tabanlı Yaklaşımlar

Model tabanlı algoritmalar faktör tabanlı algoritmalara göre daha güçlü ve çok yönlüdür. Model tabanlı doz hesaplaması iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde, enerji fluensi linak kafası modellemesi aracılığı ile hesaplanmaktadır. İkinci aşamasında, enerji birikim kernelleri ile soğrulan dozun hesaplanmasıdır. Farklı model tabanlı algoritmalar zaman içinde geliştirilmiş ve yayınlanmıştır. Rapor, AAPM TG 74 no'lu raporu çok kaynaklı kafa modeline örnek olarak vermektedir. Rapor ayrıca IMRT'de linak kafası modellemesinin önemli olduğunu belirterek, böylesi modellerin oluşturulmasının zorluğuna vurgu yapmıştır.

3.2.3 Heterojenite Düzeltmeleri

Heterojenite düzeltmeleri IMRT/VMAT için doğru doz hesabı için gereklidir. Eğer doz/MU teyit hesaplamasında anatomi bilgisi kullanılmazsa hesaplamaların sonucu istenilen doğrulukta olmayabilir. Göğüs ve baş boyun bölgesinde hem

IMRT hem de 3D KRT için yapılacak basit hesaplamalar yeterli hassasiyette sonuç alınmasını sağlamaz.

3.2.4 İkinci bir TPS'in İkincil Doz/MU Kontrol Yazılımı Olarak Kullanılması

İkinci TPS bağımsız doz teyidi için alternatif bir yaklaşımdır. İkinci bir TPS'in doz/mu teyit amacıyla kullanılması birincil TPS'te bulunan küçük ve sistematik hataların görülmesi yönünden avantajlıdır ancak bu yöntem maliyetlidir. Rapor, mevcut yazılımlarda da TPS'lerde olduğu gibi güçlü algoritmaların kullanıldığını bildirmiş ve TPS'lerde bulunan DVH gibi analiz araçlarının olduğunu ifade etmiştir.

3.3 Monte Carlo(MC) Temelli Yaklaşımlar

Her ne kadar raporun yayınlandığı tarihte MC tabanlı ticari bir doz verifikasyon programı olmasa da rapor MC ve ızgara tabanlı Boltzman hesaplayıcılarının da linak kafası modellemesine ihtiyaç duyulduğunu belirtmektedir.

3.4 Hesap Algoritmalarının Doğruluğuna İlişkin Özet

Hesaplama doğruluğu konuma ve heterojeniteye bağlıdır. Tipik heterojenite ve hesaplama hataları Tablo 6'da verilmektedir.

4. Mevcut Doz/MU Teyit Yazılımlarının Kabulü

Rapor, medikal fizik uzmanının üretici dokümanlarını dikkate almasını tavsiye etmektedir. Bu tavsiyenin yanı sıra Tablo 7'de de bazı testleri önermiştir. Rapor, testler için IAEA ve AAPM tarafından TPS'in devreye alınmasına yönelik hazırlanan dokümanlara yönlendirmektedir.

Tablo 6. İkincil doz/MU hesap algoritmaları ile ölçülen veya Monte Carlo benzeşimi arasındaki hata aralıkları

	Tipik hata aralığı (ölçüme ve MC 'ye göre yerel % fark)				
	Akciğer tümör merkezi	Akciğer	Kemik	Yüzey	Yüksek Z (diş)
Faktör tabanlı	4.9	3-10	3-10	>40	20-40
AAA	3.7	2-5	2-3	20	10-15
Collapsed Cone	3.7	2-5	1-2	20	10-15
Deterministik	1.5	1-2	<1	-	5
MC	<1	-	-	-	5

Tablo 7. İkincil MU hesaplama programları için algoritmaların kabul, devreye alma ve kontrolünde önemli işlemler

Görevler	Gerekli Veri
Doz algoritması kontrolü	
Linak Fizik Modeli	Enerji, SAD, Dmaks, boyut/açı (Kolimatör, gantri, masa)
Linak Dosimetre Modeli	PDD/TMR, Profil, Verim faktörü, geçirgenlik faktörü, referans mu tanımı
İşın verisi	
MLC Fizik Modeli	MLC tipi, lif sayısı, boyut, vs
MLC Dozimetre Modeli	Zayıflama, DLG
Görev	Gerekli Testler
Kabul Testi	
Yazılım	Yazılım çalışması, import export, PDD profil karşılaştırması, test planları
Donanım	Yazdırma
Görev	Gerekli Testler
Devreye alma	
Açık alan, Homojen Fantom	Çeşitli alanlarda ve derinliklerde SSD ve SAD ışınlaması ve eksen dışı nokta doz
Statik Alan, Homojen Fantom	Bloklı, kompensatörlü, kama filtreli alanlar Alan kenarı, cilt dozu, yüzey eğimi
Dinamik alan Homojen Fantom	Dinamik kama filtre, statik ve dinamik IMRT, VMAT
Heterojen Fantom	Değişik yoğunlukların içinde, ara yüzünde ve alan kenarlarında
Gerçek hasta plan kriteri	Gerçek hasta planı ve MU teyit programı sonuçlarının istatistiki karşılaştırılması
Benchmark noktaları	Doz/MU noktaları

5. Doz/MU Doğrulama Yazılımlarının Devreye Alınması

5.1 Mevcut Ticari Doz/MU Doğrulama Sistemleri

IMRT için MU hesaplama yöntemleri 1990'dan beri vardır. IMRT tekniklerinin doğrulaması için çeşitli ticari sistemler bulunmaktadır. Bu ticari yazılımların önemli ortak özellikleri statik ve dinamik IMRT tekniklerini desteklemeleri, plandan lif verilerini alabilmeleri ve yarı sonsuz su ortamda nokta doz hesabı yapabilmeleridir. Tablo 2 den ve ekten daha detaylı bilgilere ulaşmak mümkündür.

5.2 Devreye Alma

Devre alma gereksinimleri Doz/Mu doğrulama yazılımının algoritmasına bağlıdır. Unutulmamalıdır ki, toplanan ışın verisindeki ölçüm hatası İkincil doz/mu hesaplama değerinde sistematik belirsizlik olarak büyüyecektir. Tablo 7 devreye alma için yapılması gerekenlere genel bakış sunmaktadır. Planlama sistemine yüklenen veriler ve ikincil doz hesabı sistemine yüklenen veriler birbiriyle uyumlu olmalı ve cihaz özelliklerini yansıtmalıdır. Ayrıca rapor, AAPM TG 53 ve AAPM MPPG 5A gibi raporlardaki tavsiyelerin dikkate alınmasını önermektedir.

5.3 Doğrulama ve Karşılaştırma Kılavuzu

Karşılaştırma testleri sistemin doz doğruluğunu belirli özel şartlar altında referans değerleri sağlamak için dikkatlice tasarlanmalıdır. Tablo 8, doz/mu değerlendirmesi için elektron denge koşullarında çeşitli SSD'ler ve alan boyutları için eksen dışı noktalarda ve eksen üstü noktalarda doz hesaplama algoritmasını inceleyen homojen bir fantomdaki 19 noktayı listelemiştir. İkincil doz/mu teyit yazılımı birincil TPS hassasiyetiyle devreye alınmalıdır.

Tablo 8. Tablo, Varian TrueBeam 6 MV'lik bir ışında Doz/MU için ölçümler ve ikincil doz hesaplama sonuçlarını arasındaki 19 karşılaştırma noktasına bir örnek verir.

Index	Beam	SSD	Jaws (X,Y)	CA/ GA	Lokalizasyon (X,Y,Z)	Meas .	2. Hesap	Fark
1	6 MV	90	10×10	0/0	(0,0,10)	0.801	0.801	0.00%
2	6 MV	90	10× [-10,20] a	0/0	(0,15,10)	0.829	0.827	-0.3%
3	6 MV	90	10× [-10,20] a	0/0	(0,16.5,20)	0.445	0.444	-0.1%
4	6 MV	110	36×36	0/0	(0,0,5)	0.81	0.804	-0.7%
5	6 MV	110	36×36	0/0	(0,12,5)	0.836	0.825	-1.3%
6	6 MV	110	36×36	0/0	(12,0,5)	0.838	0.826	-1.4%
7	6 MV	80	5×20	0/0	(0,0,5)	1.28	1.281	0.10%
8	6 MV	80	5×20	0/0	(0,5,5)	1.313	1.303	-0.8%
9	6 MV	80	5×20	0/0	(0,0,20)	0.511	0.512	0.30%
10	6 MV	80	20×5	0/0	(0,0,5)	1.266	1.262	-0.3%
11	6 MV	80	20×5	0/0	(5,0,5)	1.3	1.284	-1.2%
12	6 MV	80	20×5	0/0	(0,0,20)	0.503	0.505	0.30%
13	6 MV	80	4×4	0/0	(0,0,5)	1.185	1.183	-0.2%
14	6 MV	80	4×4	0/0	(0,0,20)	0.439	0.439	0.00%
15	6 MV	80	36×36	0/0	(0,0,20)	0.702	0.701	-0.1%
16	6 MV	80	36×36	0/0	(0,12,20)	0.67	0.662	-1.3%
17	6 MV	100	1×1	0/0	(0,0,10)	0.606	0.6	-1.0%
18	6 MV	100	3×3	0/0	(0,0,0.5)	0.993	0.988	-0.5%
19	6 MV	100	40×40	0/0	(0,0,0.5)	1.291	1.319	2.20%

6. MU Hesap Doğrulama Yöntemlerinin Klinik Uygulaması

IMRT doğrulama süreçlerinin amacı, hasta tedaviye başlamadan önce hataları yakalamaktır. Bu noktada klinik kullanılabilirlik iş yükü verimliliği gibi hususlarda tartışılmıştır.

6.1 Doğrulama Yazılımının Bağımsızlığına İlişkin Hususlar

Rapora göre ilke gereği bir doz doğrulama yazılımının bağımsız olması için bağımsız bir ticari kuruluş tarafından ya da şirket içi bağımsız bir yapı tarafından geliştirilmiş olması gerekmektedir. Bu bağımsızlık ilkesi için algoritma ve veri girdileri bağımsız olmalıdır. Sistemik hataların önüne geçmek için her iki hesaplama sisteminde farklı ölçüm verilerinin kullanılması önemle tavsiye edilmektedir.

6.2 İkincil Doz/Mu Doğrulaması Kontrolünün Bileşenleri

6.2.1 Dose/MU

Bağımsız ikincil doz/MU doğrulama sistemi, reçetelendirilen dozun verilmesi için gereken MU'yu hesaplamalı veya belirli bir MU değerinden elde edilen dozu doğrulamalıdır. Böyle bir doz hesaplaması için rapor gereken bir veri girdisi olduğunu ifade etmektedir. Bu veriler reçetelendirme bilgisi, kolimatör ve MLC konumları, SSD ve hesaplama derinliğidir. Bu veriler planlama sistemi tarafından sağlanmaktadır ve doğrulanmalıdır.

6.2.2. Hasta Geometrisi

Hasta geometrisi MU başına hesaplanan dozu önemli derecede etkiler. İkincil doz/MU doğrulaması TPS tarafından gelen veriye göre hesaplama yapmaktadır. Doğrulama yazılımındaki hasta geometrisinin

modellenmesi TPS'den farklılık gösterebilir ve genelde basittir. Bu iki sistem arasındaki tutarsızlık hesaplamada farklılığa yol açabilir, bu yapıya sahip sistemlerde ikincil doz hesabı doğrulama yazılımı daha katı inceleme yöntemleri kullanılarak devreye alınmalıdır.

6.2.3 Doz-Hacim Kısıtlamaları

DVH ölçütleri kritik doz hatalarına karşı, tek nokta veya gama geçiş hızlarından daha duyarlı olduğu gösterilmiştir. Rapor Yeni 3B tabanlı doğrulama uygulamalarının, DVH görselleştirmesi ve/veya doz hacim kısıtları örneklemesinin bir kombinasyonu aracılığıyla değerlendirilmesine olanak tanıdığı belirtilmiştir.

6.3. Hesaplama Noktaları ile İlgili Etmenler

Doğrulama programlarının çoğu hesapları yalnızca tek bir nokta için yaptığından bu noktanın klinik olarak anlamlı olması gerekir. Rapor noktanın yüksek doz ve düşük doz gradyan bölgesinde olmasının kritik öneme sahip olduğunu belirtmiştir. Ancak bu, uygulamada pek mümkün değildir. Bazı yazılımların tek bir düzlemde 2B doz hesabı yaptığı, bazılarının ise tüm geometri için 3D doz dağılımı ve gama haritası hesapladığı ifade edilmiştir. Raporda IMRT için bu durumun daha anlamlı olduğu ifade edilmiştir.

6.4 TPS ve doz/MU Doğrulama Hesaplamasının Karşılaştırılması

6.4.1 Geçerli Fark Ölçütleri

Medikal fizik uzmanı ESTRO kitapçık 9 ve AAPM TG 218 no'lu raporda verilen ölçütler doğrultusunda doz/Mu doğrulama programı tarafından hesaplanan dozu dikkatlice değerlendirmelidir. Dört ticari rapor, ikincil MU doğrulama yazılımının başarımını ölçmek

amacıyla 2012 yılında 206 IMRT ve VMAT tedavi alanı kullanılarak yapılan çalışmayı ele almıştır. Homojen levha fantomlar üzerinde nokta dozların karşılaştırıldığı çalışmada doz değerleri arasındaki farklar %10 sınırı içinde kalmış ortalama fark % 0.8 ve standart sapma %2.9 olarak bulunmuştur. İncelemeler kompozit planlar için yapıldığında hesaplamalar arasındaki fark % 5 in altında kalmıştır.

6.4.2. Kabul Edilemez Farklar için Eylem Düzeyi

Kabul edilemez farklar için eylem düzeyi birçok tartışmanın başlığı olmuştur. Rapor kullanıcıların klinik verilere göre güven aralığı belirlemesini ve kullanmasını önermektedir. Tablo 9'da tek bir alan için ya da kompozit bir plan için önerdikleri değerler bulunmaktadır. Ayrıca rapor alan temelli ışınlamalarda gama analizi geçme kriteri olarak % 3 - 2 mm için % 90'ı ve kompozit alanlar için 88%- 90 % yüzdeyi önermektedir.

Tablo 9. Çeşitli klinik durumlar için ikincil MU hesaplaması ile Tedavi planlaması hesabı karşılaştırması için eylem düzeyi

	Homojen		Heterojen	
	Tek Işın (%)	Kompozit (%)	Tek Işın (%)	Kompozit (%)
Yüksek Doz Düşük gradient	5	3	7	5
Düşük Doz Yüksek gradient	7	5	10	7

6.4.3 Uyumsuzlukların İncelenmesi

Uyumsuzluk olduğu durumlarda, Tablo 9'daki

sınırların üstünde olan kalma oranlarında, nedenin göz ardı edilmeksizin araştırılması önemlidir. Bu kapsamda rapor, kalan bölgedeki doz gradyentinin veya düşük doz bölgesi olup olmadığını incelenmesini önermektedir. İkinci husus doz/MU doğrulama yazılımının algoritmasının bu hesabı yapabilecek kapasitede olup olmadığı medikal fizik uzmanı tarafından araştırılmalıdır. Üçüncü olarak eğer bilinen bir nedene ulaşılamazsa planların tekrar gözden geçirilmesini önermektedir. Son olarak yazılım üreticisi ile temasa geçilmesini önermektedir.

7. Devreye Alma ve Periyodik Kalite Güvence için Karşılaştırma Testlerinin Düzenlenmesi

İkincil doz/MU sistemi devreye alındıktan sonra doğrulanması için karşılaştırma testlerinin kullanılması uygundur. Bu kapsamda rapor AAPM'in TG 53 MPPG 5a ve TG 119 gibi diğer raporlarını kaynak göstererek bu raporlarda bahsedilen testleri önermektedir. Doz hesaplamalarının doğruluğu fantom tabanlı IMRT QA ölçümleriyle doğrulanmalıdır. Eğer ikincil doz doğrulama programı heterojenite düzeltmesi yapabiliyorsa heterojenite düzeltmesi içinde karşılaştırma testleri yapılmalıdır. Tüm karşılaştırma testleri ölçümlerle uyumluysa ikincil doğrulama yazılımı TPS ile uyumlu olmalıdır. Bu testlerde kabul edilebilir uyum %5 içinde olmalıdır. Bu kıyaslama testleri aynı zamanda yapılacak olan kalite güvence testleri için bir referans değer olarak kullanılabilir. Yazılım güncellendiğinde bu testler tekrar yapıp sonuçları incelenmelidir. Ayrıca klinik uygulamalara yeni bir modalite eklendiğinde karşılaştırma testleri bu modalite kullanılarak tekrar yapılmalıdır.

8. Özet Hasta Temelli doz/MU Doğrulaması İçin Tavsiyeler

1. Medikal fizik uzmanları, IMRT QA için sadece bağımsız doz/MU hesaplama yazılımlarına güvenmemelidir. Bu yazılımlar, doz kalibrasyonu ve MLC hatalarını, kolimatör veya gantri tutarsızlıklarını ya da hasta setup hatalarını tespit edemezler.
2. İkincil doz/MU hesaplaması, her IMRT/VMAT planı için, ölçüme dayalı doğrulama yöntemlerinden bağımsız olarak, en az 1 boyutlu, tercihen 2/3 boyutlu olarak yapılmalıdır.
3. Bir doğrulama yazılımı için bağımsızlık bağımsız algoritmalar ve/veya ışın verileri ile sağlanabilir. Algoritmanın farklı olması koşuluyla TPS'in devreye alınması için kullanılan veriler kabul edilebilir ancak ışın verilerinin de bağımsız olması tercih nedenidir.
4. İkincil doz/MU yazılımının devreye alınması AAPM TG 53 ve MPPG 5A raporlarındaki tavsiyeler dikkate alınarak yapılmalıdır.
5. Yazılım doğrulama ve karşılaştırması için Tablo 8'deki veriler kullanılmalı ve AAPM TG 119'un tavsiyeleri izlenmelidir.
6. İkincil doz/MU yazılımı için devam etmekte olan kalite güvence testleri hem yıllık olarak hem de TPS veya ikincil doz/MU yazılım yükseltmesi gerçekleştiğinde MPPG5A ile uyumlu şekilde gerçekleştirilmelidir.
7. TPS ile ikincil doz/MU doğrulaması arasındaki uyum, Tablo 9'da önerilen eylem seviyeleri içinde olmalıdır. Planın kabul edilebilirliği, bileşik plana dayalı olmalıdır. Tutarsızlıkları daha iyi anlamak için alan alan uyum incelenebilir.
8. Geçmeyen planların, kalma nedenini anlamak gereklidir.
9. IMRT ve VMAT için 2/3 boyutlu doğrulama önerilmektedir. Geliştiriciler tek boyutlu sistemler terk edilmeli ve doz hacminde doz dağılımı hesaplayan sistemleri geliştirilmelidir. 2/3 boyutlu karşılaştırmalar için TG 218 tarafından önerilen eylem seviyeleri kullanılmalıdır.



Dr. Mehmet Ertuğrul Ertürk

2004 yılında Hacettepe Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Hacettepe Üniversitesi Kanser 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 çalışmaktadır.

EMERİTUS PROF. DR. FAİZ M. KHAN: MEDİKAL FİZİK ALANINDA BİR DUAYEN

Yazımızın başlığında kullandığımız emeritus son yıllarda çok kullanılan bir deyim. Wikipedia bu konuda şöyle bir açıklama yapıyor: "Emeritus emekli bir kürsü profesörü, son görevinin rütbesini onursal bir unvan olarak korumasına izin verilen kişi". Başka bir ifade ile emekli olmasına rağmen hala kendi alanında görev yapan bir bilim adamı olarak ifade edebiliriz.



Resim 1: Faiz Khan: 1999, AAPM Ödülü aldığı yıl

Prof. Dr. Faiz M. Khan medikal fizik alanında çok önemli bir boşluğu dolduran değerli bir akademik bilim insanıdır. 1980'li yıllarda ülkemizde görev yapan medikal fizikçiler Khan'ı "**The Physics of Radiation Therapy**" kitabı ile tanıyor.

Prof. Dr. Faiz M. Khan'ın "**The Physics of Radiation Therapy**" kitabının ilk basım yılı 1984. Ülkemizde bu yıllarda Cobalt-60 tedavi cihazlarının etkin olduğu ve

neredeyse medikal fizik alanında bırakın Türkçe yayını, İngilizce yayının bile çok az olduğu bir dünyada yaşıyor. Ya da var olanlara ulaşılması çok zor. Yokluktan bu kitabın fotokopileri ortalıkta dolaşıyor. Khan'ın bu kitabı, tüm medikal fizikçilerin başucu kaynağı. İzodozlar, wedge'ler, manual planlama ön bilgileri, konturlamalar, blok kesicileri, izodozların manuel kaydırmaları, organ konturları için yöntemler, SSD ve SAD tekniği ile manuel doz hesaplamaları için formüller. Sanılmasın ki izodoz eğrileri ile doz eğrileri bulunuyor ve hesaplanıyor, sadece nokta dozlar var gündemde. O dönemde ne kadar bilgiye ihtiyacınız var ise bulmak mümkün bu yayında. Ek olarak internet olanaklarının olmadığı, fotokopi sistemlerinin hızlı olmadığı bir dünyada.

1987 yılında IAEA " Code of Practice for Absorbed Dose Determination in Proton and Electron Beams (TRS-277) yayınlanmış. Kitabın daha sonraki versiyonlarında bu konuda epey bilgi var. O zaman bulunması çok zor ve çok değerli bu bilgiler.

Prof. Faiz Khan AAPM Profile

MEMBERSHIP DIRECTORY

Faiz M. Khan, PhD, FAAPM, FACMP
Professor Emeritus

CONTACT	MEMBERSHIP	DEMOGRAPHICS
This person last visited their profile on 8/16/2021.		
Faiz M. Khan, PhD, FAAPM, FACMP Professor Emeritus Radiation Oncology Dept. University of Minnesota Medical School 850 WINDJAMMER LN Orono, MN 55364 UNITED STATES		

50+ Year Member

Resim 2: Khan'ın AAPM yaşamaı.

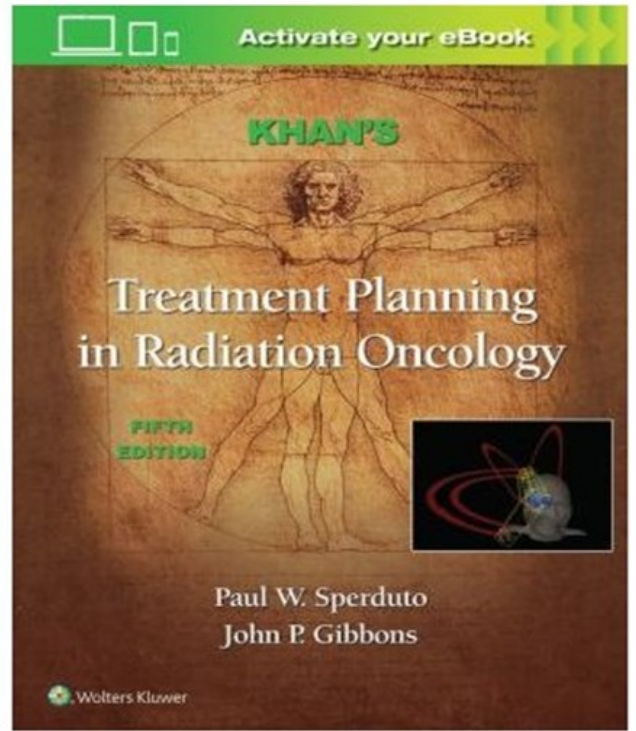
Kitabın ve o dönemin ihtiyaçlarına ne düzeyde cevap verdiğini daha iyi anlamak için, birinci ve üçüncü baskıya ait önsözlerin bir özetini vermeyi yararlı bulduk. Khan'ın ilk kitabının birinci baskısının ön sözünde şöyle yazıyor:

“Radyolojik fizik ders kitaplarının çoğu, radyasyon terapisi fiziği, teşhis ve nükleer tıp gibi geniş bir alanı sunar. Vurgu, bu alanlar için ortak bir temel oluşturan temel fiziksel ilkeler üzerindedir. Sonuç olarak, pratik ilgi konuları çok az tartışılır veya tamamen dışarıda bırakılır. Pratik ayrıntılara vurgu yapan, yalnızca radyasyon tedavisi fiziğine adanmış bir kitaba ihtiyaç duyulmaktadır. Bu kitap öncelikle asistanların ve klinik fizikçilerin ihtiyaçları göz önünde bulundurularak yazılmıştır. Bu nedenle, klinikte fizik pratiğine daha fazla önem verilmektedir. Asistanlar için kitap, foton ışınları, elektron ışınları ve brakiterapi kaynaklarını kullanarak hem temel radyasyon fiziği hem de tedavi planlamasının fiziksel yönlerini sunmaktadır.

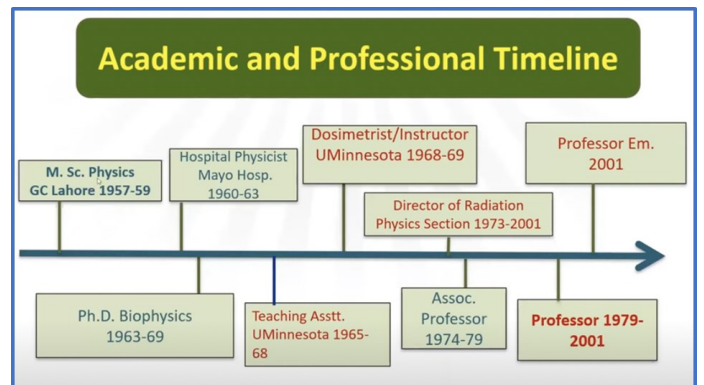
Klinik fizikçi (burada medikal fizikçi yerine kullanılmıştır) için ayrıca dozimetri hakkında güncel bilgiler verilmektedir. Kitapta soğurulan doz ölçümleri teorisi ile ilgili bazı bölümler dışında, kitap radyoterapi uzmanlarına da hitap etmektedir. Tedavi teknikleri, hasta setupları ve dozimetrik hesaplamalarla ilgili bölümler onları özellikle ilgilendiriyor. Kitap karma bir okuyucu kitlesi için tasarlandığından, teori ve pratik ayrıntılar arasında dikkatli bir dengenin sağlanması gerekiyordu. Kitabın fizikçi için değerini azaltmadan, konuyu resmi olarak fizik eğitimi almamış kişiler (örneğin asistanlar ve teknisyenler) için anlaşılır kılmak için bilinçli bir çaba gösterildi. Bu amaca, konuların dikkatli bir şekilde seçilmesi, matematiksel formalizmin basitleştirilmesi ve ilgili literatüre bol

miktarda atıfta bulunulmasıyla ulaşılabileceği umulmaktadır. Bu metni geliştirirken, fizik meslektaşlarım Dr. Jeff Williamson, Chris Deibel, Barry Werner, Ed Cytacki, Bruce Gerbi ve Subhash Sharma metnin gelişiminin çeşitli aşamalarında gözden geçirdikleri için onlara teşekkür etmek istiyorum. Son olarak, bir fizikçi olarak ihtiyaç duyduğum klinik felsefenin çoğunu kendisinden aldığım bu bölümün başkanı Dr. Seymour Levitt ile olan birlikteliğime büyük değer veriyorum”

Faiz M. Khan



Resim 3. Treatment Planning in Radiation Oncology: Son Baskı. 2022



Resim 4. Khan'ın tüm akademik yaşamı

Üçüncü baskıya önsöz: "Yeni teknolojiler son on yılda radyasyon tedavisini büyük ölçüde değiştirmiştir. Üçüncü baskı, 3 boyutlu konformal radyasyon tedavisi, IMRT, stereotaktik radyasyon tedavisi, yüksek doz hızlı brakiterapi, radyoaktif madde implantları ve intravasküler brakiterapi gibi.

Güncel konuları içerecek şekilde materyalin önemli ölçüde genişletilmesi ile ikinci baskının revizyonunu temsil etmektedir. Bu özel prosedürlerin listesini genişletmek için TBI ile ilgili bir bölüm de eklenmiştir. Tüm kurumların en son teknoloji radyasyon tedavisini uygulamak için kaynaklara sahip olmadığının farkındadır. Bu nedenle, sadece yeniyi tutmak ve eskiyi göz ardı etmek yerine hem geleneksel hem de modern radyasyon terapisi prosedürlerine gereken önem verilmiştir. Kitap içeriğine göre Temel Fizik, Klasik Radyasyon Tedavisi ve Modern Radyasyon Tedavisi olmak üzere üç bölüm halinde düzenlenmiştir. 1999 Eylül ayında megavoltaj foton ve elektron ışınlarının kalibrasyonu için yeni bir AAPM protokolü olan TG-51 yayınlanmış, bunu 2000 yılında IAEA protokolü TRS-398 takip etmiştir. Bölüm 8 bu gelişmeler ışığında dozimetri formalizmini güncellemek için kapsamlı bir şekilde revize edilmiştir. 2001 Ocak ayında emekli olmam nedeniyle üçüncü baskıyı yazmaktan büyük keyif aldım."

Faiz M. Khan.

"The Physics of Radiation Therapy" Kitabına yazımızda özel önem verdik. Buna sebep kitabın medikal fizik camiasında kazandığı önem ve gerekliliktir. Adı geçen kitabın ilk baskısını takip eden ve tüm yeni gelişmeleri içeren 5 farklı tarihte baskısı yapılmış. En son baskı tarihi ise 2014. Dikkat edilirse

kitaba yazar olarak yeni Medikal Fizik alanında bilim adamları eklenmiş. Aynı başlıkla çıkan tüm yayınların kapakları ve baskı tarihleri ekli resimlerde yer almaktadır.

Faiz M. KHAN kimdir?

Khan, Pakistan'da doğmuş ve lise eğitimini Pakistan/ Multan'daki Emerson College'de almıştır. Üniversite'yi ise yine Pakistan'daki Lahor Government College'de tamamlamış ve 1959 yılında Fizikte M.Sc. derecesini almıştır. Hemen arkasından, Lahor'daki "Mayo Hospital Institute of Radiotherapy " bölümünde "hastane fizikçisi" olarak çalışmaya başlamıştır. Bu pozisyon Pakistan'da verilen ilk pozisyonudur. 3 yıl sonra, 1963 yılında Fulbright Scholarship Ödülü ile daha ileri eğitim almak üzere Amerika'ya taşınmıştır. PhD ünvanını Biyofizik alanında, 1969 yılında, University of Minnesota'dan aldı. Bu bölümde pratik eğitimini sürdürdü ve 1974 yılına kadar şef fizikçi olarak görev yaptı. Daha sonra aynı Üniversite'den Prof. Ünvanına ulaştı.

Bugün emekli olarak yaşayan F. Khan'ın ismi *"öğretmen, mentor, araştırmacı ve radyoterapide klinik profesyonel"* olarak anılmaktadır.

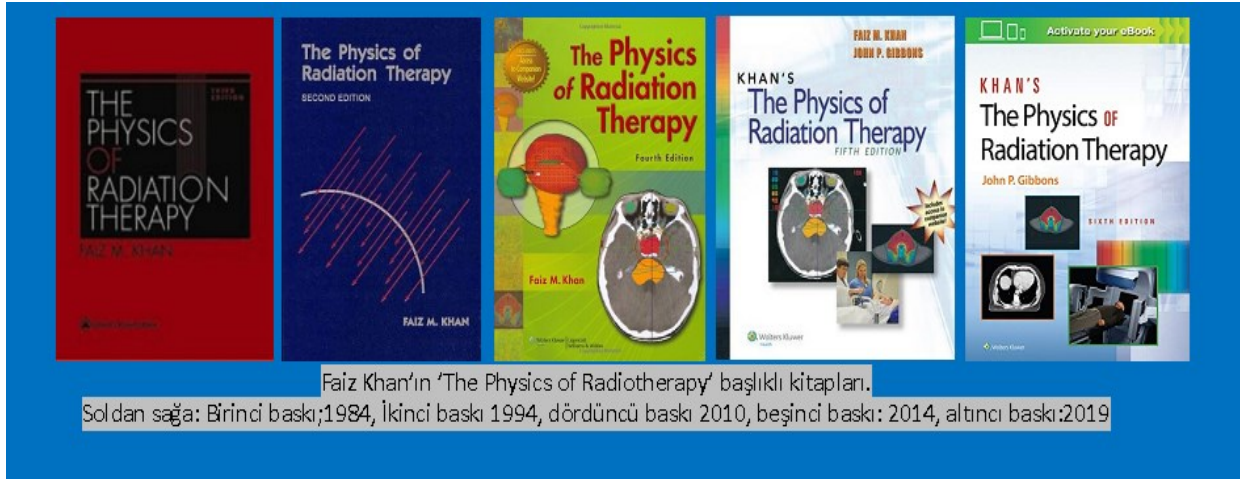
Prof. Dr. Faiz Khan ve AAPM (American Association of Medical Physics):

AAPM Seçilmiş Başkanı:

1989 yılında Khan, AAPM Başkanı olarak seçiliyor.

AAPM Ödülleri:

AAPM William D. Coolidge Gold Medal Ödülü. Yıl: 1999.



ACMP Fellow /(FCMP): 2011

Marwin M.D. Williams Professional Achivement Ödülü (MWIL): 1998

Fellow (F): 1989

Farrington Daniels Ödülü (FRDL): 1988

AAPM Raporlarına katkı:

2014: TG-71

2009: TG-25

2002: Academic Program Reccomandations for Graduate in Medical Pjysics

1993: Medical Accelerator Safety Consideration.

1987: Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry.

Değişik ülkelerdeki Uluslararası değişim programlarına katılıyor: 1993 Polonya, Varşova, 1994 Tahrn, Iran, 1995 İstanbul, Türkiye, 1996, Rabat Morocco, 1997 Moskova, Rusya,

Uluslararası Workshop'lara destek veriyor.

AAPM Çalışma Gruplarına katkı:

EP01. Revision of Report No: 44: Academic Program for an MS Degree in Medical (Üye)

RT70. Clinical e-beam tharapy in the era of TG-51 (Consultant), (2001-2008)

RT-71. Monitor Unit Calculation.(Consultant), (2001-2012)

RT-54. Linac Head Scatter. /Üye), (1994-1997)

Awards Selection Subcommittee. (Üye), (1992-1998)

RT-49. Meterset Calculation in Radiotherapy. (Üye), 1992-1998)

Executive Comitee. Başkanı, (1989-1089)

Yayınlanmış Kitapları

The Phycs of Radiation Therapy: İlk baskısı 1984. Son baskısı 2022. Arada toplam 7 baskı yapmış.

Khan's Lectures. Handbook of The Physics of Radiation Therapy: İlk Baskı 2011.

Treatment Planning in Radiation Oncology: İlk baskı 1997. Son basisı: 2022. Toplam 4 Baskı.

Our Universe: Birinci basım 2007



Son Söz:

Dikkat edecek olur isek, Khan'ın tüm kitapları genel iki konu üzerine yoğunlaşmıştır. Radyoterapide Medikal Fizik ve Tedavi planlaması. Doğal olarak, bu iki konu basım yapılan yıllardaki RT'nin tüm boyutlarına cevap vermektedir. Kitapların son baskılarında Khan'a değişik konularda yeni medikal fizikçi yazarların destek olduğunu görebiliriz. Günümüze gelirse, çok hızlı gelişen RT teknolojisi konusunda kitap yazmak ve tüm alanlara ulaşmak mümkün görünmemektedir. Artık bir ekip çalışması zorunlu olarak gündeme gelmektedir.

Evet, Faiz M. Khan, bir döneme imzasını atıyor.

Medikal Fiziğe adanmış bir yaşamdan sizlere değişik kesitler sunduk.

Yayına hazırlayan: H. Haluk ORHUN

BİR HİPOFRAKSİYONASYON HİKAYESİ VE DUVARDAKİ TABLO



**Dr. Robert Timmerman: Radyasyon Onkolojisi Bölümü, Teksas Üniversitesi Güneybatı Tıp
14 Eylül 2021**

Med. Fiz. Uzm: Recep Bozca

Geçenlerde, aslında katılmadığım bir yarışmayı kazandığım konusunda bilgilendirildim. Derginin yeni editörü Sue Yom'dan esinlenerek @Radiation Nation aracılığıyla bir Twitter anketi düzenlendi ve şu soruyu sordu: İnsanlar hipofraksiyone RT tedavi planlamasının altın standart olması hakkında ne düşünüyor? Yanıt seçenekleri "HyTEC; AAPM TG-101; Timmerman Sheet; ve NRG/RTOG protokolleri olarak belirlenmişti. 24 saatte toplam 100'ün biraz üzerinde oyla, University of Texas Southwestern'de "kısıt tablolarımız" olarak adlandırdığımız "Timmerman Sheet" oyların % 37,5'ini alarak kazandı. Diğer iki seçenek, yani "AAPM TG-101" ve çoğu "NRG/RTOG protokolü" doğrudan tablolarımızın eski sürümlerinden alınmış bulunmaktaydı. Yani gerçekte oyların %78'ini almış bulunuyoruz. Ekibimiz bu tabloların ilk versiyonunu 2002 civarında geliştirmiş misafir profesör gezilerinde, çalıştaylarda, eğitim programlarında ve e-posta yoluyla doktorlara,

asistanlara, fizikçilere ve dozimetristlere ücretsiz olarak dağıtılmıştı. Amerika Birleşik Devletleri ve yurtdışındaki dozimetri planlama istasyonlarında sık sık atıfta bulunulması için tabloların çeşitli versiyonlarının duvarlara asıldığını bilmekteyiz.

Bu anketin sonucu şaşırtıcı olabilir. Çünkü, özellikle HyTEC girişimi, hipofraksiyone tedavinin tedavi planlaması için kapsamlı bir uzlaşma kılavuzu sağlamaya yönelik resmi bir çabaydı. Peki, neden ankette HyTEC galip gelemedi? Bunun bariz cevabı, henüz çok yakın zamanda yayınlanmış olması ve merkezlerin muhtemelen yavaş yavaş onun tavsiyelerini benimsemesi ve kullanımına adapte olması olabilir. Öte yandan, tablolarımız yaklaşık 20 yıldır var olup formatı ve uygulamasıyla planlamacıların rahat etmelerini sağlamaya devam etmektedir. Tablolarımız, SABR'nin ilk yıllarında ortaya çıktı, öyle ki, onların anlayışının ve evriminin hikayesi SABR'nin genel hikayesinin ve hipofraksiyonasyonun postmodern kullanımının bir parçası oldu. Bu başyazıda iç içe

geçmiş iki hikayenin kendime ait versiyonunu anlatmak istiyorum.

Daha sıkıcı, daha az tanımlayıcı, stereotaktik vücut radyasyon tedavisi (veya SBRT) yerine tercih ettiğim isim olan SABR, artık sıradan bir tedavi olup bunu yapmayan merkezler, temel modern yetenekleri kaçırmak iletişim kuramamaktadır. Aslında, Medicaid ve Medicare Services Merkezlerinin korkunç Alternatif Ödeme Modeli yaklaşımıyla, onlarca yıldır 6 ila 9 haftaya kadar uzanan geleneksel olarak fraksiyone radyasyon tedavisinin hızla savunulamaz hale geleceğini düşünüyorum. Bunun yerine, bu yazar, herhangi bir geri ödeme teşviki olmaksızın, neredeyse tüm radyasyon tedavisi tedavilerinin (pediyatri, germ hücresi ve lenfoma hariç) kısa süreli olacağına inanmaktadır: SABR veya neredeyse SABR.

Ben sevsem de çok da uzun olmayan bir zaman önce SABR'nin mutlak bir küçümsemeyle bile radikal olarak görüldüğü bir zaman vardı. Henry Kaplan, Gilbert Fletcher, Isadore Lampe ve Franz Buschke gibi rakip geleneksel fraksiyone radyasyon tedavisini geliştiren ve savunan radyasyon tedavisi devleri Medicare'in daha fazla tedavi için daha fazla para ödemesini sağlamada etkili oldular çünkü tümörler ve normal doku arasındaki farklı onarım modelinin zarif biyolojisine tutkuyla inandılar. Bu geleneksel, fraksiyonlara ayrılmış radyasyon tedavisi, biyolojik olarak o kadar bağışlayıcıydı ki en kırılgan hastalarda bile kullanılabilir olanağı sunmaktaydı. Konvansiyonel fraksiyonasyon için tedavi planlaması nispeten kolaydı, çünkü hemen hemen her plan doku yaralanmasını önleyebilirdi, hatta çok büyük hacimli normal dokuları tedavi eden özensiz, uygun olmayan alanlar bile (örn. anterior posterior/posterior anterior,

kama çifti) bir noktaya kadar kabul edilebilirdi. Bu terapiye rehberlik eden normal doku kısıtlamaları da çok basitti (örn. tek sayfalık Emami kısıtlamaları 2000'den önce duvarıma iğnelemiştim).

Emeklilik başyazısında, Fletcher hastayı kelimenin tam anlamıyla ölüme günler kala, fraksiyon başına yüksek doz tedavileri vermemeleri konusunda alanı kesin bir şekilde uyarmıştı. Şüphesiz ki korkunç geç etkilere neden olan hipofraksiyonasyonla ilgili geçerli kişisel olumsuz deneyimleri vardı. Geleneksel radyoterapiye tehdit olan hipofraksiyone SABR, 1990'ların ortalarında dünyanın dört bir yanından çeşitli bağımsız deneyimlerle ortaya çıkmıştır. Ancak bunların tümü, Kaplan, Fletcher, Lampe ve Bushke'nin tasavvur bile edemediği teknolojideki çok çarpıcı gelişmeler sonucunda üretilmişti. SABR, diferansiyel onarımın biyolojik zarafetinden yararlanmak yerine, tümörü normal dokudan bölümlere ayırmak için teknolojiyi kullandı. Bu etkileyici teknolojiler, geleneksel olarak fraksiyonlara ayrılmış tedaviler (protonları geri çağırma) sağlamak için kullanılabilirdi, ama neyse ki SABR yalnızca hipofraksiyone değil, aynı zamanda birçok kişinin duygusal olarak ilan ettiği gibi aşırı derecede hipofraksiyonedir.

Çoğu metastatik hastaların yaşamlarının sonunda edinilen ilk SABR deneyimlerimize rağmen, ilk olarak 1998'de geç etkileri fiilen deneyimleyecek kadar uzun yaşaması muhtemel olan erken akciğer kanseri hastalarında tedavileri başlatmak için cesur bir adım atmıştık. Pilot deneyimimiz olumlu sonuçlar vermiş ve açık fikirli düşünce liderleri tarafından takdir görmüştü. 2000 yılında grubumuz, temelde daha önceki Indiana Üniversitesi denemelerini baz alan, ancak büyük ve çok merkezli konsorsiyum Radyasyon

Tedavisi Onkoloji Grubu'nda (RTOG, şimdi NRG) hasta toplayan bir deneme süreci başlattı. SABR, RTOG 0236'u test eden bu ilk işbirlikçi grup denemesini fiilen etkinleştirmek uzun yıllar almış olsa da, RTOG hastalık komiteleri, kayıt yerlerinde satın alma koşulları için akıllıca pazarlık yapılmıştı. Örneğin, 3 fraksiyonluk bir tedavi süreci için normal dokular için doz kısıtlamalarının bir listesini ve bu konuda bazı yönergeler istediler. Komite üyelerinin çoğu için 20 Gy x 3 fraksiyon vermek ürkütücüydü. Kâğıt üzerinde, saygı duyulan bir miktar güven ve koruma sağlayacak kısıtlamalar isteniyordu. Aslında o ana kadar birkaç yüz hastayı tedavi etmemize rağmen, böyle bir kısıtlama yoktu. Biz sadece izotropik düşme ile kompakt doz dağılımları oluşturmuştuk. Denemeyi etkinleştirmek için gerekli olan bu kesin şartlar göz önüne alındığında, vazgeçirilmemek için, SABR için ilk doz kısıtlamaları tablosunu geliştirmeye başladım.

Bir merkezi sinir sistemi doktoru olarak, kısa süreli doz kısıtlamaları konusunda zaten bazı deneyimlerim vardı. Radyocerrahi için, belirli bir boyut hedefi için güvenli reçete dozu ileten, sıklıkla kullanılan Kjellberg izoetki eğrisine çok aşınaydım (örneğin, 2 cm'lik lezyon için 20 Gy, yalnızca %1 nekroz riski verir). Şunu düşünün, rapor edilen güvenli doz olan 20 Gy' ye odaklanın spesifik olarak 2 cm'lik bir lezyon için %1'lik bir yaralanma riskini bildirmek, tümü 2 cm' lik lezyonları olan birçok hastanın değişken bir dozla (örn. 17-18 Gy, 19-20 Gy, 21-22 Gy) tedavi edilmesini gerektirir. Kjellberg izoetki eğrisine götüren bulunması zor kaynaklara derin bir dalış yapmanın ve çok fazla insan verisi bulunmadığını (çoğunlukla fareler, maymunlar vb.) ve tüm eğriyi 50'den az veri noktası oluşturduğunu öğrenmenin ne kadar hayal kırıklığı yarattığını bir düşünmenizi isterim. Aslında,

onurlandırılan Kjellberg eğrisinin temeli şuydu: Dayanıksız. O zamanlar hepimiz hem tümörler hem de arteriovenöz malformasyonlar için doz reçete etmek için bu eğriyi kullanıyorduk ve temel gerçeğe rağmen, çoğunlukla radyocerrahi uzmanlarının toksisiteden kaçınmasına yardımcı olmak için çalışılıyorduk.

SABR'e geri dönersek, omurilik, özefagus, brakial plexus, kalp ve trakea için Tablo 1'de gösterilen 3 fraksiyon için bir maksimum nokta doz kısıtlama tablosunu hızla geliştirdik. Dürüst olmak gerekirse, omurilik dışında, bu orijinal tablonun diğer tüm sınırları sadece benim deneyimlerime dayanan tahminlerimi yansıtıyordu. O sırada, ünlü radyobiolog ve eş komite üyesi Jack Fowler'dan tabloya bakmasını istedim ve o kısıtlamaların makul olduğunu ve çok fazla sorun sormadığını bildirdi. Geriye dönüp baktığımızda, orijinal protokolün o zamandan beri önemli ölçüde değişmeyen tek kısıtlaması, 30 Gy'lik kalp maksimum nokta dozumuzdu. Diğerlerinin tümü başlangıçta çok katıydı, öyle ki mevcut güncel kısıtlamalarımız ve HyTEC şu anda toksisite olmadan daha yüksek dozlara çıkılmasına izin vermektedir. Nihayetinde akciğer kanseri tedavisi için ulusal bir protokoldeki kısıtlamaları tasarlamaktan (kulağa uydurmaktan daha iyi geliyor) gurur duymuyorum. Savunmam gerekirse, oldukça durgun olan bir alana hareketlilik getirmişti. SABR, yalnızca erken evre akciğer kanseri olan ve ameliyat edilemeyen hastalara iyi bir seçenek sunmakla kalmadı, aynı zamanda radyasyon onkolojisini radyorezistan tümör metastazlarını (hepatom, melanom ve böbrek kanseri gibi) tedavi etmek gibi yeni sınırlara itti ve her türden ve gülünç derecede uzun tedavi sürelerini (örneğin, prostat kanseri için 9 hafta) terk etmek için bir alan yarattı.

Kolaylıkla SABR bir tür hipofraksiyonasyon devrimi başlattı ve alanın bir geleceği olduğuna dair bir heyecan sağladı demek mümkün olabilir. Bunların hiçbiri katılım olmadan mümkün olamazdı ve katılım, normal doku kısıtlamaları gerektiriyordu.

Tabii ki, normal dokuların toleransı, lineer olmayan bir şekilde fraksiyon sayısına göre değişim göstermektedir. Bu gerçeğe dayanarak 1-, 4- ve 5- fraksiyonlu SABR için benzer bir tablo yapmaya başladık ve tablolara kısmi hacim limitleri ekledik. Alan, o zamanlar tedavi etkilerinin modellenmesiyle çok ilgiliydi ve biz de bu konuda elimizden geleni yapmaya karar vermiş bulunuyorduk. Birçoğu, 3 fraksiyonlu tablomuzu basitçe diğer SABR seçeneklerine dönüştürmek için popüler doğrusal ikinci dereceden (LQ) modeli kullanmayı savundu. Bununla birlikte, LQ modeli, özellikle 1 fraksiyon tedavilerinin gücünü olduğundan fazla tahmin ettiğinden sorunlar yaratıyordu. Ancak, LQ modeli geleneksel fraksiyonasyon için geliştirildiğinden (yani, küçük dozlar) bu şaşırtıcı bir durum değildi. Bu nedenle, LQ'yu çok daha eski çok hedefli modellerle birleştiren "evrensel" bir model geliştirdik. İkincisi, 1960'lardan ve 1970'lerden, omuzdan sonraki hücre öldürmenin doğasını açıklayan pek çok faydalı biyoloji verisine sahipti ve omuz içindeki LQ ile ilgili alfa/beta oranları herkes tarafından iyi bilinmektedir. Evrensel model ile 1, 3, 4, 5 ve 8 fraksiyon için kısıtlamalar geliştirdik. Hatta bu sefer Van Der Kogel ve Medin'den fare ve domuz omuriliği toleransı ve Forquer'den brakial plexus için daha olgun verilerimiz de vardı. Bu, bazı meşru yansımalara ve daha iyi tahminlere izin vermektedir.

Pek de akıllıca sayılmayacak bir cesaretle evrensel

modeli International Journal of Radiation Oncology Biology Physics'te yayınlamaya karar verdik ve bu radyoterapi camiasında ikinci bir heyecana yol açtı. Yerleşik matematiksel modellerin masum bir uygulaması olduğunu düşündüğümüz şey, endişeye ve hatta öfkeye neden oldu. Hali hazırda geleneksel olarak fraksiyone radyasyonu terk ederken, birçok kişi artık zamana göre test edilmiş LQ'yu terk ettiğimize inanıyordu. Fakat biz evrensel modeli zayıf bir şekilde savunabilirken, daha iyi SABR güvenliğinin anahtarının dikkatli doz yükseltme klinik deneyleri gerçekleştirmek olduğunu güçlü bir şekilde savunuyorduk. Bu toksisite çalışmaları, toleransı tanımlamak için herhangi bir matematiksel modelle karşılaştırıldığında çok daha iyi bir strateji sunuyordu ve RTOG'un dahilyle amacımız gerçekleştirilebildi. Veriler ortaya çıktıkça sonuçları tablolarımıza dahil ediyorduk, ama bazı veriler hala yalnızca vaka raporlarına dayanmaktaydı.

Bu hikaye hakkında sorulacak zor bir soru, çoğunlukla tasarlanmış/modellenmiş bir kısıtlama tablosunu nasıl yayınlayabileceğiniz şeklindeydi. Dergi doğrulama veya referans istemeyecek mi? Bu noktada sinsi zeka gerekiyordu. Joel Tepper benden hipofraksiyonasyon konulu bir Radyasyon Onkolojisi Seminerinin konuk editörü olmamı istemişti. Ben de istenileni yaptım ve konuya mükemmel katkılar sağlayan bir grup düşünce liderini bir araya getirdim. Her Seminer sayısı için konuk editörün aslında Index Medicus'ta atıfta bulunulan bir giriş yazması bekleniyordu. Başka bir şekilde asla yayınlanamayacaklarını bildiğim için tabloları bu girişe gizlice sokmaya karar verdim. Makalede bulunan genişletilmiş bir kısıtlama tablosu, "SBRT için Çoğunlukla Doğrulanmamış Normal Doku Kısıtlamaları" başlığını taşıyordu. Böylece yayınlanmış

oldu ve referans olarak gösterilebilirdi. Seminerlerin girişine atıfta bulunarak kısıtlama tablolarının güncellemelerini birçok kez kolayca yeniden yayınladım. Hile yapanların asla kazanamayacağını kim söyleyebilir ki?

Tablo 2-11'de gösterildiği gibi seri yapıları (tüpler ve teller) paralel yapılardan (organ parankimi) uygun şekilde ayırır. Bu ayırım önemlidir, çünkü bu dokuların disfonksiyondan kaçınmak için çok farklı stratejileri vardır: Seri yapılar agresif bir şekilde onarılır ve paralel yapılar tipik olarak büyük fazlalık ve rezervden yararlanır. Seri kısıtlamalar basit olmasına rağmen (etkili olarak "bu çizgiyi geçme") paralel kısıtlamalar, kritik hacim biçimliliğini takip eder ve en iyi şekilde Schefter ve ark. Ritter ve ark tarafından açıklanmaktadır. Haklı olarak, tablolarda ortalama doz limitleri görünmüyordu. Oldukça konformal, yalnızca büyük tümör içeren tedaviler genellikle bitişik yapılarla zor temas eder ve ortalama doz sınırlarının toksisiteyi etkilemek için anlamsız olduğu kolayca gösterilir.

Table 1 RTOG 0236 original dose constraints

Organ	Volume	Dose (Gy)
Spinal cord	Any point	18 Gy (6 Gy per fraction)
Esophagus	Any point	27 Gy (9 Gy per fraction)
Ipsilateral brachial plexus	Any point	24 Gy (8 Gy per fraction)
Heart	Any point	30 Gy (10 Gy per fraction)
Trachea and ipsilateral Bronchus	Any point	30 Gy (10 Gy per fraction)
<i>Abbreviation: RTOG = Radiation Therapy Oncology Group.</i>		

Kısıtlama tablolarımızın hipofraksiyonasyonun ve özellikle SABR'nin yeniden ortaya çıkmasına katkıda

bulunmasından şahsen gurur duyuyorum. Ancak bir uyarı: Kısıtlamalar, adından da anlaşılacağı gibi özellikle tıbbi/yasal çağrışımlar üstleniyorlarsa, sınırlayıcı ve kısıtlayıcıdır. 1995'te SABR'den önceki iklim çok fazla kısıtlamayla sınırlanmıştı. Bu kez, yeni fikirlerin, yeni araştırmaların ve yeni fırsatların peşinde koşmanın cesaretini kıran kısıtlamaları kastediyorum. Hipofraksiyonasyon korkusu, doz ve geç normal doku hasarı hakkında açıkça yanlış bir algıdan kaynaklanmıştır. 2021'e doğru gidilirken, özellikle hem tablolarımdan hem de Hy-TEC'den gelen maksimum nokta doz kısıtlamaları şüphesiz ki mutlak doğrudur değildir. Sadece bugün var olan teknoloji ve yaklaşımlar çerçevesinde faydalıdır. Örneğin ultra ince kalem ışınları oluşturabilen teknolojilerin ve yöntemlerin gelecekte geliştirilmesiyle, omurluğun tolere edebileceği maksimum dozu en az iki katına çıkarabileceğimizi tahmin ediyorum. Bunu yapmak günümüzde nadiren kontrol altına alınan tümörleri yok etme fırsatı verecektir. Ancak, aksi takdirde daha iyi tedaviler keşfedecek olan araştırmacıları çaresiz bırakacak bu tür yenilikleri kısıtlarsak, bu gerçekleşemeyecektir. Kısıtlamaları mevcut eğitim ve deneyimlerimizden türetilen bir din gibi ele almanın tehlikesi budur.

Yıllar boyunca tabloları şekillendiren toksisite raporlarını gönderen birçok doktor ve fizikçiye minnettarım. Tabii ki, HyTEC ve revizyonlarının eninde sonunda haklı olarak tablolarımızın yerini alacağından eminim, ama şimdilik hiç girmedığımız sanal yarışmada zaferin tadını çıkarıyoruz.

#TimmermanTabloları

Not: Yazının referanslarına ve Tablolarına orijinal makaleden ulaşabilirsiniz



Med.Fiz.Uzm: Recep Bozca

1981 Adana doğumlu. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümü, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği yüksek lisansını bitirdi. 2007-2015 arası Başkent Üniversitesi Adana Hastanesi, 2015-2019 arası Meditel bünyesinde Cumhuriyet Üniversitesi ve Pamukkale Üniversitesinde çalıştı. 2019'dan itibaren Başkent Üniversitesi Adana Hastanesinde çalışmakta. Evli ve bir kız çocuk babası.

MACARİSTAN'DA MEDİKAL FİZİKÇİ OLMAK



Med. Fiz. Uzm. Evren Üzümlü

Varian firmasında tedavi planlama sistemleri alanında Product Manager olarak çalışmakta olan Medikal Fizik Uzmanı Berkan Geler ile Macaristan'da medikal fizikçi olmak konusunda bir röportaj gerçekleştirdik. Kendisine yoğun programında bize vakit ayırdığı için teşekkür ediyorum.

Selamlar Berkan, Macaristan'da Medikal Fizikçi olmak için eğitim süreci ve sonrasında mesleki kabul süreci ile ilgili olarak bize bilgi verebilir misin?

Aslında Macaristan'daki eğitim süreci Türkiye'de olan sürece oldukça benzemektedir, hatta neredeyse aynı olduğunu bile söyleyebiliriz. Uzmanlar Fizik, Fizik mühendisliği veya Nükleer Mühendislik bölümlerinde lisans eğitimini tamamladıktan sonra, Medikal Fizik alanında yüksek lisans eğitimlerini tamamlayarak meslek hayatlarına başlayabilmektedirler. Ülkedeki ilk yüksek lisans programı, Budapeşte Teknoloji ve

Ekonomi Üniversitesi tarafından 2010 yılında başlatılmış olup, 2 yıl süren programın sonucunda 11 kişi mezun olmuştur. Günümüzde ise Macaristan'da Medikal Fizik alanında yüksek lisans eğitimi veren 5 üniversite mevcuttur. Yüksek lisans eğitim programları uluslararası kuruluşların eğitim önerilerine uygun bir yapıya sahiptirler. Elbette Türkiye'ye kıyasla oldukça küçük bir topluma sahip olan Macaristan'da, mevcut medikal fizik uzmanı sayısını bilemesem de yaklaşık 20 radyasyon onkolojisi departmanı olduğunu söyleyebilirim. Mesleki kabul süreci için mezuniyet sonrasında herhangi bir kurul sınavı ya da çeşitli yeterlilik seviyeleri için zorunlu kurs ve sınavlar bildiğim kadarıyla mevcut değil. Eğitim sırasında zorunlu stajları mevcuttur.

Yabancı bir medikal fizik uzmanının Macaristan'da çalışma amacıyla mesleki kabul süreci ne şekilde ilerlemektedir?

Macaristan'da yabancılar için mesleki kabul amacıyla

herhangi bir mesleki kabul süreci olduğunu düşünmüyorum. Bu durumun daha çok başvurmayı isteyen kişinin Macar diline hakimiyeti ile ilgili olduğuna inanıyorum. Çünkü Macaristan bürokrasi alanında gelişmiş olan bir Avrupa ülkesi değildir. Ben de klinikte çalışmama durumuna karşın diploma denkliklerimi aldım ve bu konuda bir zorluk yaşamadım. Fakat hem senin hem benim durumumda diline hakim olmadığı bir ülkede çalışma durumu daha çok uluslararası bir şirket olması durumunda mümkün görünüyor. Macaristan'da henüz klinik anlamda benzer bir ortam oluşmamış durumda olduğu için dile hakim olmadan çalışma olasılığını pek mümkün görmemekteyim. Ayrıca daha önce bahsettiğim tüm yüksek lisans programlarının da eğitim dili Macarca olarak belirlenmiştir. Bu durumda temel olarak kendisi veya aile üyelerinden biri Macar olup geri dönen birisi için bu ihtimal düşünülebilir. Fakat genel olarak sosyo-ekonomik şartlar açısından Macaristan, Avrupa ülkeleri arasında çok iyi bir konuma sahip olmadığı için bu durum pek fazla söz konusu olmuyor. AB üyesi ülkelere gelenler için süreç oldukça kolay fakat AB üyesi olmayan ülkelere gelenler için işe alımda şirketlerin bir sponsorluk süreci oldukça uzun, zahmetli ve masraflı bir süreçtir. Ayrıca tercih aşamasında şirketin devlet kurumlarına söz konusu pozisyon için öncelikle mevcut ülkede, daha sonra ise AB üyesi ülkelere işçi aradığını fakat bulamadığını, bu yüzden AB üyesi olmayan bir ülkeden bu pozisyona işe alım yaptığını tebliğ etmesi gerekmektedir. Ancak sonrasında çalışma ve oturma izinlerinin alınması mümkün olmaktadır.

Romanya ve Macaristan tecrübelerinden yola çıkarak hem genel yaşam tarzı hem de Medikal

Fizik uzmanlarının statüsü açısından görüşlerin nasıldır?

Sorunun ikinci kısmı ile başlayayım. Hem Romanya hem de Macaristan'da Medikal Fizikçilerin saygı gören ve revaçta olan bir meslek statüsünde olduklarını söyleyebilirim. Türkiye'de de durum böyle ama öncelikle insanlara Medikal Fizik Uzmanının ne yaptığını anlatmanız gerekebiliyor. Sonrasında ise öncelikle şaşırma ve sonra saygı duyma durumu oluşuyor. Özellikle kanser tedavisi alanı olduğu için saygı duyma ve gıpta etme durumu söz konusu olabiliyor. Hayat tarzı açısından ise kişiden kişiye çok değişken olmakla birlikte kendi tecrübelerimi paylaşmak isterim. Kendi açımdan birbirinden zıt tecrübeler edindiğimi söyleyebilirim. Benim fikrime göre Romanya insanı daha sıcakkanlı ve arkadaş canlısı, ayrıca Romanya'da İngilizce konuşma seviyesinin daha iyi olduğunu düşünüyorum. Ayrıca Rumence, Macarca'ya göre öğrenilmesi çok daha kolay bir dil, Macarca dünyanın öğrenilmesi en zor dillerinden bir tanesidir. Tüm bu etkenleri göz önünde bulundurunca Romanya, Macaristan'a göre entegre olması daha kolay bir ülkedir. Macaristan içerisinde Budapeşte'yi ayrı olarak ele almak gerekir. Çok daha turistik ve yabancıların da yaşadığı bir şehir olduğu için yaşam daha kolay. Fakat konu bürokratik işlere geldiğinde, bir devlet dairesinde ya da bankada bir işiniz olduğunda dil bilmediğiniz takdirde çok zorluk çekebilirsiniz. Buraya gelip yalnızca yabancılar ile görüşerek de bir hayat kurabilirsiniz fakat uzun dönem kalmayı planlıyorsanız biraz da olsa dili öğrenmek önemli. Kendi tecrübelerimden yola çıktığımda aslında benim için iki ülkeyi adil olarak kıyaslamak çok da kolay değil. Çünkü Romanya'da senin de bildiğin gibi klinik bir ortamda çalışıyordum,

görüştüğüm insanlar ve gittiğim yerler belliydi. Bir hayat rutinim vardı. Öte yandan Budapeşte'ye yerleşmem, Varian bünyesindeki aplikasyon uzmanı pozisyonu ile gerçekleştiği için çok sık seyahat etmem söz konusu oldu. Yaklaşık her hafta başında bir başka ülkeye gidip birkaç gün geçirip dönmek şeklinde yoğun bir program vardı. Bunun neden olduğu yorgunluk sonucu evde kalıp dinlenme isteği oluşuyor. Bu yüzden hem dil öğrenme açısından hem de entegre olma açısından Romanya'da olduğu kadar başarılı olduğumu söyleyemem.

Hem klinik ortamda hem de Varian firması bünyesinde çalışmış bir medikal fizik uzmanı olarak her iki çalışma ortamının karşılaştırması ve kariyer tercihi aşamasında olan medikal fizik uzmanlarına tavsiyelerin nelerdir?

Klinik çalışma ortamı ile kurumsal çalışma ortamını kıyaslamak için burada en önemli parametre kişinin nasıl bir hayat tarzını tercih ettiği olur. Daha düzenli olayım, çalışma programım belli olsun, işten çıkıp evime gideyim derseniz klinik ortam sizin için daha doğru bir seçenektir. Kurumsal çalışma hayatına girdiğimiz zaman medikal fizikçi olarak çalışabileceğiniz alanların çoğunluğu az ya da çok seyahat gerektiren alanlardır. Bunun da hem olumlu hem de olumsuz yanları mevcuttur. Eğer yeni yerler görmeyi, yeni kültürleri tanımayı ve farklı milletlerden insanlarla tanışıp arkadaşlıklar kurmayı seven birisi iseniz bu durumda bu tarz işler sizin için biçilmiş kaftandır diyebilirim. Az önce söylediğim gibi Macaristan'a entegrasyon sorunum oldu fakat bunun yanı sıra dünyanın her yerinden yeni arkadaşlarım da oldu. Bir ülkeye yalnız seyahat edecek bile olsam artık orada arayıp görüşebileceğim insanlar oldu. Bana

göre hayatın en az bir döneminde edinilmesi gereken bir tecrübe. Benim gibi böyle bir iş ile birlikte bir de yeni bir ülkeye yerleşiyorsanız, entegrasyon sıkıntıları çekmeniz çok olasıdır. Fakat ben olumlu taraflarından daha mutlu olduğum için verdiğim kararlardan bir pişmanlık duymadım. Herhangi bir kliniğe gittiğimde oradaki fizikçilerin doktorlarla vakalar üzerinde konuşması ve tedavi planları üzerinde çalışması özlediğim taraflarıdır. Ama şu an için kliniğe geri dönmek gibi bir düşüncem söz konusu olmadı. Ayrıca yaptığınız işi sevmeniz ya da tatmin olmanız çok önemli. Sanırım birçoğumuz klinikte çalışarak kanser hastalığı olan insanlara yardım edebilmenin verdiği huzuru yaşıyoruzdur. Kurumsal hayata ilk geçtiğim zamanlarda bu açıdan bazı sorgulamalarım oldu, fakat sonrasında gördüm ki hastalara direkt olarak dokunmasak da dolaylı yoldan daha büyük bir katkı sağlayabiliriz. Ya da en azından bunu amaç edebiliriz. Şahsen, geçmiş yıllarda aplikasyon eğitimleri verirken ya da şu an çalıştığım pozisyonda en büyük motivasyon kaynaklarımdan birisini bu olduğumu söyleyebilirim. Bir yandan benim klinikten çıkıp bu pozisyona geçmemdeki önemli bir etken de rutin hayattan kurtulmak isteğiydi. Bir de şunu da eklemek isterim artık Covid-19 sonrasında pek çok şirket işlerini daha fazla online platformlarda yapmaya çalıştığı için eskisi kadar siyah ve beyaz gibi farklar mevcut değildir.

Bir de bence meslektaşlarımızın kafasında şu soru da olabilir, klinik ortamda çalıştığında gelebileceğin maksimum seviye şef medikal fizik uzmanı olabilir, bunun üzerinde çok fazla yükselme olanağı söz konusu değil. Fakat kurumsal olarak çalışırken sende de görüldüğü gibi aplikasyon uzmanı olarak başlayıp ürün

müdürü pozisyonuna geçiş gibi olanaklar bir etken olarak yer alıyor diye düşünüyorum. Bir de ileride farklı bir ülkeye geçip çalışma olasılığı daha yüksek olarak görülüyor diye düşünüyorum. Sanırım bunlar da avantaj olarak düşünülebilir, ne dersin?

Elbette kurumsal bir şirkette çalışınca iş özelinde çok fazla dil gereksiniminiz olmuyor. Yaşadığınız ülkenin dilini o ülkede çalışabilmek için bilmeniz gerekmeyebiliyor. Bu nedenle farklı ülkelerdeki farklı pozisyonlara başvurmanız halinde bu geçiş daha kolay olabiliyor. Ama bu yine özellikle kişinin yaşam tarzı ile alakalıdır. Mesela medikal fizikçilerin kurumsal ortama en çok adım attığı pozisyon aplikasyon uzmanlığıdır. Orada da oldukça fazla seyahat söz konusu olduğu için imkansız olmasa da ailesi olan kişiler için daha zorlayıcı olabiliyor. Özel günleri kaçırabiliyorsunuz, bulunduğunuz yerde çok fazla bir sosyal hayatınız olmayabiliyor. Tek başınıza yaşamaktan, seyahat etmekten ve yemek yemekten keyif almayı öğrenmeniz gerekebiliyor. Yoksa bu meslek de insanlar için yıpratıcı olabilir. Aplikasyon uzmanlığından bahsederken pek çok kişinin gözünde toz pembe görünüyor olabilir. Heryere seyahat ediyorsun, gittiğin yerlerde masraflarını şirket karşılıyor, rahat bir çalışma ortamın var gibi olumlu yönler akla geliyor. Fakat bir de madalyonun öteki yüzü var. Arkadaşlarının veya ailenin sevdiklerinin özel günlerini kaçırabiliyorsun, ister istemez arkadaşlarından veya sosyal ortamından kopabiliyorsun. Çünkü elbette herkes bir plan yapıyor ve sen plan zamanında farklı bir yerde olabiliyorsun. Böyle dezavantajları da söz konusu olabiliyor. Elbette yine kişinin nasıl bir yaşam tarzını sevdiği ile çok alakalı bir durum olduğunu düşünüyorum.

Ben de benzer şekilde düşünüyorum. Burada biri diğerine göre daha iyi şekilde düşünmek yerine senin nasıl bir hayat tarzını tercih ettiğin ile ilgili bir durum. Her ikisinin de kendine göre avantajları ve fedakarlık yapman gereken tarafları var. Bence oldukça kişisel bir karar, kendine neyi yakın görüyorsan ona göre ilerlemekte fayda olduğunu düşünüyorum. Ya da senin de dediğin gibi hayatının hangi döneminde olduğun ve buna göre neyi tercih ettiğin de çok önemli.

Zaten seyahati çok olan bir işte çalıştıktan sonra çok uzun soluklu bir süreç genellikle olmuyor. Bir üç-beş yıl çalıştıktan sonra sürekli seyahat etmek oldukça yorucu bir hal alabiliyor. Ben ilk başladığımda eğitim başlamadan bir gün önce sabahtan gidip gezmeye ve o şehirde kendime zaman ayırmaya çalışıyordum. Fakat bir yerden sonra artık seyahatler çok yorucu olduğu için ev hasreti çekmeye ve evime döneyim kendi yatağımda uyuyayım diye düşünmeye başlıyorsunuz. Zaten genelde iş bu şekile döndükten sonra pek çok kişi bu pozisyonda zamanının dolduğunu düşünmeye ve daha düzenli bir hayat ve pozisyona geçmeyi planlıyor. Fakat orada edinilen tecrübe size daha fazla ve farklı kapılar da açabiliyor. İsterseniz kliniğe isterseniz satış ve pazarlama gibi farklı alanlara da geçiş yapmanız mümkün olabiliyor.

Bir diğer konuşmak istediğim konu da yurtdışında yaşamak ve çalışmak. Şu anda oldukça fazla meslektaşlarımızın yurtdışında çalışma isteği mevcut. Benim hep söylediğim herkes yalnızca olumlu taraflarını göz önünde bulundurarak bu yorumları yapıyorlar. Hatta ben tavsiye olarak arkadaşlara yaşamayı düşündüğünüz ülkeye bir gidin, orada bir ev tutup bir hafta-on gün orada

kalın ve yaşayın, insanlarla birebir etkileşimde olun dediğimde bana kızabiliyorlar. Aslında bunu söyleme nedenim orada olan ve benim takılmadığım bir konuya ya da davranışa siz çok takılıyor olabilirsiniz ya da benim çok takıldığım bir konu sizin için hiç önemli olmayabilir. Bunun çok kişisel bir durum olduğunu söylediğim zaman bana sen gittiğin için bu yorumu yapmak kolay diye tepki verebiliyorlar. Senin de bu konuda görüşlerini almak isterim. Farklı ülkelerde çalışmış bir medikal fizik uzmanı olarak yurtdışında çalışmayı düşünen medikal fizik uzmanlarına önerilerin nelerdir?

Öncelikle söylediklerinde çok haklı olduğunu düşünüyorum. Uzaktan bakıldığı zaman bazı şeyler toz pembe gözüküyor. Onlara da hak veriyorum. Şu anda ben Türkiye'den ayrılalı yaklaşık on yıl oldu fakat sürekli bir ayağım Türkiye'de ve sürekli gidip geliyorum. O nedenle çok asimile olmadığımı söyleyebilirim. Son zamanlarda Türkiye'nin içinde bulunduğu durum da endişe verici ve insanlar da bu ortamdan ayrılmaya çalışıyorlar. Onları da anlayabiliyorum. Fakat şunu da bilmek gerekir ki burada hiçkimse kollarını açmış sizin gelmenizi beklemiyor. Hiçkimse size ekstra yardımcı olmaya çalışmıyor. Bir yerde evet bazı avantajları var ama dezavantajları da var. Psikolojik olarak çok güçlü gelmek gerekiyor. Şunu da belirtmek istiyorum bazen biz Avrupa'yı ya da diğer ülkeleri gözümüzde büyütebiliyoruz. Elbette bizden daha iyi oldukları konular var bunu ülkelerin mantaliteri veya AB üyesi ülkelerde ortak normlardan kaynaklı bazı regülasyonlar ile örnekleyebiliriz. Fakat Medikal Fizik eğitimine veya çalışma ortamına baktığımız zaman Türkiye'nin Avrupa'dan aşağı kalır bir yanı olduğunu

düşünmüyorum. Özellikle uygulanan tedavi teknikleri ve teknolojik olanaklar açısından birçok ülkeden daha iyi durumda olduğumuzu söyleyebilirim.

Ben de sana katılıyorum. Hatta Romanya özelinde yorum yaparsam ortalama seviyede bir Türk Medikal Fizik uzmanının ortalama seviyede bir Rumen Medikal Fizik uzmanına oranla, radyoterapi alanında hem daha iyi teorik hem de pratik bilgiye sahip olduğunu düşünüyorum ve daha kalifiye olduğuna inanıyorum.

Avrupa'da özellikle batı avrupa ülkeleri ve diğer avrupa ülkeleri arasında ayrımı yapabilmek lazım. Bu ülkeler arasında eğitim kalitesinin ve klinikteki uygulamaların seviyesi çok fazla değişebiliyor. Bunları rahatlıkla söyleyebiliyorum çünkü özellikle Varian bünyesinde aplikasyon uzmanı pozisyonunda farklı ülkelerde çok farklı kliniklerde bulunma ve gözlem yapma şansına sahip olabildim. Şunu söyleyebilirsin bu olanaklar Türkiye'de de her klinikte olmayabiliyor. Kesinlikle maddi duruma bağlı ama bu durum başka gelişmiş ülkelerde de mevcut. Buradan varmak istediğim Türk meslektaşlarımın acaba gidip orada çalışabilir miyim diye bir soru kafalarında olmasın. Aldıkları eğitim onları bu konuda yeterince iyi hazırlamaktadır. Tecrübe farklı bir konu elbette. İş anlamında teknolojik olarak avantajlı kliniklerde olmasa da kişisel çabalarıyla kendilerini geliştirebilirler. Güncel literatürü ve gelişmeleri iyi takip etmelerini tavsiye ediyorum. Buradaki bence en önemli kriter yine dil. Mesleki yeterlilikten daha önemli olan bir dil faktörü var. En azından basit seviyede oradaki dili öğrenmekte fayda var çünkü bu karşıdaki kişiye en azından oraya gittiğinizde bu dili öğrenmeye niyetli olduğunuz konusunda bir işaret

olacaktır. Bir de yine burada klinik ve kurumsal şirket pozisyonlarını ayırmak gerektiğini düşünüyorum. Eğer amacınız klinikse ve o ülkede uzun süreli kalmak istiyorsanız entegre olmak için mutlaka o ülkenin dilini öğrenmek gerekiyor.

Ayrıca bu ülkede yaşayıp çalışırken bir vatandaşlık ve pasaport edinme niyetiniz varsa yine geçmeniz gereken aşamalar ve sınavlar var. Yine bunun için dil bilmeniz şart oluyor.

Diğer taraftan kurumsal hayatı düşünecek olursak genelde İngilizce yeterli oluyor veya bir ikinci dil gerekli olabiliyor. Yine de mesleki olarak gerekmesede hayatınızı kolaylaştırması açısından bulunduğunuz ülkenin dilini öğrenmeyi tavsiye ediyorum. Ayrıca ilgi duyduğunuz alanda mutlaka kendinizi geliştirmeye çalışmalısınız. Her alanda olduğu gibi bizim alanımızda da yazılımlar teknolojik gelişmelere ayak uydurabiliyor. Tedavi planlama sistemleri artık yapay zekalı sistemlere evrilmiş durumda. Yine veri analizi veya kod yazılması gibi alanlar her geçen gün daha önemli hale geliyor. Henüz bu alanlar gelişme aşamasındayken bu alanlarda eğitimler alıp, kendinizi

geliştirip, bizim alanımızda bu konuların uygulamalarında yer alabilmek mümkün olabilir. O zaman kendinizi farklı bir yerde konumlandırarak rekabette avantajlı hale gelebilirsiniz. Maalesef pasaportumuz başka avrupa ülkelerine kıyasla oldukça güçsüz ve değersiz. Bu dezavantajımızı giderebilmek için de daha fazla çalışmamız gerekiyor.

Bu noktada daha önce de konuştuğumuz gibi, klinik olsun kurumsal olsun, o şirketin bir yabancı olarak seni işe alması ve hem bürokratik hem de maddi pek çok süreci göze alması için senin bir fark yaratman gerekiyor. O durumda şirket diyecektir ki bu kişi bana şu noktada artı değer katacağı için ve bu ülkede yaşayan diğer meslektaşlarından bu fark önemli olduğu için ben bu süreçleri göze alarak kendisini işe almalıyım.

Kesinlikle öyle. Harcayacağım paraya ve gireceğim süreçlere değecek bir sebep olmalı diye düşünebilmeliler.

Bize zaman ayırdığın için ve verdiğin bilgiler için çok teşekkür ederim.



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 Helathcare Europe SRL, Neolife Medikal Center Iași Radyasyon Onkolojisi Departmanı’nda çalışmaktadır.

MR- LİNAKTA İŞ AKIŞI VE RADYOTERAPİ TEKNİKLERİNİN ROLÜ

RT Teknikeri: İlkay Serbez

RT Teknikeri: Mustafa Güleç

RT Teknikeri: Meltem Şen

Giriş

Radyoterapi tedavisi sürekli gelişmekte olan ve her geçen gün teknolojide yeni adımlar atılan bir bilim dalıdır. Bu süreçte teknikerlerin de bilgi ve eğitimlerini güncel tutması gerekmektedir. Son yıllarda radyoterapi bölümlerinde yer almaya başlayan ve gün geçtikçe üstün tedavi özellikleri nedeni ile talep gören MR-Linak cihazı buna bir örnektir. Diğer cihazlardan farklı olarak çalışma sürecine MR görüntülemesi ve günlük anatomik değişikliklerin tedavi esnasında düzeltilebildiği (Adaptif radyoterapi) bu sistem tedavi kalitesi açısından büyük önem taşır. Radyoterapi Teknikerlerinin (RTT) de bu sisteme uyum sağlaması ve kolay şekilde adapte olması için MR konusunda (MR güvenlik, sekans bilgisi, tedavi akışı) bilgi sahibi olması gerekmektedir. Anatomi bilgisine sahip olmak ve daha önce konturlama eğitimi almış olmak bu teknolojiye uyum sağlama açısından büyük önem taşımaktadır.

Radyasyon onkolojisi bölümlerinde yüksek hassasiyet ve uyarlanabilir özellikleri ile en son gelişme MR tabanlı radyoterapi (MR-Linak) cihazıdır. İlk olarak 2017 yılında, Hollanda UMC, Utrecht Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde MR-Linak cihazı ile hasta tedavisine başlanmıştır. MR tabanlı bu sistemin bölümlerde kullanılmaya başlanması için tedavi ekibinin radyolojik anatomi eğitimlerinden geçmesi ve

kendi bölümünün ihtiyaçları doğrultusunda ön hazırlık yapması gerekmektedir.¹

MR-Linak' ta iş akışı multidisipliner bir süreçtir ve diğer radyoterapi cihazlarından farklı bir iş akışına sahiptir. Bu sebeple başlangıçta öngörülemeyen farklı sorumlulukları da beraberinde getirmektedir. Radyoterapi teknikerlerinin RTT MR güvenlik, cihaz kullanımı ve gerektiğinde dozimetrist olarak görev alacaksa MR anatomisi ve konturlaması hakkında eğitim alması gerekmektedir. İş akışının geliştirilmesi, cihaz kontrol ve tedavi odalarının donatılması, bunun yanında kalibrasyonda kullanılan fantom gibi lojistik konularda da bilgi sahibi olması tedavi ve cihaz işleyiş sürecinin düzenli ve kaliteli olması açısından önem arz etmektedir.

MR-Linak cihazları, MR görüntüsünün rehber olarak kullanıldığı ve gerçek zamanlı görüntüleme yapma imkanı sağlayan cihazlardır. MR'ın set-up da kullanımı, üstün yumuşak doku görüntü kalitesi, tomografide ayırt edilemeyen anatomik yapılar ve adaptif planlama (yeni anatominin çevrimiçi planla optimizasyonun sağlanması) özellikleri MR-Linak'a üstünlük sağlamaktadır.²

MR-Linak cihazları günümüzde 0,35, 0,5 ve 1,5 Tesla manyetik alanlı olmak üzere 3 farklı marka ve modele sahip cihazlardan oluşmaktadır. Tedavi odalarında bulunan bu manyetik alanlar cihaz kullanım standartları için hayati öneme sahiptir. Hasta ve hasta yakınları MR odalarına girişi konusunda bilgilendirilmeli ve onam formu imzalatılmalıdır. Hastanın MR'a girmesini engelleyecek bir operasyonu

(kalp pili, kalp kapakçığı, lens, kulak içi implant, penis protezi vb.) ve hastanın vücudunda metalik yabancı cisim (kurşun, saçma, şarapnel parçası) olup olmadığı sorgulanmalıdır. Hasta tedaviye alınmadan önce tüm takıları (saat, kolye, toka vb), işitme cihazı, takma diş ve üzerinde bulunabilecek diğer tüm metalleri (anahtar, kart, bozuk para) çıkarılması sağlanır. RTT'nin görevi MR-Linak' ta öncelikle hastanın güvenli bir şekilde cihaza alınmasını sağlamaktır. Günümüzde kullanılan modern implantlar ve protezler (örneğin kalça protezi) MR'da güvenlidir. Ancak görüntü kalitesinde bozulmalara yol açabilir. Bu nedenle konturlama yaparken metal içerikli materyallerin oluşturabileceği görüntü hatalarının kapsamlı şekilde değerlendirilmesi gereklidir.

Ayrıca kapalı alan fobisi (klostrofobi) olan hastalar MR için başka bir problemdir. Klostrofobi olan hastalarda sık sık hastayla konuşmak ya da hastaya müzik dinletmek onları rahatlatır. Cihazda ekran veya cihaz iç silindire görüntü yansıtma sistemleri de bulunmaktadır. Eğer bu donanımlar cihazlarda var ise hastaların bu korkularını biraz da olsa yenmelerine yardımcı olacaktır. Bazen hastaya hafif sakinleştiricilerde verilebilir. Anestezi eşliğinde alınması durumunda ise mutlaka MR uyumlu anestezi cihazı, pulsometre ve oksijen tüpü olmalıdır.

Hasta tekerlekli sandalyede ya da sedyede ise MR tedavi odasını mutlaka MR uyumlu sandalye ya da MR uyumlu sandalye ile alınmalıdır. Bu tip hastalar cihaza alınırken tedavi odasına girecek olan yardımcı personel ya da hasta yakınlarına da tıpkı hastalar gibi sorgulanma yapılmalıdır. Yardımcı personel ve hasta yakınlarının da üzerlerindeki metaller çıkarılmalı ve MR'a girmelerini engelleyecek bir durum varsa

kesinlikle içeri alınmamalıdır.

MR-Linak'ta İş Akışı

İlk adımda hasta MR-Linak'ta tedavi konusunda bilgilendirilmelidir. Hastadan, MR-Linak cihazına girmeden önce doğru anemnez alınmalıdır.

Onkoloji hastalarının daha önce MR deneyimi olduğu bilirse bile, MR planlama hakkında yeniden bilgilendirme yapılmalıdır. Setup sırasında vücuduna yapılacak işaretlemenin önemi anlatılmalıdır. Tüm radyoterapi tedavilerinde olduğu gibi MR-Linak tedavisinde de hastanın vücuduna işaretlemeler yapılması gerekebilir. Tedavi masası lokalizasyon değerine göre yapılan bu işaretlemeler her setup için hastanın aynı lokalizasyonda yatırılması gerektiğinden önemlidir. Cihazdaki lazerlerin bulunduğu X, Y ve Z koordinatlarında hangi lokalizasyona denk geliyorsa hastanın üzerine balık yağı kapsulleri konularak aynı bilgisayarlı tomografi (BT) cihazlarında yapıldığı gibi işaretlemeler yapılır ve bu işaretler BTmarkerları gibi parlak. Bu sayede plan merkezi değerinin simülasyon masa değerlerine olan uzaklık farkları elde edilir.

Hastaya planlama çekim süresinin ortalama ne kadar süreceği konusunda bilgi verilmelidir. Yine hastaya MR çekimi sırasında gürültüyü duymaması için kulaklık takılmalı ve hastanın tedavideki uzun süre hareketsiz kalacağı göz önünde bulundurularak konforlu şekilde yatış pozisyonu sağlanmalıdır. Tedavi sırasında, tedavi ekibi ile iletişim kurmak için hastaya ikaz butonu vermeli ve işlem süresi boyunca odada bulunan kameralar tarafından izlendiği bilgisi de aktarılmalıdır. Tedavi bölgeleri farklılığı ele alınacak olursa, her bölge için farklı yatış pozisyonu sağlamak ve farklı sabitleme gereçleri kullanmak tedavi

planlamasının kalitesi ve hasta hareketinin engellemesi açısından önemlidir.

Baş ve baş boyun bölgeleri için termoplastik materyalden hastaya özel maske yapılır. Hastaya maskenin nasıl uygulanacağı anlatılmalıdır. Maske ile tedavinin doğru ve olabildiğince etkili olması açısından önem arz ettiği aktarılmalı, yatış pozisyonunun konforu sağlanması için hastaya uygun baş altı aparatı seçilmelidir. Maske yapıldıktan sonra tedavi bölgesinin hem kritik organ hem tedavi alanın en iyi ve net görüleceği sekanslar tercih edilerek görüntüsü alınmalıdır.

Toraks ve abdomen bölgeleri için ise çekim öncesinde hastadan 2 - 4 saat açlık (mide-bağırsak hareketlerini önlemek tedavi günleri arasındaki anatomik farklılıkları en aza indirmek amacıyla) istenilmektedir. Çekim öncesi hastalarla nefes tutma çalışması yapılmalıdır. Bu aşamada hastaya derin nefes alıp tutma, normal nefes alıp tutma ve nefesini boşaltarak tutma egzersizleri yaptırılarak, tedavide hangi fazda nefes tutturulacağına simülasyon görüntülemesi sırasında karar verilmelidir. Hasta masaya gerekli sabitleme aparatları ile sabit kalabileceği pozisyonda yatırılmalıdır. Lezyonun bulunduğu bölgeye göre masa hareketi verilmeli ve merkez oluşturulmalıdır. Görüntü alındıktan sonra hastanın vücuduna işaretlemeler yapılmalıdır.

Karaciğere yönelik planlama yapılırken Radyasyon Onkolojisi Uzmanı kararı ile kontrastlı MR görüntülemesi de yapılabilir. Eğer kontrastlı MR görüntülemesi yapılacaksa çekim öncesi hastanın kreatin değerlerine bakılmalıdır. Kontrastlı planlama yapılacak hastalar çekime damar yolu açık şekilde

alınmalıdır. Kontrastlı bir planlama yapılıyor ise ilaçsız sekanslar alındıktan sonra hastanın kilosuna göre (kilo x 0,2 indeksi) IV Gadolinyum ya da (kilo x 0,1 indeksi) IV Primovist kullanılır ve aksiyel TRUFISP, T1,T2 veya navigasyonlu sekanslar tercih edilmelidir.

Alt abdomen bölgesi hastalarında ise boş rektum ve dolu mesane tercih edilmekle birlikte konforlu doluluk adı verilen hastaya tuvalet ihtiyacı hissettirmeyen doluluklar tercih edilebilir. Planlama görüntüsünden önce hastaya rektum boşluğunu sağlamak için lavman yapılabilir ve düzensiz bağırsak sorunları varsa doktora bilgi verilerek hastanın tedavi sürecinde tuvalet düzeninin oluşması için ilaç önerilebilir. Daha sonra hastaya belirli bir miktarda su içirilerek ve istenilen mesane doluluğuna ulaşması beklenilmelidir. Bu işlem bazı bölümlerde mesane ölçer kullanılarak yapılır veya belli hacim su içirilerek aynı mesane doluluğu elde edilmesi sağlanabilir. Daha sonra tedaviye uygun sekanslar tercih edilerek planlama görüntüsü alınmalıdır.

MR görüntülemesi bittikten sonra hastanın planlama için yoğunluk haritasını oluşturmak ve konturlama için yardımcı görüntüleme olarak kullanmak amacıyla BT çekimi yapılmalıdır. Hasta aynı pozisyonda (yastık, maske, diz altı desteği vb.) planlama masasına yatırılarak 1,25 mm kesit kalınlığı ile lezyonun bulunduğu bölgeye BT çekilmelidir. Hastanın tanısal amaçlı çekilmiş yakın tarihli BT görüntüleri de zaman zaman kullanılabilir.

Tedavi

Hasta tedaviye alınacağı gün MR güvenliği açısından yeniden günlük sorgulaması alınır. Hastaya RTT tarafından tedavi süresi ve bu süre içerisinde MR

çekimi, Radyasyon Onkolojisi Uzmanı plan kontrolü, Medikal Fizik Uzmanının doz hesaplaması ve tedavi hakkında bilgi vermelidir. Hasta ilk günkü simülasyon setup'ına göre tedaviye alınır. MR görüntüsü çekilip konturlama düzeltmeleri için sisteme aktarılır. Günün anatomisinde oluşan farklılıklar dozimetrist ya da doktor tarafından düzeltilerek Medikal Fizik Uzmanına plan değerlendirmesi için teslim edilmelidir. Bu yaklaşım merkezler arasında farklılık gösterebilir. Bazı merkezlerde RTT günün anatomisindeki kritik organları, elektron yoğunluğu hesabı için gerekli olan yapıları çizmekle yükümlüdür. RTT, kritik yapıları planlama yazılımını kullanarak deformasyon ile düzeltmekte, gerektiğinde ise bu yapıları tamamen silerek yeniden çizmektedir. Bazı merkezler ise bu görevleri Radyasyon Onkolojisi Uzmanları yapmaktadır. Medikal Fizik Uzmanı günün anatomisindeki değişiklikleri göz önünde bulundurup hesaplamaları yapar ve istenilen dozu hedef hacme verip kritik organların korunmasını sağlar. Hazırlanan tedavi planı Radyasyon Onkolojisi Uzmanı tarafından değerlendirilir. Plan tedavi için uygun ise tedavi aşamasına geçilir. Verilen doz ve tedavi bölgelerine göre ışınlama süresi değişkenlik gösterebilir.

RTT tedavi aşamasında hastanın görsel-işitsel olarak tedavisine yardımcı olurken, tedavi süresince hastanın planlanan dozunun uygulanmasını sağlar. Güngör G ve ark.'ları³ yaptığı çalışmada, MR-Linak sistemiyle çevrimiçi uyarlanabilir manyetik rezonans kılavuzluğunda radyoterapi (MRgRT) tedavileri için ayrıntılı iş akışı adımlarının anatomik bölgelere göre zaman analizini yaparak ultra hipofraksiyone hareketli tedavi bölgeleri için ışınlama süresi ortalama 17 dakika ve toplam tedavi süresinin ise ortalama 45

dakika olduğunu bulmuşlardır.³ RTT için, MR-Linak iş akışında da görüleceği gibi, RTT'nin rolü son derece fazla, vakit alıcı ve önemlidir.

Sonuç

MR-Linak cihazı ile tedavi yöntemi yeni ama zorlu bir tedavi şeklidir. MR görüntülemenin kullanılması radyoterapi departmanları için bir yeniliktir. Burada RTT'nin görevi MR-Linak'ta öncelikle hastanın güvenli şekilde cihaza alınması sağlamaktır. Setup yaparken kullanılan aparatları doğru seçmeli, hastaya tüm süreci anlatarak hastanın aklındaki belirsizlikleri yok etmeli ve güvenini kazanmalıdır. Kullanılan MR sekansları RTT tarafından iyi bilinmeli ve gerekli ise MR eğitimini almalıdır. Tedavi hacminin lokalizasyonu, hastayı simülasyona almadan önce diagnostik amaçla kullanılacak ek yardımcı görüntülemeleri (PET-BT, MR, BT) inceleyerek bilgi sahibi olunabilir ve simülasyon sürecini daha da hızlı hale getirebilir. Tedavi esnasında hastanın anatomisini bilmek konturlama sürecinin hızlı olması konusunda ayrıca fayda sağlamaktadır. Her geçen gün yeni teknolojilerle çalışma imkânı durumuna karşın RTT her zaman yeniliğe açık olmalıdır. Bu sayede kendini geliştirerek oluşabilecek sistemsel hataları önceden görerek tedavi sürecinin kusursuz bir şekilde ilerlemesine katkı sağlar.

Kaynaklar

1. Gungor G, Cusumano D, Boldrini L et al. Artificial Intelligence in magnetic Resonance guided Radiotherapy: Medical and physical considerations on state of art and future perspectives. *PhysicaMedica*. 2021;85, 175–191.
2. Serbez İ, Gur G, Temur B. Online MR-guided

adaptive radiotherapy new role for RTTs. Estro
Newsetter. 2020

3. Güngör G, Serbez İ, Temur B, et. al. Time analysis of online adaptive magnetic resonance guided radiotherapy workflow according to anatomical sites. Pract Radiat Oncol. 2021 Jan-Feb; (1):e11-e21.



Radyoterapi Teknikeri: İlkay Serbez

1990 Yalova'da doğdum. 2012 yılında Acıbadem Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Radyoterapi Teknikerliği Bölümü'nden mezun oldum. 2012 yılında Acıbadem Üniversitesi Maslak Hastanesinde radyoterapi teknikeri olarak çalışmaya başladım. 2018 yılında ViewRay MRIdian MR-Linak projesinde gerçek zamanlı MR adaptif tedavilerinden sorumlu dozimetrist olarak görevlendirildim. Eylül 2018 – Mart 2023 yılları arası 1000'den fazla hastanın MR tabanlı adaptif radyoterapi tedavilerini arkadaşarımla

beraber başarıyla uygulanmasında çalıştım. 2023 yılından beri de bölümümüzün sorumlu teknikeri olarak görevime bu alanda devam etmekteyim.



Radyoterapi Teknikeri: Meltem Şen

1974 yılında Adana'da doğdum. 1993 Çukurova Üniversitesi SHMYO Radyoloji bölümünden mezun oldum. 1995-1997 özel bir görüntüleme merkezinde MR, CT ve mamografi teknikeri olarak çalıştım. 1998 -2018 yıllarında Adana Başken Hastanesi MR sorumlu teknikeri olarak mesleğe devam ettim. 2018-2020 yıllarında Adana Başkent Hastanesi Radyoloji Ünitesi sorumlu teknikerliği görevinde çalıştım. Temmuz 2020 tarihinden itibaren Adana Başken Hastanesi Radyasyon Onkoloji sorumlu teknikeri olarak meslek hayatıma devam etmekteyim. MR konusunda birçok eğitim aldım ve kongrelerde

birçok sunum yaptım. Bu deneyimlerimi MRLİNAK' ta kullandım ve ekip arkadaşarımla MR bilgilerimi paylaştım.

MEDİKAL FİZİKTE LİSANSÜSTÜ EĞİTİM İÇİN AKADEMİK PROGRAM ÖNERİLERİ: AAPM RAPOR NO. 365 (RAPOR NO. 197'NİN REVİZYONU)

Doç. Dr. Serap Çatlı Dinç

Bu rapor, medikal fizikte lisansüstü eğitim için öğretim programı önerilerini detaylandıran bir rapordur ve rapor No. 197'nin bir güncellemesi olarak yayınlanmıştır. Medikal fizikte lisansüstü eğitim için müfredat tavsiyelerine ilişkin ilk AAPM yayını, 1993'te yayınlanmıştır ve AAPM rapor numarası 44'tür. Daha sonra, 2002 yılında AAPM No. 79 raporu yayınlanarak, medikal fizikteki tüm lisansüstü eğitimlerin yanı sıra medikal fizikteki alt uzmanlıklarla ilgili daha spesifik eğitim ve öğretim için bir çekirdek müfredat oluşturulmuştur. 2009 yılında Rapor No. 79 güncellenerek AAPM Rapor No. 197 olarak yayınlanmıştır ve 2011'de ise, medikal fizik mesleğine alternatif yoldan girenler için temel öğretici unsurlar hakkında AAPM Raporu No. 197S yayınlanmıştır. Rapor No. 197S, Medikal Fizik Eğitim Programlarının Akreditasyon Komisyonu (CAMPEP) tarafından akredite edilen medikal fizik alanında doktora sonrası sertifika programının müfredatını tanımlamıştır. 44 No'lu Raporun Revizyonuna İlişkin AAPM Çalışma Grubu, başlangıçta medikal fizik lisansüstü eğitim programları için önerilen müfredatı periyodik olarak gözden geçirmek ve güncellemekle görevli olarak oluşturulmuştur. 2012'de AAPM, bunu Medikal Fizik Lisansüstü Eğitim Programı Müfredatı Çalışma Grubu (WGMPGEPC) olarak yeniden adlandırmıştır. WGMPGEPC, ayrıca, lisansüstü eğitim müfredatının klinik uygulamanın mevcut ihtiyaçlarını yansıtmasını ve gelecekteki yeniliklerin dayandırılacağı geniş bir

temel sağlamakla görevlendirilmiştir. Medikal fizik mesleği, raporun yayınlanmasından bu yana yıllar içinde önemli bir büyüme ve değişim geçirdi. 2009 yılında WGMPGEPC, bu değişiklikleri yansıtmak ve mesleği geleceğe hazırlamak için No. 197 ile müfredat önerilerini güncelledi. AAPM müfredat önerilerinin ortak bir amacı, çekirdek müfredatın medikal fizik mesleğinin mevcut ve beklenen gelecekteki ihtiyaçlarını karşılamasını sağlamaktır. Bu rapordaki müfredat önerileri bu amaçları üç şekilde desteklemektedir:

1. Medikal fizik lisansüstü programlarına, müfredatlarında yer alması gereken konularda rehberlik etmek,
2. İlgili konuların kapsamının genişliği konusunda eğitmenlere rehberlik sağlamak,
3. Son olarak, lisansüstü medikal fizik eğitimi için standartlar geliştirmek için bir temel sağlamak.

Müfredat, her bölüm için sağlanan konularda önemli ayrıntılar sağlamaktadır. Bu, öncelikle lisansüstü programlara ve eğitmenlere yardımcı olmayı amaçlamaktadır ve herhangi bir akreditasyon veya denetim organının bir programın müfredatta açıkça belirtilen her öğeyi kapsamasını beklemesini önermek gibi bir amaçları yoktur. Daha önce kazanılan derece (ler), alınan dersler ve daha önce öğrenilen konular dahil olmak üzere, lisansüstü programlara giren öğrencilerin önemli ölçüde entelektüel çeşitliliği vardır. Bu rapordaki lisansüstü medikal fizik

müfredatına ilişkin tavsiyeler tüm öğrencilere uygulanacak şekilde tasarlanmıştır. Bununla birlikte bireysel programlar, didaktik medikal fizik eğitimi gereksinimlerini karşılayan (örneğin; önceki anatomi ve fizyoloji çalışması) önceki aldıkları dersler ile gelen öğrencilere kredi verilip verilmeyeceğini belirlemelidir. 197 No'lu Raporun yayınlanmasından bu yana yapılan büyük değişikliklerden biri, nitelikli bir medikal fizikçi olarak bağımsız olarak çalışmak ve profesyonel kurul sertifikası almak için gereken bilgi ve becerileri kazanmak için akredite edilmiş bir asistanlık eğitim programını tamamlama zorunluluğudur. Uzmanlık, pratik klinik eğitim miktarını en az 2 yıl artırır, ancak lisansüstü eğitim sırasında pratik öğrenme deneyimleri sağlamanın önemli bir faydası vardır. Bunun faydaları arasında tüm öğrenciler için (örneğin; endüstride ve devlette klinik olmayan kariyerler peşinde koşanlar dahil) temel düzeyde öğrenme, didaktik öğrenmenin güçlendirilmesi, klinik araştırma için geliştirilmiş hazırlık ve uzmanlık eğitimine girmeye hazırlık yer alır. Programların müfredatı, teorik kurs çalışmaları ile pratik deneyimler arasında uygun bir denge kuracak şekilde tasarlanması önemlidir. Lisansüstü programlar, klinik ve laboratuvar ortamlarında pratik, uygulamalı deneyimsel öğrenme için geniş fırsatlar sağlamalıdır. Rapor No. 365, Rapor No. 197'nin yerine geçtiği için, aynı zamanda ek Rapor No. 197S'nin de yerine geçmiş sayılmaktadır. Bu raporda, Bölüm 2.1.1–2.1.10 olarak tanımlanan konular, bu raporun geliştirilmesi sırasında belirlenen temel konuları temsil etmektedir. Bölüm 2.1.1–2.1.6'daki konular, Rapor No. 197S'de temel didaktik unsurlar olarak tanımlananlarla eşleşir; ancak içerikleri güncellenmiştir. Bölüm 2.1.7–2.1.9'daki ("matematiksel ve istatistiksel yöntemler",

"hesaplama yöntemleri ve tıbbi bilişim" ve "araştırma yöntemleri") konular, alternatif yoldan mesleğe giren bireylerin önceki eğitimlerinde almış oldukları derslerle ilgilidir. Rapor No. 197S, en az 18 kredi saatlik didaktik ders içeren bir müfredat önermiştir. Rapor No. 365, Rapor No. 197S'deki minimum müfredat önerilerini ve profesyonellik eğitiminin verilmesini önermektedir. Bu durum, bu eğitimi resmi bir didaktik kurs içinde veren programların kredi saat gereksinimlerini artırabilir. AAPM kısa bir süre önce, alternatif yol için güncellenmiş tavsiyeler sağlamak üzere Alternatif Yol Aday Eğitimi ve Öğretimi (TG-298) üzerine bir görev grubu oluşturdu. Rapor No. 365, medikal fizikteki tüm lisansüstü eğitim programları için kapsayıcı müfredat tavsiyeleri sağlamayı amaçlasa da, TG-298, medikal fizik mesleğine alternatif yoldan girenlerin eğitim ve öğretimi hakkında tavsiyeler sağlamayı amaçlamaktadır. TG-298'in önemli bir tavsiyesi, programların klinik deneyim ve didaktik materyalin uygulanmasının sağlanmasıdır. Bu öneri, lisansüstü eğitim programlarında uygulamalı klinik eğitimin vurgulanmasına destek sağlar. Son olarak, TG-298, programların çekirdek müfredatlarının bir bileşeni olarak etik ve profesyonelliği içermesini önerir. Bu öneriler, bu rapora dahil edilmiştir. Medikal fizik alanında ilk profesyonel doktora programı 2009 yılında oluşturulmuş ve 2010 yılında CAMPEP tarafından akredite edilmiştir. Medikal fizikte doktora, yüksek lisans ile aynı temel müfredat unsurlarını içerir ve bu nedenle lisansüstü medikal fizik eğitimi için müfredat tavsiyelerinde önemli değişiklikler yapılmasına gerek yoktur. Medikal fizikte doktora derslerine, işletme ve yönetim dersleri gibi klinik uygulama için değerli olabilecek seçmeli derslerin dahil edilmesi için ek fırsatlar ve teşvikler sağlar. Bu ek

kurslar ve diğerleri, klinik kariyer yapma niyetinde olmayan öğrenciler için de değerli olabilir. Son olarak, doktora müfredatı, öğrenciyi nitelikli bir medikal fizikçi olmaya hazırlamak için yeterli derinlik ve genişlikte klinik eğitimi içermelidir. Bu eğitim, AAPM Rapor No. 2496 ve Rapor No. 3737 gibi diğer raporların kapsamıdır ve bu raporun kapsamı dışındadır.

Bu raporda sunulan lisansüstü müfredat önerilerinin bir amacı, öğrencileri bu meslekte mevcut ve gelecekteki uygulamalara hazırlamak için gerekli olan medikal fizik lisansüstü eğitiminin belirgin konu alanlarını belirlemektir. Bu nedenle, mevcut teknoloji, teknikler ve metodoloji genellikle açıkça tanımlanır. Bununla birlikte, uygulamanın gelişimini anlamak ve geleceğe rehberlik etmeye yardımcı olmak için, öğrencilerin medikal fizik teknolojisinin ve uygulamasının tarihsel yönlerini anlamaları genellikle öğreticidir. Benzer şekilde, bu raporun bir başka amacı da öğrencileri ve programları medikal fizik uygulamalarının kapsamında ve doğasında gelecekte yapılacak değişikliklere uyum sağlamaya hazırlamaktır. Bununla birlikte, öğrencileri tıpta gelecekteki gelişmelere katkıda bulunmak ve bu gelişmelerin lideri olmak için gerekli eğitim ve becerilerle donatmayı amaçlamaktadır. Fizikçilerin tıba gelecekteki katkıları, genellikle geleneksel temel konuların dışındaki anlayış ve eğitimle yönlendirilir. Bu nedenle, geleneksel olmayan alanlarda eğitim genel olarak bilime ve tıba gelecekteki potansiyel katkıları kolaylaştırır ve bu vurgu açıkça bu müfredata dahil edilmiştir. Öğrencileri tıp biliminde lider, en yüksek kalitede bakım ve güvenliği sağlayan, hasta bakımını geliştiren değişiklikleri başlatan ve yaratan

multidisipliner uzmanlar olarak yetiştirmeyi amaçlamaktadır. Eleştirel düşünme ve yaşam boyu öğrenme becerilerini aşlamak, medikal fizikçilerin tıp bilimine katkıda bulunma becerilerini geliştirmeye devam etmelerini sağlayacaktır. Geleneksel olmayan pek çok konu ve didaktik materyal uygulamaları seminer ve/veya pratik uygulama kursları içinde sağlanabilir. Lisansüstü programların bu alanların tümünde belirli bir uzmanlık geliştirmesi beklenmemektedir, ancak bu boşlukları doldurmak için dışarıdan öğretim görevlileri ve diğer bölümler ve/veya programlar tarafından geliştirilen materyallerden yararlanılabilir.

Araştırma eğitiminin sağlanması mesleğin geleceğine hazırlanmanın önemli bir unsurudur. Gerçekten de, medikal fizikçinin rolüne ilişkin AAPM tanımı, "medikal fizikçilerin tıbbi araştırma ekibinde hayati ve genellikle lider bir rol oynadığını" belirtir. Bu, medikal fizikçinin hem temel hem de klinik araştırmalarını ve problem çözme becerilerini içerir. Bu nedenle, medikal fizik öğrencisine bilgiden daha fazlası verilmelidir. Bugünün ötesinde düşünmelerine, kuralcı problem çözmeden daha fazlasını yapmalarına ve daha önce çözülmemiş sorunları yenileyip çözmelerine izin veren anlayışına sahip olmaları sağlanmalıdır. Araştırma eğitiminin belirli alanlarını ele alan bu raporda, bu tür eğitimler için özel tavsiyeler verilmektedir. Ayrıca, adayların eğitim ve öğretimi boyunca eleştirel düşünme becerilerini geliştirmek için her türlü çaba gösterilmelidir, çünkü bu bir medikal fizikçinin ayırt edici ve tıp mesleği için değerli kılan bir özelliğidir. Son olarak, bu raporun amacı, nasıl öğretileceğinden çok neyin öğretileceğine dair öneriler sunmaktır. Her konu için tavsiye edilen anlama derinliği burada özel

olarak belirtilmemiştir ve tavsiye edilen her konu için sadece aşinalığın yeterli olup olmadığı veya bir konuyu derinlemesine anlamının ve ustalığın garanti edilip edilmediğini belirlemek bireysel programa bırakılmıştır. Eğitsel öğrenme hedeflerini sınıflandırmak için Bloom taksonomisinin veya diğer modellerin uygulanması, yeterlilik için belirli hedeflerin belirlenmesinde yardımcı olur. Bölüm 2, rapordaki bölümlerin her biri için bir açıklama sunarken, Bölüm 3, uygulanabilir olduğunda ayrıntılı müfredat önerileri sunar. Bölüm 2.1 ve 3.1 önerilen temel konuları sunarken, Bölüm 2.2 ve 3.2 ek (isteğe bağlı) konuları sunmaktadır. Bölüm 2.3–2.7 ve 3.3–3.7 profesyonel uzmanlıkları (tanısal görüntüleme, nükleer tıp, radyoterapi (RT), sağlık fiziği ve endüstri) temsil eder. Bu bölümler, bu profesyonel uygulama alanlarının herbirinde uzmanlaşan öğrenciler için müfredat önerileri sağlamaktadır.

2. KONU TARTIŞMA

2.1 Temel Konular

2.1.1. Radyoloji Fiziği ve Dozimetrisi

Maddenin yapısının ve iyonlaştırıcı radyasyonun onunla nasıl etkileşime girdiğinin anlaşılması, radyasyonun görüntülemeye kullanılması, nükleer tıp (NM), RT ve sağlık fiziğine uygulanması için kritik öneme sahiptir. Birincil öğrenme hedefleri, hem her etkileşim için olasılığın tanımlanmasında yer alan fizik hem de etkileşimde enerjinin dağılımı şekli dahil olmak üzere etkileşim mekanizmalarının anlaşılmasını içerir. Öğrenci, yüksüz parçacıklar (fotonlar ve nötronlar) ve yüklü parçacıklar (elektronlar, protonlar, alfa parçacıkları, vb.) dahil olmak üzere ilgili tüm parçacıklara bu kavramları uygulayabilmeli, yüklü ve

yüksüz parçacık etkileşim mekanizmaları arasındaki farkları analiz edebilmelidir. Radyoaktif bozunmanın fiziği ve matematiği, tüm bozunma mekanizmalarıyla birlikte anlaşılmalıdır. Özellikle soğurulan dozun ölçümü de dahil olmak üzere, radyasyon ölçümüne ilişkin geniş bir anlayışa ulaşılmalıdır. Son olarak, öğrenci, çalışma mekanizmaları ve sınırlamaları ile birlikte çeşitli radyasyon dozimetri ekipmanı tiplerine aşina olmalıdır.

2.1.2. Radyasyondan Korunma ve Radyasyon Güvenliği

Radyasyondan korunma ve güvenliği, medikal fiziğin çeşitli alt uzmanlık alanlarına yayılmıştır. Teknolojiler değişse de, radyasyonun nasıl çalıştığı, kendini ve başkalarını nasıl koruyacağı konusunda temel bir anlayışa sahip olmak, medikal fizik mesleği için çok önemli ilkelerdir. Radyasyondan korunma ve güvenlikle ilgili kapsamlı bir çalışma, şu ana soruların yanıtları sağlanarak yapılandırılabilir: Radyasyonun neden yönetilmesi gerekiyor? Radyasyon maruziyetini yönetmek için ne yapabilirsiniz? Radyasyonu nasıl tespit edebilirsiniz? Radyasyona maruziyetin ne kadarı güvenli? Bu kimin için önemli? Bir güvenlik mekanizması nasıl geliştirebilirsiniz? Bu soruları sorarak, temel fizik etkileşimleri, radyasyonun biyolojik etkileri ve radyasyondan korunmanın temel ilkeleri dahil olmak üzere geniş bir konu yelpazesi tartışılabilir. Radyasyon çalışanının, hastaların, halkın ve çevrenin korunmasına ve güvenliğine özel önem verilir. Bu konudaki vurgu, geniş bir radyasyon güvenliği ve korunması bilgi tabanı sağlamaktır.

2.1.3 Tıpta Görüntülemenin Temelleri

Tıbbi görüntüleme, medikal fiziğin temel bir

bileşenidir ve yıllar boyunca geliştirilmiş ve ilerlemiştir. Görüntülemenin her yerde bulunması nedeniyle, tüm medikal fizikçilerin temel görüntüleme fiziği kavramlarına ilişkin çalışma bilgisine ihtiyacı vardır. Bu bölümde sunulan temel yeterlilikler, görüntü işleme, görüntü gösterimi ve görüntü kalitesi kavramlarını içerir. Bu modaliteler, projeksiyon X-ray görüntüleme (radyografi, mamografi ve floroskopi), hacimsel X-ışını görüntüleme (bilgisayarlı tomografi [CT], konik ışıklı BT ve tomosentez), nükleer görüntüleme (sintigrafi, tek foton emisyonlu BT ve pozitron emisyonlu tomografi [PET]), ultrason görüntüleme (eko 2D ve 3D görüntüleme ve Doppler görüntüleme) ve manyetik rezonans görüntülemedir (MRI). Bu bölümde sunulan temel yeterlilikler, görüntüleme veya terapötik uygulamalar için görüntüleme teknolojilerinin hedeflenen kullanımına ilişkin uygulamaya özgü bilgilerle desteklenebilir.

2.1.4 Radyoterapi Fiziğinin Temelleri

RT, medikal fiziğin temel bir bileşenidir. Tüm kanser hastalarının 2/3'ü RT'ye ihtiyaç duymakta olup ve hatta malign olmayan durumlar için bile çok sayıda RT uygulaması bulunmaktadır. Tüm disiplinlerdeki medikal fizikçiler, RT'de yer alan klinik, teknolojik ve radyobiyojik kavramlarla ilgili temel bilgilere sahip olmalıdır. Görüntüleme ve Nükleer Tıp'ın RT ile önemli ölçüde örtüşmesi ve bu uzmanlıklar arasında işbirlikçi çalışması için ilgili potansiyel, disiplinler arası eğitime ihtiyaç vardır. Klinik ve radyobiyojik ilkeler, RT için kullanılan ekipman ve teknoloji, özel tedavi teknikleri ve radyasyondan korunma ve kalite yönetimi ilkeleri dahil olmak üzere RT'nin temel unsurları burada sunulmalıdır. Burada sunulan bilgiler pratik uygulamalarla desteklenmelidir.

2.1.5 Radyobiyoji

Medikal fiziğin tüm alt uzmanlık alanları, radyasyonun biyolojik etkilerinin anlaşılmasını gerektirir. Spesifik olarak, radyobiyoji; radyasyondan korunma, RT, görüntüleme ve nükleer tıp teorilerinin temelini oluşturan bilgileri içerir. Radyobiyoji, radyasyonun hücrel ve doku ile mikroskobik ve moleküler etkileşimleri arasındaki temel bağlantıyı sağlar. Radyasyonun insan dokuları ve kanserler üzerindeki etkilerini ve bunun sonucunda ortaya çıkan güvenlik politikalarını ve tedavi rejimlerini anlamak için sağlam bir biyolojik ve fizyolojik arka plan sağlar. Bu konular, RT fiziği, görüntüleme fiziği, radyasyondan korunma ve güvenliği ve nükleer tıp gibi alt uzmanlık uygulamaları arasında dağıtılmadan, tutarlı bir şekilde sunulmalıdır.

2.1.6 Anatomi ve Fizyoloji

Anatomi ve fizyoloji, medikal fiziğin tamamının temelini oluşturur. Normal anatomiye aşina olmak, radyoterapi tedavi planlaması ve tıbbi görüntüleme optimizasyonu için önemlidir. RT ve tıbbi görüntülemenin birçok yönünü yönlendirdiği için kanser biyolojisi de temel düzeyde anlaşılmalıdır. Radyoterapiden kaynaklanan kardiyotoksisite ve normal glukoz metabolizması ile PET görüntüleme arasındaki bağlantı gibi anahtar bağlantı kavramları bilinmelidir. Bu bölümde, normal doku görünümü ve radyoterapi verilecek hastalıklı bölgelerin görünümüne özellikle vurgu yapan bir organ sistemi anlatılmalıdır.

2.1.7 Matematiksel ve İstatistiksel Yöntemler

Matematiksel yöntemlerde yeterlilik, tıbbi

görüntüleme, radyoloji fiziği ve dozimetri anlayışının temelini oluşturur. Gelen yüksek lisans öğrencilerinin, lisans veya yüksek lisans dersleriyle kanıtlanan güçlü bir matematik geçmişi olmalıdır. Medikal fizik lisansüstü eğitimi, tıbbi görüntüleme, bilgisayar bilimi ve optimizasyonla ilgili olduğu için matematiksel tekniklerin anlaşılması geliştirilmelidir. Lisansüstü eğitim, deneysel tasarım ve analizle ilgili olduğu için istatistiksel yöntemlerde de bir temel sağlanmalıdır.

2.1.8 Hesaplamalı Yöntemler ve Tıbbi Bilişim

Medikal fizikçilerin hesaplama yöntemleri ve enformatik konusunda bilgi sahibi olmaları giderek daha önemli hale gelmektedir. Medikal fizikteki pek çok uygulamada kullanıldığından, programlama ve makine öğrenimi öğretilmelidir. Tıbbi görüntüleri depolama ve aktarma ile ilgili olduğu için bilişimi de içermelidirler. Bu beceriler, sınıf projeleri, ödevler ve araştırma gibi uygulama yapma fırsatları aracılığıyla geliştirilebilir.

2.1.9 Araştırma Yöntemleri

Öğrenciler araştırmaya katılmalı ve akademik yazı inceleme ve sunum dahil olmak üzere araştırma yöntemleri, etik ve bilimsel iletişime aşina olmalıdır. Ek olarak, klinik çeviri/uygulama, literatür tarama, okuma ve laboratuvar yönetimi, öğrencilerin aşina olması gereken önemli becerilerdir. Bir öğrencinin araştırma çabalarından kazandığı deneyim, bireysel danışmanlara ve projelere bağlı olarak değişeceğinden, programların, tüm öğrenciler arasında araştırma becerilerinin geliştirilmesinde tutarlılığın nasıl sağlanacağı düşünülerek yapılması gerekir. Programlar, öğrencilere tüm bu becerileri geliştirme fırsatı vermek için seminer hazırlanmalıdır.

Tez veya seminer istemeyen programlar, öğrencilerinin bu tür becerileri nasıl geliştireceklerini düşünmelidir. Bazı programlar tarafından uygulanan alternatifler arasında, sınıf projeleri, laboratuvar bölümleri, güncel literatür ve araştırmaya odaklanan "özel konular" dersleri ve bilimsel konferanslara öğrenci katılımı yer alır. Son olarak, klinik araştırmalar, protokol yazımı, laboratuvar yönetimi ve çeviri/uygulama gibi alanlara maruz kalma en iyi şekilde bir fakülte danışmanı/mentor aracılığıyla elde edilebilir ve belki de bir doktora programında daha uygundur. Sertifika programı yolu sadece doktora derecesine sahip kişilere açık olduğundan, bu araştırma gerekliliklerinin sertifika programına girmeden önce yerine getirilmiş olması beklenir.

2.1.10 Profesyonellik (Liderlik, Etik ve İletişim)

Medikal fizikçi işi gereği, meslektaşları, klinisyenler, kursiyerler, hastalar, araştırma konuları, yöneticiler ve/veya destek personeli ile rutin olarak etkileşim içinde olmak zorundadır. Her şeyden önce, medikal fizikçi bu rolün etik yükümlülüklerini ve sorumluluklarını anlamalıdır. Pek çok medikal fizikçi, bir kliniğin teknik, kalite ve güvenliği için fiili lideri olarak hizmet etmesinin yanı sıra, hastane ve üniversite ortamında liderlik ve yönetimde yer alacağından, liderlik becerilerinin gelişimi çok önemlidir. Bu beceriler, medikal fizikçinin bu alanlarda uygun ve yeterli etkiye sahip olmasına, örneğin bir departmanın güvenlik kültürünü etkilemesine olanak tanır. İyi iletişim becerileri, liderlik için olduğu kadar hasta ve klinisyen etkileşimleri için de kritik öneme sahiptir. Bu tür beceriler yalnızca liderlik yeteneklerini geliştirmekle kalmaz, aynı zamanda klinik iş birliğinde verimliliği ve doğruluğu artırmanın yanı sıra en etkili hasta bakımını

kolaylaştırır.

2.2 Ek Konular (İsteğe Bağlı)

2.2.1 Biyoloji/Onkoloji/Tıp

Radyasyon biyolojisi, anatomi ve fizyoloji, medikal fizik yeterliliği için gereklidir. Bununla birlikte, biyoloji eğitimi, hem araştırma hem de klinik uygulama için daha fazla yeterlilik sağlayabilir ve medikal fizikçilerin genel olarak tıp bilimine ve pratiğine katkıda bulunma yeteneğini geliştirebilir. Bazı örnek konular arasında biyokimya ve biyomoleküller, kardiyoloji, hesaplamalı biyoloji, epidemiyoloji, genomik, immünoloji, nörobiyoloji, onkoloji, patoloji ve klinik farmakoloji yer alır. Bu konuların tümünü bir medikal fizik lisansüstü programına dahil etmek imkansız olsa da, sağlık bilimi terminolojisindeki hazırlık ile birlikte bu konulara aşinalık, medikal fizikçilerin klinisyenler ve diğer araştırmacı bilim insanları ile daha iyi iletişim kurmasına ve daha fazla katkıda bulunmasına yardımcı olur. Bu ek eğitim, medikal fiziğin geleneksel olmayan uygulamalarının tanımlanmasını ve araştırılmasını daha da kolaylaştırır ve böylece tıbbi katkımızı genişletir.

2.2.2 İleri Fizik, Mühendislik ve Bilgisayar Bilimi

Seçmeli dersler, öğrencilere ilgili alanlardaki anlayışlarını genişletme veya medikal fizik uzmanlıkları hakkındaki bilgilerini derinleştirme fırsatı sunar. Medikal fizikçinin ilgi alanına giren ileri fizik disiplinleri arasında nükleer fizik, elektrik ve manyetizma, optik ve katı hal fiziği yer alabilir. Mühendislik dersleri, biyomedikal, nükleer, elektrik ve bilgisayar mühendisliğidir. Bilgisayar bilimi seçmeli dersleri ise, medikal fizikçileri bilim camiasında etkili işbirlikçileri

olmaya hazırlamak için konulara odaklanmalıdır. Örnek kurs, istatistiksel yazılım paketlerini, sürüm kontrolü ve okunabilirlik için en iyi uygulamaları ve yapay zekayı içeren ekip programlama uygulamalarını içerebilir.

2.2.3 Medikal Fiziğin Sınırları ve Medikal Fizik Dışındaki Fırsatlar

Medikal fiziğin sınırları, fiziğin tıbbi bakımın iyileştirilmesine katkıda bulunmaya başladığı ve/veya insan sağlığını daha da geliştirme potansiyeline sahip olduğu alanları temsil eder. Radyoterapideki örnekler arasında, flash terapi, kanser dışı tedaviler (kardiyak ablasyon), radyomikler, imminoterapi ve fotodinamik terapi bulunmaktadır. Medikal fizik dışındaki ek fırsatlar, medikal fizik uygulamalarının mevcut manzarasının dışındaki alanları temsil eder. Potansiyel katılım alanları arasında cerrahi (görüntü rehberliği), patoloji (görüntü gösterimi, otomasyon), oftalmoloji (optik modelleme), diş hekimliği (3B modelleme), ortopedi (hareket analizi), kardiyoloji (elektrofizyoloji), nörobilim ve psikoloji yer alır. Belirli bir programın bu materyalleri kapsamı gibi bir beklenti yoktur, bunun yerine potansiyel konuların bir araştırılması iş görür. Bu konuların belirli bir programa dahil edilmesi, o programın güçlü yönlerini ve araştırmalarını yansıtmalıdır.

2.2.4 Medikal Fizikte İş Uygulamaları

Bir meslek olarak medikal fizik, çok çeşitli alanlarda iş ilkeleriyle sıklıkla etkileşime giren ve bunlarla örtüşen birden fazla yüze sahiptir. İş yönleriyle ilgili karmaşık bir bilgiye sahip olmak gerekli olmasa da, bu alanlarda etkili bir şekilde iletişim kurabilmek önemlidir. Bir medikal fizikçi, bir klinikte çalışırken, bir

satıcıda çalışırken veya bir fizik danışmanlık şirketinde çalışırken bu becerilerden yararlanabilir. Ek olarak, liderlik rolü üstlenen herhangi bir medikal fizikçi, eninde sonunda iş becerilerine gerek duyacaktır. Bir medikal fizikçi rolü, ister büyük ticari operasyonlar ister tek bir danışman olsun, gerekli olan bilgi seviyesini nihai olarak belirleyecektir. Bu nedenle, aşağıdaki beceriler, bu bilgiye temel oluşturacak alanların geniş bir kesitidir ve konular, kişinin durumunun taleplerine bağlı olarak bir temel olarak tasarlanmıştır. Bu iş becerilerinin çoğu, bu müfredatın diğer bölümlerinde ana hatları çizilen becerilerle güçlü bir şekilde ilişkilidir ve bunların basitçe başka bir yönü olarak kabul edilebilir.

2.2.5 Medikal Fizikçiler İçin Öğretim

Etkili öğretim, tüm medikal fizikçiler için giderek daha önemli bir beceri haline gelmiştir. Gerçekten de, medikal fizikçilerden genellikle medikal fizik, RT teknolojisi, dozimetri ve uzmanlık programları dahilinde ders vermeleri ve diğer klinisyenler için hizmet içi eğitim sağlamaları istenir. Bu nedenle, medikal fizikçilerden, yetişkin öğretme teorisi ve kullanılabilir farklı eğitimsel pedagojiler hakkında bir anlayışa sahip olmaları beklenir.

2.3 Diagnostik Görüntüleme Uzmanlığı (İsteğe Bağlı)

Tıbbi görüntüleme, medikal fiziğin temel bir bileşenidir. Her medikal fizikçi, görüntü oluşturma ilkelerini, görüntüleme donanımı ve yazılımını ve görüntüleme sürecinin optimizasyonu ve sınırlandırılması dahil olmak üzere temel yetkinliklerde uzmanlaşmalıdır. Bununla birlikte, tanısal görüntülemede uzmanlaşan fizikçiler, görüntüleme

fiziği teorisi ve pratik uygulamalarda ek bilgiye ihtiyaç duyarlar. Bu ek bilgi, her bir tanısal görüntüleme modalitesi için temel kavramları içerir: projeksiyon X-ışını görüntüleme (radyografi, mamografi ve floroskopi), hacimsel X-ışını görüntüleme (CT, konik ışınlı CT ve tomosentez), ultrason görüntüleme (yankı ve iletim 2D, 3D ve Doppler görüntüleme), MRI (MRI yöntemleri ve spektroskopisi) ve bilgi teknolojisi (resim arşivi ve iletişim sistemi [PACS], ekranlar, EMR ve güvenlik ve kalite izleme). Nükleer görüntüleme uzmanlığı (düzlemsel, tek foton emisyonlu BT ve PET), birçok konuda önemli ölçüde örtüşmesine rağmen, ayrı bir bölümde açıklanmaktadır. Bir tanısal görüntüleme fizikçisinin eğitimi, aynı zamanda, kalite güvencesi (QA), uygulamalar ve özel bir tasarımı özelleştirmek için süreçler de dahil olmak üzere, klinikte görüntüleme teknolojilerinin optimum kullanımıyla ilgili olduklarından, uygulamalı pratik etkinlikler yoluyla kazanılan deneysel bilgileri de içermelidir. Klinik öncelik, görüntüleme teknolojilerinin optimize edilmiş, güvenilir, kantitatif ve güvenli kullanımını sağlamak ve sağlamak.

2.4 Nükleer Tıp Uzmanlığı (İsteğe Bağlı)

Nükleer Tıp fizikçilerinin çalışmaları, radyonüklid üretimi, radyasyondan korunma, tarayıcı işlemi (kalibrasyon, bakım ve kalite kontrol dahil), görüntü yeniden yapılandırma ve görüntü analizi (izleyici kinetik modelleme dahil) ve nükleer tıp için yeni donanım ve algoritmalar oluşturmayı kapsar. Çoğu fizikçinin işi bu bileşenlerin tümünü içermese de, temel nükleer tıp fiziği eğitiminin geniş olması önemlidir, çünkü hem var olan farklı iş fırsatları hem de bunların temelde karşılıklı ilişkileri vardır. Nükleer tıp, doğası gereği fizikçilerin, kimyagerlerin,

eczacıların, hekimlerin, teknoloji uzmanlarının ve diğerlerinin ilgili katkılarından yararlanır. Nükleer Tıp fizik eğitimi, alanda kullanılan ilkeleri, cihazları ve algoritmaları kapsmalıdır. Çoğu nükleer tıp fiziği (özellikle görüntüleme cihazlarıyla ilgili olanlar), tanısal radyolojide çalışan fizikçiler tarafından gerçekleştirilir. Eğitim açısından bakıldığında, ister bir tanısal görüntüleme fizikçisi ister özel bir nükleer tıp fizikçisi (hatta bir RT fizikçisi) olsun, geniş ölçüde nükleer tıp ile uğraşan bir fizikçi, bu bölümde önerilen derinlemesine nükleer tıp eğitimine sahip olmalıdır.

2.5 Radyoterapi Uzmanlığı (İsteğe Bağlı)

RT, medikal fiziğin temel bir bileşenidir. Bu nedenle, tüm disiplinlerdeki medikal fizikçiler, RT'de yer alan klinik, teknolojik ve radyobiyojik kavramlara temel düzeyde aşina olmalıdır. Bu bölüm, radyasyon onkolojisinde klinik uygulama için gerekli tüm yönler dahil olmak üzere modern RT'de kullanılan ekipman ve tekniklerin ayrıntılı bir açıklamasıyla birlikte, iyonlaştırıcı radyasyonun terapötik kullanımına ilişkin hem tarihsel arka planı hem de temel konuları sağlar. Çok çeşitli radyasyon kaynakları, bu radyasyonun üretimi ve iletimi ile ilgili teknoloji ve RT için kullanılan çeşitli modalitelerin klinik özellikleri ve faydaları sunulmaktadır. Burada sunulan bilgiler, klinik ortamda bu teknolojilere ve tekniklere pratik maruz kalma ile desteklenmelidir.

2.6 Sağlık Fizik Uzmanlığı (İsteğe Bağlı)

Sağlık fiziği, kendi eğitim programları, müfredatı ve meslek topluluğu (Sağlık Fiziği Derneği) ile ayrı bir meslektir. Bununla birlikte sağlık fiziği, tıp fizikçileriyle ilgili olan alt konular içerir. Radyasyon fiziği, algılama ve dozimetri içeriği; radyasyondan korunma ve

güvenliği ve radyasyon biyolojisi, birçok sağlık fiziği konusu için özellikle temeldir. Bu içerik temel olmasına rağmen, sağlık fiziği öğrencilerinin burada kapsanan daha fazla derinliğe ihtiyacı olacaktır.

2.7 Endüstri Uzmanlığı (İsteğe Bağlı)

Sektördeki ve düzenleyici kurumlardaki roller, klinik ortamdakilerden önemli ölçüde farklı geçmişlere sahip ekip üyeleriyle etkili bir şekilde işbirliği yapabilmek için çeşitli beceri ve bilgiler gerektirir. Bu potansiyel istihdam sektörü, araştırma/akademik kavramların klinik kullanıma konulabilecek bir ürüne dönüştürülmesinde kritik öneme sahiptir. Fırsatların çeşitliliği nedeniyle bu sektördeki rolleri çevreleyen bazı gizemler vardır. Ek olarak, önerilen bazı konular bilim alanında uzmanlaşmış adaylara yabancı gelebilir. Bu alanlardaki bilgi düzeylerinin, endüstriye giriş niteliğinde Bloom taksonomisinin anlama düzeyine getirilmesi önerilmektedir. Önerilen konu listeleri münhasır veya kapsamlı değildir ve bu konuların içeriği, bu alandaki manzara hızla değiştikçe zaman içinde farklılık gösterecektir. Ek olarak, bazı konu alanlarının ABD'ye özgü olduğu unutulmamalıdır; ancak, diğer ülkeler için uyarlanabilirler. Bununla birlikte, bu sektörde rol almayı düşünen herhangi bir adayın bu konuların her birinde farkındalık kazanması şiddetle tavsiye edilir. Bununla birlikte, bu konuların her birinde kapsamlı ayrıntılar olduğunu ve bazılarının bunlarla ilişkili kendi tam derece programlarına sahip olduğunu belirtmek de önemlidir. Amaç her zaman günlük işyeri operasyonlarını yardım almadan yürütmek için yeterli çevre bilgisine sahip olmak ve ilgili konunun uzmanlarına ne zaman ulaşılması gerektiğini anlamak olmalıdır.

3. KONU TASLAĞI

Bölüm 3, ayrıntılı olarak müfredat önerilerini sunmaktadır. Açılacak yüksek lisans programlarının İngilizce eğitim verebileceği düşünüldüğünden, bu bölüm Türkçe'ye çevrilmemiştir. İsteyen okurlarımız orijinal metinden bu önerilere ulaşabilir.



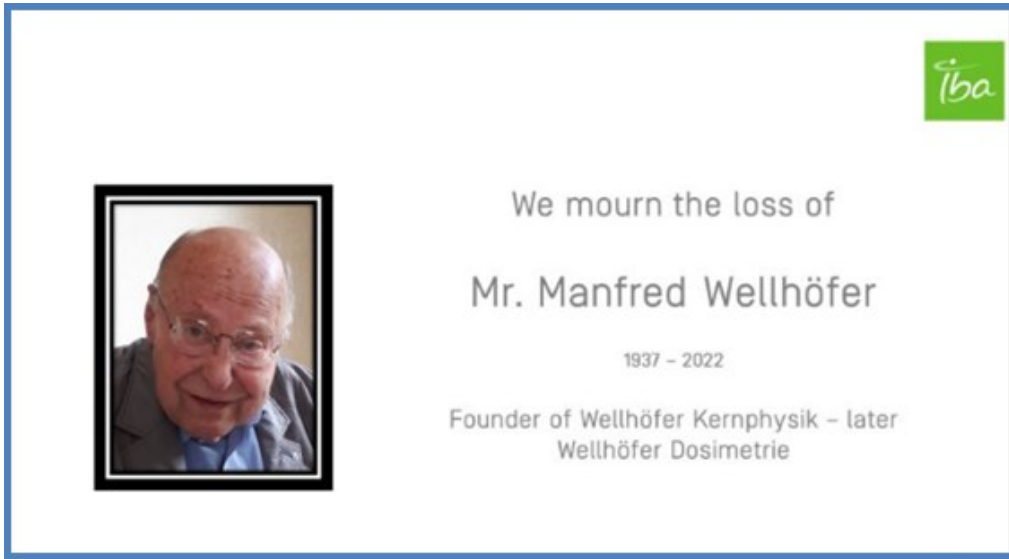
Doç. Dr. Serap Çatlı Dinç

2003 yılında Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2006 yılında yüksek lisans eğitimini ve 2012 yılında da doktora eğitimini tamamladı. 22/07/2020 tarihinde Sağlık fiziği alanında doçent ünvanını aldı. 2005 yılından itibaren öğretim görevlisi olarak Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda çalışan Serap Çatlı Dinç, 2021 yılı aralık ayında Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.D'nda doçentlik kadrosuna atanmıştır. Halen Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim

Dalı'nda şef Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaya devam etmekte ve akademik faaliyetlerini eş zamanlı yürütmektedir.

Mr. MANFRED WELLHÖFER

(17.06.1937 – 20.07.2022)



Boran M. Güngör

Senior Medical Physicist/Product Expert

R&D Physics and Innovation

IBA Dosimetry/Schwarzenbruck/Germany

Bay Manfred Wellhöfer, medikal fizik alanında tanınmış bir fizikçi ve girişimciydi. Radyasyon tedavisinde kanseri tedavi etmek için kullanılan yüksek hassasiyetli dozimetri sistemlerinin geliştirilmesindeki öncü çalışmaları ile tanınmaktadır.

17 Haziran 1937'de Almanya'da doğan Wellhöfer, fizik lisans derecesini Münih Teknik Üniversitesi'nden aldı. Daha sonra radyasyon tedavisi için yeni teknolojilerin geliştirilmesinde uzmanlaştığı Heidelberg Üniversitesi'nden fizik alanında doktora derecesini almaya devam etti.1970'lerin başlarında Wellhöfer, mevcut teknolojiden daha doğru ve güvenilir dozimetri ekipmanı tasarlamak ve üretmek amacıyla çalışmalarını hızlandırdı. Kanser hastaları için hayat kurtarıcı bir tedavi olabilecek radyasyon tedavisinin etkinliğini ve güvenliğini artırma arzusu onu motive

etti.1973 yılında, Bay Manfred Wellhöfer, eşi Roswitha ile birlikte Almanya'nın Schwarzenbruck kentinde (günümüze IBA Dosimetry'nin bulunduğu yerleşkede) daha sonra "Wellhöfer Dosimetrie" olacak olan "Wellhöfer Kernphysik" 'i kurdu. 1999 yılında IBA tarafından satın alınan işletme, Scanditronix ile birlikte, IBA Dozimetri'nin üzerine inşa edildiği iki kuruluş ve kültürden biri olmuştur.

Bay Wellhöfer, 1973'te dünyanın ilk bilgisayarlı su fantomunun geliştirilmesinde öncülük yaptı. Onun ölümüyle, radyasyon tedavisi topluluğu büyük bir kişiliği, ilham verici bir lideri ve olağanüstü bir vizyoneri kaybetti.



Wellhöfer'in şirketi, yüksek kaliteli dozimetri sistemleri üretme konusunda kısa sürede ün kazandı ve Wellhöfer, tıbbi fizik alanında lider bir figür haline geldi. Radyasyon dozunu ölçmek ve tedavi planlarını optimize etmek için yeni yöntemler geliştirmek üzere dünyanın dört bir yanındaki araştırmacılar ve klinisyenlerle işbirliği yaptı.

Bay Wellhöfer'in esi Roswitha Wellhöfer, 22.02.2014 tarihinde vefat etti. Bay Manfred Wellhöfer, geçtiğimiz yıl Temmuz ayı içerisinde, 20.07.2022 tarihinde 85 yaşında hayata gözlerini yumdu.

Bilimsel becerilerine ek olarak, rahmetli eşi Roswitha ile birlikte işi ve gelişimi yönlendirme konusundaki yorulmak bilmez kişisel bağlılığını, büyük öngörüsünü ve net kararlılığı hatırlanmaktadır.

RADYASYON ONKOLOJİSİ KAZA ÖĞRENME SİSTEMİ-6

Med. Fiz. Uzm. N. Mehtap Akın

Dergimizin önceki sayılarından itibaren paylaşmaya başladığımız RO-ILS veri tabanından alınan radyasyon onkolojisi merkezlerinde yaşanmış kaza veya kaza gerçekleşmeden yaşanmış bazı olaylara yer verdiğimiz örneklerle bu sayımızda da devam ediyoruz. Okuyucularımızda kendi yaşadıkları benzeri durumları medfizonline@gmail.com mail adresimizle paylaşarak katkıda bulunabilirler.

RO-ILS ÖRNEK OLAY: SRS TEKNİĞİNDE HETEROJENİTE FAKTORÜ DÜZELTİLMESİ VE TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNE DAHİL EDİLMESİ

GENEL BAKIŞ:

Deneyimli bir fizikçi tarafından SRS sisteminin donanım ve yazılımında tedavi planlama sisteminin tamamen yeni bir sistemle değiştirilmesi esnasındaki kabul testleri ve hizmete alma işlemleri yapılmıştır. Yeni tedavi planlama sisteminin devreye alınmasında, uygulamada hesaplama yapılırken, konturlama işleminde doku yoğunluklarının ve kullanılacak aksesuarların heterojenite faktörlerinin dikkate alındığı varsayılmıştır.

Bu durum doz hesabına etki etmiştir. Ancak yeni planlama sistemi, yazılımı içerisine heterojenite düzeltme faktörlerini dahil etmemiş ve bunu da satıcı firma, kullanıcı el kitabında ifade etmiştir. Bu uygulamaya göre heterojenite düzeltmesi yapılmadığı durumda, planlanan doz ile hastaya verilen doz karşılaştırıldığında %10'a yakın bir fark olduğu tespit edilmiştir. Tedaviler kabul edilebilir ulusal sınırlar

içindeyken SRS yönergelerinde bu fark amaçlanandan daha fazla olmaktadır.

Detaylar;

Hastane yeni bir lineer hızlandırıcı satın almış ve bu süreçte mevcut SRS programını yükseltmeye karar vermiştir. Yeni alınan immobilizasyon malzemelerini ve aksesuarları doz hesaplama sistemine dahil etmek için fizikçi hepsini konturladı. Fizikçi, heterojenite düzeltmelerinin daha önce farklı satıcıdan aldıkları planlamada dahil edildiği için yeni SRS planlama yazılımına da dahil edildiğini zannetti. Yeni yazılımın satıcı el kitabında özellikle heterojenite düzeltmelerinin yazılıma dahil edilmediği ayrıca base-plate ve aksesuarlarında konturlara dahil edilmediği belirtilmiştir. Maalesef bu durum fizikçi tarafından bilinmemekte idi. Plan bilgileri farklı bir sistemde görüntülendi ve dozlar standart algoritmaya göre hesaplandı. Standart algoritmanın, heterojenite düzeltmelerini içereceği için pek çok kullanıcı, bu yeni alınan sistem içine heterojenite düzeltmelerinin de dahil edildiğini varsaydı. Farklı bir satıcıdan bağımsız bir kontrol programı bu hatayı belirleyemedi. Bu yazılım, belirlenen hasta yüzeyinin dışındaki herhangi bir kontura su yoğunluğuna göre doku yoğunluğunu algılama özelliğine sahip olmasına rağmen hatayı bulamadı. İkinci kontrol yazılımının bu özelliği el kitabında belirtilmekteydi. Maalesef bu durum, sistem kullanıcıları tarafından anlaşılmadı. Fantom kullanılarak (yani base-plate ve aksesuarlar olmadan) bağımsız end-to-end testi yapıldı ve doz hesaplama hatası ortaya çıkmadı. Kabul testleri esnasında farklı

bir hata oluştu. Absolute doz kalibrasyon parametreleri ve out-put faktörleri fizikçi tarafından yanlış girildi. Başka bir fizikçi bağımsız bir monitör unit kontrol yazılımı ile sistemi kontrol etmiş, hasta yüzeyini bolus materyali olarak belirledikten sonra kullanılan base-plate ve aksesuarların konturlarını kaldırmış bu şekilde ikinci bir kontrol sağlamış ve doz hesaplamasının hatasını ortaya çıkarmıştır. Burada bağımsız bir denetleme sistemi başlatılmıştır. Öncelikle heterojenite düzeltme hataları hesaplandı. Yalnızca bu hataya dayanarak program hata keşfedilmeden önce tedavi edilen hastalar için planlanan ve verilen dozdaki farkın yaklaşık %15 olabileceği durumu ortaya çıkardı. Ancak yanlış kalibrasyon faktörlerinin ve out-put faktörlerinin dozdaki sapma miktarı yaklaşık %10 olmakta idi. Ayrıca arc' ların yerine statik-beam' lerin kullanılmaya başlanması doz hesaplama hata paylarını azaltmaktaydı.

Hastane SRS tedavi planlama sisteminin kabul testlerinin ve sisteme uygulanma işlemlerinin tekrar baştan fantom kullanarak, end-to-end testlerinin yapılması kararını aldı.

Neden Olan Faktörler:

Beklenti Hatası

Birçok kullanıcı heterojenite düzeltmesinin kullanıldığını varsaydı.

Yetersiz Eğitim ve /veya Yetkinlik Doğrulaması

- Personel, satıcının el kitabındaki bilgileri doğru bir şekilde okumadı,
- Hastane firmadan herhangi bir eğitim

almamıştır,

- Hastane, bu yazılımı hizmete almak için resmi eğitim alınması gerektiğinden habersizdi.

Genel Yazılım Bilgilendirmesi

- TPS genel bilgileri verir,
- Heterojenite düzenleme bilgisi algoritma detaylarını açıklayan bölümde verilmiş ve kullanıcıya belirgin bir şekilde gösterilmemiştir,
- Su yoğunluğuna göre bağımsız kontrol ünitesi hatayı tekrarlamaktadır.

İş Yüğü ve İdari Baskı

- Hastane SRS sisteminden önce ard arda çok sayıda yeni ekipman alımı gerçekleştirilmiş ve SRS sistem değişikliğinden önce kaynaklar hastanenin birkaç yıl boyunca ekipmanı yükseltme kabiliyetini sınırlayan başka bir hizmet hattına göre önceliklendirilmiştir,
- SRS programı, uygulama için yoğun bir zamanda devreye alınmış ve ek iş yükünü karşılamak için ek personel kaynağı sağlanmamıştır,
- Hizmet alma sürecinin hızlandırılmasını isteyen yöneticilerin olması.

Yetersiz Denetim

- Kabul testlerine göre hizmete alma işlemlerini yapan tek Sorumlu fizikçi olduğu için onu denetleyen birisinin olmaması, bağımsız doğrulama eksikliği.

İlişkilendirme Hatası

- Hastane uzun yıllara dayanan SRS tecrübesine sahipti,
- Kabul testlerine göre hizmete alma işlemi için görevlendirilen fizikçi, uzun yıllar SRS programına liderlik etmiş kıdemli bir kişiydi.

Radyasyon Onkolojisi Topluluğu için Alınan Dersler

Tedavi planlama yazılımının hizmete alınması için yapılan kabul testleri tüm radyasyon onkolojisi programları için standart bir işittir. Kabul testlerinin hizmete alınma sürecindeki hatalar, birçok hastayı etkileyen sistematik hatalara neden olur ve klinik sonuçları ağır olabilir.

Kabul ve Sisteme Entegre Etme, Hizmete Alma

- "2019 Safety is No Accident, AAPM Task Group (TG) 106 on Accelerator Beam Data Commissioning and AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline (MPPG) 9.a. for SRS-SBRT" dahil olmak üzere tüm uygulamalar devreye alma ve kabul testiyle ilgili mevcut kılavuzu SRS-SBRT için gözden geçirilmelidir. "MPPG 9.a". içinde, SRS sistemleri için doku heterojenitelerine açıkça atıfta bulunur. Medikal fizikçinin sorumluluğu, "tedavi planlama sisteminin doğruluğunun küçük alanlar ve doku heterojeniteleriyle (sunulan SRS-SBRT hizmetlerinin kapsamıyla ilgiliyse) doğrulanması da dahil olmak üzere, SRS-SBRT sisteminin kabul testini ve hizmete alınmasını gerçekleştirmektir. End-to end testi yoluyla hedeflemenin doğruluğu tespit edilmelidir.

- Hizmete alma sırasında yeterli kaynaklar (zaman ve personel) sağlanmalıdır.

Bağımsız Doğrulama Prosedürleri

- İkinci bir fizikçi bütün kabul testleri ve hizmete alma işlemlerini kontrol etmelidir, (AAPM TASK - 106 Raporu ve toplanan verileri kontrol edin. Nitelikli bir medikal fizikçinin toplanan verileri ve müteakip raporu bağımsız olarak denetlemesini sağlayın)
- Bağımsız end-to-end testleri, standartlaştırılmış prosedürler tüm ekipmanla yapılmalıdır.

Yeni Ekipman

- Yeni ekipman ve/veya süreçler uygulandığında, tüm ekibin hata yollarına odaklanması artırılmalıdır,
- Ekstra dikkat gösterilmeli, özellikle farklı ekipman ve sistemler entegre edildiğinde, sürecin tüm çeşitli bileşenlerinin ve paydaşlarının nasıl etkileşime gireceğini inceleyen planlama aşamaları oluşturulmalıdır. Bu sayede çeşitli varyasyonlar test edilebilir.

Eğitim

- Yöneticiler, satıcı tarafından sağlanan eğitime katılımı desteklemek için finansal olanaklar sağlamalı ve eğitimin kliniğin tamamını kapsamasını sağlamalıdır,
- Yeni katılan personel içinde eğitim sağlanmalıdır,
- Personel yeterliliği düzenli olarak

değerlendirilmeli ve ekipmanın kullanımı, işlevleri ve olası zayıf yönleri hakkındaki bilgileri içermelidir.

Öğrenme ve Güvenlik

- Uygulamalar yüksek güvenlik prosedürleri içermelidir. Güvenlik işlemi, personelin neyi nasıl öğrendiğini ve uygulamaların nasıl uyum sağladığını içerdiği için bu uygulama, iyileştirme yapma yeteneğinin temelini oluşturur,
- Deneyim ne olursa olsun, herkes hata yapabilir. Ek olarak, bir kliniğin güvenlik kültürünün değerli bir göstergesi, personelin konuşma ve dinlenme konusundaki rahatlık düzeyidir. Bu durumda, kıdemsiz bir fizikçi daha kıdemli personelin bir hatasını tespit etmesi, bu uygulamada oldukça arzu edilen düşük bir güç mesafesi indeksinin varlığını göstermektedir. Düşük güç mesafesi indeksi, uygulama içinde farklı güç seviyelerine sahip üyeler arasında geri bildirim kabul edildiği anlamına gelir.
- Tüm hata kaynakları incelenene kadar bu olay araştırılmalı ve hatanın keşfedilmesi üzerine kapsamlı soruşturmalar yürütülmesi çok önemlidir.

Satıcı Firmalar İçin Alınan Dersler

Heterojenite düzeltmeleri artık birçok klinik sistemi için radyasyon dozu hesaplamalarına standart olarak katılmaktadır. Bir satıcı yazılımı heterojenlik düzeltmeleri içermiyorsa, bu bilgiler kullanıcıya belirgin bir şekilde açıklanmalıdır. Bu, hizmete alma süreci sırasında bir firmanın eğitim kursuna zorunlu katılım veya yerinde satın alınan firmanın varlığı

yoluyla yapılabilir. Ürün alınan firmalar, ekipman tasarlar ve satarken, yazılım ve ekipmanın klinikte nasıl kullanılacağını ve uygulama sırasında olası sıkıntıları kapsamlı bir şekilde düşünmelidir. Bu örnekte, kliniğin base-plate ek yapısını ve aksesuarların özelliklerini hesaba katmak istemesi, olması gereken bir durumdur.

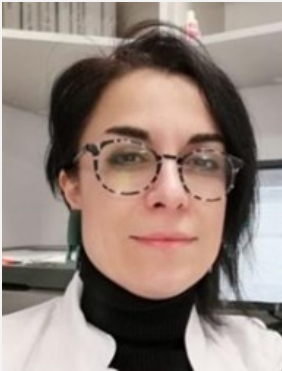
Optimal yazılım tasarımı da çok önemlidir. Tedarikçiler, tamamlayıcı bir koruma görevi görecektir şekilde tasarlanmış ekipman ve yazılımlarla destekleyerek, güçlü yönlerini ve zayıf yönlerini ifade etmeli. Bu durum, aşağıdaki gibi olmaktadır:

- Plan incelemesi sırasında ekranda beliren ve heterojenlik düzeltme bilgilerini gösteren bir uyarı.
- Yazılım, uygulama varsayılanlarının kullanıldığını belirtmek yerine, hangi ayarın kullanıldığını açıkça belirtebilir (örneğin, heterojenlik kapalı veya heterojenlik açık).
- Aynı satıcıdan gelen yazılımların tutarlı özellikler içermesi faydalı olacaktır. Örneğin, uygulama için atipik heterojenlik düzeltmelerini gösteren aynı uyarının kullanılması şeklinde pek çok farklı yazılımlarda gösterilebilir.

Özet

Yukarıdaki olayda, bu hatanın hastalara ulaşmasına izin vermek için birden fazla nedensel faktörün aynı anda iş başında olduğu açıktır. Bunlar arasında bağlantı, yazılım tasarımı ve bilgilerin sunumu ile ilgili sorunlar ve birden fazla taraf adına ortaya çıkan bir sorunu tanımlayamama yer alır. Birçok uygulama, standart protokole uygunluğu sürdürürken, yeterli

finansal ve personel kaynaklarını tahsis etme zorluklarıyla karşı karşıyadır. Yeterli deneyim ve uzmanlığa sahip kişiye sorumluluk verilmeli. Bu olayda da bu bahsedilen zorluklar ortaya çıktı. Buna bağlı olarak, radyasyon onkolojisi camiasının bu olaydan öğreneceği çok sayıda ders var. RO-ILS, ayrıntılı araştırmaları, RO-HAC ve Clarity PSO ile konuşmaya istekli olmaları ve bu vaka çalışmasını yazarken yaptıkları işbirliği için bu etkinliği sunan katılımcılara son derece minnettardır.



Med. Fiz. Uzm. N. Mehtap Akın

1977 yılında Çorum' da doğmuştur. 1999 yılında Gazi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2002 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer Fizik A.B.D. Yüksek Lisans programından mezun oldu. Gazi Üniv. Fen Bil. Enst. Nükleer Fizik A.B.D. da doktora programına devam etmektedir. 2004-2005 yılları arasında Gazi Üniv. Onkoloji Hastanesinde medikal fizikçi olarak çalışmıştır. 2005-2017 yılları arasında Aktif Çare Tıbbi Cih.Ltd.Şti. hizmet alımı; Bursa A.O.S. Onkoloji Hastanesi ve Sakarya Eğitim ve Araştırma Hastanesinde çalışmıştır. 2017 yılından bugüne kadar Bursa A.O.S. Onkoloji Hastanesinde medikal fizikçi olarak görevine devam etmektedir.

BİR FİZİK SİMÜLASYONU YAZILIMI: GEANT4'E BAKIŞ

Med. Fiz. Uzm. Oğuzhan Ayırançioğlu

BÖLÜM I

GEANT (**GE**ometry **ANd** **T**racking) CERN (**C**onseil **E**uropéen pour la **R**echerche **N**ucléaire – European Council for Nuclear Research) deneylerinde kullanılmak üzere, belirli sayıda parçacığın (γ , e^- , e^+ vb. gibi) ortamdaki yayılımını ve davranışını takip etmek amacıyla geliştirilmiş ve geçmişı 1974 yılına kadar uzanan bir fizik simülasyonu yazılımıdır. Geliştirildiği ilk yıllarda 1. sürümü ile temel mekanikleri oluşturulan GEANT, birçok araştırmacının katkısıyla 2. ve 3. sürümüne güncellenerek, 1. sürümde oluşturulmuş temeller üzerinde yükselen bir yapı haline gelmiştir. Fortran programlama dili kullanılarak 3. sürümüne kadar gelen GEANT (GEANT3) yazılımının sahip olduğu yeteneklerinin, dönemin güncel hesaplama teknikleriyle kullanabilmesi için CERN DRDC (**D**etector **R**esearch and **D**evelopment **C**ommittee) tarafından 1994 yılında çalışmalara başlanmıştır. Komitenin ilan ettiği RD44 projesi kapsamında "C++" programlama dili ile nesne yönelimli (object-oriented) yapıda güncellenmesine başlanan GEANT3, 1998 yılı sonunda 4.sürüm olan GEANT4'e geçişı ile yapısal değişimi ve güncellemesini tamamlamıştır. GEANT4'ün nesne yönelimli programlama (NYP) ile geliştirilmesindeki temel amaç, CERN'deki büyük ölçekli deneylerde çalışan çok sayıda bilim insanının, GEANT4'ün bütününe hâkim olma gereği duymadan kendi ilgilendikleri alanlarda yapacakları geliştirmeleri daha hızlı ve kolay bir biçimde yapabilmelerini sağlamaktır. Aynı zamanda

açık kaynak kodlu bir simülasyon yazılımı olan GEANT4, benzer simülasyon yazılımlarına göre kullanıcıya esneklik ve kişiselleştirme gibi yararlar sağlamaktadır. Sahip olduğunuz "C++" bilgisiyle, GEANT4 içerisinde kişisel eklentilerinizi yazabilme olanağı sunmaktadır. Yazılımın bu denli modüler olan esnek yapısı sayesinde günümüz versiyonlarında DNA mertebesinde bile çalışma imkânı sunabilen GEANT4, yalnızca CERN'de değil, birçok araştırmacı bilim insanı tarafından kullanılmaktadır.

BÖLÜM II

GEANT4 Kurulumu için Gerekli Bilgiler ve Kurulum

Bilgisayar yazılımları, programlandıkları dilin özelliklerine ve yazılımın işlevine göre çeşitli kütüphanelere (Library (.lib)) ihtiyaç duymaktadır. Bu sebep ile bilgisayar yazılımları, grafik arayüzü, grafik hızlandırma, matematik formülleri, yazım formatları vb. gibi birbirinden bağımsız işlev gören bu kütüphanelerin eksikliğinde doğru kurulamamaktadır. Özellikle GEANT4 gibi açık kaynak kodlu yazılım araçlarının kurulumları sırasında yaşanan sorunlar sıklıkla yanlış veya eksik kurulan kütüphaneler sebebiyle olmaktadır. Bu yüzden GEANT4'ün kurulumuna geçmeden önce bilinmesi gereken en önemli şey, bu kütüphanelerin bir kısmının işletim sisteminizde kurulu olan diğer yazılım veya paket programlar ile ortak kullanıldığıdır. Kurulum sırasında kütüphaneler üzerinde yapacağınız versiyon güncellemeleri ve/veya eklemeler GEANT4'ü kurmanızı sağlarken, diğer kullandığınız yazılımlarda aksamalara veya bozulmalara sebep verebilir. Aynı

şekilde GEANT4'ün kurulumu sonrası başka bir yazılımda yapacağınız değişiklik ve/veya yeni yüklemeler GEANT4'ün çalışmasını da etkileyebilmektedir. Bu gibi sebeplerden ötürü açık kaynak kodlu yazılımların kullanımı temel düzeyde bilgisayar bilgisi gerektirmektedir. Bu tarz açık kaynak kodlu yazılımların sağlıklı kullanımı için ise işletim sistemi olarak "Linux" tercih edilmektedir. Linux işletim sistemi diğer işletim sistemlerinin aksine daha esnek ve açık kaynaklı çözümler sunabilen bir yapıdır. Windows işletim sistemi gibi sistemlerde kurulum sırasında kullanıcı müdahalesine kapalı veya ileri bilgiye sahip kullanıcıların müdahale etmesi gereken durumlar söz konusu olduğunda tüm sistemi etkileyebilecek hatalar oluşabilmekte ve bu durum işletim sisteminin çalışmasını etkileyebilmektedir.

Bu yazıda kurulum ve kullanım için aktarılan bilgiler **GEANT4 sürümü 11.1** için geçerlidir. Geçmiş ve gelecek sürümler için bu bilgiler değişim gösterebilir. Yükleme işlemine başlamadan önce GEANT4 sürüm 11.1 kaynak kodlarını "<https://geant4.web.cern.ch>" adresinden şekil 1'de görüldüğü gibi indirmeniz gerekmektedir.



Şekil 1. GEANT4 Kaynak Kodlarının İndirilmesi

GEANT4'ün resmi olarak desteklendiği işletim sistemleri aşağıdaki gibidir:

- **Linux CentOS 7/8/9** (Not: GEANT4 CentOS dışında, Debian, Ubuntu ve OpenSUSE gibi

dağıtımlarda da kurulmaktadır ancak resmi olarak desteklenmemektedir.)

- * Derleyici C++ sürümü 17 standardını desteklemelidir. Bu sebepten GNU Compiler Collection (GCC) sürümü minimum 8.3 olmalıdır.
- * CMake sürümü minimum 3.16 olmalıdır. (Not: Linux'da "CMake" varsayılan olarak gelmektedir ancak sürüm kontrol edilmelidir. "CMake" sürüm güncellemelerinde ise kurulumunun mevcut Linux dağılımının paket yöneticisinden yapılması önerilmektedir. Eğer paket yöneticisinde yok ise yükleme paketini geliştiricisinin (Kitware) sitesinden indirin.)

- **MacOS sürüm 13 (Ventura), sürüm 12 (Monterey) ve sürüm 11 (Big Sur)** (Not: GEANT4 sürüm 11, yeni "Apple Silicon" işlemcileri de desteklemektedir.)

- * Derleyici C++ sürümü 17 standardını desteklemelidir. Bu sebepten Apple Clang – LLVM (XCode) sürümü minimum 13 olmalıdır. Ayrıca Xcode üzerinden "Command Line Tools" da kurulmalıdır.

- * CMake sürümü minimum 3.16 olmalıdır. (Not: "CMake" MacOS işletim sistemlerinde varsayılan olarak kurulu gelmemektedir. Bu sebep ile uygun sürümlü yükleme paketini (.dmg) geliştiricisinin (Kitware) sitesinden indirin. Aynı zamanda MacOS işletim sistemlerinde "Homebrew" veya

"Macports" gibi paket yöneticileri üzerinden de yükleme yapabilirsiniz.)

- **Windows 10** (Not: GEANT4 sürüm 11, henüz resmi olarak Windows 11'de test edilmemiştir.)
 - * Derleyici C++ sürümü 17 standardını desteklemelidir. Bu sebepten Visual Studio sürümü minimum 2022 olmalıdır.
 - * CMake sürümü minimum 3.16 olmalıdır. (Not: "CMake" Windows işletim sistemlerinde varsayılan olarak kurulu gelmemektedir. Bu sebep ile uygun sürümlü yükleme paketini (.exe) geliştiricisinin (Kitware) sitesinden indirin.

İşletim sistemini belirledikten sonra yukarıda da bahsedildiği gibi GEANT4 kurulumu öncesi sisteminizde bulunması gereken bazı kütüphaneler mevcuttur. Bu kütüphanelerden yüklenmesi zorunlu olanlar aşağıdaki gibidir:

- Expat (Sürümü minimum 2.0.1 olmalıdır.)
- zlib (Sürümü minimum 1.2.3 olmalıdır.)
- Xerces-C++ (Sürümü minimum 3 olmalıdır.)
- Qt5 (Qt sürüm 6 resmi olarak desteklenmemektedir.)
 - * Qt5Core, Qt5Gui, Qt5Widgets, Qt5OpenGL, and Qt5PrintSupport. (Not: Opsiyonel olarak Qt53DCore, Qt53DEtras and Qt53DRender modüllerini de kurmanız önerilir.)
- X11 OpenGL (Linux ve MacOS için)

* MacOS işletim sisteminde XQuartz'ı yüklemeniz yeterlidir.

- WIN32 OpenGL (Windows için)
- X11 RayTracer (Linux ve MacOS için)
 - * MacOS işletim sisteminde XQuartz'ı yüklemeniz yeterlidir.
- Open Inventor (Inventor GUI yapısını kullanacaksanız gerekmektedir.)
- * Coin3D (Sürümü minimum 4 olmalıdır.)
- * SoXt (Sürümü minimum 1.4 olmalıdır.)
- * SoQt (Sürümü minimum 1.6 olmalıdır.)
- * SoWin (Windows işletim sistemi için geçerlidir ve sürümü minimum 1.4 olmalıdır.)
- Motif (Linux ve MacOS için)
- Freetype (Linux ve MacOS için)
- VecGeom (Sürümü minimum 1.2.1 olmalıdır.)

Zorunlu olmayan ama kurulması önerilen kütüphane ve görüntüleyiciler (Graphic Viewer) de aşağıdaki gibidir:

- CLHEP (Sürümü minimum 2.4.6 olmalıdır.)
- VTK (Sürümü minimum 8.2 olmalıdır.)
- Paraview Veri Analiz ve 3D Görüntüleyici (Güncel sürümü yeterlidir.)
- CMake-GUI (Sürümü minimum 3.16 olmalıdır. İşletim sisteminizde kurulu olan "CMake" ile aynı versiyonda olanın yüklenmesi

önerilmektedir.)

Yukarıda bahsi geçen hazırlıklar yapıldıktan sonra artık GEANT4'ün kuruluma geçebilirsiniz. Kurulum belli başlı komutlar (script) ile gerçekleştirileceğinden Linux/MacOS ve Windows'da farklılıklar göstermektedir. Aşağıda bu konu hakkında Linux / MacOS işletim sistemindeki kurulum süreci detaylı bir şekilde anlatılmaktadır. Windows işletim sisteminde kurulum için "<https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/InstallationGuide/html/index.html>" adresinden detaylı bilgilere ulaşabilirsiniz. Anlatım içerisinde kırmızı renkli bölümler kullanılacak komutları; mavi renkli bölümler ise bu komutların açıklamaları içermektedir. (Not: Komutların başındaki "\$" işareti, sembolik olarak terminal satırını işaret etmektedir. Komut değildir. Ayrıca komutlardaki boşluklara dikkat edin.)

Linux/MacOS İşletim Sisteminde Kurulum:

- I. Hazırlık aşamasında indirmiş olduğunuz GEANT4 kaynak kodlarını sıkıştırılmış dosya formatından (".zip", ".tar.gz" vb. gibi) dışarı çıkartın (Extract).
- II. Çıkarttığınız klasörün ismini "geant4-v11.1.0" olarak değiştirin ve GEANT4'ü kurmak istediğiniz dizine (Directory) kopyalayın (Örn: \$ *belirlediğiniz_dizin*/geant4-v11.1.0). Bu "*belirlediğiniz_dizin*" sizin GEANT4 kurulumunuz için kaynak dizininiz olacaktır (Örn: /home/user/documents/Simulasyonlarım).
- III. Bir "Terminal" açın ve aynı dizin içerisine gitmek için aşağıdaki komutu yazın. (Bu komut sizin terminal içerisinde belirlemiş olduğunuz kaynak

dizine gitmenizi sağlayacaktır.) \$ cd *belirlediğiniz_dizin*/

- IV. Devamında terminale aşağıdaki komutu yazın. (Bu komut belirlemiş olduğunuz kaynak dizin içerisinde "geant4-v11.1.0-build" adında yeni bir klasör yaratmanızı sağlayacaktır.) \$ mkdir geant4-v11.1.0-build
 - V. Daha sonra aşağıdaki komutu yazın. (Bu komut belirlemiş olduğunuz kaynak dizin içerisinde "GEANT4_Ver11" adında yeni bir klasör yaratmanızı sağlayacaktır.) \$ mkdir GEANT4_Ver11
 - VI. Benzer şekilde arkasından aşağıdaki komutu yazın. (Bu komut kaynak klasörünüz içerisindeki klasör isimlerini gösterecektir. Kodun çıktısında "geant4-v11.1.0-build", "geant4-v11.1.0" ve "GEANT4_Ver11" adında 3 klasör görülmelidir.) \$ ls
 - VII. Terminal'den yarattığınız "geant4-v11.1.0-build" klasörü içerisine girmek için aşağıdaki komutu yazın. \$ cd *belirlediğiniz_dizin*/geant4-v11.1.0-build
 - VIII. GEANT4'ün yapılandırılmasına (Build) başlamak için aşağıdaki komutu yazın. (Bu komut "geant4-v11.1.0-build" klasörü içerisinde GEANT4 yazılımının kurulum öncesi ihtiyaç duyduğu kütüphaneler ile yapılandırılması ve kuruluma hazır hale getirilmesi sağlanacaktır. Aşağıda alt alta sıralanmış kodlar terminalde aralarında birer boşluk bırakılarak aynı satırda yazılacaktır.
- * \$ c m a k e -
DCMAKE_INSTALL_PREFIX=*belirlediğiniz_d*

izin/GEANT4_Ver11

- * DGEANT4_INSTALL_DATA=ON
- * DGEANT4_USE_G3TOG4 =ON
- * DGEANT4_USE_GDML=ON
- * DGEANT4_USE_OPENGL_X11=ON
- * DGEANT4_USE_QT=ON
- * DGEANT4_USE_RAYTRACER_X11=ON
- * DGEANT4_USE_SYSTEM_CLHEP=ON *(Eğer CLHEP Kütüphaneleri Kurulduysa)*
- * DGEANT4_USE_SYSTEM_EXPAT=ON
- * DGEANT4_USE_SYSTEM_ZLIB=ON
- * DGEANT4_USE_XM=ON
- * DGEANT4_INSTALL_EXAMPLES=ON
belirlediğiniz_dizin/geant4-v11.1.0

IX. Yukarıdaki komut dizisi sonrasında yapılandırılmaya başlanan GEANT4'ün yapılandırılması başarılı şekilde bittiğinde terminalinizde aşağıdaki gibi bir bilgilendirme görmelisiniz.

```
-- Configuring done
-- Generating done
-- Build files have been written to:belirlediğiniz_dizin/geant4-v11.1.0-build
```

Eğer bunun yerine "Error" yazısı alıyorsanız o zaman terminaldeki bu hataları okuyarak sorunun ne olduğunu çözmeniz gerekmektedir ki bu da daha önce bahsedildiği gibi temel seviyede bilgisayar bilgisi gerektirmektedir. Aynı

durumlar Windows işletim sistemi için de geçerlidir.

X. Yukarıdaki işlemler başarıyla tamamlandığı takdirde aşağıdaki komutu yazarak devam edin. *(Bu komut "geant4-v11.1.0-build" klasöründe hazırlanan GEANT4 kodlarının derlenmesini sağlayacaktır.)*

\$ make -j4 *(Buradaki "4" toplam işlemci thread sayısıdır. Sizin işlemciniz 8 threads ise 8 yazın.)*

XI. Ardından aşağıdaki komutu yazarak devam edin. *(Bu komut bir önceki komut ile "geant4-v11.1.0-build" klasöründe derlenen GEANT4 yazılımının "GEANT4_Ver11" klasörüne yüklenmesini sağlayacaktır.)*

\$ make install

Yukarıdaki 11 basamağı tamamladıktan sonra GEANT4 yazılımı bilgisayarınıza kurulmuş olacaktır. GEANT4 gibi açık kaynak kodlu yazılımların paket programların aksine kurulumu sonrasında "Konfigürasyon (config)" dosyalarının işletim sistemine tanıtılması gerekmektedir. Böylece GEANT4'ü çalıştırmak istediğinizde terminale yazdığınız komutun, sisteminizdeki GEANT4 yazılımı tarafından algılanması ve ilgili kaynak kütüphanesine (GEANT4 Temel Veri Paketleri (Core)) erişilmesi sağlanacaktır. Bunu yapmak için ise aşağıdaki basamakları izleyin.

XII. Bir terminal açın ve aşağıdaki komutu yazın. *(Bu komut GEANT4 temel veri paketlerinin işletim sisteminize tanıtılmasını sağlamaktadır. Açtığınız terminalde simülasyonunuzu çalıştırmadan önce bir defa bu komutu girmeniz gerekmektedir. Aksi*

halde simülasyonunuz çalışmayacaktır. Komutu girdikten sonra terminalinizi her kapat-aç yaptığınızda, bu komutu tekrar girmek zorundasınız.)

```
$ cd belirlediğiniz_dizin/GEANT4_Ver11/bin/;
source geant4.sh
```

XIII. Aynı terminal içerisinde devam edecek şekilde çalıştırmak istediğiniz simülasyonun bulunduğu klasör dizinine gitmek için aşağıdaki komutu yazın. *(Bu komut GEANT4 simülasyonunuzun klasörüne gitmenizi sağlayacaktır.)*

```
$ cd simülasyon_klasörünüzün_dizini
```

Eğer henüz bir simülasyon hazırlığınız yoksa kurulumda gelen GEANT4 örneklerinden "B1" örneğini kullanalım. Bu örnek için aşağıdaki komut dizilerini takip edin.

- Mevcutta simülasyon hazırlığınız yok ise aşağıdaki komut satırını mevcutta açık olan terminale girerek GEANT4'ün kurulumu ile gelen B1 örneğinin dizinine gidin.

```
$ cd belirlediğiniz_dizin/GEANT4_Ver11/
share/Geant4-11.0.3/examples/basic/B1
```

- Sonrasında aşağıdaki komutu yazınız. (Bu komut "B1" klasörü içerisinde "Build" adında bir klasör açacak ve sizi terminal içerisinde o klasörün içerisine taşıyacaktır.)

```
$ mkdir -p Build; cd Build
```

XIV. Sonrasında hazırlamış olduğunuz mevcut GEANT4 simülasyonunuzu yapılandırmak için

aşağıdaki komutu yazınız. (Aşağıda alt alta sıralanmış kodlar terminalde aralarında birer boşluk bırakılarak aynı satırda yazılacaktır.)

```
$ cmake -DGeant4_DIR=belirlediğiniz_dizin/
GEANT4_Ver11/lib/Geant4-11.1.0
```

```
simülasyon_klasörünüzün_dizini; make -j4
(Buradaki "4" toplam işlemci thread sayıdır. Sizin işlemciniz 8 threads ise 8 yazın.) 13. basamaktaki gibi eğer henüz bir simülasyon hazırlığınız yoksa "B1" örneğine devam edelim. Bunun için aşağıdaki komut dizilerini takip edin.
```

- GEANT4 B1 örneği için aşağıdaki komutu yazarak devam edin. \$ cmake-DGeant4_DIR=belirlediğiniz_dizin/GEANT4_Ver11/lib/Geant4-11.1.0 belirlediğiniz_dizin/GEANT4_Ver11/share/Geant4-11.0.3/examples/basic/B1; make -j4 (Buradaki "4" toplam işlemci thread sayıdır. Sizin işlemciniz 8 threads ise 8 yazın.)

XV. 14. basamak ile birlikte GEANT4 simülasyonunuz artık kullanıma hazırdır. Simülasyonunuzun yapılandırılmasından sonra bulunduğunuz dizin içerisinde "CMake" tarafından bir dosya oluşturulmuştur. Mevcut terminalde "Build" klasörü içerisinde iken bu dosyanın önüne "./" sembollerini koyarak enter'a bakarsanız simülasyonunuzun çalıştığını ve önünüze bir grafik arayüzü açıldığını göreceksiniz. Tebrikler.

Benzer şekilde henüz bir simülasyon hazırlığınız yoksa "B1" örneğine devam edelim. Bunun için

aşağıdaki komut dizilerini takip edin.

- Artık GEANT4 B1 örneğini çalıştırabilirsiniz. B1 örneğinde "CMake" tarafından oluşturulan dosyanın ismi "exampleB1" dir. Dolayısıyla terminalde kaldığınız yerden aşağıdaki komutu yazarsanız B1 örnek simülasyonunun çalıştığını ve önünüze grafik arayüzü açıldığını göreceksiniz. Tebrikler.

```
$. /exampleB1
```

Yukarıda 15 basamaktan oluşan bu anlatımın 1 – 11 basamakları arası GEANT4 kurulumu için bir defaya mahsus izlenecek yoldur. Kurulumu bir defa tamamladıktan sonra her bir simülasyonu çalıştırmak için 12 – 15 basamakları arasını tekrar tekrar takip etmeniz gerekmektedir. Açılan terminalde basamak 12'de anlatılan komutu bir defa kullandığınızda eğer terminalinizi kapatmazsanız bu komutu her defasında kullanmanıza gerek olmayacaktır. Her yeni terminal açıp simülasyon çalıştırmak istediğiniz de 12. basamağı mutlaka uygulamanız gerekmektedir.

BÖLÜM III

GEANT4 Simülasyonu Yazılması ve Çalıştırılması

Bilgisayarlı simülasyon, gerçek dünyada gözlemlenen veya gözlemlenmek istenen durum ve olayların sanal ortama taşınarak gözlemlenmesi durumudur. Bu sebepten simülasyon yazılımları gözlemlenecek olayların şartlı koşullarına yani bir nevi "deney düzeneğine" ihtiyaç duymaktadır. GEANT4'de benzer şekilde gözlemleyeceğimiz olay için kurguladığımız deney düzeneğine ihtiyaç duymaktadır. Bu düzeneğin "olmazsa olmaz" (mandatory) değişkenleri ise aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

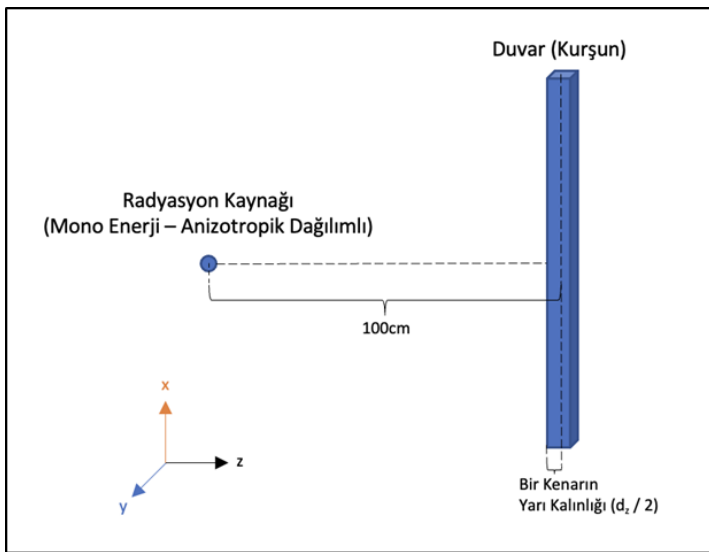
- **Geometri (Geometry):** Deneyin geçtiği ortamı, deneyde kullanılacak geometrik yapı/yapıları ve bunların özelliklerini tanımlar.
- **Fizik (Physics List):** Deneyin geçtiği ortamda gözlemlenmesi muhtemel fiziksel etkileşimlerin bütünü tanımlar.
- **Üreteç (Primary Generator):** Deneyde kullanılacak birincil parçacık tipi ve özelliklerini tanımlar.
- **Yapılandırma – Kişiselleştirme (Action Initialization):** Deneyin yapılandırılması ve kişiselleştirmelerde istenilen aksiyonların (User Actions) GEANT4 tarafından yönetilmesini tanımlar.



Şekil 2. GEANT4 kullanımında temel gereksinimler (Turuncu renkle gösterilenler zorunlu tanımlanması gereken parametreler – Gri renkle gösterilenler isteğe bağlı parametreler)

Yukarıda tanımlanan bu temel değişkenler, doğada da bir deneyi gerçekleştirirken ihtiyaç duyulan temel deney düzeneği elemanlarıdır. GEANT4 yazılımında

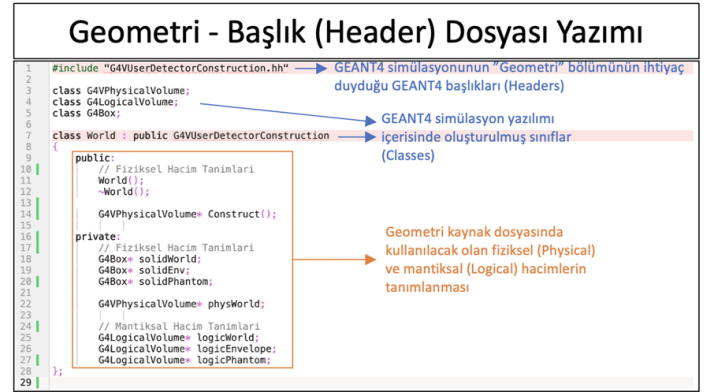
ise NYP sayesinde bu değişkenlerin her biri birer "sınıf (class)" olarak tanımlanmakta ve kolaylıkla kişiselleştirilip kullanılabilir. GEANT4 açık kaynak kodlu, "C++" programlama dili ile yazılmış bir simülasyon yazılımı olduğundan, kurgulayacağınız simülasyon da aynı şekilde "C++" programlama dili ile yazılarak çalıştırılmaktadır. Bunun için "C++" yazımı (Scripting) hakkında temel bilgilere sahip olmak gerekmektedir. Aşağıda GEANT4 simülasyonu için oluşturulacak örnek yazım biçimi detaylı anlatılabilmesi için önce C++ programlama dilinin çalışma biçiminin anlatılması gerekmektedir. Ancak bu yazıdaki amaç bir GEANT4 simülasyonu basitçe nasıl kurgulanır ve yazılır bunu anlamaktır. GEANT4 ile indirilebilen "Kullanıcı Kılavuzu (Book For Application Developers)" ile aşağıdaki verilecek örnek yazımı bir taslak olarak alıp, üzerinde değişimler yaparak simülasyonunuzu tasarlayabilir ve detaylandırabilirsiniz. O halde bir GEANT4 simülasyonu şekil 3'deki görselleştirilmiş deney düzeneğindeki gibi bir örnek ile açıklayalım.



Şekil 3. GEANT4 Simülasyonu için Oluşturulmuş Deney Düzeneği

GEANT4 Geometri (Structure):

GEANT4'de oluşturulacak geometriler temel geometrik şekiller üzerinden tanımlanmaktadır (Küp (G4Box), Küre (G4Sphere), Boru (G4Tubs). Geometrik şeklin her bir boyutu tanımlanırken, istenilen boyut değerinin yarı değeri yazılır (Örn. Küp için $d_x/2 - d_y/2 - d_z/2$). GEANT4 yazılımı geometri olarak simetrik çalışmaktadır (Açı değerleri gereken geometrilerde istisnalar görülebilmektedir – örn. Koni). Örnekte yaratılacak olan geometri bölümünün "kaynak (source)" ve "başlık (header)" dosyası içerikleri şekil 4 ve 5'deki gibidir.



Şekil 4. GEANT4 Simülasyonu "Geometri" Bölümü Örneği Başlık (Header) Dosyası

"C++" ile yazılmış bir yazılımda başlık dosyaları, kaynak dosyalarında kullanılacak olan temel kütüphaneler, fonksiyon sınıfları, vb. gibi genel veya özel sınıf tanımlarını barındırır. Yukarıdaki başlık dosyası, deney düzeneğinde bulunan geometriyi oluşturmak için gereken GEANT4 sınıflarının tanımlarını içermektedir.

Geometri - Kaynak (Source) Dosyası Yazımı

```

1 //Deney duzenegi geometrisini olusturulmak ve tanımlamak için kullanılan bölümdür.
2 #include "World.hh"
3 #include "G4RunManager.hh"
4 #include "G4NistManager.hh"
5 #include "G4LogicalVolume.hh"
6 #include "G4PVPlacement.hh"
7 #include "G4Box.hh"
8 #include "G4RotationMatrix.hh"
9 #include "G4SystemOfUnits.hh"
10
11 World::World():G4VUserDetectorConstruction()
12 {}
13
14 World::~World()
15 {}
16
17 G4VPhysicalVolume* World::Construct()
18 {
19     using namespace std;
20     G4bool checkOverlaps = true;
21
22     // World
23     //
24     G4ThreeVector World_Size = G4ThreeVector(25*cm, 25*cm, 25*cm);
25     G4ThreeVector World_Position = G4ThreeVector(0*cm, 0*cm, 0*cm);
26     G4NistManager* Materyal = G4NistManager::Instance();
27     G4Material* World_Material = Materyal->FindOrBuildMaterial("G4_AIR");
28     solidWorld = new G4Box("World", World_Size.getX(), World_Size.getY(), World_Size.getZ());
29     logicWorld = new G4LogicalVolume(solidWorld, World_Material, "World");
30     physWorld = new G4PVPlacement(0, //no rotation
31                                 World_Position, //at (0,0,0)
32                                 logicWorld, //its logical volume
33                                 "World", //its name
34                                 0, //its mother volume
35                                 false, //no boolean operation
36                                 0, //copy number
37                                 checkOverlaps); //overlaps checking
38
39     // Envelope
40     //
41     G4ThreeVector Envelope_Size;
42     Envelope_Size.set(World_Size.getX()*0.8, World_Size.getY()*0.8, World_Size.getZ()*0.8);
43     G4ThreeVector Envelope_Position = G4ThreeVector(0*cm, 0*cm, 0*cm);
44     G4Material* Envelope_Material = Materyal->FindOrBuildMaterial("G4_AIR");
45     solidEnv = new G4Box("Envelope", Envelope_Size.getX(), Envelope_Size.getY(), Envelope_Size.getZ());
46     logicEnvelope = new G4LogicalVolume(solidEnv, Envelope_Material, "Envelope");
47     new G4PVPlacement(0, //no rotation
48                     Envelope_Position, //at (0,0,0)
49                     logicEnvelope, //its logical volume
50                     "Envelope", //its name
51                     logicWorld, //its mother volume
52                     false, //no boolean operation
53                     0, //copy number
54                     checkOverlaps); //overlaps checking
55
56     // Phantom
57     //
58     G4ThreeVector Phantom_Size = G4ThreeVector(World_Size.getX()*0.01, World_Size.getY()*0.01, World_Size.getZ()*0.001);
59     G4ThreeVector Phantom_Position = G4ThreeVector(0*cm, 0*cm, (100+World_Size.getZ()*0.001)*cm);
60     G4Material* Phantom_Material = Materyal->FindOrBuildMaterial("G4_Pb");
61     solidPhantom = new G4Box("Phantom", Phantom_Size.getX(), Phantom_Size.getY(), Phantom_Size.getZ());
62     logicPhantom = new G4LogicalVolume(solidPhantom, Phantom_Material, "Phantom");
63     new G4PVPlacement(0, //no rotation
64                     Phantom_Position, //at (0,0,100cm)
65                     logicPhantom, //its logical volume
66                     "Phantom", //its name
67                     logicEnvelope, //its mother volume
68                     false, //no boolean operation
69                     0, //copy number
70                     checkOverlaps); //overlaps checking
71
72     return physWorld;
73 }
74

```

GEANT4 simülasyonunun "Geometri" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıkları (Headers)

GEANT4 simülasyon yazılımı içerisinde oluşturulmuş sınıflar (Classes)

Çalışma Uzayı'nın Belirlenmesi (Zorunlu)

Bu Uzak İçerisinde Bir Çalışma Ortamı Belirlenmesi. (Önerilir ancak Zorunlu Değildir)

Deney Düzeneginizde Bulunan Materyalin Tanımlanması (Örn. Kurşun Duvar)

Şekil 5. GEANT4 Simülasyonu "Geometri" Bölümü Örnek Kaynak (Source) Dosyası

```

55 // Phantom
56 //
57 //
58 G4ThreeVector Phantom_Size = G4ThreeVector(World_Size.getX()*0.01, World_Size.getY()*0.01, World_Size.getZ()*0.001);
59 G4ThreeVector Phantom_Position = G4ThreeVector(0*cm, 0*cm, (100+World_Size.getZ()*0.001)*cm);
60 G4Material* Phantom_Material = Materyal->FindOrBuildMaterial("G4_Pb");
61 solidPhantom = new G4Box("Phantom", Phantom_Size.getX(), Phantom_Size.getY(), Phantom_Size.getZ());
62 logicPhantom = new G4LogicalVolume(solidPhantom, Phantom_Material, "Phantom");
63 new G4PVPlacement(0, //no rotation
64                 Phantom_Position, //at (0,0,100cm)
65                 logicPhantom, //its logical volume
66                 "Phantom", //its name
67                 logicEnvelope, //its mother volume
68                 false, //no boolean operation
69                 0, //copy number
70                 checkOverlaps); //overlaps checking
71

```

Geometrinin Boyutu

Geometrinin Ortamdaki Pozisyonu

Geometrinin Materyali

Yukarıda Tanımlanan Bir Geometriye Ait Özelliklerin GEANT4 Simülasyonda Yapılandırılması

Şekil 6. GEANT4 Simülasyonu "Geometri" Bölümü Örnek Kaynak (Source) Dosyasında Bir Geometri Oluşturulması İçin Gereken Kod Dizimi

Kaynak dosyaları ise, yazılım içerisinde uygulanacak olan işlem bütünüdür. Yukarıdaki kaynak dosyası, deney düzeneğinde bulunan geometrilerin fiziksel boyutları, konumları, sahip oldukları materyal bilgisi, buldukları ortam koşulları, vb. gibi gereken bilgileri içerir. Şekil 6'da genel hatlarıyla GEANT4'de kullanılacak bir geometri için yazılan kaynak kod tanımlarının basitçe ne anlama geldiği gösterilmektedir.

Örnekteki düzenekte görüldüğü gibi bir adet geometrik yapı bulunmaktadır. Bu geometrinin ismi GEANT4 içerisinde "Phantom" diye geçmektedir. Bu örnek deney düzeneğindeki "Duvar (Kurşun)" dır. Örnekte kaynak için bir geometri tasarlanmamıştır. Kaynak nokta kaynak olarak düşünüldüğü için GEANT4'ün geometri bölümünde değil üreteç bölümünde yer alacaktır.

GEANT4 Üreteç (Primary Generator):

GEANT4'de kullanılacak radyasyon kaynağı bilgisi bu bölümde tanımlanmaktadır. Radyasyon kaynağının parçacık tipi (Gamma, e^+ , e^- vb. gibi), enerjisi, momentumu vb. gibi bilgileri yer almaktadır. Radyasyon kaynaklarının özellikleri sadece GEANT4'ün içerisinde tanımlanmadığı gibi dışarıdan da faz uzayı (Phase-Space) veya enerji spektrumu gibi özelliklerin tanıtılması da mümkündür. Örneğimizde yarattığımız üreteç bölümünün "kaynak (source)" ve "başlık (header)" dosyası içerikleri şekil 7 ve 8'deki gibidir.

Üreteç - Başlık (Header) Dosyası Yazımı

```

1 #include "G4VUserPrimaryGeneratorAction.hh"
2
3 class G4Event;
4 class G4ParticleGun;
5
6 class PrimaryGeneratorAction : public G4VUserPrimaryGeneratorAction
7 {
8 public:
9     PrimaryGeneratorAction();
10    virtual ~PrimaryGeneratorAction();
11
12    virtual void GeneratePrimaries(G4Event*);
13
14    const G4ParticleGun* GetParticleGun() const
15    {
16        return Particle_Gun;
17    }
18
19 private:
20    G4ParticleGun* Particle_Gun;
21
22 };

```

GEANT4 simülasyonunun "Üreteç" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıklar (Headers)

"Üreteç" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıklar (Headers)

Üreteç Bölümü içerisindeki Fonksiyonların Yapılandırılması

Şekil 7. GEANT4 Simülasyonu "Üreteç" Bölümü Örnek Başlık (Header) Dosyası

Yukarıdaki başlık dosyası, deney düzeneğinde bulunan radyasyon kaynağını oluşturmak için gereken GEANT4 sınıfları ve fonksiyonlarının tanımını içermektedir.

Üreteç - Kaynak (Source) Dosyası Yazımı

```

1 //Radyasyon kaynağını oluşturmak ve tanımlamak için kullanılan bölümdür.
2 #include "PrimaryGeneratorAction.hh"
3 #include "G4ParticleGun.hh"
4 #include "G4ParticleTable.hh"
5 #include "G4ParticleDefinition.hh"
6 #include "G4SystemOfUnits.hh"
7
8 PrimaryGeneratorAction::PrimaryGeneratorAction(): Particle_Gun(0)
9 {
10     G4int nOfparticle = 1;
11     Particle_Gun = new G4ParticleGun(nOfparticle);
12     G4ParticleTable* particleTable = G4ParticleTable::GetParticleTable();
13     G4String particleName;
14     G4ParticleDefinition* Particle = particleTable->FindParticle(particleName="gamma");
15     Particle_Gun->SetParticleDefinition(Particle);
16     G4Double Gun_Position_X = 0*cm, Gun_Position_Y = 0*cm, Gun_Position_Z = 0*cm;
17     Particle_Gun->SetParticlePosition(G4ThreeVector(Gun_Position_X, Gun_Position_Y, Gun_Position_Z));
18     Particle_Gun->SetParticleMomentumDirection(G4ThreeVector(0., 0., 1.));
19     Particle_Gun->SetParticleEnergy(6.*MeV);
20 }
21
22 PrimaryGeneratorAction::~PrimaryGeneratorAction()
23 {
24     delete Particle_Gun;
25 }
26
27 void PrimaryGeneratorAction::GeneratePrimaries(G4Event* anEvent)
28 {
29     Particle_Gun->GeneratePrimaryVertex(anEvent);
30 }
31

```

GEANT4 simülasyonunun "Üreteç" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıklar (Headers)

Radyasyon Kaynağının Tanımlanması

Parçacığın / Parçacıkların Gönderilmesi

Şekil 8. GEANT4 Simülasyonu "Üreteç" Bölümü Örnek Kaynak (Source) Dosyası

Yukarıdaki kaynak dosyası ise, deney düzeneğinde bulunan radyasyon kaynağının parçacık tipi, enerjisi, ortam içerisindeki konumu vb. gibi bilgileri içermektedir.

GEANT4 Fizik (Physics List):

GEANT4'de kullanılacak radyasyon kaynağının madde ile etkileşimi için gereken fizik bilgileri bu bölümde tanımlanmaktadır. Bu etkileşimler tek tek

tanımlanabildiği gibi, GEANT4 içerisinde bulunan uygun fizik kütüphaneleri kullanılarak da tanımlanabilmektedir. Örneğimizde kullanılan fiziksel tanımlar, GEANT4'ün içerisinde bulunan fizik kütüphanelerinden bir tanesi seçilerek tanımlanmıştır. Örnek fizik bölümünün "kaynak (source)" ve "başlık (header)" dosyası içerikleri şekil 9 ve 10'daki gibidir.

Fizik - Başlık (Header) Dosyası Yazımı

```

1 #include "G4VModularPhysicsList.hh"
2
3 class PhysicsList : public G4VModularPhysicsList
4 {
5 public:
6     PhysicsList();
7     virtual ~PhysicsList();
8
9     virtual void SetCuts();
10
11 };

```

GEANT4 simülasyonu "Fizik" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıkları (Headers)

Fizik Bölümü İçerisindeki Fonksiyonların Yapılandırılması

Şekil 9. GEANT4 Simülasyonu "Fizik" Bölümü Örnek Başlık (Header) Dosyası

Yukarıdaki başlık dosyası, deney düzeneğinde bulunan radyasyon kaynağının ortam ile olan fiziksel etkileşimi için gereken GEANT4 sınıfları ve fonksiyonlarının tanımını içermektedir.

Fizik - Kaynak (Source) Dosyası Yazımı

```

1 //Fizik etkileşimlerini oluşturmak ve tanımlamak için kullanılan bölümdür.
2 #include "PhysicsList.hh"
3 #include "G4EmStandardPhysics.hh"
4
5 PhysicsList::PhysicsList():G4VModularPhysicsList()
6 {
7     // Standart EM physics
8     RegisterPhysics(new G4EmStandardPhysics(4));
9
10
11 PhysicsList::~PhysicsList()
12 {}
13
14 void PhysicsList::SetCuts()
15 {
16     SetCutsWithDefault(); //Defining Default Cut Parameters (RangeCut->1mm)
17 }
18

```

GEANT4 simülasyonunun "Fizik" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıkları (Headers)

GEANT4 Fizik Kütüphanesinden Çekilen Simülasyona Uygun Fizik Paketinin Tanımlanması

Parçacık Takibi İçin Tanımlanan Detaylı Parametreler

Şekil 10. GEANT4 Simülasyonu "Fizik" Bölümü Örnek Kaynak (Source) Dosyası

Yukarıdaki kaynak dosyası ise, deney düzeneğinde bulunan radyasyon kaynağının ortam ile olan fiziksel etkileşimi için gereken fiziksel etkileşimlerin tanımını içermektedir. Örneğimizdeki fiziksel etkileşimler tek tek tanımlanmamış ve GEANT4'ün elektromanyetik fizik kütüphanelerinden birisi olan "G4EmStandartPhysics Option 4" kullanılmıştır.

GEANT4 Yapılandırma – Kişiselleştirme (Action Initialization):

Kurgulanan deney düzeneğinin GEANT4 simülasyonu için bilgisayar ortamında yönetiminin yapılandırılmasını tanımlar. Özellikle ileri kullanıcılar tarafından tasarlanan kişiselleştirmelerin (User Actions) GEANT4 tarafından yönetimini yapılandırmak için kullanılan bölümdür. Mevcut örnekte bu bölüm sadece üretici (Primary Generator) yapılandırmak için kullanılmaktadır. Örnek yapılandırma – kişiselleştirme bölümünün "kaynak (source)" ve "başlık (header)" dosyası içerikleri şekil 11 ve 12'deki gibidir.

Yapılandırma - Başlık (Header) Dosyası Yazımı

```

1 #include "G4UserActionInitialization.hh"
2
3 class ActionInitialization : public G4UserActionInitialization
4 {
5 public:
6
7     ActionInitialization();
8     virtual ~ActionInitialization();
9
10     virtual void Build() const;
11
12 };

```

GEANT4 simülasyonu "Yapılandırma" bölümünün ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıkları (Headers)

Yapılandırmanın Tek Çekirdekte Kontrolünün Sağlanması

Şekil 11. GEANT4 Simülasyonu "Yapılandırma – Kişiselleştirme (Action Initialization)" Bölümü Örnek Başlık (Header) Dosyası

Yapılandırma - Kaynak (Source) Dosyası Yazımı

```

1 //Kişiselleştirme tanımlamaları için kullanılan bölümdür.
2 #include "ActionInitialization.hh"
3 #include "PrimaryGeneratorAction.hh"
4
5 ActionInitialization::ActionInitialization():G4UserActionInitialization()
6 {}
7
8 ActionInitialization::~ActionInitialization()
9 {}
10
11 void ActionInitialization::Build() const
12 {
13     SetUserAction(new PrimaryGeneratorAction);
14 }
15

```

GEANT4 simülasyonunun "Yapılandırma" bölümü için ihtiyaç duyduğu GEANT4 başlıkları (Headers)

Üreticinin Yapılandırma Bölümünden Kurulması (Yapılandırılması (Build))

Şekil 12. GEANT4 Simülasyonu "Yapılandırma – Kişiselleştirme (Action Initialization)" Bölümü Örnek Kaynak (Source) Dosyası

Bir GEANT4 simülasyonunun çalıştırılabilmesi için toplamda minimum 4 farklı sınıfın yukarıdaki örnek simülasyonda olduğu gibi 8 dosyasının hazırlanması gerekmektedir. Bu dosya haricinde bir C++

programlama dili ile çalışan bir simülasyon yazılımında benzer şekilde oluşturduğunuz simülasyonun yapılandırılması için yine "CMake" dosya formatının oluşturulması gerekmektedir. Bu dosya formatları standart olup, GEANT4 kurulumu sonrasında gelen ve "belirlediğiniz_dizin/GEANT4_Ver11/share/Geant4-11.0.3/examples" içerisinde bulunan tüm örneklerden bu format yapısına ulaşabilirsiniz. Yukarıdaki "kaynak (source)" ve "başlık (header)" dosyalarının da içerisinde bulunduğu format biçimi Şekil 13'deki gibidir.

Name	Date Modified	Size	Kind
include	Yesterday 11:27	2 KB	Folder
ActionInitialization.hh	Yesterday 11:27	251 bytes	C++ header code
PhysicsList.hh	Yesterday 10:46	191 bytes	C++ header code
PrimaryGeneratorAction.hh	27 March 2023 09:44	524 bytes	C++ header code
World.hh	Yesterday 10:02	647 bytes	C++ header code
src	Yesterday 10:47	5 KB	Folder
ActionInitialization.cc	27 March 2023 10:27	351 bytes	C++ source code
PhysicsList.cc	Yesterday 10:47	405 bytes	C++ source code
PrimaryGeneratorAction.cc	Yesterday 10:02	1 KB	C++ source code
World.cc	Yesterday 10:01	4 KB	C++ source code
CMakeLists.txt	27 March 2023 10:27	3 KB	text
initialize.mac	27 March 2023 10:33	698 bytes	Kate Document
Main_Program.cc	Yesterday 09:57	2 KB	C++ source code
vis.mac	7 November 2019 17:23	4 KB	Kate Document

Şekil 13. GEANT4 Simülasyonu Örnek Klasör İçeriği (GEANT4 içerisindeki "examples" klasöründeki örneklerden de faydalanılabilir.)

Bu klasörün içerisinde GEANT4'ün sınıflarının simülasyonda ayağa kaldırılmasını sağlamak için (Invoke) ana bir program dizini gerekmektedir. Bu dosya yukarıdaki örnek için "Main_Program.cc" dir. Bu dosya, simülasyon içerisinde "run" komutunu verdiğinizde hangi sınıfların tanımlanmış olduğu ve devreye alınarak çalıştırılması gerektiğini tanımladığınız ana yapılandırma dosyanızdır. O sebepten bu dosyanın içeriği yazılırken, simülasyonda kullanılacak GEANT4 sınıflarının kaynak – başlık dosyalarının eklenmesi ve doğru tanımlanması önemlidir. Örnekteki "Main_Program" kaynak dosyası

Şekil 14'deki gibidir.

Ana Program - Kaynak (Source) Dosyası Yazımı

```

1 //Simülasyonun temel (core) programlamasının yapılması ve simülasyon suresince çalıştırılacak temel sınıfların belirlenmesi iç
2 #include "ActionInitialization.hh"
3 #include "World.hh"
4 #include "PhysicsList.hh"
5 #include "G4RunManager.hh"
6 #include "G4ScoringManager.hh"
7 #include "G4EventManager.hh"
8 #include "G4VisExecutive.hh"
9 #include "G4UIExecutive.hh"
10
11 //.....ooo00000oooo.....ooo00000oooo.....ooo00000oooo.....
12
13 int main(int argc, char** argv)
14 {
15     // Detect interactive mode (if no arguments) and define UI session
16     //
17     G4UIExecutive* ui = 0;
18     if ( argc == 1 ) {
19         ui = new G4UIExecutive(argc, argv);
20     }
21
22     // Construct the default run manager
23     G4RunManager* runManager = new G4RunManager;
24
25     // Calling default scoring manager
26     G4ScoringManager* getScoringManager();
27
28     // Set mandatory initialization classes
29     // Detector construction
30     runManager->SetUserInitialization(new World()); → Geometri
31
32     // Physics list
33     runManager->SetUserInitialization(new PhysicsList()); → Fizik
34
35     // User action initialization
36     runManager->SetUserInitialization(new ActionInitialization()); → Yapılandırma - Kişiselleştirme
37
38     // Initialize visualization
39     G4VisManager* visManager = new G4VisExecutive;
40     visManager->Initialize();
41
42     // Get the pointer to the User Interface manager
43     G4UIManager* uiManager = G4UIManager::GetUIpointer();
44
45     // Process macro or start UI session
46     //
47     if ( ! ui ) {
48         // batch mode
49         G4String command = "/control/execute ";
50         G4String fileName = argv[1];
51         uiManager->ApplyCommand(command+fileName);
52     }
53     else {
54         // interactive mode
55         uiManager->ApplyCommand("/control/execute initialize.mac");
56         ui->SessionStart();
57         delete ui;
58     }
59     // Job termination
60     // Free the store: user actions, physics_list and detector_description are
61     // owned and deleted by the run manager, so they should not be deleted
62     // in the main() program !
63     delete visManager;
64     delete runManager;
65 }

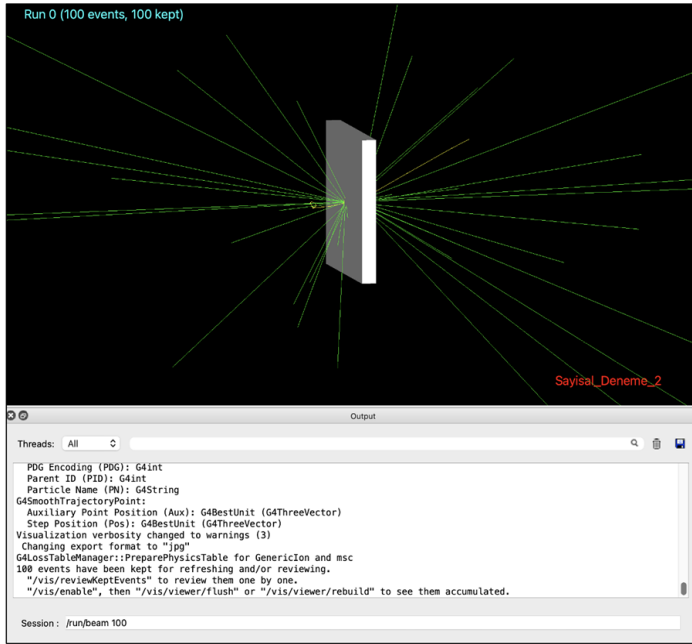
```

Şekil 14. GEANT4 Simülasyonu Ana Program Bölümü Örnek Kaynak (Source) Dosyası

GEANT4 dışarıdan bakıldığında detaylı kurulum ve çalıştırma prosedürlerine ihtiyaç duysa da açık kaynak kodlu bir yazılım olmasının getirdiği esneklik sayesinde diğer fizik simülasyonu yazılımlarına göre kullanıcının detaylı isteklerine göre şekil alabilen, dışarıdan farklı programlama dilleri ile entegrasyonu sağlanabilen bir yazılımdır. Bu sebepten GEANT4, kullanmaya başlaması kolay olmayan fakat belirli bir seviyeye gelindiğinde diğer fizik simülasyonlarının aksine kullanıcıyı özgürleştiren bir yazılımdır.

Böyle bir yazıda GEANT4'ü detaylı bir şekilde anlatmak maalesef ki mümkün değil. Bu yüzden mevcut yazıda temel olarak, açık kaynak kodlu böyle bir yazılımın nasıl kurulduğu ve nasıl çalıştırıldığı, GEANT4'ün dosya yapısı ve temel ihtiyaçları hakkında bilgiler verilmiştir. Yukarıda verilen GEANT4 örnek

simülasyonu çalıştırıldığında şekil 3’de görülen deney düzeneği GEANT4 içerisinde şekil 15’deki gibi görülecektir.



Şekil 15. Örnek Deney Düzeneğinin GEANT4 Simülasyonundaki Görünümü

GEANT4 hakkındaki sorularınız ve yukarıda verilen örnek simülasyon klasörü gibi konular için "oguzhanayrancioglu@gmail.com" adresinden Yazarımızla iletişime geçebilirsiniz.



Med. Fiz. Uzm. Oğuzhan Ayrançioğlu

Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik bölümünden 2008 yılında mezun oldu. 2011 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Yüksek Lisansını tamamladı. 2016 yılında başladığı Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Doktora eğitimine devam etmektedir. Monte Carlo simülasyonu ve veri analizi konularında araştırma ve çalışmalarını sürdürmekte olup, İzmir Tınaztepe Galen Hastanesi bünyesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.

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.





19. ULUŞAL MEDİKAL
FİZİK KONGRESİ
2023

02 KASIM - 05 KASIM 2023

MUĞLA TÜRKİYE

HİLTON DALAMAN SARIGERME HOTEL