

MedFiz@Online

E-DERGİ

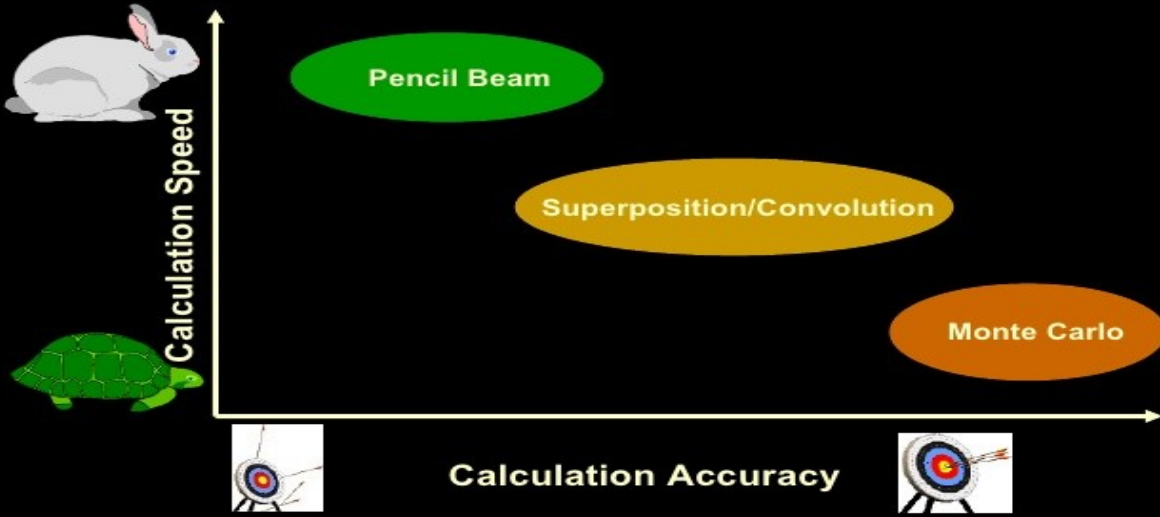
HAZİRAN-TEMMUZ 2017

medfizonline@gmail.com

www.medfizonline.org

SAYI: 9

Dose Calculation Algorithms



N. Dogan / Nov 2007

Courtesy: Jeff Siebers, VCU



Bu sayıdaki popüler konular;

- ESTRO 36'nın Ardından
- AAPM Radyoterapi Komitesi Task Group 105, Dose to Medium, Dose to Water İkilemi
- Monte Carlo Program Kodunun Radyoterapideki Önemi
- EGSnrc Kod Sistemi İle Linak Nasıl Modellenir
- Kernel Tabanlı Algoritmalar ve Model Tabanlı Doz Hesaplama Sistemlerinde Monte Carlo Kullanımı
- Tüm Vücut Işınlaması (TVI)

BAŞ EDITÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

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

DERGİ TASARIM VE YAZI

Evren Üzümlü
Mertay Güner
Namık Kayalılar

MEDYA İLETİŞİM

Esra Küçükorkoç
Mine Doyuran

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Adem Ünal Kızıldağ
Adil Merih
Aykut Oğuz Konuk
Betül Özyürek
Boran Güngör
Cem Gökşen
Doğan Bor
Doğukan Akçay
Emine Burçin Aydınlioğlu
Esil Kara
Handan Tanyıldızı
Mehmet Ertuğrul Ertürk
Mehmet Türkmen
Nilgöl Nalbant
Nina Tunçel
Serap Çatlı Dinç
Serpil Yöndem İnal
Şilem Ertürk
Tamer Oğuz Gürsoy

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

WEB TASARIM VE DİZAYN

Adil Merih
Cem Gökşen

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **ESTRO 36'NİN ARDINDAN**
- **AYIN BÖLÜMÜ (I): ŞİŞLİ HAMİDİYE ETFAL EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ**
- **AYIN BÖLÜMÜ (II): CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ**
- **AYIN RAPORU (I): AAPM RADYOTERAPİ KOMİTESİ TASK GROUP 195, GÖRÜNTÜ İNCELEMELERİ İÇİN MONTE CARLO REFERANS VERİ SETLERİ**
- **DOSE TO MEDIUM, DOSE TO WATER İKİLEMİ**
- **MONTE CARLO PROGRAM KODUNUN RADYOTERAPİDEKİ ÖNEMİ**
- **MONACO DENEYİMİ**
- **RADYASYON UYGULAMALARI İÇİN MCNP**
- **GEANT4**
- **EGSNRC KOD SİSTEMİ İLE LİNAK NASIL MODELLENİR**
- **KERNEL TABANLI ALGORİTMALAR VE MODEL TABANLI DOZ HESAPLAMA SİSTEMLERİNDE MONTE CARLO KULLANIMI**
- **TÜM VÜCUT İŞINLAMASI (TVI)**
- **TIBBİ GÖRÜNTÜLEME VE TIBBİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ PROGRAMI**
- **KİTAP TANITIMI: RADYASYON SAĞLIK RİSKLERİ VE TANISAL İNCELEMELERDE KORUNMA**
- **WEB SİTEMİZİ YAPARKEN NELERE DİKKAT ETTİK**
- **SERBEST KÜRSÜ: RADYOTERAPİDE ORTAMIN İYİLEŞTİRİCİ ETKİSİ**

E-posta: medfizonline@gmail.com

Web: www.medfizonline.org

BASIM

E-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR

MERHABA

Bu yıl ESTRO36 Yıllık Kongre toplantısının yapıldığı ana salonunun girişinde aşağıda gördüğünüz resimli posterler yer aldı. Bu posterlerde ESTRO tarafından değişik ad ve konularda verilen ödülleri alan kişilerin resimli kısa özgeçmişleri katılımcılara sunuldu.

Bu ödüllerin konuları şöyle seçilmişti;

LIFETIME ACHIEVEMENT AWARDS (Yaşam Boyu Başarı Ödül olarak çevirebiliriz.) ve bu ödül aşağıdaki tanınmış kişilere paylaştırıldı:

Annette Bøjen (DK) Alan Effraim Nahum (UK) Jens Overgaard (DK) Hans Peter Rodemann (DE) Paul Van Houtte (BE).



ESTRO AWARD, ESTRO-ELSEVIER AWARD, COMPANY AWARD, ESTRO-Accuray Award, ESTRO-Varian Award, ESTRO-Elekta Brachytherapy Award, GEC-ESTRO Best Junior Presentation Elekta Award, başlıkları altında verilen ödüller sahiplerini buldu.

BEST POSTER AWARDS ise aşağıdaki kişiler paylaştı;

Radiation Oncologist "Tumor Regression Grading in the CAO/ARO/AIO-04 phase 3 trial in locally advanced rectal carcinoma" **Emmanouil Fokas (DE),**

Physicist "A pencil beam algorithm for protons including magnetic fields effects" **Fatima Padilla (AT),**

Radiation Therapist (RTT) "Comparison of 3 Image-guided Adaptive Strategies for Bladder Radiotherapy" **Vickie Kong (CA),**

ESTRO – ELSEVIER BEST POSTER AWARDS ise ESTRO'nun yeni çıkardığı üç dergi olan; **ctRO (clinical), phiRO (physics) and tipsRO** adına aşağıdaki kişilere gitti;

ctRO Radiation Oncologist "Factors associated with complete response after brachytherapy for rectal cancer; the HERBERT study" Eva Rijkmans (NL).

phiRO Physicist "LRPM for fast automated high quality treatment planning – towards a novel workflow for clinicians" Rens van Haveren (NL).

tipsRO Radiation Therapist (RTT) "Feasibility of stereotactic ablative radiotherapy for locally advanced non-small cell lung cancer" Katrina Woodford (AU).

Neden ESTRO 36 ödüllerine uzunca bir yer vermeyi düşündük. Çünkü, ülkemizde bu ödüllere aday olabilecek, ödülleri alabilecek medikal fizikçilere sahip olduğumuzu düşünüyoruz ve inanıyoruz.

Bu bir dışa açılma projesi olarak yaşamımızda yer almalıdır. Kısaca, yukarda gördüğümüz posterlerin içinde meslektaşlarımızı görmek bizlere haklı bir onur verecektir.

Geçen sayımızda sizlere duyurduğumuz web sitemiz "**medfizonline.org**" başarı ile yaşamını sürdürüyor. Beklediğimiz tıklanma ve indirme sayılarını aştığını burada sizlere söyleyebiliriz. İlk izlenimlerimiz yoğun dağıtım yapılan dergimizin yeni okuyucular tarafından izlendiğidir.

Web sitesinin hızla güncelleştirilmesi ve daha zenginleştirilmesi gündemimizde olacaktır.

Elinizdeki sayının ana teması "**Radyoterapide Monte Carlo uygulamaları**" şeklinde belirlendi. Meslektaşlarımıza sıkça adını kullandığımız Monte Carlo hakkında yeni bir boyut kazandıracağına inanıyoruz.

Dikkatli okurlarımız editör listemizdeki editör değişikliğini hemen görecektir. Sevgili dostlarımız ve dergimize çıktığı günden bu yana önemli katkılar yapan editörlerimiz Cemile Ceyhan ve Hande Baş Ayata aramızdan ayrıldılar. Çok değerli çalışmalara imza atan arkadaşlarımıza buradan teşekkürlerimizi ve şükranlarımızı sunuyoruz.

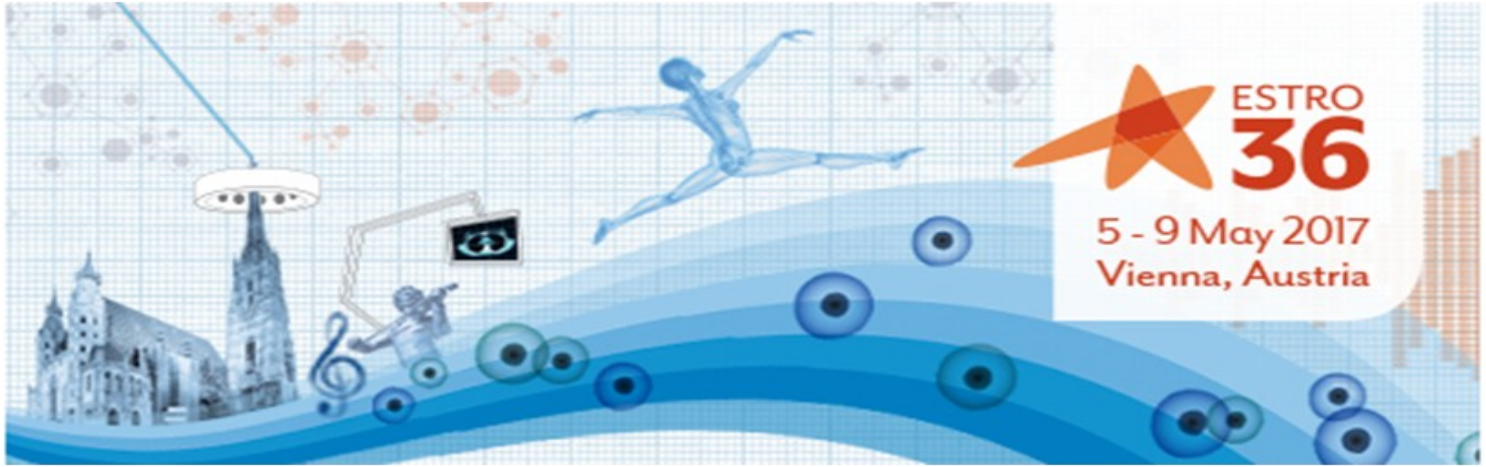
Ayrılan arkadaşlarımızın yerine editör olarak, Vildan Alpan ve Boran Güngör arkadaşlarımız geldi. Dergi Tasarım bölümüne ise Evren Üzümlü arkadaşımız katıldı. Kendilerine hoş geldiniz diyoruz.

Saygılarımızla;

HALUK ORHUN

ESTRO 36'NIN ARDINDAN

Med. Fiz. Uzm. Nilgöl NALBANT



Bu yıl Avrupa Radyasyon Onkolojisi Kongresi (European Society for Radiotherapy&Oncology-ESTRO 36) 5-9 Mayıs tarihleri arasında Viyana'da Messe Kongre Merkezi'nde gerçekleşti. Tüm dünyadan katılımcıların olduğu kongrede ülkemizden de geniş bir doktor ve medikal fizik uzmanı katılımı vardı. Ben de bölüm başkanımız ve fizik mühendisi arkadaşlarımla bu kongreye katılma fırsatı buldum.

Bu yıl ki ESTRO, bilimsel anlamda oldukça yoğunlu. Parçacık tedavileri, immünoterapi ve hipofraksiyasyon konuları kongrenin ana temalarındandı. Kongre süresince radyasyon onkolojisindeki güncel yaklaşımlar, immünoterapi, brakiterapi, klinik uygulamalar, interdisipliner tedaviler, Radyofizik ve Radyobiyojoloji ile ilgili sunumlar gerçekleştirildi. Brakiterapi sunumlarında hedef hacim belirleme, tedavi planlama sistemleri için kabul işlemleri, plan kalite kontrolü gibi konular konuşuldu. Hemen her lokalizasyonlardaki tümörlerin tedavisinde yenilikler tartışılırken, radyocerrahi ve immünoterapi diğer konulara nazaran oldukça geniş yer buldu. Parçacık tedavileri ise güncelliğini korumaya devam etti. ESTRO 36'da eğitim oturumları oldukça faydalıydı ve katılım bazında en çok dinleyici çeken oturumlardı. Bu oturumların birinde, Ben Heijmen tarafından sunulan "Automated planning, knowledge-based planning and novel developments in treatment planning- how do they work and perform?" başlıklı konu mükemmeldi. Sunuş, Erasmus MC Üniversitesi'nin adı geçen konudaki araştırmalarını ve önerilerini irdeliyordu. Ayrıca MRI tabanlı planlamalar, adaptif tedaviler, dozimetri, parçacık tedavileri ve dozimetrisi, organ hareketleri (intra-interfraksiyon) ve proton doz ölçümleri ile ilgili sunumlar gerçekleştirildi. Radyobiyojolojide ise en etkin konu "bio-marker"ların klinik kullanımıydı.

Kongrede radyasyon onkolojisindeki yeni teknolojilerin ve kullanılan ürünlerin tanıtıldığı fuar kısmı da bulunmaktaydı. Birçok üretici firma var olan cihazlarının yazılımsal ve donanımsal olarak geliştirilen en son modellerini de kullanıcılara tanıtmaya fırsatı buldu. En büyük ilgiyi ise farklı firmaların tasarlamış oldukları yeni linak cihazları çekti. Bunlardan özellikle MRI tabanlı olanlar katılımcılar tarafından çeşitli demo'lar yardımıyla yoğun olarak keşfedilmeye çalışıldı. Ayrıca yeni çıkan linaklar bolca mevcut linaklarla karşılaştırılıp gelecekte sektöre vereceği katkı irdelendi.

Bağlı olduğu cihazdan aldığı log dosyaları ile hasta planının kontrolünü ve cihazın günlük kontrollerini yapan, böylece fizikçilerin iş yükünü azaltan fantomsuz kalite kontrol sistemleri fizikçiler tarafından fuar alanında en çok incelenen kalite kontrol ekipmanları oldu.

Ayrıca farklı markalara ait cihazlara entegre edilebilen tedavi planlama sistemlerinin tanıtımları da dikkat çekti. Daha hızlı, daha kontrollü ve daha uygun tedavi planları oluşturulabilmesi, planların farklı cihazlara kolayca aktarım yapılabilmesi ve gerektiğinde adaptif planlama yapmaya olanak sağlaması bakımından incelediğinde cihaz-plan kalitesi açısından kullanımı son derece yararlı yazılımlar olduğu gözlemlendi.

Estro 36'da tabi ki ülkemizden birçok doktor ve medikal fizikçi arkadaşımızın sunumları ve görevleri oldu. Bu görevlerini layıkıyla yerine getirerek ülkemizi temsil ettiler. Fuara katılan tek Türk firması olan Radon'un tasarımı olan çok amaçlı kullanılabilen immobilizasyon aleti dikkat çeken ürünlerden biriydi. Tek bir board yardımıyla tüm tedavilerin gerçekleştirilebilmesi ve istenildiğinde meme eğik düzlemi, akciğer board'u ve her türlü maske (baş-boyun-omuz, pelvik, meme,vb.) kullanımına adapte olması hepimizin ilgisini çekti.

ESTRO 36'nın arkasından, ESTRO Başkanı Yolande Lievens'in yaptığı sayısal değerlendirmelere göre, bu yıl kongreye 2000 civarında abstract'ın ulaştığını, bu sayı içinde 265 adet canlı sunuşların, 524 adet posterlerin, 839 adet e-posterlerin, 234 adet çağrılı konuşmacıların yer aldığını ifade edildi. Diğer taraftan ESTRO Başkanı tarafından, kliniğe yansıyan partikül terapi, MRI Linak gibi yeni teknolojilerin sunulduğu kongrede, adaptif radyoterapi, big data, prediktif modeller, immünoterapi, oligo-metastatik hastalıkların yer aldığı belirtildi. 2018 yılında ESTRO 37'in 20-24 Nisan 2018 tarihlerinde İspanya Barselona'da yapılacağı açıklandı ve ESTRO 36 değerlendirme raporunda verilen toplu istatistikler sunuldu (Tablo 1).

ESTRO 36: STATISTICS

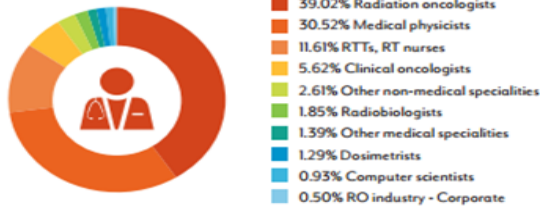


PARTICIPANTS OVERVIEW

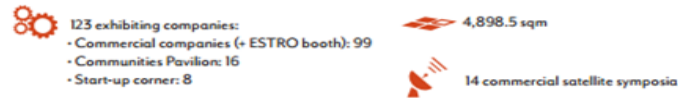
Total: 5,860



PARTICIPANTS PER SPECIALTY



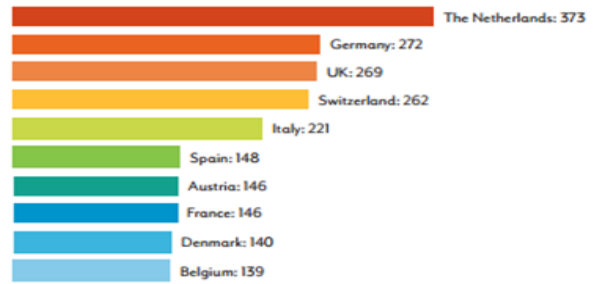
EXHIBITION



GEOGRAPHIC OVERVIEW



PARTICIPANTS PER COUNTRY - TOP 10



Tablo 1



Med. Fiz. Uzm. Nilgöl NALBANT

1987 İstanbul doğumludur. Lisans eğitimini 2010 yılında Kocaeli Üniversitesi FEF Fizik bölümünde tamamladı. Yüksek Lisans Öğrenimini ise 2013 yılında İstanbul Üniversitesi SBE Tıbbi Radyofizik bölümünde tamamladı. 2010-2014 yılları arasında Meditel Medikal A.Ş. Fizikçi olarak görev aldı. Bir süre Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi'nde çalıştı. 2015 yılından itibaren MedikalPark Bahçelievler Hastanesi Radyoterapi Bölümü'nde Uzm. Fizikçi olarak görev yapmaktadır.



AYIN BÖLÜMÜ (I)

ŞİŞLİ HAMİDİYE ETFAL EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ



Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi 1899 yılında (II. Abdülhamid zamanında) kurulmuştur. Kliniğimizde bilinen ilk radyoterapi uygulaması 1902 yılında yapılmıştır. Ardından 1933 yılında İstanbul Üniversitesi'ne bağlı bir klinik olarak faaliyetlerini sürdürmüştür. Sonrasında uzunca bir süre Radyoloji birimi içerisinde devam eden hizmetler, 1960'lı yıllarda Dr.Vasfi Yener'in hastanemiz Radyoterapi kliniğine atanmasıyla tekrar canlanmıştır. O dönemde bilindiği kadarıyla bir Siemens Stabilipan ve bir Siemens Dermopan (yüzeyel sistemler) cihazlarıyla beraber radyoterapi hizmetleri sürdürülmüştür. Sonrasında sezyum kaynaklı yeni bir tedavi cihazı cihaz parkına eklenmiştir.

Asistan eğitimi ilk olarak 1987 yılında başlamış olup bugüne dek 40'ın üzerinde Radyasyon Onkolojisi Uzmanı kliniğimizden eğitim alarak uzman olmuşlardır. O dönem klinik şefi olan Oktay İncekara'nın çabalarıyla Trabzon Numune Hastanesi'nde kullanılmayan Siemens marka Gamatron Co-60 tedavi cihazı kliniğe kazandırılmış ve hasta tedavisine başlanmıştır. 1990'ların ikinci yarısında konvansiyonel simülatör X-ışını cihazı ile tedavi planlamasına başlanmış, peşinden Alsion marka ikinci Co-60 cihazı faaliyete geçmiştir.

Şişli Etfal Hastanesinin 110. Kuruluş yıldönümüne denk gelen haftada Şişli Hamidiye Etfal Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nin yenilenen ve yeniden inşa edilen binasıyla beraber yeni teknoloji ile donanmış Radyasyon Onkolojisi Kliniği faaliyetine başlamıştır. 26 Mayıs 2009 tarihinden itibaren yeni hizmet binasında bir lineer hızlandırıcı ve bir CT Simülatör cihazı ile hasta kabulüne başlayan kliniğimize sonrasında ise 2012-2013 yıllarında 3-Boyutlu Brakiterapi ve 2 adet daha lineer hızlandırıcı alınmıştır. Kliniğimizde şu anda görüntü eşliğinde IMRT, VMAT tedavi teknikleri uygulanmaktadır.

CİHAZ PARKI

VARIAN Trilogy: Millennium 120 MLC'den oluşmaktadır. Cihaz 6-18 MV foton enerjileri ile 6 farklı elektron enerjisi üretmektedir.

SIEMENS Oncor (2 adet): 82 MLC'den oluşan lineer hızlandırıcı. 6-18 MV foton ve 6 farklı enerjide elektron üretmektedir.

NUCLETRON MicroSelectron HDR: Vajinal Intrakaviter uygulamalar ile yüzeyel tümörlerde Leipzig uygulamaları yapılmaktadır.

SIEMENS Somatom Spirit Emotion Duo: Bilgisayarlı tomografi cihazı.

Tedavi Planlama Sistemleri

Eclipse (V11.0), CMS XIO (V4.40 ve V4.80) ve 3B Oncentra Brakiterapi.

DOZİMETRİK EKİPMAN

Sun Nuclear Su Fantomu

PTW Unidos E Elektrometre

Sun Nuclear PC Elektrometre

Sun Nuclear Daily QA

Iba Matrixx 2D array Dedector

İyon Odaları (PTW Marcus ve Advanced Marcus, PTW Farmer, PTW Semiflex, PTW Pinpoint, PTW Roos)

RW3 Katı fantomlar

IMRT plan doğrulaması

Portal doz, EPIQA, OmniPro IMRT yazılımı

KLİNİĞİMİZDE EĞİTİM

Haftada bir gün klinik içi eğitim semineri ve bir gün de vaka toplantısı yapılmaktadır. Seminer saatlerinde Uzman doktor ve fizikçilerimiz tarafından çeşitli konu anlatımları yapılmaktadır. Ayrıca hekimlerimiz haftanın bir günü tümör konseylerine katılmaktadır.



RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİ KADROMUZ

Radyasyon Onkolojisi Uzmanları

Uzm. Dr. H.Orhan Kızılkaya (Klinik Eğitim Sorumlusu)

Uzm. Dr. Handan Erkal (Klinik İdari Sorumlu)

Uzm. Dr. Ahmet Uyanoğlu

Uzm. Dr. Ayşe Kutluhan Doğan

Uzm. Dr. Kubilay İnanc

Uzm. Dr. Fatih Hikmet Özvar

Uzm. Dr. Mehmet Arslan

Uzm. Dr. Tülin Bek

Uzm. Dr. Mehtap Çalış

Uzm. Dr. Nazmiye Deniz Arslan

Uzm. Dr. Sedef Dağ

Uzm. Dr. Dönay Aksan

Medikal Fizik Uzmanları

Fiz. Uzm. Tamer Oğuz Gürsoy

Fiz. Uzm. Halime Can Turan

Fiz. Uzm. Oğuzhan Ayrancıoğlu

Fiz. Uzm. Şilem Ertürk

Dr. Fiz. Bilgehan Coşkun

Fiz. Uzm. Ayşegül Şahin

Misyonumuz

Hastaların ve çalışanların ortak memnuniyetini sağlayan, referans hastane politikasıyla en yüksek standartlarda tanı ve tedavi hizmetleri sunan, nitelikli uzman hekim ve sağlık personeli yetiştiren, sağlık sektörünün güler yüzlü hizmet anlayışına sahip Eğitim ve Araştırma Hastanesi kimliğimizi devam ettirmektedir.

Vizyonumuz

Çağdaş hizmet ve eğitim anlayışını temel ilke edinmiş, çalışanları ile ailesel kavramda bütünleşmiş, bilimsel ve niteliksel kalite anlayışı ve performansı ile hastasının ve çalışanının memnuniyetini en yüksek düzeye çıkarmış, uluslararası düzeyde örnek bir kurum olmaktır.



Med. Fiz. Uzm. Tamer Oğuz GÜRSOY

1970 Yılında Giresun Şebinkarahisar'da doğdu. 1993 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünden lisans diplomasını aldı. 1996 yılında İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik programında yüksek lisans eğitimini tamamladı. 1996-1998 yıllarında, KTÜ Tıp Fakültesi Farabi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı'nın kurulumunda yer aldı. 1998 yılından itibaren, Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Med.Fiz Uzmanı olarak sürdürdüğü görevinden Nisan/2017 ayrıldı.

Çalışma hayatına Sağlık Bakanlığı'na bağlı, "Türkiye Sağlık Enstitüleri Başkanlığı" (TÜSEB)'te, devam etmektedir. Klinik görevi ile birlikte 2015 yılından itibaren, Hudut Sahiller Sağlık Genel Müdürlüğü himayesinde yürütülen, radyoterapi projelerine ait "Komisyon Üyeliği" ve "Proje koordinatörlüğü" görevlerini sürdürmektedir. Medikal Fizik Derneği yönetim kurulu üyesidir.



Med. Fiz. Uzm. Şilem ERTÜRK

1985 yılında Iğdır'da doğdu. 2003 yılında Erzurum Anadolu Lisesi'ni bitirdi. 2010 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2010-2012 yıllarında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2013 yılından itibaren Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.



AYIN BÖLÜMÜ (II)

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ



Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 2006 yılında kurulmuştur. Üniversite yerleşkesi içinde yer alan 2 katlı 1860 m²kapalı alanı ile Sivas ilindeki ilk ve tek radyoterapi merkezidir. 2007 yılında alınan Lineer hızlandırıcı cihazı ile hasta alımına başlanmıştır. Anabilim dalında o dönemde 1 Profesör Doktor, 3 Asistan, 1 Medikal Fizik Uzmanı, 3 Radyoterapi Teknikeri bulunmaktaydı.

2007 yılından bu yana hızla gelişen teknolojisi ile 2015 yılında hizmet alımı projesi kapsamında Tomoterapi cihazını bünyesine kazandırarak yüksek teknolojiye sahip bir merkez olarak ilerlemektedir. Tomoterapi cihazı ile Anabilim Dalında IMRT ve IGRT tedavi yöntemleri de kullanılır hale gelmiştir. Ayrıca hastanede kurulan PET-BT görüntüleme yönteminin kullanımı ile konturlama işlemi de son teknolojik gelişmeleri yakalamıştır. Son dönemlerde kullanılan Stereotaktik Radyoterapi işlemleri dahil olmak üzere radyoterapide kullanılan tüm yöntemler Anabilim Dalında uygulanmaktadır. Anabilim Dalında 1 Doçent, 2 Yardımcı Doçent, biri hizmet alımı kadrosunda olan 3 Medikal Fizik Uzmanı, üçü hizmet alımı kadrosunda olmak üzere 5 Radyoterapi Teknikeri ve 2 Eğitim Hemşiresi ile yıllık yaklaşık 600 hasta tedavi edilmektedir.



CİHAZ PARKI

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

Tomoterapi H Serisi : 100 kat daha hızlı, Binary MLC sistemine sahiptir. 6 MV Foton enerjili IGRT eşliğinde Helikal IMRT tedavisi uygulanmaktadır. Ayrıca Stereotaktik Radyoterapi de uygulanabilmektedir.

Tedavi Planlama Sistemi: Eclipse planlama sistemi, Soma Vision sanal simülatör istasyonu, Tomoterapi planlama sistemi ve Mim konturlama sistemi mevcuttur.

Dozimetrik Donanım: Wellhöfer marka su fantomu, PTW ve IBA marka elektrometre ve dozimetrik ekipman, PTW marka QA ekipmanları mevcuttur.

Misyonumuz

Hasta ve çalışan güvenliğini ön planda tutan, hastaların kaliteli, güvenilir ve huzurlu bir ortamda tedavi görmelerini sağlayan, donanım, gelişim, eğitim ve araştırma yönünden sürekli gelişmeyi hedeflemektedir.

Vizyonumuz

Dinamik, çalışkan, üretken ve güler yüzlü bir ekiple hasta tedavilerini her zaman daha kaliteli ve eksiksiz bir yaklaşımla sunan, güncel, teknolojik gelişimleri takip eden ve uygulayan bir merkez olmaktır.

Radyasyon Onkolojisi Uzm.	Medikal Fizik Uzm.	Radyoterapi Teknikerleri	Eğitim Hemşireleri
Doç.Dr. Birsen YÜCEL (Anabilim Dalı Başkanı) Yrd.Doç.Dr. Eda ERDİŞ Yrd.Doç.Dr. Savaş TOPUK	Uzman Betül ÖZYÜREK Uzman Recep BOZCA Uzman Yavuz EROL	Elif SÖNMEZ TEZER Halit ÇOŞKUN Tuğçe KUZUCUOĞLU Sinem BOYLUĞ Soner AKIN Emrullah GÖÇERİ	Hanife KARAPINAR Hanife DEĞER



Med. Fiz. Uzm. Betül ÖZYÜREK

1985 yılında Ankara' da doğdu. Lisans ve yüksek lisans eğitimini Ankara' da tamamladı. Eğitim hayatı boyunca gönül verdiği radyoterapi eğitimini Ankara Demetevler Dr. Abdurrahman Yurtarslan Onkoloji Hastanesinde 3 yıl gönüllü stajyerlik yaparak geçirdi. 2017 yılında Gazi Üniversitesinde doktora eğitimine başlamıştır. 2011 yılında ilk görev yeri olan Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Radyasyon Onkolojisinde halen görevini sürdürmektedir.

AYIN RAPORU (I)

AAPM Radyoterapi Komitesi Task Group 195

Görüntü İncelemeleri için Monte Carlo Referans Veri Setleri

Med. Fiz. Uzm. Emine Burçin Aydınlioğlu

1. GİRİŞ

Tanı amaçlı medikal görüntüleme araştırmalarında Monte Carlo yöntemlerinin kullanımı, birçok farklı hesaplamanın kolaylıkla yapılabilmesi nedeniyle cazip bir seçenektir. Bu simülasyonların esnekliği ve deneysel olarak ölçülmesi kolay olmayan (örneğin absorbe doz veya x-ışını dağılımı gibi) önemli niceliklerin tahminlerini elde eder. Simülasyonlarının sonuçlarının güvenilir olabilmesi için doğrulanması gerekmektedir. Bu doğrulama, simülasyon sonuçlarının fiziksel ölçümlerle karşılaştırılmasını veya kurulan Monte Carlo kodlarıyla daha önceden elde edilmiş sonuçların kullanılmasını içerir. Birincisi, deneysel koşulların ve belirsizliklerin nüansları nedeniyle karmaşıktır; ikincisi, önceki grafiklerde grafiksel gösterim ve simülasyon ayrıntılarının eksikliği nedeniyle zorlayıcıdır.

Bu raporun amacı, bir dizi Monte Carlo kodu ve simülasyon senaryosunda Monte Carlo simülasyonlarının kıyaslanması için ortak bir referans sağlamaktır. Tüm simülasyon koşulları, röntgen tabanlı görüntüleme içeren altı farklı Monte Carlo simülasyon örnekleri için sağlanmıştır. Bu altı örnek için, dört adet halka açık Monte Carlo yazılım kodları kullanılarak simülasyon setleri oluşturulmuştur. Üretilen tüm setlerin simülasyon sonuçları, istatistiksel belirsizlikleri ile birlikte tablo halinde raporda sunulmuştur.

Burada kullanılan dört kod arasındaki uyum, beklenen doğruluk seviyesini göstermektedir. Raporun sonuçları deneysel ölçümlere dayanmadığından, kodlarla yapılan hesaplamalara göre yapılmıştır. Fakat dört Monte Carlo sonucu arasındaki uyum, bu raporun değeri ve geçerliliği için güçlü bir güven sağlamaktadır. Bu rapor aşağıda belirtildiği gibi düzenlenmiştir.

Bölüm 2’de simülasyon setleri için ortak olan tüm parametrelerin bir açıklaması verilmektedir. Buna, sonuçları üretmek için kullanılan Monte Carlo paketleri ve simülasyon setleri boyunca kullanılan malzeme kompozisyonları ve x-ışını spektrumu dahildir. Bölüm 3’de, her bir simülasyonun tanımlamalarını içeren ayrıntı açıklamalar bulunmaktadır. Bölüm 4’de, her simülasyon seti için ‘task’ grubu üyeleri tarafından elde edilen sonuçları verilmiştir. Bölüm 5’de, simülasyonların uygulanmasında karşılaşılan sorunlar ve öğrenilen dersler ve bu raporda kullanılan Monte Carlo paketleri ile elde edilen sonuçların farklılıkları üzerine bir tartışma içermektedir. Son olarak, Ek’te Monte Carlo paketine özgü simülasyon parametreleri bulunmaktadır.

2. ORTAK PARAMETRELER

2.1 Monte Carlo Paketleri

Bu raporda tanımlanan tüm simülasyon koşulları, yaygın olarak kullanılan ve iyi bilinen Monte Carlo paketleri ile gerçekleştirilmiştir. Bu paketler;

1. EGSnrc (v4 r2.4.0)

2. Geant4 (v.9.6 patch 2)

3. MCNPX (V2.7a)

4. Penelope (v 2006 and v 2008).

Bu paketlerin seçilmesinin nedenleri, tanısall görüntüleme-araştırma topluluğu tarafından sıkça kullanıldıkları, paketlerin işe yararlılığı, sürekli olarak geliştiği ve onarıldığı ve son olarak grup üyelerinin bunları kullanma konusundaki uzmanlığı, olarak sıralayabiliriz.

2.2. Malzeme Kompozisyonları

Elementler ve bileşenler için belirtilen yoğunluklar, Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (NIST) tarafından, yumuşak doku bileşeni ise, Radyasyon Üniteleri ve Ölçümleri Uluslararası Komisyonu (ICRU) tarafından sağlanmıştır.

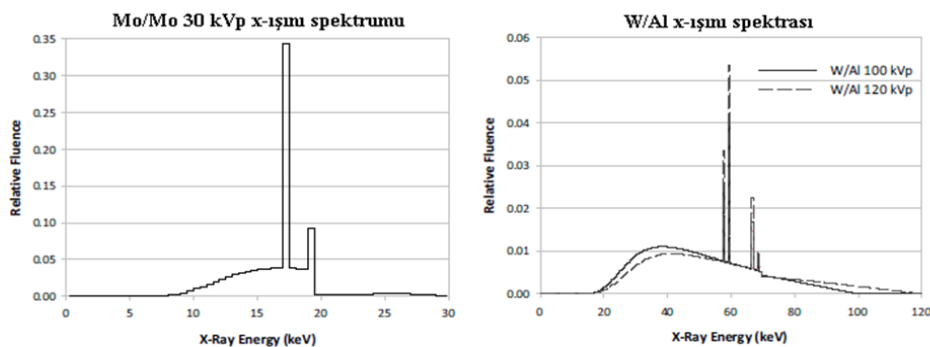
2.3 X-ışını Spektrumu

Raporda yer alan simülasyonlarda girdi olarak kullanılan röntgen spektrumlarının olasılık dağılım fonksiyonları, Tıp Fakültesi, Fizik ve Mühendislik Enstitüsünün (IPEM) Raporu 78 kullanılarak elde edilmiştir. Tablo 1.'de kullanılan x-ışını spektrumlarını ve dağıtım fonksiyonlarının oluşturulması için belirtilen parametreleri IPEM Report 78 yazılımını kullanarak listelenmiştir. Uluslararası Elektroteknik Komisyonun Yayın 61267'de tanımlanan belirli x-ışını tayflarını uyacak şekilde tanımlandılar. Tüm spektrumların enerji 'bin' genişliği 0.5 keV'dir (0 keV'den başlar). Monte Carlo simülasyonları sırasında, verilen dağıtım fonksiyonları her 'bin'de eşit olarak örneklenmelidir.

Karakteristik özellikleri	IEC 61267 Adı		
	RQR-8	RQR-9	RQR-M3
Hedef/Filtre elementleri	W/Al	W/Al	Mo/Mo
Tüp voltajı (kVp)	100	120	30
Anot açısı (derece)	11	11	15
Dalgalanma (%)	0	0	0
Filtre kalınlığı (mm)	2.708	2,861	0,0386
Ortalama enerji (keV)	50.6	56.4	16.8
Yarı değer kalınlığı (HVL) (mm Al)	3.950	5.010	0.3431
Çeyrek değer kalınlığı (QVL) (mm Al)	9.840	-	0.7663

Tablo 1. Bu raporda yer alan simülasyonlar için kullanılan x-ışını spektrumu özellikleri

Elde edilen spektrumlar Şekil 1'de gösterilmektedir. Dağıtım fonksiyonları bu raporda yer alan elektronik kaynaklardan indirilebilir.



Şekil 1. X-ışını spektrumu grafikleri

3. SİMÜLASYON TANIMLARI

Bu bölümde, simülasyonların tamamının açıklamalarını ve gereken tüm ayrıntıları bulunmaktadır. Biz burada kısaca raporda geçen altı adet örneğin modellenme amaçlarından bahsedeceğiz. Diğer tüm bilgiler raporda detaylı olarak verilmiştir.

Örnek 1: *Yarım Değer Kalınlığı*

Bu örneğin simülasyonunda, x-ışını spektrumunun doğrulanması ve yarı değer kalınlığının hesaplanması amaçlanmıştır.

Örnek 2: *Radyografi ve Vücut Tomosentezi*

Bu örnek, genel radyografi ve tüm vücut tomosentezi simülasyonlarında foton taşınımının doğruluğunu ve etkileşim özelliklerinin doğrulanmasını amaçlamıştır. Vücutta absorbe edilen

dozu simüle ederek bize tahmini dozu skorlamaktadır.

Örnek 3: *Mamografi ve Meme Tomosentezi*

Bu örnek, tıpkı örnek 2'deki gibi mamografi ve meme tomosentezi simülasyonlarında foton taşınımının doğruluğunu ve etkileşim özelliklerinin doğrulanmasını amaçlamıştır. Ayrıca meme dokusunda absorbe edilen dozu simüle ederek bize tahmini dozu verecektir.

Örnek 4: *Basit Katı Fantomlarla Bilgisayarlı Tomografi*

Bu örnekte, silindir şeklinde PMMA'den yapılmış bir CT fantomu modellenmiş ve bu fantomda absorbe edilen doz tahminleri elde edilmiştir. Ayrıca, diğer örneklerde olduğu gibi, foton taşınımının doğruluğunu ve etkileşim özelliklerinin doğrulanması amaçlanmıştır.

Örnek 5: *3 Boyutlu Görüntülerle Bilgisayarlı Tomografi*

Bu örnek, diğer örneklerle göre daha karışıktır. 3 boyutlu tomografi görüntüsün modellenmesi için vokselize fantom kullanılmıştır. Oluşturulan bu fantomda absorbe edilen doz tahminleri verilmiştir. Ayrıca, voksel tabanlı foton taşınımının doğruluğu ve meydana gelen etkileşimlerin doğrulanması amaçlanmıştır.

Örnek 6: *X-ışını üretimi*

Bu örnek ise, mamografi ve radyografide kullanılan x-ışını tüpünden yayımlanan fotonların ve elektronların (pozitronların) modellenmesi amaçlamıştır.

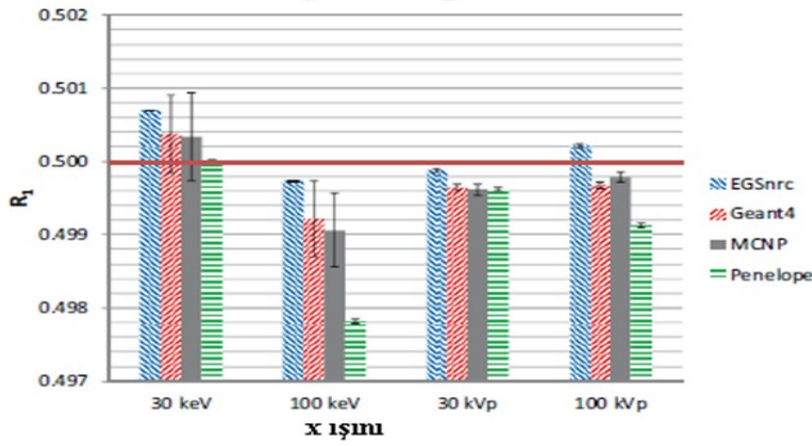
4. BULGULAR

Bu bölümde sadece 1. örneğin sonuçların paylaşılmıştır. Diğer örneklerin grafikleri ve tabloları raporda detaylı olarak verilmektedir.

Örnek 1: *Yarım Değer Kalınlığı:* Dört Monte Carlo uygulaması arasındaki tüm simülasyonların tahmini birincil ve toplam düzlemsel akıcılık değerleri birbirleriyle eşleşmiştir. Elde edilen hava kerma oranları beklenen değerlerine çok yakın bulunmuştur.

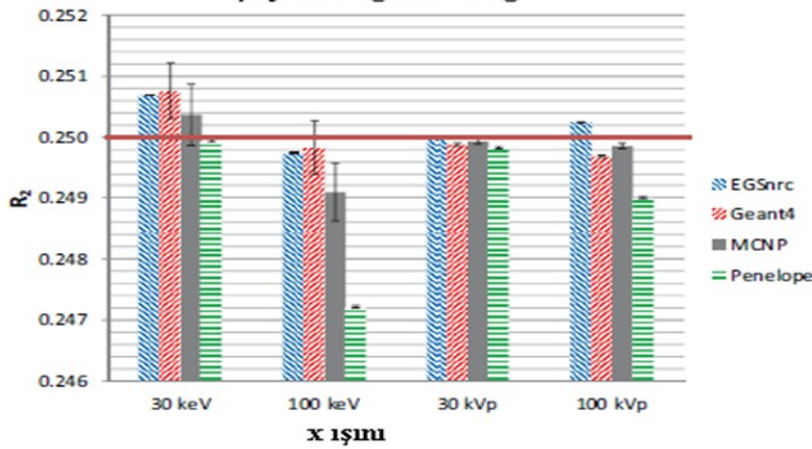
Örnek 2: *Radyografi ve Vücut Tomosentezi:* Tüm kodlar için doz sonuçları çok benzer sonuçlar vermiştir; hemen hemen tüm tahminler birbirlerine göre % 2'nin içerisinde. X-ışını saçılması tüm kodlar arasında mükemmel bir uyum göstermektedir.

Yarı Değer Kalınlığı



Örnek 1 için dört Monte Carlo paketi ile hesaplanan HVL değerleri.

Çeyrek değer kalınlığı



Örnek 1 için dört Monte Carlo paketi ile hesaplanan QVL değerleri.

Örnek 3: Mamografi ve Meme Tomosentezi: Genel olarak, tüm kodlar, projeksiyon açıları, tek enerjili (Monoenergetik) ve yörüngesel (spectral) simülasyonlar, ve her iki ışın tipi için doz sonuçları çok benzer sonuçlar vermiştir.

Örnek 4: Basit Katı Fantomlarla Bilgisayarlı Tomografi: Pratik olarak, dört Monte Carlo paketinin tümünden elde edilen sonuçların istatistiksel olarak fark olmadığı bulunmuştur.

Örnek 5: 3 Boyutlu Görüntülerle Bilgisayarlı Tomografi: Böbrek üstü bezleri hariç, tüm organlardaki enerji depolama sonuçları tüm kodlar için benzer sonuçlar vermiştir. Tüm kodların birbirleri arasındaki farkları %1 ile %2 arasında bulunmuştur.

Örnek 6: X-ışını Üretimi: Bu simülasyon durumu, diğer simülasyonlara kıyasla fizik modellerinde ufak farklılıklara karşı daha duyarlıdır, çünkü elektron taşınımını da içermektedir. Bu nedenle, farklı Monte Carlo simülasyon paketleri arasındaki karşılaştırmanın en zor olacağı modelleme örneğidir.

5. TARTIŞMA

5.1 Monte Carlo Paketleri Arasındaki Sonuçları Karşılaştırma

Genel olarak, rapordaki altı örneğin hepsinin uygulamaları, çok iyi bir uyumluluk gösteren tahminlerle sonuçlandı ve simülasyon sonuçların çoğu istatistiksel belirsizliğin içindedir. İstatistiksel belirsizliği aşan farklar ise %5'in içindedir. Bu farklılıkların bir kısmı, simülasyon koşullarının yorumlanmasındaki küçük farklılıklar veya örneklerin 'task' grubu üyeleri tarafından uygulanmasındaki hataları yüzünden oluşmuş olduğu düşünülmektedir.

5.2 Öğrenilen dersler

Bu rapor için uygulanan örnekler, simülasyon sırasında belirlenen ve düzeltilen bir takım problemlerle sonuçlandı. Bu problemler ve yorumlamadaki tutarsızlıklar, okuyuculara kendi Monte Carlo simülasyonlarını uygularken yardımcı olmasını umduğumuz bilgileri vermektedir.

Karşılaşılabilecek sorunlardan en önemlisi, simülasyonların tanımlamasının doğru bir şekilde takip edilmemesidir. Bu raporda yer alan bazı örneklerin ön sonuçları, kodlar arasında büyük farklılıklara neden olmuştur. Bunları kısaca tanımlarsak;

Yanlış kaynak türü (örn. İzotropik vs izotropik olmayan nokta kaynağı).

Yanlış skorlama ölçeği (scoring metric) (ör. Akım veya düzlemsel akım veya enerji akımı)

Yanlış puanlama birimleri (scoring units)

Yanlış gruplama

Yanlış malzeme bileşimi ve yoğunluk tanımı.

Dönen / ötelenen kaynakların hareket yönü.

X-ışını kaynağının çevrilmesi ve döndürmesinin doğru modellenmesi.

Yanlış normalizasyon. "Foton öyküsü başına" normalize edilmiş tüm sonuçlar, yalnızca belirtilen bölgeye doğru yayılan kabul edilebilir öykülerle normalize edilmiştir.

Sonuçlarda farklılık yaratabilecek bir konu da etkileşimlerin sonlanması için tanımlanan ECUT (Elektron / pozitron transportunun eşik enerjisi) ve PCUT (Foton taşıma eşiği enerjisi) enerji ayarlarıdır. Bu, birçok simülasyonda çok önemli bir parametredir ve birçok Monte Carlo simülasyonunda sonuç üzerinde önemli bir etkisi olabilir. Son olarak, simülasyonlarda varyans azaltma teknikleri dahil edildiğinde dikkat edilmelidir.

5.3 Simülasyon Zamanları

Bu 'task' grubunun amacı, test edilen Monte Carlo paketlerinin verimliliğini karşılaştırmak değil, aralarında tutarlı sonuçlar sağlamak ve simülasyon koşullarının mümkün olduğunca birbirine yakın olmasını sağlamaktır.

6. SONUÇ

Burada sunulan örneklerin doğrulama için yeterli olmadığı durumlarda bile, bu raporda tanımlanan referans örneklerle karşılaştırmalar yapılması şiddetle tavsiye edilmektedir. Bu nedenle, bu 'task' grubu, bilimsel dergilerde yayınlanan medikal görüntüleme araştırmaları için kullanılan tüm Monte Carlo yöntemlerinin, bu raporda yer alan ilgili örneklerin sonuçları ile karşılaştırılarak analiz edilmesini önermektedir.



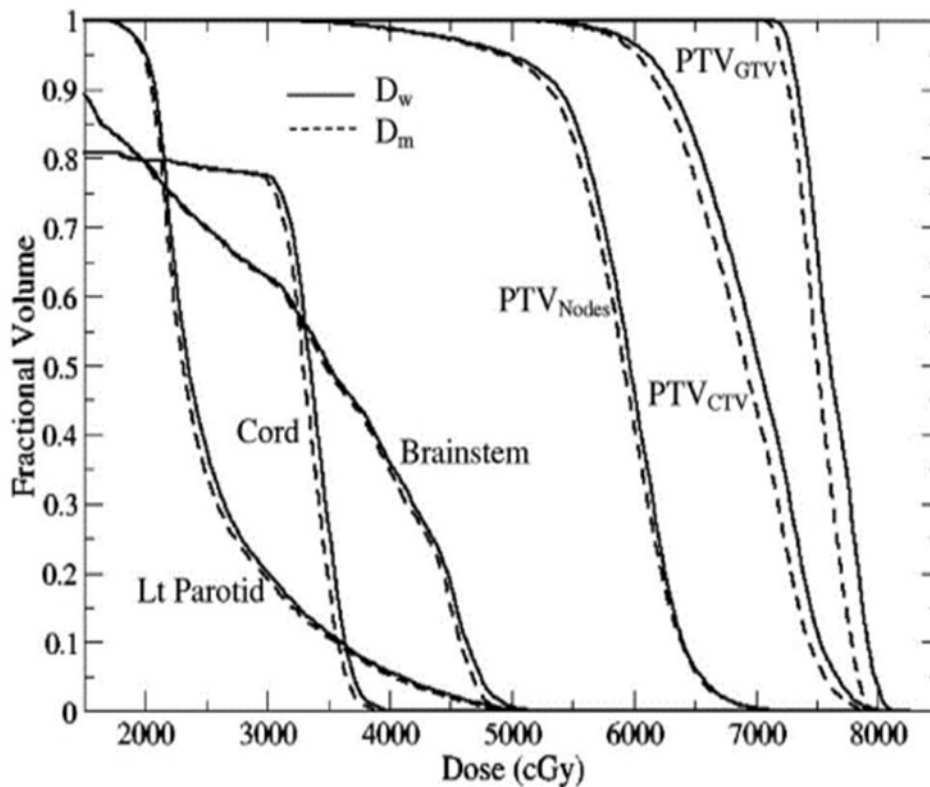
Med. Fiz. Uzm. Emine Burçin Aydınlioğlu

1981 yılında Zonguldak'ta doğdu. 2004 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. 2004-2007 yılları Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünde yüksek lisans yaptı. 2005 yılında aynı üniversitenin radyasyon onkolojisi bölümünde fizik mühendisi olarak çalışmaya başladı. 2007-2010 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi'nde Radyoterapi Fiziği programında yüksek lisansını yaptı. Halen Çukurova Üniversitesi Fizik Bölümünde doktora çalışmalarını sürdürmektedir. 2009 yılından bu yana Acıbadem Adana Hastanesinde medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktadır. Hayattaki en büyük tutkusu dünyayı gezerek farklı kültürleri ve insanlar tanımadır.

Dose to Medium, Dose to Water İkilemi

Med. Fiz. Uzm. Adem Ünal Kızıldağ

Geçmişten beri, radyoterapide doz ölçümleri ve hesaplamaları yapılırken "Suda Soğurulmuş Doz" (D_w) kavramı ile yapılıyor. Monte Carlo tabanlı algoritmalarla parçacık transferi hasta dokusunu temsil eden maddeler içerisinde olacak şekilde simüle edilmektedir ki bu da "Ortamda(Su dan farklı) Soğurulmuş Doz" olarak hesaplanmış olur (D_m). Fiziksel yoğunlukları 1 g/cm^3 e yakın olan dokular için D_w ve D_m farkı megavoltaj seviyesindeki fotonlar için küçüktür. (%1-%2) ancak su ve sudan farklı yoğunluktaki maddelerin durdurma gücü (S_w) farklılığından dolayı kemik dokular gibi daha yüksek yoğunluklu dokularda bu fark %15 lere kadar çıkabilir. Sonuç olarak geleneksel analitik algoritmalar ve Monte Carlo tabanlı algoritmalar arasında sistematik bir fark vardır. Figür 1 de tipik bir baş boyun IMRT planı için D_w ve D_m hesaplama farklılığının gösterildiği bir doz volüm histogramını görebiliriz.

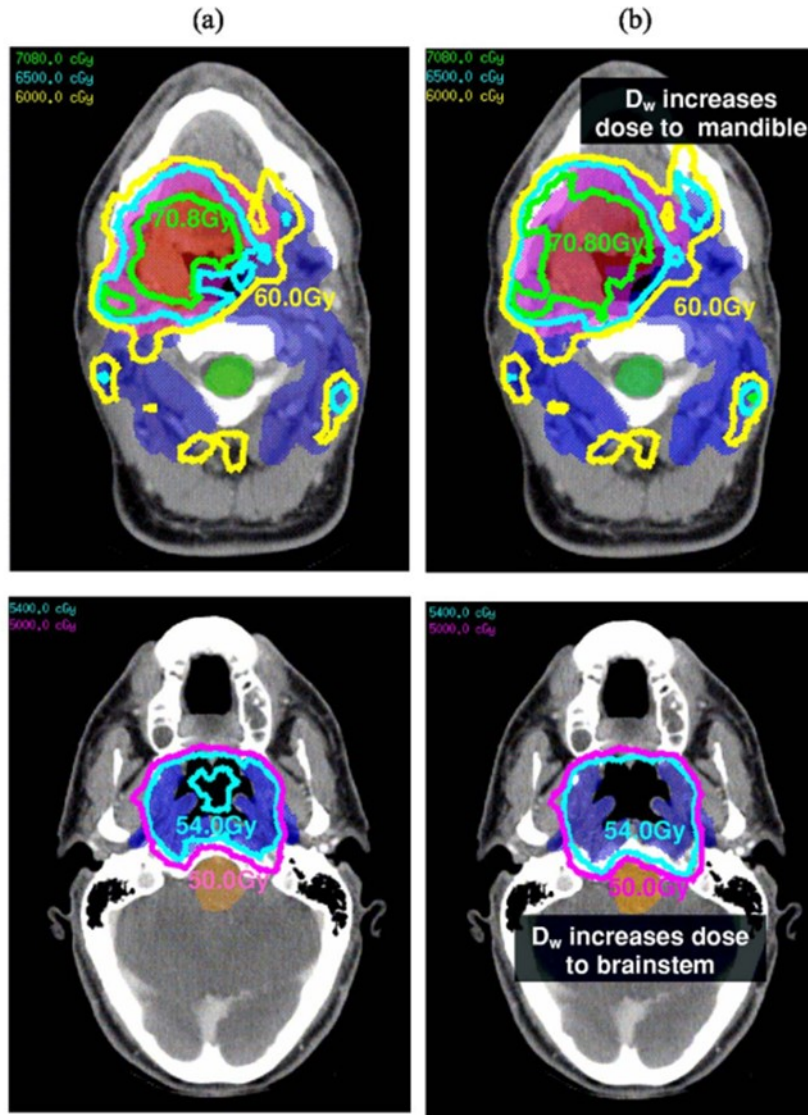


Monte Carlo simülasyonlarının klinik pratikte kullanılabilmesi ve bu sayede D_m ve D_w sonuçlarının karşılaştırılabilmesi için, hedef hacim dozu, izodoz eğrisi kapsamı, DVH ve diğer doza bağımlı ölçülerde D_m - D_w dönüşümü gerekmektedir. Bu bağlamda D_w gerçek ortam içerisinde yerleşmiş küçük miktardaki bir su içerisinde soğurulmuş dozu temsil edecektir. Yine de D_w yerine doğrudan D_m 'yi klinik reçetelerde kullanıp kullanmamak tartışma konusu olmaya devam edecek. D_w lehine olan argümanları şu şekilde sıralayabiliriz.

- Geçmiş klinik tecrübeler D_w üzerinden toplanmış dolayısıyla D_w geleneksel doz algoritmalarıyla ve geçmiş klinik deneyimlerle direkt uyum sağlar. Klinik çalışmalarda belirtilen dozlar D_w tabanlıdır ve böylece tedavi dozları ve normal doku toleransları da D_w tabanlıdır.
- Hızlandırıcı ve iyon odası kalibrasyon protokolleri de D_w ye dayanmaktadır.
- Ortamdaki tümör hücreleri ortamdan çok su benzeri bir yapıya sahiptirler. Kemik yapı içerisindeki tümörler gibi.

D_m lehine olan argümanları ise şu şekilde sıralayabiliriz.

- Dm (veya ilgili dokuda oluşan doz) Monte Carlo esaslı olarak hesaplanmış değerlerdir. Bu da ilk etapta gerçek dozu daha doğru yansıttığından dolayı klinik olarak geçmiş deneyimlerden daha fazla uygun olacaktır.
- Dm nin Dw ye dönüştürülmesi ek bir karmaşa ve ek bir doz belirsizliği içerebilir.
- Dm ve Dw arasındaki farklar doku eşdeğeri maddelerde ya küçük ya da klinik pratikte minimal bir etkiye sahip olacaktır.
- Organ ve hedef hacim hareketleri sebebiyle tedavide elde edilen doz ile hesaplanan arasında belirgin farklar olduğu bilinmektedir. 4D CT gibi yeni tekniklerin rutinde kullanılacağı planlamalarda Monte Carlo ile hesaplanmış dozların Dw ye dönüştürülmesinde de benzer tartışmalara gerek duyulabilir.



Dw ve Dm dönüşümünde de kullanılacak teknik için Bragg-Gray kavite teorisinin uygulanmasına ihtiyaç vardır.

Bu formülü uygulamanın bir yolu S_w , m değerinin foton enerjileri için insan dokuları vbenzeri maddeler içerisinde derinlikten bağımsız olarak %1 içinde kalacak şekilde değişmediğini varsaymak ve Dm hesabından sonra Dw ye dönüştürmek olabilir. Ancak buda yeterli sayıda maddenin sistemde tanımlanmasını ve doz dönüşümünde devamlı bir fonksiyonun kullanılmasını sağlamalıdır.

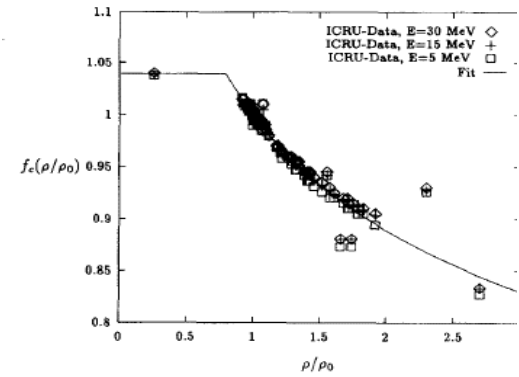
Hesaplama sonrasında dozun dönüştürülmesinden Monte Carlo kodu içerisinde bu durumu hesaba katan fonksiyonun kullanılmasıyla direk olarak Dw nun elde edilmesi de olabilir.

Alternatif olarak belirli madde veya dokuların suya göre tesir kesitlerinin ve durdurma güçlerinin kullanıldığı bir fonksiyonun kullanılması olabilir ki bu yöntemde sıradan malzemeler yerine insan dokusu ve yoğunluklarını yansıtan bir eğrinin kullanılmasıyla da yapılabilir.

Hasta/İnsan tedavi planlamaları için hangisinin iyi olacağına siz karar verin.

Hasta tedavi planlamaları için insan dokusu yapılarının doğru bir şekilde hesaplanabilmesi için kullanılan fonksiyon ve grafiği ICRU datasıyla uyumlu olacak şekilde aşağıdaki gibidir ve fiziksel yoğunluk hesabı CT datasından elde edilen Rölatif Elektron Yoğunluğuyla aşağıdaki bağıntı ile sağlanmaktadır.

$\rho = 0$	for RED < 0.0
$\rho = \frac{\sqrt{0.99^2 + 4.0 * 0.01 * RED} - 0.99}{2.0 * 0.01}$	for 0.0 ≤ RED < 1.0
$\rho = \frac{(RED - 0.15)}{0.85}$	for RED ≥ 1



Buradan çıkaracağımız bir diğer konu ise insan dokusu olmayan maddeler için yapılacak hesaplamalar sırasında örneğin yapay fantomlar ile yapılacak çalışmalarda ve ölçümlerde ölçüm sisteminin kalibrasyonunun veya hesaplamada kullanılan fantomun yoğunluğunun önemli olduğudur. Fantomun CT datasından elde edilen rölatif electron yoğunluğu yukarıdaki formülasyon ile fantomun gerçek fiziksel yoğunluğundan farklı bir sonuca ulaşabilir. Bu durumda hesaplanacak dozlarda bir hata olmaması için hesaplama sırasında fantomun rölatif electron yoğunluğu planlama sisteminde doğru fiziksel yoğunluğu verecek şekilde ayarlanması gerekebilir. Ve ölçüm yapılacak ise de ölçüm cihazınıza bununla paralel bir kalibrasyon eklemeniz gerekebilir.

Dw veya Dm hesaplama yöntemlerinden hangisini seçersek seçelim buna tutunduktan sonraki tüm değerlendirme kalibrasyon ve ölçümlerimizi de aynı doğrultuda yapmamız gerekecektir.

Daha fazla klinik çalışmaların ileride bizlere hangi doz bilgisinin kullanılmasının daha doğru olduğunu göstereceği zaman kadar tedavi planlama sistemleri, dozu hangi yöntemle hesapladıklarını belirtmeli ve Dm Dw arasındaki dönüşümü mümkün kılacak bir seçenek sunmalıdır deniyor TG105 in bu bölümünün sonunda.



Med. Fiz. Uzm. Adem Ünal Kızıldağ

1999 Yılında lisans eğitiminin son yılında Akdeniz Üniversitesi'nde tanıştığı Radyoterapiye 2005 te tamamladığı yüksek lisansının ardından verdiği bir aradan sonra Erzurum ve Edirne'de klinik fizikçisi olarak geri döndü. 2014 ten beri de Elekta Türkiye'de Medikal Fizik Koordinatörü ve Tedavi Planlama Sistemleri Eğitimsi olarak çalışmaktadır. Tedavi Planlama Sistemleri üzerine öğrenimine yine Akdeniz Üniversitesi'nde Doktora ile devam etmektedir.

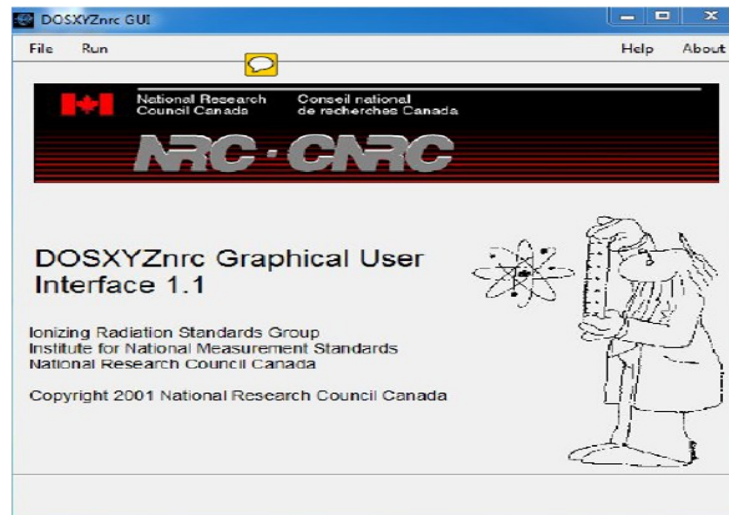
MONTE CARLO PROGRAM KODUNUN RADYOTERAPİDEKİ ÖNEMİ

Med. Fiz. Dr. Serap Çatlı Dinç

Hepimizin bildiği gibi, radyoterapide amaç, yan etki ve toksisiteyi en aza indirerek kanseri lokal olarak tedavi etmektir. Bu amaca ulaşmanın en uygun yolu, radyasyon dozunu hedef hacme doğru vermek ve normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamaktır. ICRU 50 raporu doz dağılımındaki heterojenitenin +%7,-%5 aralığı içinde tutulması gerektiğini önermektedir [1]. Tümör bulunan bölgeye istenilen dozun verilebilmesi hastanın doğru tedavi edilmesi için çok önemlidir. Tümör volümü içerisindeki doz dağılımı üniform olmalıdır ($\pm 5\%$) [2]. Enerji, ışınlanan dokuya radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ile taşınır. Ancak enerji, birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen ikincil elektronlarla dağılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. Işınlanacak bölgede bulunabilecek herhangi bir yabancı madde sekonder elektronların erişme mesafesini etkileyebileceği için doz dağılımlarında istenmeyen değişikliklere sebep olabilir. Birçok ulusal ve uluslararası yönetmelikler radyasyon dozimetrisinde doğruluğu sağlamada homojen ortamlar için önerilerde bulunmaktadır [3]. Oysa insan vücudu farklı yoğunluktaki dokulardan oluşmaktadır: kemik, akciğer, diş ve hava boşlukları gibi. İnsan vücudunda doğal olarak bulunan bu homojen olmayan yapıların dışında, insan tarafından tedavi amaçlı kullanılmak üzere kalça, bacak, kol protezleri, çeşitli diş dolguları, spinal kord sabitleyici gibi yabancı maddeler bulunabilmektedir. Bu araçlar genelde yüksek atom numaralı elementlerden yapılmaktadır. Yüksek enerjili fotonlarda, bu malzemelerin hastaya verilecek dozu büyük ölçüde etkileyeceği bilinmektedir. Bu nedenle tedavide istenilen sonuca ulaşmada engel teşkil etmektedirler. Kanser tedavisinde tümörün dozu eksik alması, tümörün kontrolünün zorlaşmasına, metal etrafında dozun artmasına bağlı olarak dokuların ve kemiğin nekrozuna ve implantın fiksasyonunun azalmasına neden olabilir. Fakat tedaviyi nasıl etkilediği hakkında kesin bir görüş birliği yoktur. Bazı enstitüler protezi önemsemeyenken, bazıları protez tedavi alanının içinde kalmayacak şekilde planlama yapmaktadır. Bazıları hastada yüksek dozlara çıkmayacaksa protezi önemsememektedir. Bazıları da dozu doğru hesaplayabilmek için dozdaki azalmayı doğru hesaplayabilen planlama sistemleri kullanmaktadır. Bazıları ise hedefte homojen doz dağılımı sağlamak için kompensatör kullanmaktadır. AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 63 raporunda bu tarz hastaların tedavisinde kullanılabilecek pratik öneriler verilmektedir [4]. Bir implanta sahip hastanın radyoterapiye ihtiyaç duyması halinde protezinin radyasyonun doz dağılımına etkisi çeşitli araştırmaların konusu olmuştur.

Radyoterapide, protezli hastaların tedavi planlaması Medikal Fizik Uzmanlarının ve Radyasyon Onkologların sıklıkla karşılaştıkları bir problemdir. Bu nedenle, protezin neden olduğu maksimum azalma ve azalma oranı sonuçlarının bilinmesi, tedavi planını belirlemede klinisyene yardımcı olacak yeterli bilgiyi sağlayacaktır.

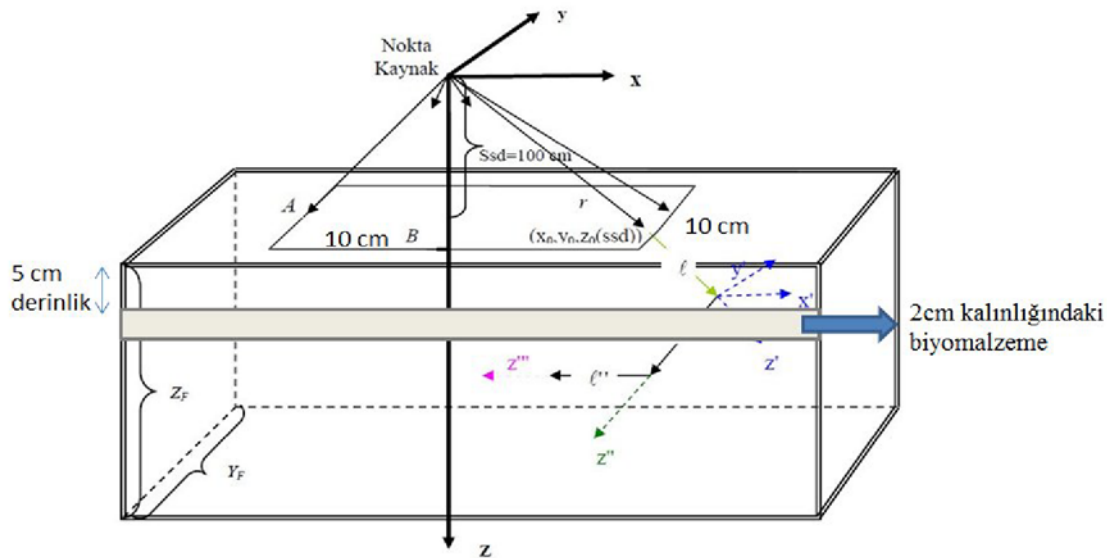
Klinik uygulamada bilgi eksikliği olan bu konu hakkında bazı cevaplara ulaşabilmek amacıyla doktora tezi olarak bu konuyu çalışmaya karar verdim. Çalışmada, DOSXYZnrc Monte Carlo kodu kullanılarak (Resim 1), seçilen implantlar tedavi enerjilerine göre modellenmiştir. Bu modelleme sonucu elde edilen yüzde derin dozlar, fantomlar kullanılarak tedavi cihazlarında yapılan dozimetrik ölçümlerden elde edilen yüzde derin dozlarla karşılaştırılmıştır. Ayrıca Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak elde edilen yüzde derin doz eğrileri karşılaştırmalarda kullanılmış ve sistemin doğruluğu araştırılmıştır.



Resim 1. DOSXYZnrc Monte Carlo kodunun arayüzü.

DOSXYZnrc, 1986 yılında Rogers tarafından voxelde depolanan enerjiyi hesaplamak için yaratılan bir Monte Carlo programıdır. DOSXYZnrc, kartezyen koordinatlarda işlem yapabilen bir EGSnrc kodudur. Bu programın temeli BEAMnrc kodu ile aynıdır. İlk olarak radyasyon kaynağı seçilir. Meydana gelecek etkileşimlerin tipi, etkileşme ortamı ve kaynağın fiziksel özellikleri ve random sayılarına bağlı olarak değişiklik gösterir. Foton ve elektronların x,y,z kartezyen koordinatlarda oluşturulan voxelere transfer ettiği enerjiyi hesaplar. İstatiksel analizi, history-by-history metodunu kullanarak yapar. BEAMnrc simülasyonu ile oluşturulan input kaynaklar kullanılır. DOSXYZnrc kodu, CTCREATE programını kullanarak tomografiden gönderilen görüntüyü fantom olarak kullanabilir. Bu teknik, klinikte oluşan gerçek bir durumda oluşabilecek doz dağılımını simüle etmekte kolaylık sağlar. Tomografi görüntüleri Dicom dosyası şeklinde aktarılır. Bu dosya, CTCREATE programı ile HU değerlerine dönüştürülebilir. Bu program kodu ile istenilen voxel, istenilen materyal ve yoğunlukta oluşturulabilir ve istenilen enerji seçilerek doz hesabı yaptırılabilir [5]. Kullanıcı, parçacık sayısını, istatiksel limitlemeleri, enerji kaybını, kesilme enerjilerini belirleyebilir [5]. DOSXYZnrc kodu pozitron, elektron ve fotonların ortam içerisinde taşınması için kullanılabilir. Yüklü parçacık için, bremsstrahlung, pozitron yok olması, coulomb saçılımı, elektron-elektron ve elektron-pozitron saçılımlarını; fotonlar için çift oluşumu, kompton saçılımı, koherent saçılma ve fotoelektrik olayını; uyarılmış atomların meydana getirdiği floresan ışınlarını ve auger elektronlarını da modelleyebilir. 1 keV ile GeV aralığında kinetik enerjiye sahip tüm yüklü parçacık ve fotonların modellenmesinde kullanılabilir [5]. İstatistiksel belirsizliğin %0,5'in altında kalabilmesi için Monte Carlo simülasyonunda 3×10^8 parçacık takip edilmiştir. Monte Carlo program kodunun doğru çalışıp çalışmadığını kontrol etmek amacıyla dozimetrik özellikleri bilinen su simüle edilmiş ve gerçek değerlerle karşılaştırılmıştır.

İnsan vücudunun çoğunluğu sudan oluştuğu için $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ 'lük su fantomu içerisine 5 cm derinliğe $30 \times 30 \times 2 \text{ cm}^3$ ebatlarında farklı bio-malzemeler yerleştirilerek Monte Carlo kodu ile bu durum simüle edilmiştir (Şekil 1).



Şekil 1. 5 cm derinliğe yerleştirilen 2 cm kalınlığındaki bio-malzeme

$Z=100 \text{ cm}$ 'de bulunan nokta kaynağı ve $Z=0 \text{ cm}$ 'de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutu kullanılmıştır. Elektron kesilme enerjisi (ECUT) ve foton kesilme enerjisi (PCUT) sırasıyla 0,7 MeV ve 0,01 MeV olarak alınmıştır. Monte Carlo hesaplamaları için DOSXYZnrc input dosyasına 8 adet bio_malzemenin fiziksel yoğunlukları ve atom numaraları girilmiştir. Bu çalışmada, implant olarak sıklıkla hastada kullanılan silikon, titanyum, titanyum alaşımı, çelik, CoCrMo alaşımı, polietilen, PMMA (Poli(metil metakrilat)) ve alümina bio-malzemeler kullanılmıştır.

Çalışmanın sonuçları AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 63 raporuna göre değerlendirilmiştir. Sonuçlara bakıldığında metal yapıda bulunan titanyum, titanyum alaşımı, çelik ve CoCrMo alaşımı ve alümina bio-malzemelerin doku gibi davranmadığı ve dozda büyük ölçüde değişikliklere yol açtığı görülmüştür [6,7]. Bu nedenle bu tip protezli hastaların radyasyonla tedavisinde protezin tedaviyi etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Tedavi planlama sistemlerine bio-malzemelelerin atom numaraları girilemediğinden dozu suya göre hesaplamaktadır. Oysaki, Monte Carlo dozu belirtilen ortama göre hesaplamaktadır. Eclipse TPS birincil fotonların yaptığı Compton etkileşimlerini ve buna bağlı olarak meydana gelen azalmaları Monte Carlo algoritmasının yapabildiği gibi doğru hesaplayabilmektedir. Fakat özellikle ağır metallerde fotoelektrik olayına bağlı olarak soğrulan düşük enerjili fotonları ve ikincil elektronları Monte Carlo algoritması kadar doğru hesaplayamamaktadır.

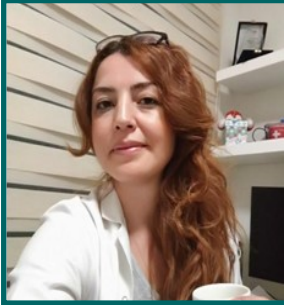
Hastanızda implant varsa ve özellikle implant tedavi alanı içerisinde kalıyorsa, tedavi planlama sisteminin heterojenite düzeltme hususu hakkındaki limitleri ve imkanları öğrenilmelidir. Tedavi planlama sisteminde malzemelerin elektron yoğunluğu değerinin değişip değişmeyeceği araştırılmalı, eğer mümkünse malzeme tomografi sisteminde çekildikten sonra elektron yoğunluğu, gerçek olan yoğunlukla değiştirilmelidir.

Çalışmanın sonucunda Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan doz hesaplama algoritmasının yüksek atom numaralı bio-malzemeye sahip hastaların tedavisinde kullanıldığında tam olarak doğru sonuç vermediği sonucuna varılmıştır. Planlamada görülen doz dağılımının Monte Carlo ile oluşturulan doz dağılımdan oldukça farklı olduğu göz önünde bulundurulduğunda, her klinikte mutlaka gerçeğe en yakın sonuçlar veren Monte Carlo tabanlı planlama sistemlerinin bulunması gerektiği düşüncesindeyim.

Herkese Monte Carlo'lu günler...

REFERANSLAR:

1. ICRU Report 50, "Prescribing, Recording, and Photon Beam Therapy", International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD (1993).
2. Khan, FM., "The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition (Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T)", Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 3-105 (2003).
3. ICRU Report 62, "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)", International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD (1999).
4. Reft, C., Alecu R., Das IJ., Gerbi BJ., Keall P., Lief E., "Dosimetric considerations for patients with HIP prosthesis undergoing pelvic irradiation", report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63, Med Phys, 30: 1162-82 (2003).
5. Walters, BRB., Rogers DWO., "DOSXYZnrc users manual", National Research Council of Canada Report, PIRS-709 (2002).
6. Serap CATLI, 'High Density Dental Implants and Radiotherapy Planning: Evaluation of Effects on Dose Distribution Using Pencil Beam Convolution Algorithm and Monte Carlo Method', Journal of Applied Clinical Medical Physics, 16 (5): 46-52 (2015).
7. Serap Çatlı, Güneş Tanır, "Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for effects on dose distribution of the hip prostheses", Medical Dosimetry, 38: 332-336 (2013)



Med. Fiz. Dr. Serap Çatlı Dinç

1981 yılında Ankara'da doğdu. 2003 yılında Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü'nde 2006 yılında yüksek lisans eğitimini ve 2012 yılında da doktora eğitimini tamamladı. 2005 yılında Medikal Fizik Uzmanı olarak Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda mesleki kariyerine başladı. Halen Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda şef Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaya devam etmekte ve akademik faaliyetlerini eş zamanlı yürütmektedir.

MONACO DENEYİMİ

Med. Fiz. Uzm. Serpil YÖNDEM İNAL

Monaco, daha önceleri bağımsız olarak kullanılan Focal Sim konturlama programını geliştirerek bünyesine katmış durumda. Zira CMS/XiO ve Tomotherapy konturlama konusunda (her ne kadar amacı konturlama olmasa da) zayıf kalan sistemlerdi. Tedavi Planlama Sistemi (TPS) içindeki konturlamanın bir önemi yokmuş gibi görünse de aslında rutin uygulamada önemli bir yeri var. Hekimin plan değerlendirme esnasında yapabileceği değişiklikleri ve/veya fizikçinin optimizasyon için kullanabileceği yardımcı yapıları, istasyonlar arasında mekik dokumak zorunda olmadan seri bir şekilde oluşturulabilmesi bu anlamda önem teşkil ediyor. Gerek network üzerinden gerekse harici olarak (CD, USB vb.) görüntü transferi tek bir pencereden gerçekleştirilebilmekte. Fakat harici görüntü transferi sırasında programın, DICOM olmayan içeriğe karşı olan tepkisi kolay kullanım özelliğine gölge düşürebiliyor.

Görüntüleme, konturlama, füzyon ve planlama ilgili tüm araçlar aynı pencerede ayrı sekmeler halinde bulunuyor. Aksiyel, sagittal ve koronal kesitler üzerinde sağ klikleyerek gelen menülerden "zoom", "pan" vb. sürekli kullanılan basit araçlara erişim bulunmakta. Bu da CMS'den gelen kullanışlı bir özellik.

Monaco başlangıçta yalnızca IMRT/VMAT tekniklerinin uygulanması için geliştirilmiş Pencil Beam, Collapse Cone ve Monte Carlo algoritmalarını kullanarak hesaplama yapan bir planlama sistemi. Collapse Cone algoritması konformal planlama için kullanılıyor. Pencil Beam ise yalnızca IMRT/VMAT planlarında başlangıç optimizasyonu sırasında etkin. İkinci optimizasyon ve nihai planlama sonucu Monte Carlo ile tamamlanıyor. Ayrıca elektron hesaplamaları da Monte Carlo ile yapılıyor. Monaco ile IMRT/VMAT planlama oldukça pratik. Geleneksel doz-hacim yaklaşımına karşılık hem biyolojik hem de fiziksel fonksiyonları bir arada kullanarak planlama yapmak farklı bir deneyim. Başarılı bir optimizasyon için bu fonksiyonların nasıl çalıştığını iyi kavramak gerekiyor.

Hedef hacim ve riskli doku ve organlara uygulanarak optimizasyonu şekillendiren bu biyolojik ve fiziksel "cost function"lar nedir ve nasıl çalışır, kısaca bir göz atalım.

Target EUD/Target Penalty: Hedef hacmin alacağı dozu tanımladığımız fonksiyondur.

Quadratic Overdose: Fiziksel bir fonksiyondur. Hedef hacme ve/veya riskli organlara doz sınırlayıcı olarak uygulanır. Hedef içindeki veya etrafındaki yüksek dozları kademeli olarak düşürmeye yardımcı olur. Bu fonksiyonun güzel tarafı bu işi herhangi bir yardımcı kontur çizmeden yapabilmesi. DVH temelli planlama sistemlerinde genellikle "shell" olarak çizilen yardımcı yapıların üstlendiği görevi "Shrink Margin" parametresi üstlenmektedir.

Parallel: Biyolojik bir fonksiyondur. Paralel organ özelliği gösteren kritik yapıların dozunu sınırlandırmak için kullanılır. Özellikle ortalama dozun üzerinde duracak şekilde yani DVH'in orta kısmına etki edecek şekilde çalışır.

Serial: Seri organ özelliği gösteren kritik yapıların dozunu sınırlandırmak için özellikle yüksek doz bölgesinde yani DVH'in kuyruk kısmına etki edecek şekilde çalışır.

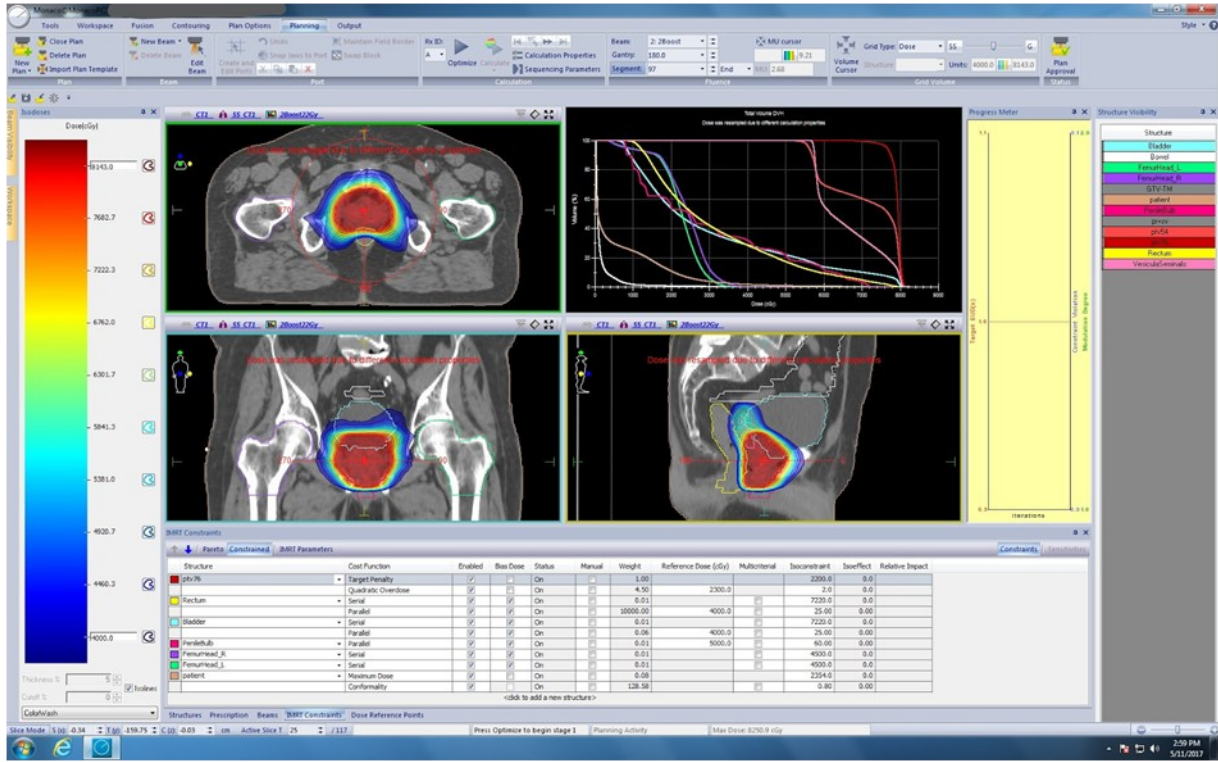
Overdose DVH: V hacimli kritik yapının belli bir yüzdeden daha fazlasının kullanıcı tarafından belirlenen eşik dozu aşmamasını sağlar.

Underdose DVH: V hacimli hedef yapının belli bir yüzdesinden daha fazlasının kullanıcı tarafından belirlenen eşik dozun altında kalmamasını sağlar.

Quadratic Underdose: Hedef hacim içindeki düşük doz bölgelerini sınırlandırmak için kullanılır.

Maximum Dose: DVH'in maksimum doz noktasında işlev gösterir. Özellikle lens gibi küçük hacimli kritik yapılarda etkili bir fonksiyondur.

Conformality: Hedef yapının uzağındaki düşük doz bölgelerini sınırlandırmak için tüm hasta hacmine (body/patient) uygulanır.



Resim 1

Kesişen ve içi içe hedeflerden oluşan ya da kritik organlarla kesişen hedeflerin bulunduğu vakalarda IMRT/VMAT planlaması yapmanın en zor tarafı, sisteme bu karmaşayı anlatabilmektir. Aksi takdirde sistem bu karmaşa karşısında asla istemeyeceğimiz aşırı heterojen bir doz dağılımı ortaya çıkarır. Bu sorunu çözmek için çoğunlukla hekimin yaptığı konturlamanın haricinde fizikçinin de bir takım yardımcı konturlar oluşturması gerekiyor. Başka bir deyişle buna istenileni sisteme işaret diliyle anlatmak da diyebiliriz. Monaco da kesişen veya iç içe olan hedefler sıralama yöntemiyle önceliklendirilebiliyor. Yani en üstteki PTV daima önceliklidir ve "Target Penalty/Target EUD" ilk olarak üstteki PTV'nin (başka bir hedefin içinde de olsa) tüm voksellerinde çalışır.

Kritik organlar için de aynı durum geçerlidir. Sıralamada önce üstte bulunan yapıya ihtimam gösterilir. Hedef içinde kalan kısmı için ise "bu işi tüm voksellerde çalışarak hallet" ya da "PTV içinde kalan kısma karışma" anlamında talimat vermek mümkün. En güzel tarafı ise bu işi yardımcı kontur çizimiyle uğraşmadan yapabilmek. Ayrıca yukarıda adı geçen fonksiyonların etkinliklerini sahip oldukları sensitivite araçları ile ayarlamak da mümkün. Bu özellikleriyle Monaco oldukça başarılı bir planlama sistemi (Resim 1).

Tek zayıf tarafı Monte Carlo gibi bir algoritma ile çalışmanın bedeli olsa gerek özellikle cranio-spinal vb. büyük hacimli hastaları planlarken yaşanan hız problemi. O da yeni versiyonlarla yavaş yavaş ortadan kalkmaktadır. İnaniyorum ki ilerleyen dönemlerde kullanıcılar bu dertten daha az muzdarip olacaklar.



Med. Fiz. Uzm. Serpil YÖNDEM İNAL

1978 yılında Trabzon'da doğdu. 2000 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden lisans derecesi aldı. 2004 yılında ise İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik dalında yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2004-2007 arasında Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi ABD'nde, 2007- 2015 arasında MedicalPark Bahçelievler Hastanesi Radyoterapi Bölümü'nde çalıştı. 2015 yılından itibaren Marmara Üniversitesi Pendik EAH Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde görev yapmaktadır. Boş zamanlarında resim ve yoga ile ilgilenmektedir.

Med. Fiz. Uzm. Aykut Oğuz Konuk

Radyoterapide amaç; hedef bölgeye maksimum doz verirken, çevresindeki kritik yapıların yan etkilerini minimumda tutmaktır. Günümüzde gelişmiş tedavi planlama sistemleri tedavide daha iyi verim sağlamaktadır. Bu planlama sistemlerinden birisi de yeni bir "inverse" tedavi planlama sistemi olan ve IMRT tekniğinde ilk biyolojik fonksiyonlarla optimizasyon yapan "Monaco Tedavi Planlama Sistemi" (Monaco TPS) dir. Monaco TPS'nde IMRT ve VMAT hesaplamaları 2 fazlı optimizasyon şeklinde gerçekleşir. İlk aşamada IMRT "constrain"leri, IMRT parametreleri girilerek hem hedef hacim hem de kritik organlar için bir DVH elde edilir. Bu DVH'e bakılarak hedef hacme istediğimiz dozu ve kritik organların yan etki ihtimallerini değerlendirerek her ikisi de uygun ise ikinci optimizasyona yani segment oluşturma işlemine geçilir. İlk optimizasyon hızlı bir şekilde gerçekleşmektedir, bunun nedeni ise Monte Carlo algoritmasına uyumlu olarak çalışan "Finite Size Pencil Beam" algoritmasının kullanılmasıdır. Segmentasyon ve aynı zamanda optimizasyon aşaması olan ikinci faz ise biraz daha uzun sürebilir. Bunun nedeni ise bütün algoritmalar arasında doğruya en yakın doz hesabını veren Monte Carlo algoritmasının kullanılması ve Monaco TPS'e özgü plan kalitesini artıran "Segment Shape Optimisation" özelliğinin genellikle kullanılıyor olmasıdır.

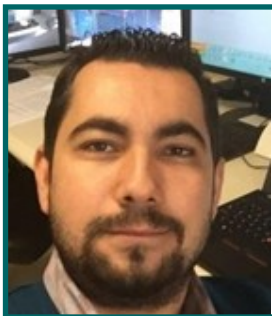
Monaco TPS'nde IMRT ve VMAT tekniklerinin doz optimizasyonunu sağlayan fiziksel değer fonksiyonları ve biyolojik değer fonksiyonları vardır.

Monaco TPS'nde IMRT ve VMAT teknikleri kullanılarak plan yapılırken genellikle doz optimizasyonunu sağlayan hedef hacim için; "Target Penalty" ve "Quadratic Overdose" fiziksel değer fonksiyonları, kritik organlar için ise; "Serial" ve "Parallel" biyolojik değer fonksiyonları ve "Maximum Dose" fiziksel değer fonksiyonu tanımlanmaktadır. Bu doz optimizasyonunda herhangi bir kritik organın önem sırasına göre dizilimi gerekli değildir. Önem (Priority), değer fonksiyonlarına tanımlanan parametrelerle vokseller bazında sağlanmaktadır. Bu sayede bir organın tamamına önem addetmekten ziyade belli bölgeleri farklı önemler tanımlanabilmektedir.

Kliniğimizde Monaco TPS'i 3B-konformal, "step and shoot IMRT" ve dinamik IMRT planlarında kullanıyoruz. 3B-konformal planlarda Collapse Cone algoritmasını, IMRT planlarında ise Monte Carlo algoritmasını kullanıyoruz. IMRT planlarımızda hastanın içeride kalma süresini ve konforunu düşündüğümüz için dinamik IMRT'yi seçiyoruz. Tabi ki bunu seçerken hedef organın bölgesine dikkat ederek tercih ediyoruz. IMRT planı yaparken "constrainler"de "Maximum Dose" fiziksel değer fonksiyonunu kullanmaktan kaçınıyoruz. Kullansak olur mu? Tabi ki olur, ama hesaplama süresine etki ettiği görüldüğünden dolayı onun yerine maksimuma etki eden "serial" biyolojik değer fonksiyonunu kullanıyoruz. Böylece medulla, beyin sapı, optik kiazma, lens ve optik sinir gibi yüksek maksimumu engellemeye çalıştığımız kritik organlarda "Serial" fonksiyonunu kullanarak rahat bir şekilde istediğimiz sınırlarda tutabiliyoruz. "Maximum Dose" fonksiyonunu kullandığımız bölüm ise cilt (body, patient) yapısıdır. "Maximum Dose" fonksiyonu body de kullanıldığında hedef ve kritik organların her ikisinde de etkili oluyor ve hedef hacme maksimum doz tanımlamadan maksimum noktaları hedef hacmin içinde tutulması kolaylaştırılmış oluyor. Her şeye rağmen hedef dışında yine maksimum doz görülürse diğer planlama sistemlerinin aksine yalancı yapılar oluşturmak yerine IMRT "constrain" içinde Body'ye Quadratic Overdose fonksiyonu tanımlayarak hedefin dışındaki sıcaklıkları azaltabiliyoruz. Aynı zamanda body'ye bu fonksiyondan birkaç tane tanımlayarak hedeften uzaklaştıkça orantılı olarak doz düşüşü sağlamış oluyoruz. Böylece hastadaki hem yüksek hem de düşük doz bölgelerini kontrol altında tutarak gayet basit bir hamleyle daha kaliteli plan yapabilme şansımız oluyor. Üstelik tüm bunlar yapılırken hiçbir yardımcı kontur çizimine ihtiyaç duyulmuyor.

Referanslar

[1] Monaco User Guide-Version 5.10



Med. Fiz. Uzm. Aykut Oğuz Konuk

1987 yılında Bursa'da doğdu. Lisans eğitimini Uludağ Üniversitesi Fizik Bölümünde tamamladı. 2015 yılında Yüksek lisans eğitimini Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği programında tamamladı. Aynı yıl içerisinde başladığı Elekta Medikal Sistemler şirketinde medikal fizik uzmanı olarak Van Bölge Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde görev yapmaktadır. Evli ve eşiyile beraber bebek beklemektedir.

RADYASYON UYGULAMALARI İÇİN MCNP

Müh. Dr. Mehmet TÜRKMEN

Monte Carlo N-Particle Transport Code System (MCNP) genel amaçlı, sürekli enerjili, genelleştirilmiş geometride, zamana bağlı, Monte Carlo radyasyon taşıma kodudur ve geniş aralıktaki enerjiler üzerinde nötron, foton, elektron, proton, alfa, pion, dötron, triton, helyon, kaon, muon, anti-parçacık ve ağır parçacıklar gibi birçok parçacık tipini izlemek için tasarlanmıştır. Haziran 2017 itibari ile MCNP'nin en son sürümü MCNP6 olup MCNP5 ve MCNPX kodlarının tüm özelliklerini içermektedir. Hesaplamaları, seri ya da paralel yapabilme yeteneğine sahiptir.

MCNP, nükleer kritiklik güvenliği, radyasyon zırlama, detektör tasarımı ve analizi, kişisel dozimetre, sağlık fiziği, radyoterapi, hızlandırıcı hedef tasarımı, fisyon ve füzyon reaktör tasarımları, atık depolama/gömme, radyografi, uzay endüstrisi, nükleer kirlenme ve reaktör sökümü, nükleer emniyet ve yüksek enerji fiziği gibi oldukça geniş bir yelpazede araştırmacılar tarafından kullanılmaktadır.

Parçacık akısı, akımı, enerji depolanması, yük depolanması, ısınma, reaksiyon hızları, tepki fonksiyonları, radyografi görüntüleri, örgü (mesh) çeteleleri, k_{eff} , öncü nötron ömrü, fisyon dağılımı, ν , η , fisyonu sebep olan nötronların enerji dağılımı, izotop ve hücre başına nötron dengesi, doz hesaplamaları da dahil olmak üzere hemen hemen bütün fiziksel büyüklükleri hesaplabilmektedir.

Geometrik ve fiziksel etkileşimlerin detaylı modellenmesi, kuadratik yüzeyler kullanılarak 3-boyutlu birleştirilmiş geometriler, tekrarlayan yapılar, kafes (lattice) geometriler, makro yapılar (ilkel şekiller ile), büyük ve tekrarlayan problemler için yüzey kaynakları, geometri, tesir-kesit, çetele çizimi ve ENDF/B fiziksel etkileşim veri kütüphanesi ile gerçekleştirilmektedir.

Kullanıcı, MCNP tarafından okunan bir metin dosyası oluşturarak MCNP için simülasyonu hazırlar. Problemi içerecek olan dosyada şu bilgiler bulunur:

Geometrinin tanımlanması, problemdeki malzemelerin tanımlanması ve tesir-kesitlerinin seçimi, parçacık kaynağının konumu ve karakteristik özellikleri, istenilen yanıtların veya çetelelerin türü ve verimliliği arttırmak için kullanılan varyans azaltma teknikleri.

MCNP'nin parçacık taşınımına simülasyon yaklaşımı, doğumdan ölümüne kadar tek bir parçacığın yaşamını birebir taklit etmesi ile açıklanır.

Simülasyon yöntemi:

- Tek bir parçacık için rastgele-yürüyüş (random-walk) tekniği,
- Fizik denklemlerini ve tesir-kesitlerini kullanarak çarpışmaların modellenmesi,
- Hesaplamalı geometri ile çarpışmalar arasında serbest-uçuşun modellenmesi,
- Her bölgede gerçekleşen olayların çetelelerini tutulması,
- Bütün ikincil parçacıkları hafızada tutar ve daha sonra bu parçacıkları simüle edilmesi.

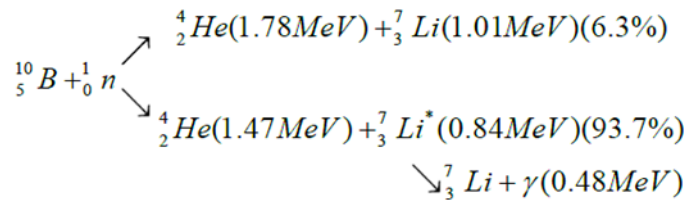
Los Alamos Ulusal Laboratuvar tarafından geliştirilen MCNP, Radiation Safety Information Computational Center (RSICC) tarafından kullanıcılara dağıtılmaktadır. Detaylı bilgiye "mcnp.lanl.gov" internet sitesinden ulaşılabilir. Lisanslama işlemleri kişiye özel gerçekleştirilmektedir. Kişi adına, belirli bir işi yapmak üzere belirli bir kurum için lisans verilmektedir. Lisanslı kullanıcılar, MCNP ile ilgili karşılaştıkları sorunları ve çözümleri MCNP forum üzerinden paylaşmaktadır. MCNP'de kullanılan ham veri kütüphanelerine National Nuclear Data Center, Brookhaven National Lab. "nndc.bnl.gov" internet sitesinden ulaşılabilir.

BNCT Uygulaması için Nötron/Foton Demeti Şekillendirmede Yeni Yöntem

Nötron Yakalama Terapisi (NCT), bir kimyasal ajan eşliğinde tümörlü hücreye enjekte edilen özel bir izotopun (^3He , ^{10}B , ^{157}Gd , vb.) nötronlar ile bombardıman edilmesi sonucu oluşan nükleer reaksiyonun tümörlü hücreyi öldürmesi mantığına dayanan deneysel bir nükleer tıp uygulamasıdır. Eğer izotop ^{10}B ise uygulama BNCT (BorNCT) olarak adlandırılmaktadır.

Tedavide kullanılacak nötronların enerjisi, tümör hücrelerinin vücut içindeki derinliğine ve konumuna bağlıdır. Derin olmayan (<8 cm) tümörlerin tedavisinde termal nötronlar ($E < 0.625$ eV) kullanılırken daha derinlerdeki tümörler (beyin tümörleri gibi) için epitermal ($0.625 \text{ eV} < E < 10 \text{ keV}$) ve hatta hızlı nötronlar ($> 10 \text{ keV}$) kullanılmaktadır.

Tümör hücresi, ^{10}B izotopunun termal nötron yutması sonucu oluşan ^4He ve ^7Li yüklü ağır parçacıkların bıraktığı radyasyon dozu ile parçalanmaktadır ve aşağıdaki denklem ile gösterilir.



Denklem 1. ^{10}B izotopunun termal nötron yutması

Bu parçacıklar tipik olarak, 10 μm 'den daha az, ortalama 5 μm 'lik bir mesafede bütün enerjilerini kaybetmektedir. İnsan vücudundaki hücrelerin şekli ve boyutu 1 μm 'den 100 μm 'ye kadar değiştiği düşünüldüğünde ağır parçacıkların, tümörlü hücrenin dışına çıkamayacağı açıktır. Bu ise, sağlıklı hücreler arasına dağınık bir şekilde yerleşmiş olsa bile, sağlıklı hücrelere zarar vermeden yalnızca tümörün yok edilmesine imkân vermektedir. Diğer radyasyon tedavi yöntemleri ile kıyaslandığında en önemli avantajı budur.

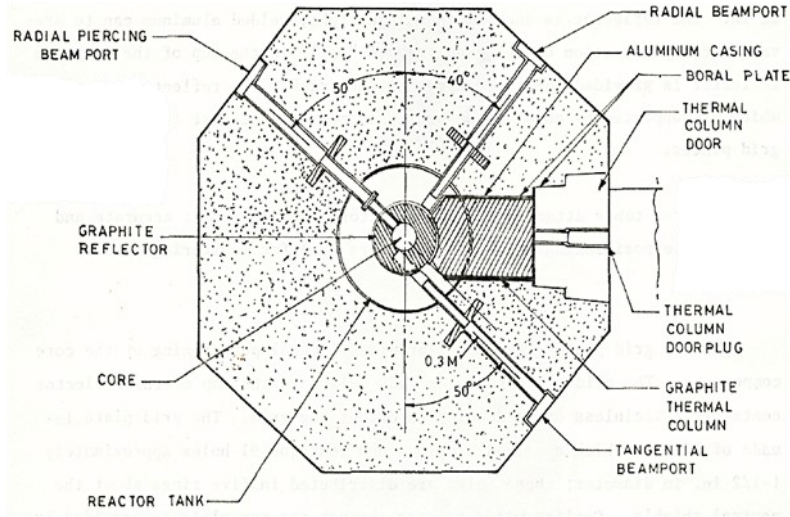
Sorunları ve Çözüm Yöntemleri

^{10}B içeren etkin bir kimyasal ajanın üretilmesi (BPA, BDG gibi), yüksek bir nötron akısına ihtiyaç duyulması ($> 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$), taşınabilir nötron kaynaklarının tasarlanması, hasta ışınlama süresinin kısaltılması ($< 10 \text{ dk.}$), tümör hücresinin ^{10}B konsantrasyonu ve tümörlü hücrelerin ^{10}B içeriğinin sağlıklı hücrelere oranı BNCT'de karşılaşılan başlıca zorluklardır. Bu sorunların ortadan kaldırılması için BNCT fikrinin ilk ortaya atıldığı 1936'dan bu yana ciddi araştırmalar yapılmaktadır (Sauerwein ve Moss, 2009). BNCT uygulamasındaki mevcut durum, güncel gelişmeler ve yapılan çalışmalar, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) tarafından hazırlanmış çeşitli teknik dokümanlarda ve ilgili kitaplarda bulunabilir (IAEA, 2001; Hawthorne vd., 2001; Sauerwein, 2012).

Yüksek nötron akısı gereksinimi sorunu, araştırmacılar tarafından farklı yollarla çözüme kavuşturulmuştur. Araştırma reaktörlerinde ve hızlandırıcılarda (D-T reaksiyonu gibi) üretilen yüksek enerjili/akıya sahip nötron demetleri bu amaçla kullanılmıştır. Ancak, bu durumda, kullanılan nötron kaynağından bağımsız olarak, bir başka problem ortaya çıkmaktadır. Mevcut nötron kaynaklarının tek-enerjili nötronlar ve/veya tek-tipte parçacık salmaması, bir başka deyişle geniş bir spektrumda nötron/foton salması problemi gibi. Bu sorun, BNCT (ve hatta diğer nükleer uygulamalar) için demet şekillendirme işlemini zorunlu kılmaktadır. Demet şekillendirmedeki amaç, ışın demetinin istenmeyen kısımlarından, eğer mümkünse, kurtulmak veya en azından etkisini en aza indirmektir. Böylece ışın tedavisinde hastanın fazla doz alması engellenmektedir.

Demet şekillendirme ışın demetinin spektrum kaydırıcı, filtreleme ve kolimatör alt-desenlerinin bir araya getirilmesi ile oluşturulan bir dizi optimize edilmiş malzeme sırasından (desen) geçirilmesi ile gerçekleştirilir. Işın demeti, optimize edilmiş desen içinden geçerken demetin istenilen kısımları korunurken istenmeyen kısımları elenir. Yaklaşık 80 yıldır, araştırmacılar deneysel araştırmaların sonuçlarından, kişisel deneyimlerden ve deneme yanılma yönteminden demet şekillendirme işlemi üzerine deneyim kazanmışlardır. Bu amaçla, çok sayıda malzeme (AlF_3 , Pb, LiF, vb.) ve bunların kombinasyonları incelenmiştir.

Bu tür bir en iyi/uygun konfigürasyonu bulma işlemi aslında bir optimizasyon problemidir. Problemi çözmek adına, kullanıcı deneyiminden bağımsız, yeni bir yöntemin önerilmesi gerekliliği görülmüştür. Bu amaçla, 2013 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bünyesinde başlatmış olduğumuz doktora çalışması kapsamında İstanbul Teknik Üniversitesi TRIGA Mark II Araştırma ve Eğitim reaktörünün ışınlama kanallarının (bkz. Şekil 1) BNCT için uygun olup olmadığı araştırılmıştır. Türkiye'nin önemli üniversitelerinden katılan araştırmacılar ile yapılan ön çalışmalarda (Akan vd., 2015) optimize edilmiş bir desen kullanılması durumunda BNCT'nin mümkün olduğu görülmüştür. Daha yüksek epitermal nötron akısına ulaşabildiği için araştırmaya aynı reaktörün delici ışınlama kanalında devam edilmiştir. Optimize edilmiş desenleri bulmak için Monte Carlo tabanlı bir reaktör fiziği kodu olan MCNP6 (Pelowitz, 2014) bir Çok Amaçlı Genetik Algoritma (MOGA) olan NSGA-II (Deb vd., 2002) ile birleştirilmiştir. Bu yeni yöntem, evrim, mutasyon gibi doğal seçim kurallarını uygulayarak uygulama için düşünülen çok farklı malzemeler arasından en uygun malzemeyi veya malzemeleri optimum kalınlıkta bulmaktadır. Optimizasyonda kullanılan parametreler Çizelge 1'de özetlenmektedir. Bu yöntemin en önemli avantajı, sınırsız tasarım olasılığı arasından en iyi malzeme tasarımını fazla çaba harcamadan bulabilmesidir.

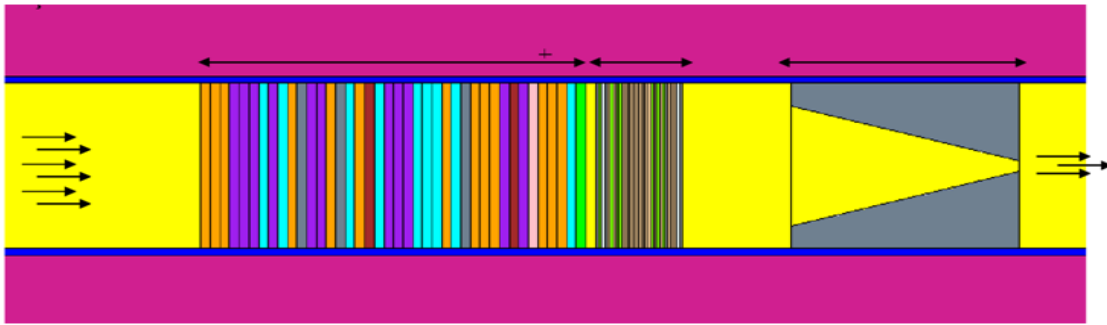


Şekil 1. İTÜ TRIGA Mark II Araştırma ve Eğitim reaktörünün üstten görünüşü

Parametre	Değeri
Desen arama yöntemi	Genetik Algoritma (MOGA)
MOGA yöntemi	NSGA-II
Aranılacak desen tipleri	Spektrum kaydırıcı/filtreleme/kolimatör
Popülasyon sayısı	140/100/80
Kromozomdaki gen sayısı	40/30/4
Maksimum nesil sayısı	200
Anne/baba seçim kriteri	İkili turnuva
Çaprazlama oranı	0.7
Çaprazlama yöntemi	Sezgisel veya Saçılmış
Mutasyon oranı	0.3
Mutasyon olasılığı	1/(kromozomdaki gen sayısı)

Çizelge 1. Desen bulmak için kullanılan optimizasyon parametreleri.

Geliştirilen yöntemin doğruluğu, delici ışınlama kanalına gelen foton ve nötron içeren ışın demeti üzerinde test edilmiştir. Örnek desenin ışınlama kanalındaki gösterimi Şekil 2’de gösterilmektedir.



Şekil 2. Delici ışınlama kanalında örnek desen gösterimi.

Sonuçlar, kanal boşken elde edilen nötron/foton akısı sonuçları ile kıyaslanarak yöntemin etkinliği sorgulanmıştır. İlk etapta Al_2O_3 , PbF_2 , Cd, Hf gibi 30 farklı malzeme, literatürde en çok tercih edilenler kullanılarak hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında kolimatör tasarımı da yapılmıştır. Ayrıca, optimizasyon hem nötron hem de foton için yapılmıştır. Şekil-den görüldüğü üzere, gelen ışın demeti önce spektrum kaydırıcı alt-deseni içinden geçirilerek hızlı nötronların epitermal veya termal nötrona dönüştürülmesi sağlanmıştır. Ardından filtreleme alt-deseninden geçirilerek termal nötronların oranı düşürülmüştür. Son olarak ışın demeti kolimatörden geçirilerek demet odaklanmıştır. Demet şekillendirmenin gerçekleştirileceği nükleer uygulama olarak epitermal nötronların kullanıldığı BNCT tedavi yöntemi seçilmiştir. Çalışmada Çizelge 2’de listelenen IAEA (IAEA, 2001) tarafından verilen BNCT uygulamasının gereksinimleri temel alınarak hesaplamalar yapılmıştır.

Nötron enerjisi (epitermal)	0.4-0.6 eV < E < 10-20 keV
Epitermal nötron akım/epitermal nötron akı ($J_{\text{epi}}/\phi_{\text{epi}}$) oranı	> 0.75
Işın demeti açıklığı	Ayarlanabilir şekil ve boyut, Beyin için 0–16 cm çap arası
Arzu edilen epitermal nötron akı, ϕ_{epi}	> $1 \times 10^9 \text{ n}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$
Önerilen minimum epitermal nötron akı	> $5 \times 10^8 \text{ n}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$
Hasta ışınlama süresi	Arzu edilen ϕ_{epi} için ~ 10 dk
Nüfuz etme derinliği	> 8 cm
Termal/hızlı nötron ve foton doz katkıları	< $2 \times 10^{-13} \text{ Gy cm}^2$
Epitermal nötron akı/termal nötron akı ($\phi_{\text{epi}}/\phi_{\text{th}}$) oranı	> 20

Çizelge 2. Kanal çıkışında BNCT uygulama gereksinimleri.

SONUÇLAR

Optimize edilmiş desen ile elde edilen sonuçlar Çizelge 3’de özetlenmektedir.

	Gelen Akı $10^8 \text{ particle}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$	Çıkan Akı $10^8 \text{ particle}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$	
		Desensiz	Desenli
ϕ_{th}	16.64 $\pm$ 0.041	5.876 $\pm$ 0.008	0.325 $\pm$ 0.021
ϕ_{epi}	6.146 $\pm$ 0.009	2.702 $\pm$ 0.014	4.167 $\pm$ 0.135
ϕ_{f}	11.93 $\pm$ 0.069	5.751 $\pm$ 0.011	1.967 $\pm$ 0.107
$J_{\text{epi}}/\phi_{\text{epi}}$	-	0.891 $\pm$ 0.013	0.877 $\pm$ 0.026
I_{γ}	39.64 $\pm$ 0.059	18.73 $\pm$ 0.096	0.094 $\pm$ 0.001

Çizelge 3. Optimize edilmiş desenli ve desensiz sonuçlar

Kanal boşken kanal çıkışında 5.88×10^8 nötron/cm²/s termal nötron akısı, 2.70×10^8 nötron/cm²/s epitermal nötron akısı, 5.75×10^8 nötron/cm²/s hızı nötron akısı ve 1.87×10^9 foton/cm²/s foton akısı elde edilmiştir. Optimize edilmiş desen ışınlama kanalına yerleştirildiğinde, kanal çıkışında epitermal nötron akısı ve akımın akıya oranı sırasıyla 4.17×10^8 nötron/cm²/s ve 0.88 olarak hesaplanmıştır. Dahası, termal ve hızlı nötron akıları ve foton akısı sırasıyla yaklaşık 20, 3 ve 200 kat azaltılmıştır.

Önerilen malzemeler arasında iyi bir spektrum kaydırıcı alt-desen elde etmek için Al (bileşik formlarında), S, Kr ve Argon malzemelerinin kullanılması gerektiği bulunmuştur. Filtreleme alt-deseni oluşturmak için Cd ve Ti’nin bir kombinasyonunun kullanılmasının uygun olduğu görülmüştür. PE ve Corrobend kolimatör için ideal malzemeler olduğu bulunmuştur. Kolimatör tasarımı konik şekle sahip yakınsak kolimatör olmalıdır.

Sonuçlardan, delici ışınlama kanalında arzu edilen epitermal nötron akısına ($> 10^9$ nötron/cm²/s) ulaşmak mümkün olmasa da kanal çıkışında minimum epitermal nötron akısı sağlanarak BNCT'nin kanalda uygulanabilir olduğu görülmüştür. Ayrıca, bu çalışmada önerilen demet şekillendirme yöntemi, istenilen herhangi bir tıbbi/endüstriyel uygulama için (bütün nötron kaynakları için bile) herhangi bir ışınlama demetine kolayca uygulanabilir. Bu bağlamda, bu çalışmada önerilen yöntem umut verici sonuçlar vermektedir. Sonuçlar daha detaylı olarak, "A new method in beam shaping: Multi-Objective Genetic Algorithm method with a Monte-Carlo based reactor physics code" isimli makalede (Türkmen vd., 2017) bulunabilir.

Referanslar

1. Akan, Z. vd., 2015. Modification of the radial beam port of ITU TRIGA Mark II research reactor for BNCT applications. Appl. Radiat. Isot. 99, 110-116.
2. Deb, K. vd., 2002. A Fast and Elitist Multiobjective Genetic Algorithm: NSGA-II. IEEE Trans. Evol. Comput. 6 (2), 182-197.
3. Hawthorne, M.F. vd., 2001. Frontiers in Neutron Capture Therapy, Volume 1. Kluwer Academic/Plenum Publishers, New York.
4. IAEA, 2001. Current status of neutron capture therapy. International Atomic Energy Agency, IAEA-TECDOC-1223, Vienna, ISSN 1011-4289.
5. Pelowitz, D. B. vd., 2014. MCNP6 User's Manual, Code Version 6.1.1beta. Manual Rev. 0, LA-CP-14-00745, Rev. 0.
6. Sauerwein, W.A.G., Moss, R. L., 2009. Requirements for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at a Nuclear Research Reactor. European Commission Joint Research Centre Institute for Energy, EUR 23830 EN.
7. Sauerwein, W.A.G., vd., 2012. Neutron Capture Therapy: Principles and Applications. Springer, Heidelberg.
8. Türkmen, M. vd., 2017. A new method in beam shaping: Multi-Objective Genetic Algorithm method coupled with a Monte-Carlo based reactor physics code. Prog. Nucl. Energy 99, 165-176.



Müh. Dr. Mehmet TÜRKMEN

Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü'nden 2006 yılında mezun olduktan sonra aynı yıl aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı. 2009 yılında yüksek lisans eğitimini ve 2015 yılında doktora eğitimini Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bölümünde tamamladı. 2007-2016 yılları arasında Nükleer Mühendisler Derneği Genel Sekreterliği görevini yürüttü. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak akademik çalışmalarına devam etmektedir.

Hacettepe Üniversitesi, Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü, 06800 Beytepe, Ankara

tm@hacettepe.edu.tr

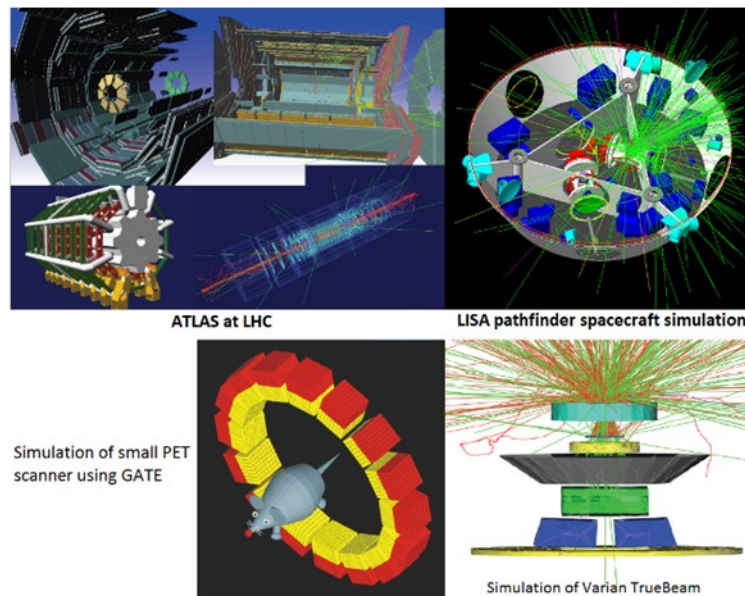
Geant4

Med. Fiz. Uzm. Doğukan Akçay

Bu yazının sonunda Geant4 hakkında genel bir bilgiye sahip olacaksınız. Bu yazılımla nelerin yapıldığını/yapılabileceğini kodun teknik kapasitelerini sizlere sunarak anlatmaya çalışacağım. Bir yazı ile bu kodun nasıl kullanıldığını anlatmak elbette mümkün değil. Yine de kodla tanışmayı sağlamak için bazı teknik terimler yazı içinde yer alabilir. Geant4'a başlamadan önce bu yazılımın geçmişine kısaca değinmek isterim.

GEANT parçacıkların madde içindeki transportunun Monte Carlo tekniğı ile benzeşimini sağlamak için oluşturulmuş yazılıma verilmiş bir addır. Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi (CERN) tarafından yüksek enerji fiziğı deneylerinde kullanmak üzere oluşturulmuştur. İlk versiyonu 1974'lere kadar uzanır. GEANT adı "GEometry AND Tracking" ifadesinin kısaltmasından gelir. GEANT3'e kadar olan yazılım serisi FORTRAN dilinde yazılmıştır. 1994 yılında bu yazılımın geniş bir takımın dahil olacağı projelerde kullanımını kolaylaştırmak amacı ile modern nesne yönelimli programlama "object oriented programming" dili olan C++ kullanılarak Geant4 projesi başlatılmıştır. Bütün kod C++ dilinde yeniden yazılmıştır ve 1998 yılında Geant4 projesi tamamlanmıştır. <http://geant4.cern.ch/> sitesinden güncel olan Geant4 10.3 sürümü ücretsiz olarak indirilebilir. Geant4'ü kullanmak için C++ dilinde belli bir seviyeye gelinmiş olması gerekiyor. Ek olarak kodu kullanmaya başlayacaklar için Geant4 yazılım linsansını okumalarını tavsiye ederim. Bu kod bilim insanları ve mühendislerden oluşan çok uluslu bir takım tarafından sürekli olarak geliştirilmektedir. Programı; Linux, OS X, Windows 7, 10 (Visual Studio kullanılarak) işletim sistemlerine kurulum yapmak mümkündür. Derleme için CMake programı kullanılmalıdır. Geant4 10. sürüm ile gelen "Multithreading" özelliğı Windows platformunda şu an için desteklenmemektedir.

Geant4 kullanımı yüksek enerji fiziğından, uzay mühendisliğine kadar geniş bir kitleye hitap eder. Higgs bozonunun araştırıldığı CERN'deki ATLAS deneyinden, SLAC (Stanford Lineer Hızlandırıcı Merkezi) BaBar deneylerine ve Avrupa Uzay Ajansı'nın zırhlama hesaplarına kadar kullanımı mevcuttur. Elektron, foton, proton gibi parçacıkların, radyoaktif kaynakların ve dedektör sistemlerinin tıbbi görüntüleme ve tedavide yer alması dolayısıyla kullanımı medikal uygulamalara kadar uzanır. Hatta sonrasında değineceğimiz G4DNA projesi ile radyobiyooloji konularına da ışık tutmayı hedeflemektedir. Medikal Fizik alanında Varian marka tıbbi lineer hızlandırıcı faz-uzay verilerine ulaşmak istediğimizde Geant4 kodu karşımıza çıkacak örneklerden biri olacaktır (Şekil 1).

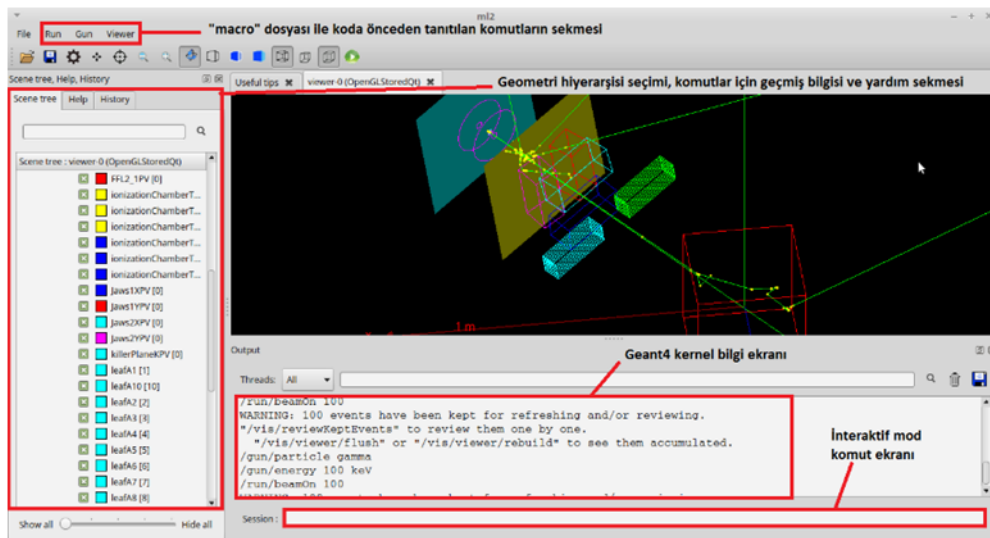


Şekil 1

Geant4'ü bir araç takımı olarak düşünün. İçinde geometri yaratmaya, parçacık üretmeye, fiziksel etkileşimleri hesaplamaya, doz okumaya yarayan birçok sınıf (class) var. Bu sınıflardan zorunlu olanları ve ihtiyaç duyduklarımızı kullanacağız. Bunu yapabilmek için kendi kodumuzu yazmamız gerekiyor. Öncelikle zorunlu olan sınıfları belirtmekle başlayalım. Zorunlu sınıflar iki kısma ayrılıyor. "Initialization" sınıfları, başlangıç fazında geometriyi, fizik paketini ve kullanıcı komutlarını başlatıyor.

"UserAction" kısmı ise kod çalışmaya başladıktan sonra istenileni yapmaya sağlayan sınıflardır. "G4VUserDetectorConstruction" sınıfı geometri oluşturma, malzeme atama ve konumlandırma işini gören ana sınıftır. Hangi parçacığı, uzayın neresinde, hangi enerji vs. ile üreteceğimizi "G4VUserPrimaryGeneratorAction" ile belirlemekteyiz, "G4VUserActionInitialization" sınıfına kod hesaplamaya başladıktan sonra iş yapacak olan diğer "UserAction" sınıflarını atıyoruz. Doğal olarak benzeşimin ihtiyacına ve detayına uygun fizik paketi seçmemiz gerekiyor. Sadece foton, elektron, pozitron etkileşimi işimizi görüyor mu, yoksa çekirdek etkileşimlerini de mi dahil etmemiz gerekiyor? Bu kısım "G4VUserPhysicsList" sınıfı ile çözülüyor. Kodunuzu tek bir .cc dosyası içinde yazmak mümkün olabilir. Önerilen kodu parçalara bölerek (dedektörün oluşturulduğu kod, parçacıkların üretildiği kod gibi) ana ("main ()") programın altında bu kısımları toplayıp çalıştırmaktır. Zorunlu olan "G4VUserDetectorConstruction", "G4VUserPhysicsList", "G4VUserActionInitialization" sınıfları, programı yönetecek olan "G4RunManager" sınıfına atanır. "G4RunManager", "BeamOn" komutunun verilmesiyle, her bir olay döngüsünü (*event*) takip edecektir. Ek olarak, "G4RunManager" zorunlu olan ve kullanıcının seçtiği sınıfları kontrol edecektir. Bu noktada Geant4 kernel terminolojisine girmekte fayda var. Gerçek bir deneyle benzerlik kuracak olursak Geant4 kodu "Beam On" ile çalışmaya (run) başlıyor. Bu aşamadan sonra kullanıcı geometride ve fizik paketinde değişiklik yapamaz. Genel olarak bir "run" belirlenmiş dedektör/geometri ortamında seçilmiş fiziksel koşullar altında "event" döngüsünün toplanmasıdır. Run başlangıcında geometri "tracking" için optimize edilir. "CrossSection" tabloları tanımlanmış malzeme ve fizik paketine göre hesaplanır. "Cut-off" değerleri belirlenir. Bir "event" döngüsü Geant4'ün temel birimidir. Döngü diyoruz çünkü bir "event" tek bir olaydan oluşmayabilir. Döngü başlangıcında birincil "track"ler oluşturulur ve bir küme içinde toplanır. Bu küme içinden sondan başa doğru birer birer "track"ler seçilir. Bir "track" parçacığın "trajectory"si içinde çekilmiş resmi gibidir. Bir "track" içinde parçacığın o anki fiziksel bilgisi mevcuttur. Önceki değerleri o "track" içinde kayıt edilmez. Eğer kümeden seçilen "track" etkileşimin olduğu noktada ise ve ikincil "track"e sebep oluyorsa yeni "track"ler sonradan takip edilmek üzere kümenin sonuna gönderilir. Eğer bir "track" tanımlı uzayın dışına çıkmışsa, bozunmuşsa (ya da başka fiziksel işlemler), ya da kullanıcı isterse silinir. Takip etme işlemi kümede "track" kalana kadar devam eder. Küme boşaldığında bir "event" döngüsü bitmiş olur. "Event" bittiğinde "track" bilgisi kalmaz. "Step" ise "track"ler arasındaki "delta" bilgisidir. Enerji, konum, süre olabilir. "G4TrackingManager", "G4SteppingManager" gibi sınıflar kullanılarak istenilen bilgiler koddan toplanabilir. Geant4'te parçacıklar ise 3 sınıf ile temsil edilir. "G4Track" ile parçacığın takibi yapılır, pozisyonu, geometrik bilgisi bulunur. "G4DynamicParticle" içinde parçacığın momentum, enerji, spin gibi dinamik fiziksel bilgileri bulunur. "G4ParticleDefinition" içinde parçacığın yükü, durgun kütlesi, yarı ömrü gibi statik özellikleri bulunur. Geant4'te "cut-off" ise üretim eşik değeridir. Geant4'te "default" olarak "track-cut" yoktur. Sıfır kinetik enerjisine düşene kadar "track"ler kümede toplanır. Ancak oluşacak parçacığın "mean free path"i o ortamda 700 μm 'nin ("default") altında ise o parçacık o noktada öldürülür. Enerji bilgisi o *step* eklenir. Normalde Geant4 sessiz bir şekilde çalışacaktır. Hafızayı doldurmamak için işi bittiği bilgileri silecektir. Geant4'dan bilgi almak isteniyorsa kullanıcının tanımlamalar yapması gerekir. Yukarıda bu iş için iki sınıftan bahsedildi. Ancak daha konvansiyonel yöntem "G4VSensitiveDetector" sınıfını istenilen hacme atayarak oradan "hit" toplanması ile olacaktır. "Sensitive Detector" olarak tanımlayacağınız bölgeden doz, yük, akı gibi bilgiler alabilirsiniz. Filtreler kullanarak spesifik enerji aralığında, spesifik parçacığın bıraktığı izleri toplayabilirsiniz.

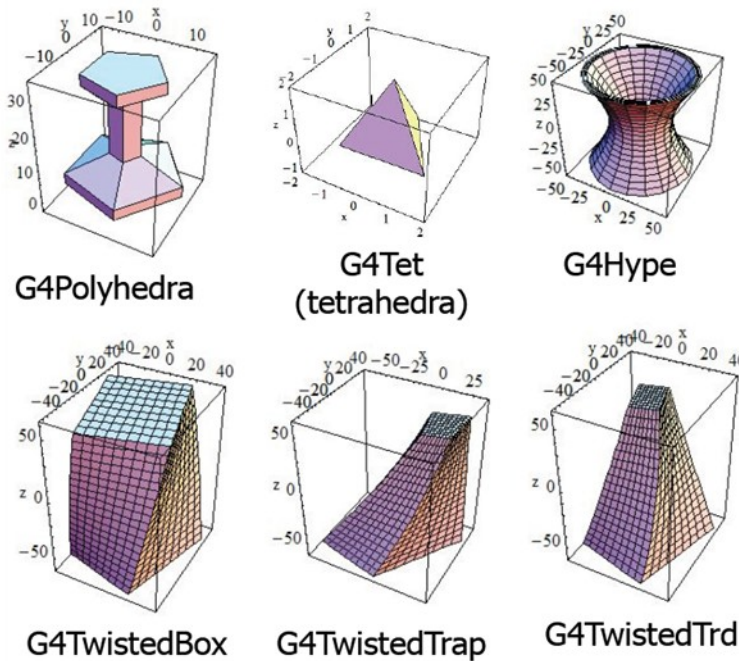
Oluşturulan kod "batch" modda ya da "interactive" modda çalıştırılabilir. "Batch" modda kod derlendikten sonra belirlenmiş sayıda "Beam On" yapar. Ya da "macro" dosyaları ile "batch" mod çalıştırılabilir. Kod "macro" dosyasındaki komutları okuyarak derlendikten sonra işlemi yapar. İnteraktif modda ise çalıştırılan kod aktif haldeyken komutlar ile yönlendirilebilir. Şekil 2'de Qt görsel arayüzü ile interaktif modda çalıştırılmış kodu göreceksiniz.



Şekil 2

Genellikle Monte-Carlo kodlarında ilk ısınmayı geometri oluşturarak ve oluşturduğumuz geometriyi görerek gerçekleştiririz. Geometriden önce Geant4 görsel ara yüzünden bahsetmekte fayda var. Geant4 OpenGL, OpenInventor, DAWN, VRML, HepRep, RayTracer gibi görsel sürücülerini desteklemektedir. OpenGL ile çalışan Qt görsel programı en kuvvetli olanıdır. Yüksek kalitede görüntü sunar, interaktif modda kodu kullanmaya izin verir. Geometri hiyerarşisini kontrol etmek mümkündür. Yüksek detay içeren geometri yaratıyorsanız bunun görsel kontrolünün RayTracer ile yapılması önerilir. Ancak RayTracer'da parçacıkların izleri gözükmez ve interaktif modda kullanıp, Geant4 kernel bilgisini okuyamazsınız. Kodla ilgili görsel hale getirebilecekleriniz şunlardır: Geometrik parçalar, parçacık *"trajectory"*, *"step"*, *"hits"* vb. Ek olarak kullanıcının tanımlayacağı objeler görsel olabilir. Örneğin; koordinat eksenleri, 3 boyutlu işaretçiler, başlık, tarih, kullanıcı yorumu gibi.

Geometri kısmında ise *"mother-daughter"* hiyerarşisinin olduğunu söylemekle başlayalım. Oluşturulacak *"world"* volümü global koordinat sistemini belirler. Sonraki dedektör, *"track"* gibi objelerin bilgileri bu koordinat sistemine göre belirlenir. Oluşturacağınız geometri/dedektörler *"G4VUserDetectorConstruction"* zorunlu sınıfı altında olacaktır. Geant4'te 3 ana sınıf ile geometri oluşturulur. Kullanım sırası ile *"G4VSolid"*, *"G4LogicalVolume"*, *"G4VPhysicalVolume"*. *"G4VSolid"* ile geometrik şekil ve boyut oluşturulur. Geometrik şekil, kutu, koni, tüp, küre, polikoni vb. daha kompleks geometrik şekiller olabilir (Şekil 3). *"Boolean"* operatörleri ile toplama, çıkarma, kesişim alma, dışlama yapılabilir. Operatör kullanımında RayTracer ile geometrinin kontrolünün yapılması önerilmektedir. *"G4LogicalVolume"*e önce *"G4VSolid"* bağlanır. Sonrasında boyutu, şekli belli olan yere materyal bilgisi atanır. Ek olarak renk, saydamlık gibi özellikler eklenebilir. Bu bölgede *"scoring"* yapıp yapılmayacağı programa bildirilebilir. Manyetik alan atanabilir. İlgili bölgenin *"cut-off"* gibi limitleri belirlenebilir. Son olarak *"G4VPhysicalVolume"*e *"G4LogicalVolume"* bağlanır. Şekli, boyutu, özellikleri belli dedektör global koordinat sistemine ya da ait olduğu başka *"mother"* hacmine göre konumlandırılır. Rotasyon verilebilir. Ek olarak *"region"* bölgeleri tanımlanabilir. Bu bölgelerin altında yer alan *"daughter"* hacimler için *"cuts"*, *"max step lenght"*, *"min kinetic energy left"* gibi kodun hızını optimize edecek atamalar yapabilirsiniz. Oluşturduğunuz dedektörü bölerek ya da kopyalayarak vokseller elde edebilirsiniz.



Şekil 3

Malzeme tanımlamasında Geant4'te tanımlı *"G4Isotope"*, *"G4Element"*, *"G4Material"* gibi sınıfları kullanarak kendi malzemenizi oluşturabilirsiniz ya da NIST bilgi tabanından malzeme çağırabilirsiniz. Seçtiğiniz malzemenin yoğunluk, basınç, sıcaklık gibi fiziksel durumlarını belirleyebilirsiniz. Küçük bir detay, vakum ortamı için sıfır yoğunluklu malzeme yaratmak yerine düşük yoğunluklu gaz ya da NIST tabanında *"G4_Galactic"* seçilmesi önerilmektedir.

"G4VUserPhysicsList" açıkça belli olduğu gibi kullanmamızın zorunlu olduğu bir sınıftır. Kısaca benzeşim için gerekli olan tüm parçacıkları, fiziksel işlemleri ve *"production threshold"* değerlerini barındırır. Bu konuda serbestliğimiz oldukça fazla. İsteddiğimiz parçacığı seçip o parçacığa uygun fiziksel etkileşimi ekleyebiliriz. Kullanıcı bu noktada çok dikkatli olmalıdır. Seçeceği ya da seçmeyeceği parçacık ya da model hatalı hesaba sebep olabilir ya da yavaş benzeşim hesabına neden olabilir. Fizik listelerine üç nedenle ihtiyaç duyuyoruz. Birincisi birçok fizik modelin ve yaklaşımların varlığı, ikincisi hesap süresi kaygısı, üçüncüsü ise benzeşime özgü parçacık ve model gerekliliği.

"G4VUserPhysicsList" sınıfı tamamen kullanıcıya bağlıdır. İsterse sadece foton seçip ona sadece fotoelektrik efekt tanımlayabilir, ya da nötrona in-elastik saçılma tanımlayabilir. Bu listeyi oluşturmak zahmetli olabilir. Geant4 bize alternatif olarak "G4VModularPhysicsList" sınıfını sunmaktadır. Burada Geant4 tarafından hazırlanmış fizik paketleri seçilir. 19 adet fizik paketi mevcuttur. Örnek olarak 20 GeV üzeri hadronik etkileşimler için QGS (Quark Gluon String) Model üretilmiştir. Ya da 20 MeV altı nötron etkileşimi için HP (High Precision Neutron) Model paketi mevcuttur. Medikal Fizik alanında elektromanyetik etkileşimler baskın olduğu için ilgili paketlere bakacak olursak "G4EmStandardPhysics", "G4EmStandardPhysics_option#", "G4EmLivermore", "G4EmPenelope", "G4EmDNA" gibi seçenekler öne çıkıyor. DNA fizik paketi şu an için sadece su ortamında benzeşim yapmaktadır. 1 eV ile yaklaşık 100 MeV enerji aralığında geçerli. Geliştirilmekte olan bir modeldir. İyonizan radyasyon kaynaklı direkt ve indirekt DNA zinciri kırılmasının benzeşimini sağlamak amacıyla üzerinde çalışılmaktadır. Radyobi-yoloji, radyoterapi, hadronterapi uygulamalarında ve güneş sistemi araştırmaları sırasında radyasyondan korunma hesaplarında kullanılması hedeflenmektedir. Güncel fizik paketlerine bakacak olursak standart fizik paketinde 4 numaralı seçenek hesap doğruluğu en yüksek ancak en yavaş çalışan modeldir. Bunun yanında "G4EmLivermore" paketi daha hızlı olmakla birlikte pozitron parçacığı tanımlı değildir. Geçerliliği 250 eV-1 TeV arasındadır. "G4EmPenelope", "G4EmLivermore" paketine göre daha yavaş ancak pozitron parçacığını dahil etmektedir. Geçerliliği 100 eV-1 TeV arasındadır. Seçeceğiniz fizik paketlerinin çalışacağı enerji aralığında ve malzeme ortamında geçerliliğinden emin olmanız çok önemlidir. Bunun için Geant4 sayfasında "user support" kısmından ya da literatürde sunulmuş yayınlardan destek alabilirsiniz.

Monte Carlo hesaplamalarında analog hesap, ya da tam hesap bazı benzeşim koşullarında çok zaman ve işlemci gücü harcamaktadır. Benzeşimde çok nadir olacak bir olayı yakalamak bizim için önemli olduğunda "biased" hesap yapmak zorunda kalırız. Geant4'de bu amaca yönelik bazı varyans azaltma teknikleri mevcuttur. Bu teknikleri 3 ana kısımda toplayabiliriz. "Importance Sampling", "Splitting", "Inverse Monte Carlo". "Importance Sampling" kısmında zırlama hesaplamasında yardımcı olabilecek "Leading Particle Biasing" mevcut. Bunu zırla ile etkileşime geçecek parçacıklardan düşük enerjili olanlarını öldürüp yüksek enerjili olanlarla hesaba devam etmeye benzetebiliriz. Radyoaktif bozunum için belirli zamanda bozunum katsayısını arttırma, bozunumda "branching ratio" eşitleme, belli bir yönde bozunum olasılığını arttırma gibi seçenekler de mevcut. "Splitting" kısmında "Geometry based Importance Biasing" mevcut. Bu teknikte belirlenen yönde giden parçacıkların sayısını belirli bir oranda arttırıp aynı oranda ağırlıklarını azaltırken, tersi yönde giden parçacıklar için belirlenen oranda öldürme olasılığı vermektedir. Diğer teknik ise "Bremstrahlung Splitting". Durdurma ışını açığa çıktığında, foton sayısını belirlene oranda arttırıp, ağırlığı aynı oranda azaltma işini görür. "Inverse Monte Carlo" tekniğinde ise amaç kaynağın ve geometrinin çok büyük, ilgi alanının çok küçük olduğu durumlarda etkin olmaktadır. Bu teknik ilk olarak uzay araçları için radyasyondan korunma hesaplamaları için önerilmiştir. İlgili bölge sanal bir küresel yüzey ile işaretlenir. O yüzeye doğru giden sanal bir "track" oluşturulur. Geriye doğru, enerji arttırılarak, zamanda geriye gider gibi kod hesabı yapar. "Track" kaynağı temsil eden bölgeye ulaştığında, enerjisi kaynak spektrumunun üzerindeyse sanal "track" silinir. Spektrum içinde ise sanal yüzeyde oluşturulan sanal "track" ile bu sefer ileriye doğru Monte Carlo hesabı yapılır. Geant4 varyans azaltma teknikleri konusunda gelişmeye açıktır. Gelecek sürümlerde "forced interaction", "forced flight" gibi teknikler daha etkin şekilde kullanıma açık olacaktır.

Geant4 10. sürüm ile birlikte "Multithreading" özelliğini kullanıma sundu. Modern işlemci mimarisi artık işlemci gücünü arttırmak yerine sayıyı arttırarak paralel hesaplama tekniğini teşvik etmektedir. Monte Carlo hesaplarında neredeyse tamamen "event"ler birbirinden bağımsızdır. Bu durumda "event" seviyesinde paralel işlem yapmak hesap süresini ciddi oranda azaltacaktır. "Multithreading" öncesinde işlemci sayısı kadar kodu farklı "random number seed" kullanarak çalıştırmak bilgisayar hafızasında çok yer harcardı. "Multithreading" ile Geant4 "master thread" "G4MTRunManager" sınıfı, "worker thread" "G4WorkerRunManager" sınıflarına işi yükler. Bu işlemde geometri, parçacık tanımları, "cross-section" tabloları bütün "thread" tarafından paylaşıldığından hafızada az yer harcanır. Her bir "thread" sadece dinamik olarak değişen, "event", "track", "step", "hit" vb. işlemler için hafızayı kullanır. Ufak bir detay, benzeşimin film olarak kaydedilmesi istendiğinde bu özelliğin kullanılması önerilmiyor.

C++ diline girmeden sadece komutlarla Geant4'u kullanmak isterseniz GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission), GAMOS (Geant4-bases Architecture for Medicine-Oriented Simulations) gibi daha sade yazılımlar mevcuttur. Şunu hatırlatmakta fayda var.; bahsedilen kodlar ve benzerleri Geant4 kullanımını kolaylaştırmaktadır. Fakat bu durumda, ancak o kodların izin verdiği yere kadar Geant4 kullanabilirsiniz.



Med. Fiz. Uzm. Doğan Akçay

1987 yılında Ağrı'da doğdu. 2004 yılında İzmir Özel Türk Fen Lisesi'nden, 2010 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2011-2013 yılları arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2013 yılında aynı dalda doktorasına başladı. Doktora eğitimine halen devam etmektedir. 2014 yılından beri Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda medikal fizik uzmanı olarak çalışmaktadır.

EGSnrc KOD SİSTEMİ İLE LİNAK NASIL MODELLENİR?

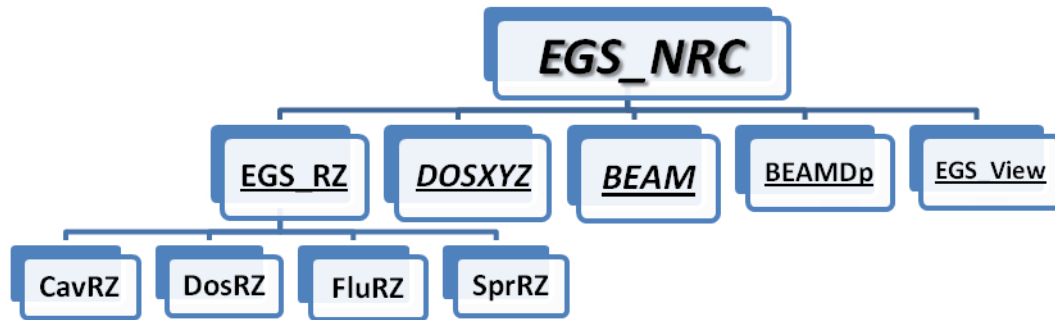
Med. Fiz. Uzm. Boran Güngör

1. GİRİŞ

Monte Carlo(MC) metodunda, fiziksel model yaratılarak olasılık dağılım fonksiyonları yardımıyla rastgele örnekleme yapılır ve istenen simülasyon sonuçları elde edilmeye çalışılır. Medikal fizik uygulamalarında, 1960'lerden itibaren, örnekleme adımlarının belli durumlarda birleştirilip zamandan kazanılmasını sağlayan" birleştirilmiş basamaklar (condensed history- CH)" yöntemi ile, MC metodunun pratik kullanılabilirliği sağlanmıştır. Pek çok çalışmada, MC sonuçları altın standart olarak kabul edilmektedir. EGS (Elektron-Gamma Shower) kod sistemi, Enerji aralığı keV – GeV değişebilen elektron ve foton parçacıklarının belli bir geometrideki taşınımını simüle edebilmek için kullanılan genel amaçlı MC kod paketidir.1980'lerin başlarından itibaren geliştirilerek kullanılmış ve çeşitli alt kod eklentileriyle beraber EGSnrc olarak, özellikle medikal Linak ve ilgili çalışmalar simülasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır.

2. EGSnrc KOD YAPISI

EGSnrc sistemi içerisinde, kendi ayrı ara yüzü bulunan çeşitli amaçlar için düzenlenmiş programlar bulunmaktadır(Şekil1). DOSXYZ ile; homojen veya heterojen ortamlar için, doğrusal vokselize (kullanıcı tarafından belirlenen birim hacim boyutu) fantom geometrisi veya CT setinden tanımlanan veri setinde soğrulan doz elde edilir. BEAMnrc; radyasyon kaynağı, medikal lineer hızlandırıcı, hızlandırıcı radyasyon demeti ve tipik X-ışın tüpü simülasyonu amaçlıdır. EGSnrc_RZ kod grubunda; CavRZ (iyon odası kavitesi dozu), DosRZ(RZ geometrisinde depolanan doz), FluRZ ve SprRZ kodları bulunmaktadır. BeamDp (beam database processor); çıktılar üzerinden çeşitli analizleri yapmak için kullanılır. EGSView, ilgili geometri ve çıktıların



Şekil 1:EGS_NRC kod sistemi içindeki alt kodlar

Simülasyonda foton taşınım fiziğinde; Koherent(Rayleigh) ve inkoherent (compton) saçılma, fotoelektrik emilim ve çift oluşumu etkileşimleri kullanılmaktadır. İnkoherent saçılma, radyoterapi amaçlı foton enerji seviyesinde baskın etkileşimdir. Elektron fiziğinde ise radiative enerji kaybı (brehmsstrahlung) ve atom elektronuyla inelastik çarpışma (atomik iyonizasyon ve uyarılma) bulunmaktadır. Çalışmalarda ve araştırmalarda geliştirilen tesir kesiti verileri EGS kod sisteminin içine gömül-müş olarak bulunmaktadır ve simülasyondaki koşullar ve etkileşim tipine göre kullanılır.

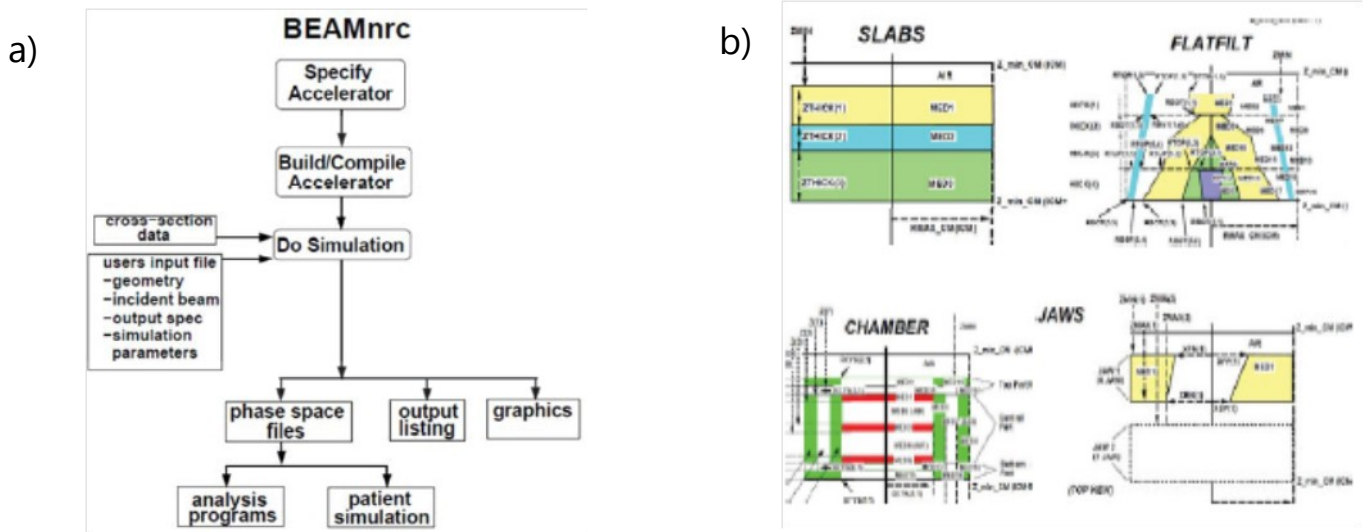
3. EGSnrc SİSTEMİNİN KULLANDIĞI TEKNİKLER VE ALT ALGORİTMALAR

Linak modellemesi için, EGS kod sisteminin kullandığı teknikler ve yöntemleri bilmek önemlidir. Amaç simülasyon doğruluğu ve verimini arttırırken zamanı da kısaltmaktır. Daha önce de vurgulanan CH tekniğinde, enerji ve yön değişimine yol açan elektron etkileşim basamakları tek "adım"da modellenir. Adımın boyutu, yeterli sayıda etkileşimi içerecek kadar büyük fakat simülasyon doğruluğunu bozmayacak kadar küçük olmalıdır. Birleştirme işlemi, ESTEPE olarak adlandırılan ve sürekli proseslerdeki oransal enerji kaybını sınırlayan parametre ile kontrol edilir. EGSnrc sistemi, simülasyon zamanını kısaltmak için otomatik olarak optimum adım aralığını seçen özel elektron taşınım algoritmasına sahiptir, PRESTA (parameter reduced electron step algorithm). Simülasyonun doğruluğunu etkilemeden hızını arttırmak için, adım aralığı artırılıp azaltılabilir. PRESTA, yüksek enerji uygulamaları için yeterli doğrulukta olsa da düşük enerjide ortaya çıkan bazı problemler sebebiyle PRESTA-II üretilmiştir. Ortam ara yüzlerindeki bozulma (artifakt) problemini elemine etmek için, PRESTA ve EXACT algoritması kullanılır.

Yüksek atom numaralı ortamlarda EXACT kullanımı tavsiye edilir. İkincil elektron ve fotonların üretiminde enerji sınır (treshold) değerleri bulunmaktadır (AE ve AP, sırasıyla 0.521 MeV ve 0.700 MeV tavsiyedir). Parçacığın yok edilmesi için enerji limit(cutoff) seviyeleri (elektron ECUT ve foton PCUT, sırasıyla 0.7 ve 0.01 MeV) tanımlanır. Simülasyondaki foton ve elektron etkileşimleri için tesir kesiti verileri ilgili materyal, element bileşimi, yoğunluk seçimine göre önceden tanımlanmıştır ve PEGS4 alt programı tarafından çağırılır. MC sistemlerinde verim önemli bir faktördür. Sistem varyansını azaltıp bir taraftan da zamanı düşürerek verimi arttıracak Varyans Azaltma(VR) teknikleri kullanılır. VR teknikleri; Enerji sınır değerini arttırmak (ESAVE girdisi seçerek), mesafe iptali (range rejection), Brehmstrahlung ayrılması, foton zorlama vb. seçenekleri kullanarak uygulanır. BEAMnrc kodu içerisinde, her parçacığın sistemde bulunduğu süre içerisindeki etkileşim bilgilerinin saklandığı LATCH algoritması bulunmaktadır. Bu algoritma kullanılarak, Linak kafası içerisindeki bileşenlerin sonuca katkısının ayrı olarak incelenebilmesi yapılabilir. Kullanıcı tarafından bu algoritmanın nasıl çalışacağı ile ilgili seçimler yapılır. Parçacık taşınım ile ilgili fiziksel değişkenler ve bazı tesir kesitleri seçilmesi de kullanıcı tarafından yapılmalıdır. (Rayleigh Saçılması, Atomik Rahatlama, Bound Compton Saçılması kullanılıp kullanılmayacağı veya Çift Açılal Örneklemeye, Foton Tesir Kesitleri, Çift Oluşum Tesir Kesitlerinde hangi seçenek kullanılacak gibi.) Burada vurgulanan ve diğer tüm girdiler, "Ana Girdi (Edit Main Input parameters)" kısmında ve bu kısımdan devam ederek "EGSnrc Girdileri (Edit EGSnrc Parameters)" bölümünde seçilerek girilir.

4. LİNAK MODELLEME

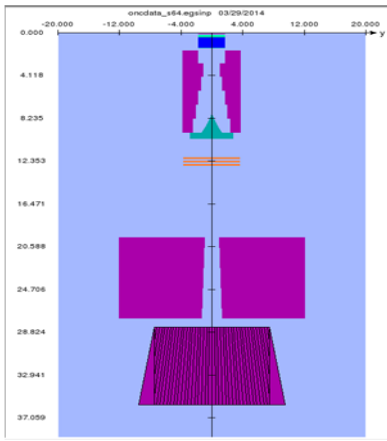
Modelleme aşamasında, geometri ve materyal gibi fiziksel parametreler ve birincil demet bilgilerini tam ve doğru şekilde tanımlamak sonuçların doğruluğu için çok önemlidir. Şekil2-a' da akış şemasında verildiği üzere, ilk adım cihazı tanımlamaktır. Girdi dosyası içerisinde kullanıcı, kod içinde hazır halde bulunan "Kafa bileşenleri (komponent modül)" tiplerinden ilgili Linak bileşenine göre seçer. Hedef, düzleştirici filtre, kolimatörler, MLC vb. için özelleşmiş modüller vardır ve sırasıyla yerleştirir(Şekil2-b). Her komponent için kullanıcı tarafından geometrik detaylar ve materyal bilgisi girilir. Ana Girdi (Main Input parameters) kısmında; gerekli veri çıktı(çıkıtı) tipi, taşınım fiziği modelleme (ECUT, PCUT, Brehmstrahlung vb.) parametreleri, tesir kesiti verisi, radyasyon kaynağı(birincil demet) girdileri, simülasyona gönderilecek ilk parçacık sayıları, mesafe iptali, foton zorlama gibi VR seçenekleri de kullanıcı tarafından uygulanır.



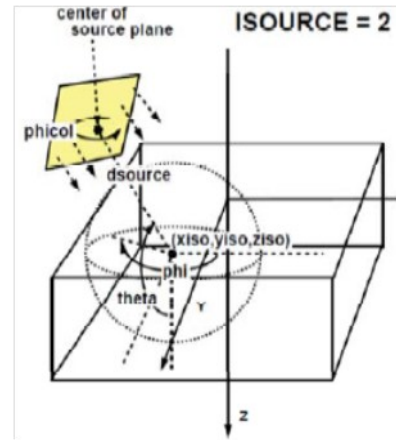
Şekil 2:(a) BEAMnrc kod uygulama şeması.(b) BEAMnrc hazır linak kafa bileşen modülleri

Birincil demet tipi ve parametreleri seçiminde, BEAM kodu içerisinde çeşitli tiplerde kaynak modeli bulunmaktadır. RT Linak dizaynında genelde, üstten elektron demeti tipi (gauss dağılımlı) seçilir. Sonrasında önemli parametreler olan demet geliş geometrisi, demet profil bilgileri (standart sapma, yarı maksimumdaki tam kalınlık FWHM) girilir. Genellikle cihaz üreticileri tarafından sağlanması zor olan birincil demet verilerinde doğru seçimleri yapmak için bir miktar ayarlama(deneme-yanılma) çalışmaları gerekebilmektedir.

Linak Model geometrik ve materyal verilerini kontrol amacıyla, ilk olarak kod içindeki Build/Compile işlemi ile tarama yapılır. Tarama sonucunda herhangi bir hataya rastlanmaz ise Linak fiziksel olarak inşa edilmiş olur ve görsel inceleme yapılabilir (Şekil3). Sonrasında ,tüm verilerin tamamlanmasını takiben simülasyon çalıştırılır (Run).Sisteme gönderilen ve çıkan parçacık sayısına ,simülasyon karmaşıklığına göre gereken süre değişir.



Şekil 3:BEAM nrc Linak fiziksel modelleme sonrası görünüm



Şekil 4:BEAM çıktısı olan PSP dosyasının DOSXYZ ye girdi olarak kullanılması örneği

BEAM kodunun tipik çıktısı Faz Uzak Dosyalarıdır(PSP). PSP içinde, tüm parçacıkların kullanıcı tarafından pozisyonu belirlenen bir veya birkaç pozisyondaki skorlama alanını geçtiği andaki bilgileri (enerji, ağırlık, yük, geçmiş etkileşimler, yön vb.) bulunur. PSP, BeamDP ara yüzü ile işlenebilir fakat Linak simülasyonunda esas amaç, bu çıktıyı DOSXYZ koduna girdi olarak kullanmaktır. Bu amaçla, PSP çıktısının DOSXYZ girdi(kaynak) olarak tanımlanabileceği kaynak tipi seçilir (Şekil 3). DOSXYZ içinde su fantomu tasarımı yapılarak, kullanıcı tarafından birim hacim boyutu, fantom materyali ve özellikleri, homojenitesi gibi veriler girilir. Daha sonra, girdi PSP pozisyonu, fantoma gönderilecek parçacık sayısı ve özellikleri, parçacıkların kaç kez kullanılacağı ve EGSnrc Girdileri (Edit EGSnrc Parameters) girilerek simülasyon çalıştırılır. DOSXYZ kodu tarafından oluşturulan ve absorbe doz bilgilerinin bulunduğu "3ddose" uzantılı çıktı dosyası, çeşitli ara programlar ile işlenerek gerekli veri çekilir ve istenen sonuçlar analiz edilebilir. (pdd,profil vb.) DOSXYZ kodu içerisinde ayrıca direk CT veri setini (DICOMRT formatını) çekerek fantom oluşturma seçeneği de bulunmaktadır.

5. SONUÇ

EGS/BEAMnrc sistemi, Linak modellemek için kullanıcı dostu ara yüz ve hazır bileşenler içermektedir fakat simülasyonu doğru şekilde yapabilmek için tecrübe önemlidir. Bu tecrübe de basitten karmaşığa gitmekle kazanılabilmektedir. Pek çok çalışmada, MC simülasyon sonuçları ölçüm veya klinik durumların doğrulaması amaçlı kullanılmaktadır. Genellikle standart birkaç basit alan veya durum için simülasyon ve ölçüm sonuçlarını uygun hale getirmek, daha sonra yapılmak istenen çalışmalarda fayda sağlayacaktır.



Med. Fiz. Uzm. Boran GÜNGÖR

1981 yılında Denizli’de doğdu.2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bölümünü bitirdikten sonra 2007 yılında yüksek lisansını yine Hacettepe Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde ve Sağlık Bilimleri Enstitüsünden dersler alarak tamamladı.2006-2008 yılları arasında Aktif Çare Şirketi Mersin Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalıştı.2009 yılı Ocak ayından bu yana MNT Sağlık Hz. A.Ş. Balıkesir Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Biriminde çalışmaktadır. Boş zamanlarını ,en değerli varlıkları olan biricik eşi ve "Güneşiği" kızıyla geçirmek kendisi için paha biçilemezdir.

Kernel Tabanlı Algoritmalar ve Model Tabanlı Doz Hesaplama Sistemlerinde Monte Carlo Kullanımı

Med. Fiz. Uzm. Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

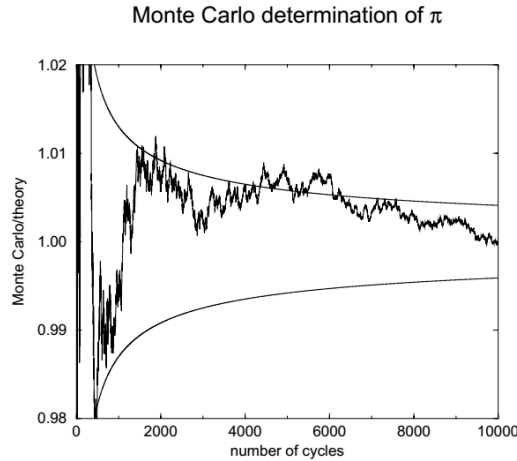
Radyasyon etkileşimleri Doğrusal Boltzman taşınım denklemleri ile ifade edilir. Eşitlik 1 ve 2’de sırası ile foton ve elektron için yazılmış Doğrusal Boltzman taşınım denklemleridir.

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Psi^\gamma + \sigma_t^\gamma \Psi^\gamma = q^\gamma + q^\gamma \quad (1)$$

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Psi^e + \sigma_t^e \Psi^e - \frac{\partial}{\partial E} (S_R \Psi^e) = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^e \quad (2)$$

Denklemlerde yer alan açısal fluenseler (Ψ) ve kaynak (q) terimi enerji, yönelim ve konuma bağlıdır. (x, y, z) konumundan E enerjili üç boyutlu uzayda Ω yönünde ilerleyen radyasyonun gireceği etkileşimi ve neticesinde hangi yöne hangi enerjiyle gideceğini hesaplamamıza yarayan denklemlerdir. Ancak denklemin analitik bir çözümü yoktur. Bu yüzden denklem stokastik veya deterministik olarak çözülmelidir. Doğrudan bir analitik çözüm olmamasına rağmen analitik çözüm bazı şartlar idealize edilerek sağlanabilir. Ancak idealize edilen şartlar ne kadar çok olursa sonucun geçerli olduğu aralık o kadar daralacaktır. (Bazı kaynaklarda kernel ve analitik yöntemler birbirinden farklı iki yöntem olarak ifade edilirken bu yazıda iki yaklaşıma birden analitik yöntem denilmiştir.)

Monte Carlo yöntemi taşınım denklemini stokastik olarak çözer. Parçacıkların hikayelerini takip edip kaydederek sonuca ulaşmaya çalışır. Gerçek sonuca yakınsamak içinse örnekleme sayısının artırılmasına ihtiyaç duyar. Şekil 1’de örnekleme sayısına bağlı olarak pi sayısına yakınsamanın grafiği verilmektedir (1).



Şekil 1. Örnekleme sayısına bağlı olarak Pi sayısına yakınsama

Monte Carlo doğan bir parçacığın nerede doğduğuna (konumuna), ne yönde ilerleyeceğine, ilerlerken hangi noktada etkileşime gireceğine, hangi etkileşime gireceğine, etkileşim sonrası hangi yöne saçılacağına ve saçılma sonrası enerjisinin ne olacağını dağılım fonksiyonları üzerinden hesaplar. Etkileşimler sonrası parçacık enerjisi eşik değerinin üzerindeyse döngü tekrar başlar ta ki enerji eşik değerinin altına düşene ya da parçacık yutulana kadar. Takip edilen bu etkileşim hikayeleri esnasında farklı parçacıklar doğabilir. Monte Carlo onların hikayelerini kayıt altına alarak takip eder. Böylece ortaya karmaşık bir çözümleme sistemi çıkar. Sonuçtaki istatistiki belirsizliği azaltmak için örnekleme sayısını arttırmak ya da birtakım yaklaşımlar uygulamak gerekir. Bu yaklaşımlara Varyans azaltma (varyans reduction) teknikleri denir. Temelde amaç daha az parçacıkla (daha az hesaplama gücü ihtiyacı ile) ve sonuç olarak daha az sürede aynı istatistiki belirsizliğe sahip sonuçlar elde edilebilmektedir.

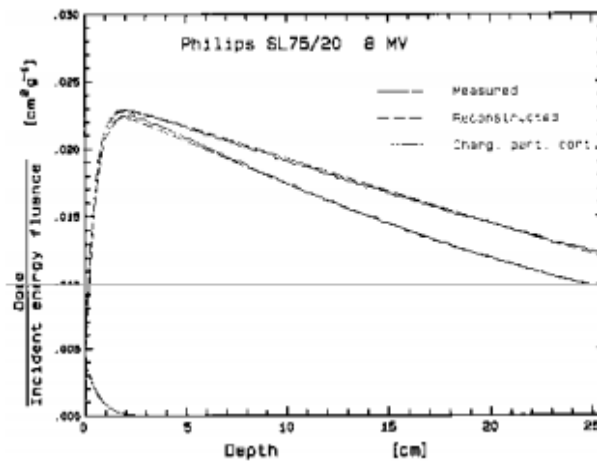
Medikal Fizik Monte Carlo'nun ve tekniklerinin farklı amaç, aşama ve şekillerde kullanıldığı bir disiplindir.

Monte Carlo'nun başlıca kullanım alanlarını şu şekilde sıralayabiliriz (2);

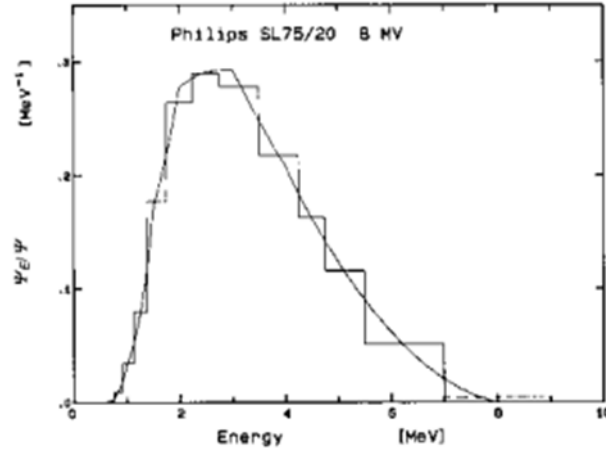
- Radyasyon Üreticinin modellenmesi:
 1. Eksternal radyoterapi cihazının modellenmesi
 2. Brakiterapi cihazları ve aplikatörlerinin modellenmesi
- Hastada Doz Hesabı
 1. Radyoterapi uygulamalarında doz hesabı
 2. Kilovoltaj Megavoltaj görüntülemelerde doz hesabı
 3. Radyonükleid tedavilerinde doz hesabı
- Hasta Doz Hesabı Kalite Kontrolünde
- Proton, PET ve iyon tabanlı tedavi ve uygulamalarda
- Protokollerde kullanılan dedektör parametrelerinin eldesinde
- Doz hesaplarında kullanılan kernellerin üretilmesinde

Tedavi planlama sistemlerinde doğrudan dozun hesaplanmasında kullanılabildiği gibi doz hesaplamasında kullanılan kernellerin üretilmesinde de kullanılmaktadır. Hem kalem hüzmeye kernellerin hem de nokta kernellerin üretilmesinde Monte Carlo kullanılabilmektedir. Literatürde çok farklı yaklaşımlar olmakla beraber burada sadece bazı temel örnekler üzerinde durulmaya çalışılacaktır. Eksternal radyoterapi cihazında çıkan fotonlar sabit enerjili olmayıp bir spektruma sahiptir ve tedavi cihazını modellemek için spektruma ihtiyaç duyulur. Cihaza ait spektrumu tespit etmek amacıyla Monte Carlo ile tek enerjili foton demetleri için doz dağılımları hesaplanır. Bu hesaplamalar sonucunda elde edilen bu doz dağılımları farklı ağırlık faktörleri kullanılarak toplanır (4) ve Şekil 2'deki gibi ölçümlerde elde edilen sonuçlara ulaşmaya çalışılır. Ağırlık faktörleri dağılımı analitik kerneller kullanılarak öngörülen enerji spektrumudur (Şekil 3). Kernel eldesinde Monte Carlonun kullanılması 80'lere dayanan bir metottur (3-4).

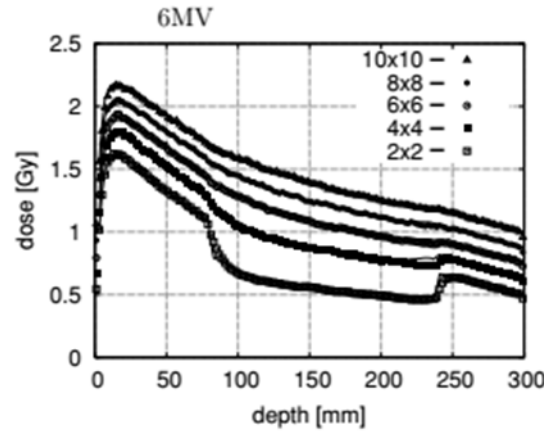
Monte Carlo ile kernel üretilbildiği gibi heterojen ortamlar için kernel fonksiyonun geliştirilmesinde de kullanılmaktadır. Heterojen ortamlarda kernel tabanlı hesaplamalardan daha doğru sonuç almak için kernele yoğunluk düzeltmesi parametresi katmak amacıyla Jelen ve arkadaşları (5) çalışma yapmıştır. Çalışmada kernel parametrelerin yanı sıra heterojenite düzeltme faktörlerini hesaplanmasında da Monte Carlo'dan faydalanılmış olması Monte Carlo uygulamaları açısından güzel bir örnek teşkil eder. Şekil 3'te Jelen ve arkadaşlarının (5) kalem hüzmeye kerneli kullanarak heterojen ortam için yaptıkları doz hesabının Monte Carlo verileri ile karşılaştırılması görülmektedir.



Şekil 2. Ahnesjo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmadan ölçülen ve modellenen derin dozların karşılaştırmasına ait bir örnek



Şekil 3. Ahnesjo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmadan bir spectrum örneği

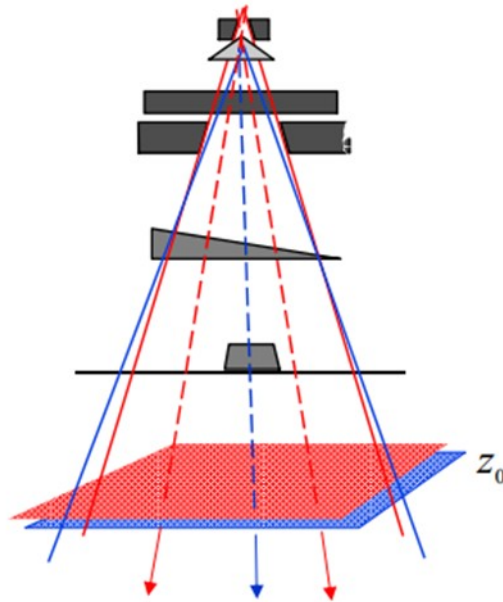


Şekil. 4 Jelen ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmadaki derin doz eğrilerinin karşılaştırma grafikleri

Doğrusal hızlandırıcılarda düzleştirici filtrenin etkisine bağlı olarak spektrum uzaysal konuma bağlı olarak değişim gösterir. Daha fazlası kolimatörlerden gelen saçılmalar, elektron kontaminasyonu soğrulan dozu etkileyen faktörlerdendir. Elektronların çarptırılarak fotonların üretildiği hedef asıl radyasyon kaynağı olsa da fotonların hasta ya da fantom yüzeyine gelene kadar yaptıkları etkileşimler birden fazla radyasyon kaynağının oluşmasına neden olmaktadır. Bu kaynakların varlığı çok kaynaklı ışın modellemesi kavramını oluşturmaktadır. Bu etkilerin varlığı doğrusal hızlandırıcının modellenmesi gereksinimini doğurmuştur. Bu noktada doz hesaplamalarını ikiye ayırdığını varsaymak yanlış olmaz. Birincisi radyasyonun hastaya gelene kadar olan etkileşimlerinin hesaplanması sürecidir ikincisi ise hastadaki dozun hesaplanması sürecidir. Birinci aşama birçok parametrenin hesaba katılmasıyla cihaz modellemesi yapılır. İkinci aşamada ise modelleme kullanılarak hesaplanan faz uzayı verilerinin hastadaki dozu hesaplamada kullanılmasıdır. İkinci kısımda yer alan hastadaki dozun hesaplanması sürecinde kullanılan algoritma Monte Carlo olabileceği gibi Doğrusal Boltzman taşıyım denklemini deterministik olarak çözen bir algoritma ya da kernel tabanlı bir algoritma olabilir. Şekil 5'te modellemede radyasyon kaynağı olarak dikkate alınan öğelerin ve faz uzayı düzlemini gösteren bir çizim bulunmaktadır. Modelleme aşamasında söz konusu kaynaklar ne kadar detaylı olarak hesaba katılırsa o kadar gerçekçi sonuç elde etmek mümkün olacaktır.

Monte Carlo ile oluşturulan faz uzayı verileri araştırmalar için mükemmel bir araçtır ancak hastadaki dozu hesaplamada kullanılacak algoritmanın ihtiyaç duyduğu faz uzayı bilgisini her tedavi için tamamen monte carlo kullanılarak hesaplamak pratik değildir. Bunun yerine Monte Carlo kullanarak daha önce hesaplanmış bazı parametreler ile benzeştirme yapmak daha gerçekçidir. Rutinde hesaplama hızına duyulan ihtiyaç sağlanmış olur.

Faz uzayı eldesi için ihtiyaç duyulan parametreler cihaz modellemesi esnasında çeşitli optimizasyon yöntemleri kullanarak hesaplanır. Rutin uygulamada faz uzayını hesaplayan programlara fulence hesaplama motoru denir. Bu noktada doz hesaplamasının başarısı detayların modellemeye nedenli başarılı katıldığıyla ve devamında faz uzayının ne denli başarılı olduğuna bağlıdır.



Şekil 5. Fluence Modelinde kaynak olarak dikkate alınan öğeleri ve fazuzayı düzlemini gösteren bir çizim

Doğrusal Boltzman denklemlerinin çözümünde izlenen yola kadar, çözümlemelerin ne kadar detaylı yapıldığı da önemlidir. Fantom ya da doku yüzeyine gelen fotonların enerji spektrumu sabit kabul ederek yapılan bir Monte Carlo modellemesinin sonuçlarının spektrumun konuma bağlı değişiklik gösterdiğini ihmal etmeyen bir cihaz modellemesi kullanan analitik çözümün sonuçlarından daha doğru olması beklenmemelidir.

Referanslar

1. <http://umich.edu/~nersa590/MCbook.pdf>
2. J. Seco, F. Verhaegen "Monte Carlo techniques in radiation therapy", 2013, Taylor and Francis Group
3. R Mohan and Cs Chui (1987) Use of fast Fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped fields for three-dimensional treatment planning. Med Phys 14, 70-7
4. A Ahnesjo and P Andreo (1989) Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations Phys Med Biol 34, 1451-64
5. Jelen, U., Alber, M., A finite size pencil beam for IMRT dose optimization: density corrections, *Physics in Medicine and Biology*, 52, 617-633, **2007**



Med. Fiz. Uzm. Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

1980 Artvin doğumludur. 1998 yılında Ankara Gazi Anadolu Lisesinden 2004 yılında Hacettepe Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Bilim Uzmanlığı Yüksek Lisans Programından 2008 yılında mezun oldu. Hacettepe Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümünde doktora programına devam etmektedir. 2007-2011 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkoloji Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmıştır. 2011'den günümüze MNT Sağlık Hizmetleri AŞ.'de Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

Tüm Vücut Işınlaması (TVI)

Med. Fiz. Uzm. Esil KARA

Kemik iliği transplantasyonu, hematolojik- lenfoid kanserler başta olmak üzere bazı solid tümörler ve bir grup genetik geçişli malign olmayan hastalık grubunun tedavisinde etkin olarak kullanılmaktadır. Tüm Vücut Işınlama (TVI) hematopoetik kemik iliği transplantasyonlarının hazırlık aşamasında önemli rol oynamaktadır. Bu yazımda medikal fizikçiler için farklı bir dozimetrik hazırlık gerektiren TVI ışınlamasının esaslarını özetleyeceğim. Klinik endikasyonlar ile ilgili bilgi verdikten sonra ışınlama teknikleri, temel dozimetri yöntemleri ve kliniğimiz ONKO Ankara Onkoloji Merkezi'nde uyguladığımız TVI tekniği ile bilgi vereceğim.

KLİNİK ENDİKASYONLAR

Hematopoetik kemik iliği transplantasyonu sağlıklı bir donörden (allojenik transplant) veya hastanın kendisinden (otolog transplant) alınan kemik iliğinin hastaya transplante edilmesi işlemidir. Donör kök hücreler, alıcının hematopoietik ve bağışıklık sistemlerini yeniden kurarlar. Transplant öncesi protokoller ve iyileştirme rejimleri, hastanın hematopoietik pluripotent kök hücrelerinin ortadan kaldırılması amacı ile uygulanır. Bu tedaviler farklı kemoterapi ajanları veya TVI ışınlamasını içeren kemo ve radyo – terapi uygulamaları ile birlikte verilirler. Transplant öncesi uygulanan TVI hastada var olan rezidüel malign hücreleri yok etmek (cyto-ablasyon), hastanın kemik iliği elemanlarını yok ederek verilecek kemik iliği hücrelerinin yerleşmesine uygun ortam hazırlamak (myelo-ablasyon) ve hastanın bağışıklığını baskılayarak verilecek iliğin reddini engellemek (immünsupresyon) gibi amaçlarla yapılır. TVI ın kesin endikasyonları çocukluk ve yetişkin lösemileri olan Akut lenfoblastik lösemi (ALL), Akut miyeloid lösemi (AML), kronik miyeloid lösemi (CML) ve Miyelodisplastik sendrom (MDS) olarak belirlenmiştir. Çocukluk çağı solid tümörlerinde (Nöroblastom Nöroblastom, Ewing sarkomu, Plasmositom/multiple miyelom, Aplastik anemi, Fanconi) TVI kullanımı opsiyonel olarak belirtilmiştir. Hodgkin's hastalığı (HD) ve Non-Hodgkin lenfoma (NHL) da ise TVI uygulaması klinik test aşamasındadır.

Myelo-ablasyon amacı ile yapılan TVI sayesinde kemik iliği transplantasyonu geçirmiş bir hastanın transplante hücrelerinin alıcı hücrelerce zararlı kabul edilip öldürülmesinin önlenmesinde etkin bir immünsupresyon sağlanabilir. Bu tedavi rejimi genellikle kapsamlı bir kemoterapi programı ile TVI ve kemik iliği transplantasyonunun birleştirilmesiyle uygulanır. Bu tedavi için radyoterapinin supraletal dozu 7-15.75 Gy olarak verilmiştir. 2 Gy'in altında fraksiyon dozu verilerek uygulanan düşük doz TVI ise non-myeloablasyon TVI olarak tanımlanır. Bu tedavi 55 yaşın üstünde allojenik transplantasyon yapılacak hastalara veya transplantasyon yapılmış ancak supraletal radyoterapi dozunu henüz almamış hastalarda uygulanır. Düşük doz cyto-ablasyon TVI olarak tanımlanan tedavi ise 10-15 Gy'lik fraksiyonlarla haftada 2-3 defada toplam 1-1.5 cGy olacak şekilde uygulanır. Bu tedavi düşük grade'li NHL ve kronik lenfoid lösemilerin tedavisinde kullanılır.

TVI da hedef tüm selüler immün sistemi dolaşan hücreleri de içeren belli veya belirsiz malign hücre klonlarıdır. Cilt dahil tüm vücut hedef volüm olarak kabul edilir. Yüksek nüks riski taşıyan ve meninks, testis ve abdominal lenf nodları gibi bulky tümör bölgeleri ek lokal radyoterapi gerektirebilir. Kritik organlar olarak akciğerler, lensler, böbrekler ve gonadlar belirtilmiştir. Akciğer, beyin ve gözler için kullanılan kompensatörler, interstisyel pnömoni, bilişsel işlevlerde bozulma ve katarakt gibi bazı yan etkilerin ortaya çıkmasını kontrol altına alabilir.

20 yılı aşkın bir zamanda elde edilen verilere göre fraksiyone ve hiper-fraksiyone TVI ışınlamalarında yan etki görülme olasılığı yüksek doz TVI ışınlamalarına (8-10 Gy) göre daha düşüktür. Radyoterapiye bağlı toksisite ve ölüm görme olasılığı günde bir veya daha fazla fraksiyonlar şeklinde verilen TVI tedavilerinde daha düşüktür. 10 Gy'in üstüne çıkılan TVI ışınlamalarında ise ikincil kanser görme olasılığı ciddi olarak artmaktadır. Bu olasılıklar 10 Gy in altında %0.9, 12 Gy'in üstünde %1.9 ve 13 Gy'in üstünde %4.1 olarak verilmiştir.

İŞINLAMA TEKNİKLERİ

TVI ışınlaması için teknik seçerken iyi bir doz homojenitesi sağlayacak, tüm vücutta doz dağılımının homojen olmasına olanak veren bir teknik tercih edilmeli. Seçilen teknikte akciğerler korunabilmeli ve gerekirse böbrek ve karaciğer koruması da yapılmasına olanak veren bir teknik olmalı. Ayrıca fraksiyonasyona uygun, tekrarlanabilir, hastanın hareket etmeden yatmasına uygun, hasta ve ekip için konforlu bir teknik tercih edilmeli.

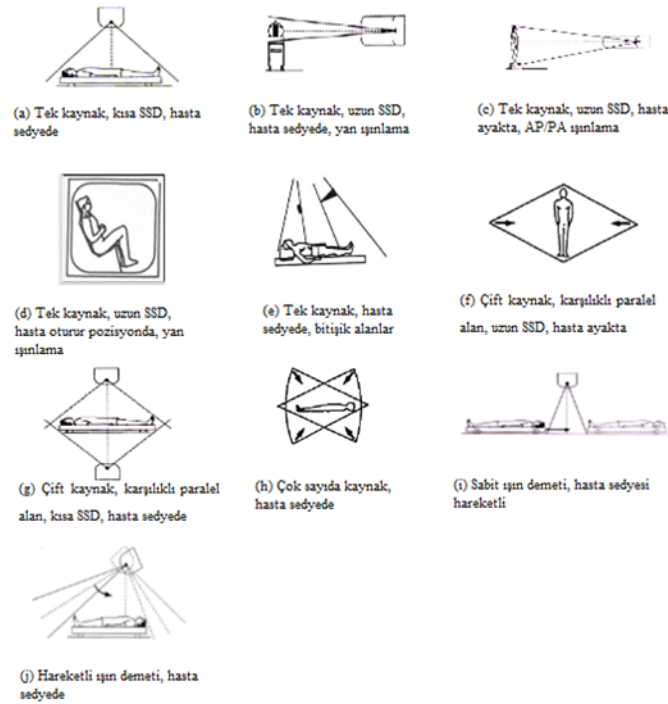
TVI için çok sayıda efektif radyoterapi tekniği geliştirilmiştir. Tekniklerin bir kısmında küçük alanlar kullanılırken büyük bir kısmında geniş alan tekniği kullanılır. Küçük alanlardan verilen tedavilerde teknik olarak alan çakışması; biyolojik olarak sistemik dolaşımdaki malign hücrelerin hareketine bağlı değişen tedavi volümü ile hedef hücrelerin tedavi alanından çıkması ihtimali vardır.

Geniş alan tekniği bir seferde tüm vücudun ışınlanmasına olanak sağlar ve bu dezavantajları ortadan kaldırır. En geniş tedavi alanı açılır, hasta kaynaktan normal SSD mesafesine göre çok daha uzak; 200-600 cm gibi bir mesafeye yerleştirilir ve ışının diverjans özelliğinden faydalanılarak tüm vücudun radyoterapi alanına girmesi sağlanır.

TVI'da tedavi mevcut imkânlar göre tek ya da çok sayıda kaynak ile verilebilir. TVI tekniklerinden Anteroposterior tekniği (AP/PA) ve İki yan alan tekniği (bilateral TVI) kolay uygulanabilir olması nedeni ile tercih edilirler.

AP/PA tekniğinde hasta ayakta ya da yan yatar pozisyonda olmak üzere ön arka alanlardan tedaviye alınır. Bu teknikte doz homojenitesi sıklıkla iyi sağlanır. Akciğerlerin fazla doz almasının önlenmesi önemlidir. Ayrıca bu teknik ayakta uygulanacak ise hastanın tedavi esnasında immobilizasyonu gerekir. Anestezi eşliğinde alınacak çocuk hastalarda ve çok uzun boylu hastalarda bu tekniğin kullanılması mümkün değildir. Bilateral TVI da ise hasta tedavi masasına sırt üstü uzanır ya da rahat bir pozisyonda oturtulur. Bu teknikte vücut kalınlıklarının değişkenliği doz dağılımını etkileyebilir. Bunun için ilgili aparatlarla bu fark en aza indirilerek homojen dozlarda tedavi verilmeye çalışılır.

TVI teknikleri Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1

TVI uygulanan kliniklerde, tedavi cihazına ve tedavi odasının koşullarına göre en uygun metot seçilerek dikkatlice uygulanmalıdır.

TVI da geleneksel tedavi tekniklerdekine benzer dozimetrik verilere ihtiyaç duyulur. Ancak kullanılan alanın büyüklüğü ve uzak SSD mesafesinden dolayı geleneksel tedavi şartlarında belirlenen dozimetrik veriler TVI için kullanılamaz. TVI dozimetrisinde kaynaktan ve kolimatörden meydana gelen saçılmalar ihmal edilebilir. Bununla beraber yer ve duvardan gelen saçılmalar dozu artıracığından TVI ile aynı geometride yapılan özel bir dozimetriye ihtiyaç duyulmaktadır.

AAPM Task Group-29'a göre TVI da verilen dozun doğrulanması için:

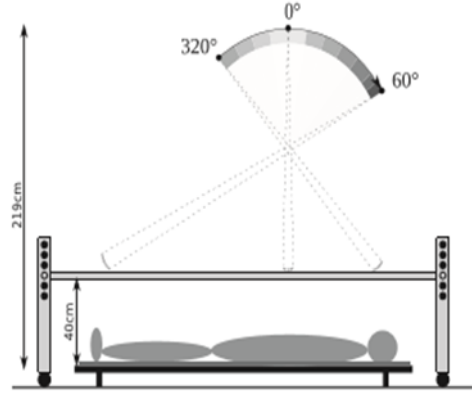
Geniş alan TVI ışınlamalarında absolute doz kalibrasyonu tedavi mesafesinde su ya da su eşdeğeri fantomlarla ölçülmelidir. Geniş alan ışınlamalarında oluşacak çoklu saçılmalar nedeniyle minimum 30x30x30 cm³ lük fantomlar tercih edilmelidir. Standart fantomların üzerinde tüm saçılmaların hesaba katıldığı ölçümler yapılmalıdır.

Dozlar hasta üzerinde farklı vücut kalınlıklarında ölçülerek doğrulanmalıdır.

TVI Ark Terapi

Tüm bu tekniklere ek olarak Anika Jahnke ve arkadaşları TVI ark terapi ile ilgili başarılı bir çalışma yapmışlar. Önerilen tedavi tekniğinde standart tedavi odası için optimum doz homojenizasyonunu 22 hasta için sağlayabilmişler.

Hastalara 2 Gy'lik fraksiyonlarla günde 2 fraksiyon toplam 2-6 fraksiyon arası tedavi uygulanmış. Kaynak masa uzaklığı 219 cm olarak olarak setup hazırlanmış ve demet izomerkezi göbek deliği ile çakıştırılmış. Hasta her fraksiyonda yüzüstü ve sırtüstü olmak üzere 2 ark tedavi almış. Akciğer koruması için kurşun bloklar kullanılarak akciğerlerde orta hat dozunun 8-9 Gy i geçmemesi sağlanmış. 10x40 cm²'lik alan açıklığında 320° ile 60° gantri açıları arasında Şekil 2'deki gibi hasta ışınlanmış. 30 cm'i geçmeyen hastalarda, düzleştirici filtresi ve rotasyon terapi yeteneği olan her cihazda bu tekniğin uygulanabileceğini belirtmişler. Ayrıntılarını fazla veremeyeceğim bu tekniği de okumak isteyebilirsiniz.



Şekil 2

Fantom Dozimetrisi

Fantom dozimetrisi aşamasında TVI için kullanılan geometri ile aynı şartlarda, fantomda soğurulan doz ölçümleri yapılarak doz hesabında kullanılacak veriler elde edilir. Doz hesaplamasındaki en temel basamaklardan biri radyasyon demetinin merkezi eksen boyunca derin doz dağılımlarının belirlenmesidir. Derin doz dağılımları Yüzde Derin Doz (%DD), Doku Hava Oranı (TAR), Doku Fantom Oranı (TPR) ve Doku Maksimum Oranı (TMR) gibi veriler ile karakterize edilir. TVI, standartları belirlenmiş bir tedavi olmadığından her merkez kendi şartlarına uyan tekniklerden birini seçer veya kendine uygun yeni bir teknik geliştirir. Bu nedenle tedavide kullanılacak enerji, uzaklık, hasta yatış pozisyonu ve tedavinin diğer bütün özellikleri her tedavi merkezinin kendi fiziksel şartları ve teknik olanaklarına göre farklılıklar gösterir. Klinikte tedaviye uygun TVI tekniği belirlendikten sonra tedavi masasının merkezinde yatay ve dikey doz profilleri, %DD ve TMR eğrileri elde edilmelidir.

Hasta Dozimetrisi

TVI'nın özel bir tedavi yöntemi olması doz hesaplamalarının daha önemli bir hale getirmektedir. TVI' da fiziksel doz hesaplamaları, seçilen bir referans noktasına göre yapılır. Referans noktası olarak vücudun yaklaşık olarak orta hattında yer alması ve çevre dokularla önemli soğurma farkı olmaması nedeniyle genellikle göbek orta hattı seçilir. Vücudun diğer bölgelerinin alacağı dozları, referans noktasına verilen doz belirler. Vücut konturunun değişken olması ve dokulardaki yoğunluk farklılıkları (kas, kemik, hava) nedeniyle doz homojenitesi bozulmaktadır. Tedavi planlamasında vücut içerisine dozun homojen olarak dağıtılması gerekir. Bu nedenle yapılan hesaplamaların in-vivo dozimetri ile doğrulanması, tedavinin kalitesi açısından son derece önem taşır. Fantom dozimetrisi ile output faktörleri, D_{max} ve profiller elde edildikten sonra tedaviye başlamadan rando fantom ölçümleriyle mutlaka doz kontrolü yapılmalıdır. Rando fantomda baş, boyun, omuz, akciğer, umblikus ve kalın pelvis düzeyinde TLD yardımı ile doz ölçümleri yapılır. Işınlama sonrasında okunan TLD doz değerleri ölçümler ile kabul edilebilir bir uyum içindeyse TVI tedavisi uygulanabilir. TVI' da tedavinin doğru olarak uygulanmasını sağlamak için in-vivo dozimetrisinin kullanılması çok önemlidir. Hastaya verilen dozlar tedavi esnasında ölçülmeli ve bu dozlar hesaplanan doz değerleri ile kıyaslanarak kabul edilebilir limitler içerisinde olması sağlanmalıdır. En sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri

Doku Kompansatörleri ve Korumalar

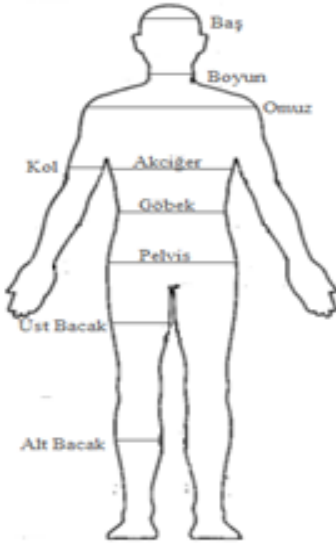
Temel dozimetri ölçümleri genellikle su eşdeğeri fantomlarda yapılmaktadır. Hesaplamalar hastanın dokularının su eşdeğeri olduğunu varsayarak yapılır. Kaslar ve yağ dokuları için bu doğru bir yaklaşımdır ancak bu yaklaşım kemik ve akciğer dokuları için büyük doz hatalarına neden olabilir.

Tedavi alanına giren akciğerler, sahip oldukları düşük yoğunluk nedeniyle hedef hacme verilen dozdan daha yüksek doz alırlar. Akciğer dokusunda soğurulan doz kalınlık, hacim, vücudun pozisyonu, dozun tanımlandığı nokta ve kullanılan demetin kalitesi ile değişir. Yapılan çalışmalar eşik değerinden sadece %5 daha fazla doz alması akciğerlerdeki toksisiteyi %20 ile %50 oranında artırdığını göstermektedir. Bu nedenle TVI da akciğerlerin aldığı dozun tolerans değerini geçmemesi sağlanmalıdır. Bu doz kontrolü yapılırken akciğerlerin çok düşük doz alması durumunda da tedavinin başarısının azalacağı unutulmamalıdır. Akciğerlerin aldığı dozun azaltılması için doku eşdeğeri kompensatörler ya da hastaya özel hazırlanmış kurşun korumalar kullanılabilir. AP/PA tekniği ile uygulanan tedavilerde kurşun koruma kullanırken mediasten dozunun hasta için kritik olup olmadığına dikkat edilmesi önemlidir.

Lösemilerde TVI da cilt dozu da önemlidir. Megavoltaj foton demetleri kullanılarak yapılan ışınlamalarda cilt dozu maksimum doz (D_{max}) noktasındaki dozdan (build-up) oldukça azdır. Kullanılan foton enerjisi arttıkça demetlerin build-up derinlikleri de artar. 6 MV ve üzeri enerjilerde cildin alacağı doz düşer. Malign hücre eradikasyonunu sağlamak için cilde yakın bir mesafeye akrilik ya da pleksiglassdan yapılan bir ışın saçıcı materyal yerleştirilmesi durumunda saçılan elektronlar ve düşük enerjili fotonlarla cilt dozu artırılır. 1cm kalınlığındaki bir pleksiglass ışın saçıcının cilde 10 cm yakınına yerleştirilmesi durumunda cilt yeterli olan dozu alır.

ONKO Ankara Onkoloji Merkezi'nde Kullanılan TVI tekniği

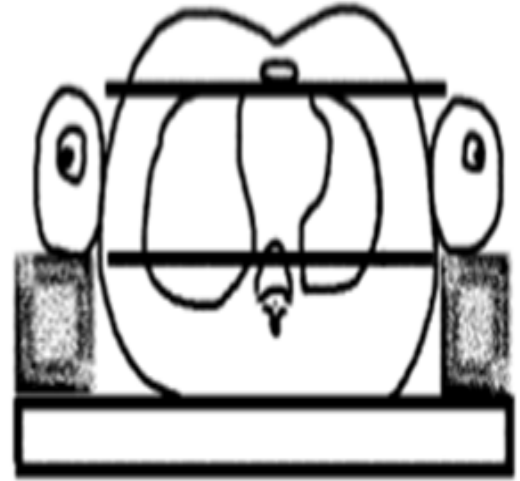
Kliniğimizde tek kaynak ile uzak SSD bilateral TVI tekniği kullanılmaktadır. Tedaviye başlamadan önce yandaki Şekil 3'te görüldüğü gibi vücudun belli bölgelerinin kalınlık ölçümlerini yapıyoruz. Hastayı tedavi odasında izomerkezden 500 cm uzakta bulunan bir masa üzerine Şekil 4'te görüldüğü gibi yatırıyoruz. 40x40 cm² alan genişliği ve 45° kolimatör açıklığında, TVI tedavi masasında uzak SSD değerinde elde ettiğimiz profil, %DD, TMR ve out-put değerlerini kullanarak tedavi süresini hesaplıyoruz. Hastanın orta hattı ile masanın orta hattının aynı düzlemde olduğundan emin olduktan sonra doku kompensatörü olarak kullandığımız sıkıştırılmış pirinç torbalarını gerekli yerlere ekliyoruz. Akciğerdeki doz artışını engellemek için hastanın kendi kolunu Şekil 5'te görüldüğü gibi akciğer hizasında tutup kol ile vücut arasında sıkıştırılmış pirinç torbası ekleyip doz homojenizasyonunu sağlıyoruz. Cilt dozunu arttırmak için hasta ile demet arasına önceden ölçümünü yaptığımız saçıcı bir levha yerleştiriyoruz. İn-vivo dozimetri için tedavi sırasında baş, boyun, akciğer, umblikus ve pelvis bölgelerine TLD yerleştirip okuma sonuçlarını ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırarak tedaviyi tamamlıyoruz.



Şekil 3



Şekil 4



Şekil 5

Referanslar

1. Jahnke A. - Arc therapy for total body irradiation – A robust novel treatment technique for standard treatment rooms – Radiotherapy and Oncology (2014).
2. Wheldon TE. - The radiobiological basis of total body irradiation – Br. J. Radiol (1997).
3. Kal HB. – Biological effective dose in total body irradiation and hematopoietic stem cell transplantation – StrahlentherOnkol. (2006).
4. Beyzadeoglu M. – Effect of Dose-Rate and Lung Dose in Total Body Irradiation on Interstitial Pneumonitis after Bone Marrow Transplantation – Tohoku J. Exp. Med. (2004).
5. AAPM Report No. 17 – The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation.
6. Rapporti ISTISAN 05/47 – Guidelines for quality assurance in total body irradiation (English Vers.) – Istituto Superiore Di Sanita – ISSN 1123-3117.
7. Van Dam J., Marinello G. – Methods For In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy (2th Ed.).



Med. Fiz. Uzm. Esil KARA

Esil Kara 1982 Sinop doğumlu. 2005 yılında ODTÜ Fizik bölümünden mezun oldu. 2006 yılından beri ONKO Ankara Onkoloji Merkezinde görev yapıyor. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik ABD'nde yaptığı yüksek lisansını 2009 da tamamladı. 2008 yılından beri evli ve 6 yaşında bir erkek çocuğunun annesi.

TIBBİ GÖRÜNTÜLEME ve TIBBİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ PROGRAMI

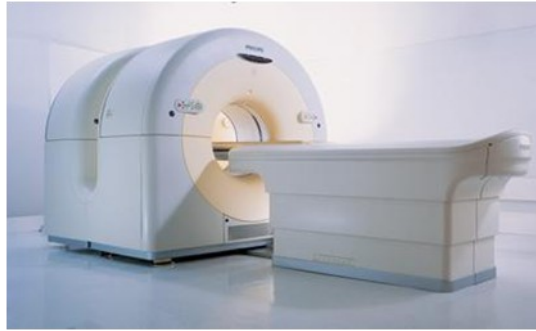
Öğr. Gör. Handan Tanyıldızı

Tıbbi görüntüleme, bazı organların veya dokuların fizyolojisini göstermenin yanı sıra, klinik analiz ve müdahale planlaması için kullanılan medikal görsel oluşturma tekniği ve işlemidir. Bir disiplin olarak, biyolojik görüntülemenin parçasıdır ve radyoloji alanında X-ray radyografi, manyetik rezonans görüntüleme, ultrasonografi, endoskopi, elastografi, dental fotoğrafçılık ve görüntüleme teknolojilerini kullanmakta, nükleer tıp alanında Pozitron emisyon tomografisi (PET) ve Tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT) gibi fonksiyonel görüntüleme tekniklerini kullanmaktadır.



Şekil 1: X-ışınlarının kaşifi Alman fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen.

Tıbbi görüntüleme, çoğunlukla vücudun iç kısmının görüntülerini non-invaziv olarak üreten teknikler ile yapılmaktadır. Bu yüzden görüntüleme oluşumu, canlı doku özelliklerinin, etki sonucu oluşan gözlemlenebilir sinyallerden anlaşıldığı anlamına gelmektedir. Etki, hastalara eksternal ya da internal radyasyon uygulaması sonucu oluşturulmaktadır. Hastalara doğru dozlarda radyasyon uygulamak, radyasyondan korunma kurallarını doğru uygulayarak hasta, sağlık çalışanı ve çevreyi korumak, medikal görüntüleme tekniklerini doğru kullanmak ve optimum görüntü kalitesini elde etmek bu süreçte büyük önem taşımaktadır.



Şekil 2: Nükleer Tıp görüntülemelerde kullanılan Radiant marka PET-MRI cihazı.



Şekil 3: Radyoloji görüntülemelerde kullanılan Medisom marka röntgen cihazı.

Tıbbi görüntüleme yöntemlerinin verimli bir şekilde hedefine ulaşması alanında iyi yetişmiş bir ekibin varlığı ile mümkündür. İdeal bir ekip hekim, hemşire, medikal fizik uzmanı ve tıbbi görüntüleme teknikerinden oluşmaktadır. Tıbbi görüntüleme teknikeri; Hekimin istediği radyolojik tetkikleri, en uygun çekim protokolleri ile yapmakta, yapılacak radyolojik tetkikle ilgili olarak hastaları bilgilendirmekte ve hazırlanmalarını sağlamakta, tetkik sırasında hastanın radyasyon güvenliğini ve mahremiyetini, tetkik sonrasında hasta bilgilerinin gizliliğini sağlamakta, sorumlusu olduğu tıbbi demirbaşların periyodik bakım ve onarımlarının takibini yapmakta, arıza hallerinde bölüm sorumlularına veya biyomedikal ünitesine durumu iletmektedir.

Tüm bu iş yükünü yerine getirebilecek tıbbi görüntüleme teknikerinin iyi bir ön lisans eğitimi almış olması gerekmektedir. Teknikerlere ön lisans eğitimi süresince Anatomi, Radyolojik Anatomi, Radyobiyojoloji ve Patoloji, Tıbbi Görüntüleme Sistemleri, Tıbbi Görüntüleme Teknikleri, Radyasyondan Korunma, Tıbbi Fizik, Nükleer Tıp, Oral Radyoloji, Klinik Uygulama, Hasta Bakım Yöntemleri, Tıbbi Görüntülemelerde Kalite, İletişim gibi tıp, fizik, psikoloji alanlarında dersler verilmektedir. Tüm derslerini başarıyla tamamlamış ve 30 iş gününü kapsayan staj görevini yerine getirmiş olan tekniker adayları mezun olmakta ve "Tıbbi Görüntüleme Teknikeri" ünvanını almaktadır.

Ülkemizde, hastaneler ve polikliniklerde çalışan teknisyenlerin iyileştirilmiş çalışma koşulları, yurt dışında ve ulusal projelerde çalışmak üzere tıbbi görüntüleme teknikerlerine ihtiyaç duyulması ve her geçen gün büyüyen sağlık sektöründe oluşan tıbbi görüntüleme teknikeri açığı, tıbbi görüntüleme teknikleri alanına popülerlik kazandırmıştır. Bu yüzden, program mezunlarının mezuniyet sonrası iş bulma imkanları da artmaktadır.

Referanslar:

https://en.wikipedia.org/wiki/Medical_imaging

<http://www.edocscan.com/taxonomy/term/45>

<http://www.kemerburgaz.edu.tr/tr/akademik-birimler/yuksek-okullar/saglik-hizmetleri-meslek-yuksekokulu/tibbi-goruntuleme-teknikleri/>



Öğr. Gör. Handan Tanyıldızı

İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümünü 2011 yılında bitirip, 2011-2014 yılları arasında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Nükleer Fizik Yüksek Lisansını tamamladı. 2014 yılında aynı üniversitede, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı ile ortaklaşa yürütülen doktora çalışmalarına başladı. 2015 yılında İstanbul Kemerburgaz Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Tıbbi Görüntüleme Teknikleri Program Başkanı olarak göreve başladı. Halen görevine devam etmektedir.

KİTAP TANITIMI

Ankara Üniversitesi Öğretim Üyesi Prof. Dr. Doğan Bor ile , 2016 yılı içinde yayınladığı

“ RADYASYON Sağlık Riskleri ve Tanısal İncelemelerde Korunma”

başlıklı kitabını tanıtmak amacı ile röportaj planladık. Sn. Doğan Bor kitabı en iyi tanıtma yolunun, kitapta yer alan Önsöz olduğunu ifade etti. Biz de okuyucularımız ile kitaptaki önsöz’ü paylaşıyoruz.

ÖNSÖZ:

Yaşantımız doğal radyasyonun sağanağı içerisinde geçerken, her gün binlerce kişi de hastalıkları ve meslekleri gereği ilave radyasyon dozlarına maruz kalıyor. Radyasyonun günlük hayatta özellikle sağlık sektöründe hızla artan kullanımı, radyasyonla çalışan ve yüksek teknolojiye sahip olan cihazların sürekli yenilenmesi, düşük dozda radyasyonun etkilerine yönelik bilimsel araştırmaların yeni boyutlar kazanması, radyasyonun sağlık riskleri ve korunması konusundaki bilgilerimizin de sürekli güncelleştirilmesini gerektiriyor.

Bu kitabı niçin yazdım?

Medikal fizik, sağlık fiziği, biyomedikal mühendislik gibi lisans ve lisansüstü eğitim programlarında kullanılabilecek çok az sayıdaki Türkçe kaynak sayısına katkıda bulunabilmek.

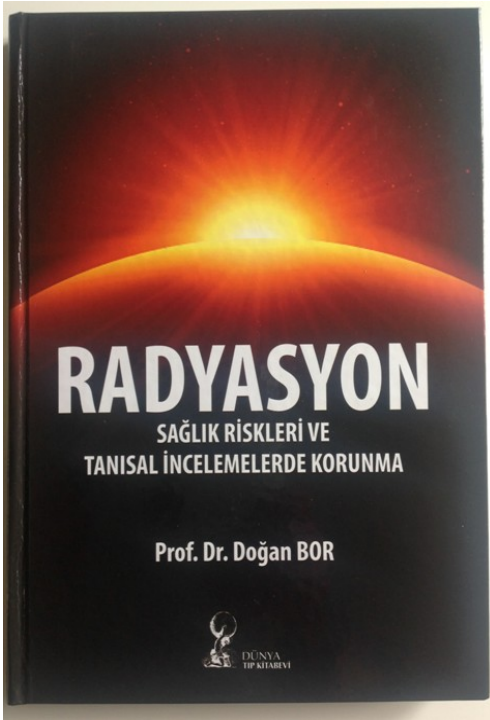
Medikal incelemelerde, meslekleri gereği radyasyona maruz kalan hekim ve teknisyenlerin bilgilerini tazelemek. Radyasyonun düşük dozları denildiği zaman, düşük doz aralığının tam olarak “hangi aralık” olduğu ile ilgili bilimsel tartışmaların yer aldığı literatür bilgilerini paylaşmak.

Bazı tanısal incelemelerde, özellikle çocuklar için ciddi olabilecek sağlık risklerinin, kullanıcılar ve kuruluşlar tarafından daha iyi anlaşılmasını sağlamak.

Yakın gelecekte, gündemde oldukça sık yer alacak olan nükleer santrallerin, toplumda bir sağlık riski oluşturup oluşturmadıkları ile ilgili olarak yapılmış araştırmalardan kazanılan deneyimleri aktarmak.

Dünyadakine benzer olarak bizde de, gittikçe toplumda artmaya başlayan “nükleer karşıtlığı ve radyasyon fobisinin” nedenlerini ve sunulan karşı tezleri açıklamak.

Radyasyonun sağlıkta kullanımına yönelik olarak tarafıma, toplumun her kademesinden iletilen soruların gittikçe sıklaşmasına bağlı olarak artan motivasyonum sonucunda, bu kitap ortaya çıktı.



Radyasyonun sağlık riskleri ve korunma alanında önemli bir Türkçe kaynak.

Yukarıda sıralanan tüm hususları dikkate alarak kitabın içeriğini, iyonlaştırıcı radyasyonun düşük dozlarına maruz kalan kişilerde ortaya çıkabilecek sağlık riskleri ve bazı tanısal incelemelerde bu dozlarının nasıl düşürülebileceği üzerine yoğunlaştırdım.

Kitap, temelde üç ana başlıktan oluşmaktadır. İlk ana başlık, diğer bölümlerde verilen bilgilere hazırlık olması için, radyasyon fiziği ve biyolojisi ile ilgili olarak bazı temel bilgileri kısaca özetlemektedir.

Radyasyondan korunma felsefesinin daha iyi anlaşılması ve düşük doz radyasyonun etkilerinin irdelenebilmesi için radyasyon epidemiyolojisinde yapılan önemli araştırmaların geniş bir özeti, ikinci ana başlık olarak ele alınmıştır. Radyasyonun etkilerinin anlaşılmasında, kişilerin ışınlanarak deneysel çalışmaların yapılamayacağı gerçeği bu epidemiyolojik araştırmaları son derece önemli kılmaktadır. Ancak elde edilen sonuçların istatistiki güvenilirlikleri düşüktür ve bu nedenle verilerin sunulmasında bu sonuçlara getirilen eleştirilere de geniş yer verilmiştir. Radyoepidemiolojik çalışmaların sonuçları değerlendirildiği zaman, bazı tanısal medikal incelemelerde alınan radyasyon dozlarında risklerin önemli olduğu anlaşılmaktadır. Bu nedenle kitabın üçüncü ana başlığı, radyoloji ve nükleer tıp incelemelerinde, çocuk ve hamileler başta olmak üzere, hastaların ve çalışanların radyasyondan korunmalarına ayrılmıştır. Özellikle, bilgisayarlı tomografi ve girişimsel floroskopi incelemelerinde maruz kalınan radyasyon dozlarının düşürülmesini amaçlayan yöntemler ve bazı teknolojik yenilikler tanıtılmıştır.

Son olarak, düşük şiddetteki radyasyonun toplumun ışınlanmasındaki payı ve sağlık risklerinin nasıl tartışılması ve açıklanması gerektiği üzerinde durulmuştur.

Prof. Dr. Doğan Bor, 2017 yılında halkın radyasyon konusundaki sorularına cevap vermek amacıyla **“Günlük Yaşamımızda RADYASYON”** adıyla küçük boy bir kitapçık yayınlamıştır.

Kitabın Adı: “ RADYASYON Sağlık Riskleri ve Tanısal İncelemelerde Korunma”

269 Sayfa.

Dünya Tıp Kitabevi (dünyakitabevi.com)



Prof. Dr. Doğan Bor

1976 Yılında, A.Ü. Fen Fakültesi Fizik Yüksek Mühendisliği Mezunu, 1981 yılında doktora çalışmasının yapmak üzere ABD Irvine Üniversitesine (University of California Irvine) gitti ve 1986 yılında A.Ü. Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda Nükleer Tıp Fiziği Doktoru ünvanını aldı. Daha sonra Nükleer Bilimler alanında Doçent ve 200 yılında ise yine aynı alanda Profesör oldu. Halen, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Öğretim Üyesi olarak yaşamına devam ediyor.

www.doganbor.com, doganbor@gmail.com

WEB SİTEMİZİ YAPARKEN NELERE DİKKAT ETTİK?

www.medfizonline.org

Web sitemizi tasarlarken öncelikli olarak dikkate aldığımız konu domain ve hosting alımına karar vermek yönünde idi. Domain (alan adı), internette yer almak için sahip olmamız gereken kimliktir. Bu yüzden de sitemizin isminin, mümkün ise dergimizin ismi ile aynı olmasına çalıştık. Hazırladığınız web sayfalarını yüklemek için bir alana ihtiyacınız vardır bu hizmete hosting hizmeti, sitenizin çalışması için konfigüre edilmiş olan sunucularda sizin için ayrılan alana da hosting denir. Hosting hizmeti bilgi-sayarlardan daha güçlü olan sunucu dediğimiz makinalar üzerinden sağlanmaktadır. Satış sonrası desteği başarılı olan bir firmadan domain ve hosting hizmeti almak bu süreçte oldukça önem taşımaktadır.

Sitemizi satın aldıktan sonraki adım sitenin tasarım işlemi oldu. Tasarım, web sitesi oluştururken en çok zaman harcanan bölüm oluyor. Tasarım aşamasında yaptığınız yanlış ya da doğru seçimler sizi sitenizin yayında olduğu sürece ileri ya da geri götüren yegâne sebep olacaktır. Bu noktada süreci tez yazmaya benzetebilirsiniz. Yanlış seçilmiş bir tema ve ona bağlı oluşturduğunuz özellikler sitenizi bir çöplüğe dönüştürebileceği gibi, sizi hayal edemeyeceğiniz yerlere de getirebilir (Bknz. Mark Zuckerberg).

Sitenin tasarımına genel hatları ile karar verdikten sonraki süreç siteyi amaca uygun olarak doldurmaktır. Bir derginin web sitesinde neler olmalı sorusundan yola çıkarak menümüzü oluşturmaya başladık. İlk amacımız derginin önceki ve bundan sonra çıkacak sayılarına tek tıkla ulaşım sağlarken, okuyucuların hangi kanal aracılığı ile dergiyi kaç kere indirdiğinin kaydını tutabilmektir. Şuan web sitemizden dergiyi kaç kişi, nerede görüp tıklayarak, hangi şehirden, hangi tarayıcıyı kullanarak indirdiğini saptayabilmekteyiz. Okuyucuların editörlere daha kolay ulaşabilmesi açısından "İletişim" bölümünü, istemesi halinde oluşturduğu yazıyı web sitesi üzerinden gönderme imkanı sağlayan "Yaz&Gönder" bölümünü oluşturduk. Bu aşamadan sonra derginin hangi sayısında hangi kaynaktan faydalandığını belirten "Kaynakça" bölümünü, ulusal ve uluslararası kongre duyurularının olduğu "Kongreler" bölümünü, mesleğimizle alakalı dergilerin bulunduğu "Uluslararası dergiler" bölümünü ve ihtiyaç halinde kolay ulaşılabilir olması açısından "Yararlı linkler" bölümünü oluşturduk.

Süreçte yaşadığımız sıkıntılara değinecek olursak, bildiğiniz üzere bizlerin mesleği yazılımcı veya site tasarımı üzerine olmadığı için yapabildiklerimizin sınırlı olmasıydı. Çünkü işin derinine indiğinizde birçok yazılım sorunu ile karşılaşmanız olasıdır. Fakat wordpress, oldukça basit ara yüzü ile kullanıcı dostu bir tasarım ortamı sunuyor. Wordpress sayesinde sitemize uyarlamak istediğimiz birçok eklentiye ulaşabilmemiz, yükleyip aktif edebilmemiz mümkün. Bu konu sitenin olası saldırılara karşı açık hale gelebilmesine de zemin hazırlayabiliyor. Kullanılacak eklentiler veya alana eklenecek her dosya tarafımızdan incelenerek eklendi. Bir web sitesi ne kadar dolu olursa olsun güvenli değil ise istediğiniz amaca hizmet edemeyecektir.

Sitemiz tamamlandıktan sonra, kullanıcıların hizmetine açıldı ve ilk gün 88 kullanıcı tarafından ziyaret edildi. Sitemiz, editörlerimiz tarafından bir yenilik veya haber eklenmesi talebi geldiği zaman 24 saat içerisinde güncellenmekte, bu sayede sizlere bu yenilikleri en kısa sürede ulaştırmayı amaçlamaktadır.

Sitemiz hepimizin ortak kullanım noktasıdır ve yine hepimizin desteği ve eleştirileri ile gelişecektir. Bu sebeple yenilikçi fikirlerinize her zaman ihtiyacımız vardır. Lütfen fikirlerinizi bizimle paylaşmaktan çekinmeyiniz.

Saygılarımızla...



Med. Fiz. Uzm. Adil MERİH

1989 yılında Mersin'de doğdu. Lisans eğitimine 2006 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fizik bölümünde başladı. 2011 yılında Fizik lisans eğitimini tamamladı. 2012-2014 yılları arasında Çukurova Üniversitesinde Medikal Fizik Yüksek Lisans eğitimi aldı. Staj ve tez çalışmasını 2013 yılında Anadolu Sağlık Merkezinde tamamladı. 2015 yılından bu yana MNT Sağlık Hizmetleri bünyesinde görev yapmaktadır.



Med. Fiz. Uzm. Cem GÖKŞEN

2006 yılında Çukurova Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik bölümüne başladı. 2007-2009 yılları arasında aynı fakültenin matematik bölümünde çift ana dal programı ile dersler aldı. Yüksek lisans eğitimini 2011-2013 yılında Çukurova Üniversitesinde Medikal Fizik Yüksek programında yaptı. Aynı zamanda Mersin Devlet Hastanesinde stajyer sonrasında Uzman Fizikçi olarak çalışmaya başladı. Sağlık Fizikçisi olarak 2015 yılında kamuda göreve başladı. Hali hazırda Mersin Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde görev yapmaktadır. 3D bolus uygulamaları ve Android yazılım geliştirme konuları üzerinde araştırmalar yürütmektedir.

İç mekanın hava kalitesi sağlık üzerinde yararlı bir etkiye sahiptir. İklimlendirme ile temiz hava sağlanan ortam, sıcaklık ve nemini ayarlayarak hava kalitesini geliştirir. "Ortamda, hastane kokularıyla ilişkili olmayan doğal temiz hava olmalıdır." Kokular yoluyla olumlu sağlık etkilerinin geliştirilmesi, Japon sedir ağacı kokusu gibi fizyolojik değişiklikler meydana getiren aromaterapi uygulamalar son yıllarda birçok araştırmada önerilmektedir. Yüksek duvarlara ve cam tavana sahip olan atriyum alanı, sağlık hizmetleri açısından doğal ortam kabul edilen başka bir yöntemdir. Bu atriyum alanında tropik bitkiler ve su çeşmeleri, alanın doğallık hissini güçlendirir ve bu nedenle iyileşme ortamına katkıda bulunur. Dış mekanları gören cam paravan şeklinde -örneğin tropik bitkiler ve su şelale ile donanmış- bir yapı, personel, hastalar ve ziyaretçiler için huzurlu bir dinlenme yeri şeklinde bir tasarım da gerçekleştirilebilir.



"İyileştirici bir çevrenin doğaya ihtiyacı vardır. Gerçek doğa olmasa da simüle edilmelidir." Tavan ve duvar resmi gibi asırlardır kullanılan resim teknikleri yerine statik görsel öğeler ile günümüz teknolojisinden de faydalanılarak dinamik görseller hatta doğal seslendirme ile zenginleşmiş olan tedavi cihazlarının bulunduğu odalar gerçekleştirilebilir. Bu durumun hasta tedavilerinde olumlu gelişmeler sağladığına dair çalışmalar yapılmıştır. Ekran veya resimdeki doğa görüntülerinin stres ve ağrıdan kurtulmayı da sağlayabileceğini gösteren önemli kanıtlar vardır. Radyoterapi bekleme alanında "kolay dinlenebilen" olarak sınıflandırılan basit ve sade melodilerden oluşan müzik seçiminin hastaların anksiyete düzeylerini azaltıcı etkisinin olduğu ve çoğu hastaya hitap eden bu müzik ile sakin ve rahatlamış hissettikleri görülmüştür.

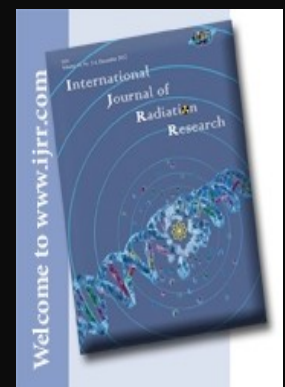
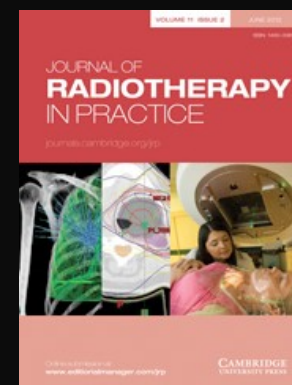
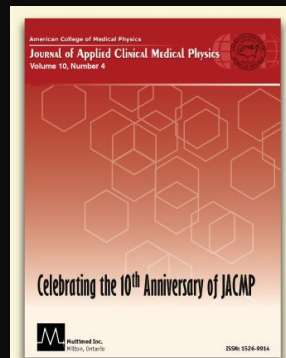
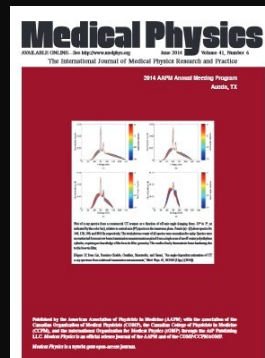
Genel olarak, "hastaların desteklenerek pozitif kalması ile iyileşme kabiliyetleri artırılabilir" düşüncesi mevcuttur. Kanser hastalarının bakımı ve tedavisi için ortam tasarlamadaki operasyonel bilgi mimarlardan, iç mimarlardan, mühendislerden ve hizmet ekibinden gelen yaratıcı tasarımları kapsayan bütüncül ve sürdürülebilir bir yaklaşımı gerektirir. Ayrıca bu ortam, tüm kanser merkezlerinde sağlık hizmeti sunan personelin de bu ortamdaki iyileştirici etkilerden faydalanabileceği şekilde tasarlanabilir.

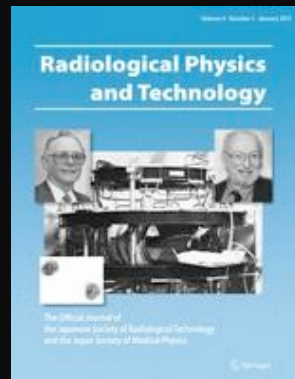
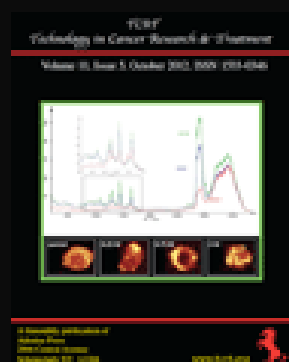


Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Nina Tunçel, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nden Tıbbi Radyofizik dalından 35 yaşındayken doktorasını tamamladı. 1999-2013 yılları arasında Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji Anabilim Dalı'nda medikal fizik sorumlusu olarak çalıştı. Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde Medikal Fizik eğitimi için öğretim üyesi olarak kariyerine devam etmektedir. Halen Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji Anabilim Dalı'nda medikal fizik sorumlusudur. Saygın dergilerde 30'dan fazla makale yayınlamış, editör olarak da görev yapmıştır. Şu anki ilgi alanı, tıbbi dozimetri ve radyasyondan korunmaya yöneliktir. Araştırmalarının çoğu, tıp ve biyoloji üzerine uygulanan fizik araştırmalarına odaklıdır.

IMPACT FACTOR DEĞERİNE SAHİP ULUSLARARASI DERGİLER





BİZE YAZIN

Sorularınızı Bekliyoruz!

Unutmadan söyleyelim, yazdığınız her görüş bizim için önemlidir, bu bağlamda değerli yazınız bir sonraki sayıda yayınlanacaktır.



medfizonline@gmail.com

YAZARIMIZ OLUN

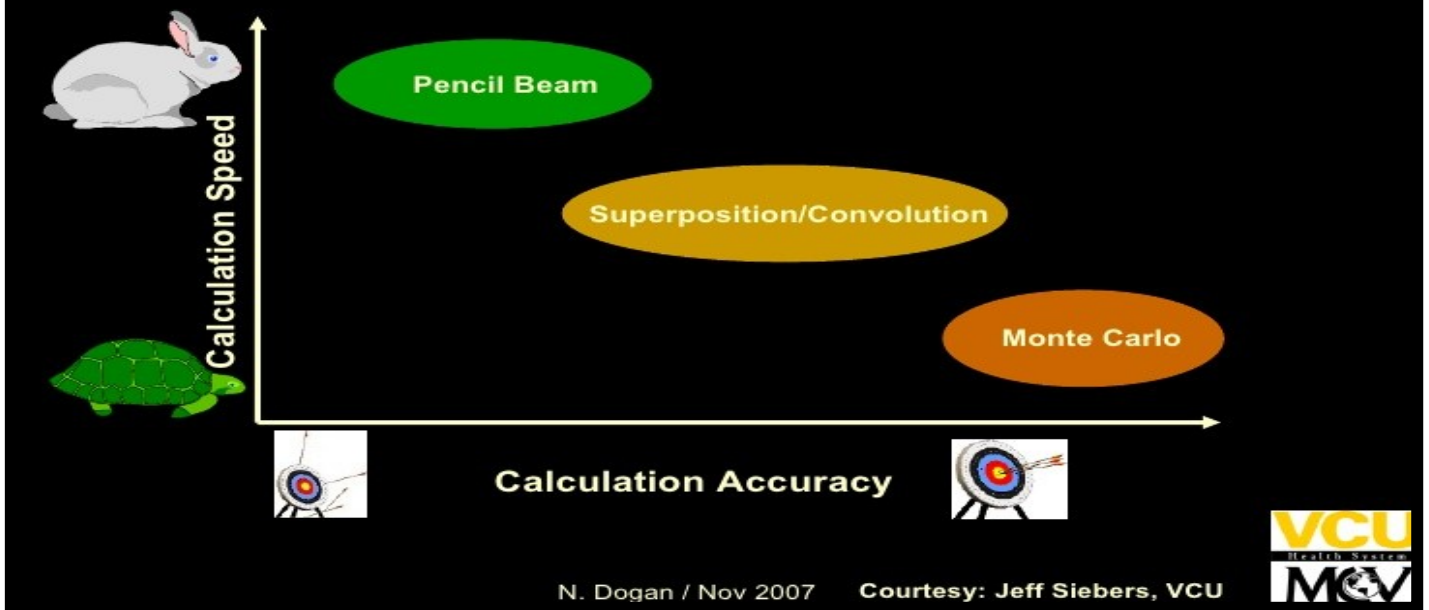
Yazarlarımızı Bekliyoruz!



Bu dergi hepimize ait. Bu dergi okumaktan zevk alan, yazmaktan zevk alan, dinlemekten zevk alan, düşünmekten, öğrenmekten, yeni bir bilgi keşfetmekten, korkusuzca eleştirmekten, uzlaşmaktan, araştırmaktan, dostluktan ve dost olmaktan, var olmaktan ve medikal fizik uzmanı olmaktan zevk alan herkese aittir.

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

Dose Calculation Algorithms



Doz hesaplama algoritmalarının hesaplama hızı ve doğruluğu yönünden karşılaştırılması

Sayın Med. Fiz. Dr. Nesrin Doğan'ın sunumundan:

<https://www.slideshare.net/fovak/imrt-treatment-planning-and-dosimetry>