

MedFiz@Online

E-DERGİ

NİSAN– MAYIS 2017

medfizonline@gmail.com

SAYI: 8



Bu Sayıdaki Popüler Konular;

- ICRU 83'ün Eksternal Radyoterapide Volüm ve Doz Tanımlamalarına Getirdiği Yenilikler
- 1-3 Beyin Metastazlı Hastada Kanıta Dayalı Yaklaşım: "Ayrık otlarını mı temizlemeli, yoksa tüm bahçeyi mi ilaçlamalı?"
- "Deformable Image Registration (DIR)" ın Radyoterapide Kullanımı
- Görüntülemenin Radyoterapideki Geleceği ve Kullanım Alanları
- AAPM REPORT 100: Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities
- Hasta ve Çalışanın Yüksek Düzeyde Doza Maruz Kalabileceği Girişimsel Radyoloji Uygulamalarında Radyasyondan Korunma
- Radyoterapide Nanoteknoloji Çağı
- X-ışını ile Radyografik ve Tomografik Görüntülemede Spektroskopik Foton Sayar dedektörlü Sistemler
- PET/MR; Hibrid Görüntülemenin Geleceği mi?
- MRI-Linac Sistemlerinin Radyoterapi'deki Yeri

BAŞ EDİTÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

Cemile Ceylan
cemile.ceylan@anadolusaglik.org
Ertuğrul Ertürk
mehmet.ertugrul@mmt.com.tr
Fadime Alkaya
alkayafadime@hotmail.com
Gökhan Aydın
gokhan.aydin@acibadem.com.tr
Hande Baş Ayata
hande.bas@anadolusaglik.org
Nadir Küçük
nadir.kucuk@medipol.com.tr

DERGİ TASARIM ve YAZI

Hande Baş Ayata
Mertay Güner
Namık Kayalar

MEDYA İLETİŞİM

Esra Küçükmorkoç
Mine Doyuran

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Alican YILMAZ
Aycan ŞAHİN
Ayşegül YURT
Büşra DEMİRBAŞ ÇAKIR
Emriye ALGÜL
Evren ÜZÜMLÜ
Fadime AKMAN
Gönül BUYAN
Haluk ATAK
Işık ASLAY
Mustafa ÇAĞLAR
Oğuzhan AYRANCIOĞLU
Osman ÖZTÜRK
Ömer UZEL
Özcan GÜNDOĞDU
Özgür TEMEL
Salih GÜRDALLI
Sevim SEVİMDAĞ
Tevfik Fikret ÇERMİK
Ufuk ABACIOĞLU
Yonca YAHŞİ
(Yazarlar harf sıralamasına göre
sıralanmıştır)

WEB TASARIM VE DİZAYN

Adil Merih
adiL.merih@mmtsaglik.com.tr
Cem Gökşen
cemgoksen@medikalfizik.com

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **KARTAL ONKOLOJİ GÜNLERİ’NİN ARDINDAN**
- **INNOVATION & FUTURE OF RADIATION ONCOLOGY" TOPLANTISININ ARDINDAN**
- **AYIN BÖLÜMÜ (I): Dr. ABDURRAHMAN YURTARSLAN ANKARA ONKOLOJİ EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ**
- **AYIN BÖLÜMÜ (II): MEMORİAL SAĞLIK GURUBU MEDSTAR ANTALYA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ**
- **ICRU 83’ün Eksternal Radyoterapide Volüm ve Doz Tanımlamalarına Getirdiği Yenilikler**
- **1-3 Beyin Metastazlı Hastada Kanıta Dayalı Yaklaşım: “Ayrık otlarını mı temizlemeli, yoksa tüm bahçeyi mi ilaçlamalı?”**
- **"Deformable Image Registration (DIR)" ın Radyoterapide Kullanımı**
- **AYIN RAPORU: AAPM Radyoterapi Komitesi Task Grup 58: Elektronik Portal Görüntülemenin Klinik Kullanımı**
- **Görüntülemenin Radyoterapideki Geleceği ve Kullanım Alanları**
- **AAPM REPORT 100: Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities**
- **Hasta ve Çalışanın Yüksek Düzeyde Doza Maruz Kalabileceği Girişimsel Radyoloji Uygulamalarında Radyasyondan Korunma**
- **Radyoterapide Nanoteknoloji Çağı**
- **X-ışını ile Radyografik ve Tomografik Görüntülemede Spektroskopik Foton Sayar dedektörlü Sistemler**
- **PET/MR; Hibrid Görüntülemenin Geleceği mi?**
- **MRI-Linac Sistemlerinin Radyoterapi’deki Yeri**
- **GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ: 4DCT’de konturlama hangi görüntü üzerinden yapılmalı ? MIP mi yoksa AIP mi?**
- **Fizik Hocam Gönül Kemikler...**
- **SERBEST KÜRSÜ: Su Topu**

medfizonline@gmail.com

Medfizonline.org

Medikal Fizik Derneği’nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR

BASIM
E-kopya

YENİDEN MERHABA



MedFiz@Online WEB SİTESİ Sizlerle,

2016 yılı başında ilk sayısı ile sizlerle buluşan MedFiz@Online elektronik dergisi yeni yılda Web Sitesi ile sizlere değişik boyutta merhaba diyor.

Neden Web Sitesine gereksinim duyuldu?

Öncelikli olarak olarak MedFiz@Online elektronik dergisinin eski sayılarına ulaşmak bir gereksinim olarak karşımıza çıkmaya başladı. Bu sayede Web sitemizin yayınlandığı tarihe kadar olan 7 sayımız sizlerle buluştu. Düşündüğümüz gibi, her sayımız belli bir deney ve önemli yazı ve kaynaklar ile dolu. Okurlarımızın ve meslektaşlarımızın bu kaynaklara hızlı ve toplu bir şekilde ulaşmaları çok önemli. Yazılarda adı geçen rapor, kitap, makale ve rehberlere kolay ulaşılabilmesi için bu kaynakların Web sitesinde bulunması çok yararlı olacak.

Ek olarak elektronik dergimizin ne kadar okunduğu, klasik deyimle ne kadar tıklanıldığını izleme imkanına kavuşacağız. Okurlarımızın Web sitesi aracılığı ile bizlere daha kolay ve hızlı ulaşabileceğini, değerlendirmelerini daha kolay yapabileceğini düşünmekteyiz. Web sitesi, dergi ile birlikte meslek alanında yer alan temel adreslere ulaşmak için de bir aracı kaynak oluşturacak.

Özetle Web sitesinin MedFiz@Online dergisinin eski sayılarına ulaşma ile birlikte temel içeriği şöyle planlanıyor;

Yayınlanan yazı ve makalelerde yer alan kaynakların tüm metinleri,

Meslek alanında var olan ulusal ve uluslararası dernek, meslek odası ve kuruluşların adresleri,

Yıllık kongre ve toplantı ile ilgi bilgiler ve ulaşım yolları,

Yine ulusal ve uluslararası dergiler, yayınlar ile ilgi bilgiler,

Rapor ve Rehberler,

Türkçe ve yabancı dildeki kitap tanıtımları,

Radyoterapi alanında faaliyet gösteren ticari kuruluş adres ve bilgileri.

Birlikte yine güzel bir girişimi sizlerden gelen heyecanla hayata geçirmek üzere yola çıkıyoruz.

Adresimiz: medfizonline.org

Medikal Fizik Derneği, bu yıl düzenlenecek olan **16. Medikal Fizik Kongresi** ile ilgili ilk duyurusunu yaptı. Dernek Başkanı Sn. Prof. Dr. Hatice Bilge Becerir bu konuda özet olarak aşağıdaki çağrısı yaptı:

"28-29-30 Ekim 2017 tarihinde Antalya'da yapılacak olan 16. Medikal Fizik kongresi için web sayfası hazırlanmıştır.

Kongremiz ile ilgili tüm bilgilere **www.medikalfizikkongresi2017.com** adresinden ulaşabilirsiniz. Tüm duyurular web adresinden yapılacaktır. Kongre programı ile ilgili detaylar ve bildiri gönderme modülü sonradan ilave edilecektir. Modüller ilave edildiğinde sizlere elektronik posta yoluyla haber verilecektir. Ayrıca bölümlere gönderilmek üzere afişler hazırlanmıştır, sizlere iletilecektir. Güzel bir kongre olması için çalışmalarımız devam etmektedir."

Dergimizin kapak resmini büyük bir zevkle "16. Medikal Fizik Kongresi" nin afişine ayırdık. Güzel bir organizasyon olacağına olan güvenimiz tam olup, dergimizin sayfalarını kongre bilgilerine ayıracağımızı da bildirmek isteriz.

Medikal Fizik Derneği Yönetim Kurulunun "yapılan bilimsel çalışmaların yayınlanacağı, tarama indekslerine girecek, yılda iki kez yayınlanacak İngilizce dergi çıkarılması ve medikal fizik alanında Türkçe bir kitap hazırlanması" kararlarının çok önemli olduğunu ve medikal fizik alanına yeni bir boyut getireceğine olan inancımızı sizlerle paylaşmak istiyoruz.

8. Sayımız yine dopdolu ve ana teması "Görüntüleme".

Şimdiye kadar sayfa sayısında kısıtlamaya gitmeyi gündeme hiç getirmemiştik. Gelecek sayılarımızda dergi sayılarının okunabilirliğini düşürmemek için sayfa kısıtlamasına gidip gitmemeyi tartışıyoruz.

Her sayının bir Türkçe başvuru kaynağı olduğunu da biliyoruz.

Meslektaşlarımızın yazı yazma heyecanlarını körüklediğimizi görmek diğer taraftan bizlere çok büyük mutluluk veriyor.

Yolumuz açık olsun.

Saygılarımızla.

Haluk Orhun

KARTAL ONKOLOJİ GÜNLERİ'NİN ARDINDAN

Fiz. Uzm. Emriye ALGÜL



Kartal Onkoloji Günleri Stereotaktik Radyoterapi (SRC-SBRT) Farklı Teknolojiler-Güncel Tedaviler Sempozyumu 17-18 Şubat 2017 tarihleri arasında yaklaşık 200 kişinin katılımıyla, Sağlık Bilimleri Haydarpasha yerleşkesinde gerçekleştirildi.

Sempozyumun ilk gününe ağırlıklı olarak fizik oturumları ile başlandı. Günlerden Cuma, öğleden sonra pırıl pırıl gökyüzü altında ilkbaharın ilk esintileri ve tabi zorlayıcı bir İstanbul klasiği olan 'Trafik'... Güzel ve zor olan bu kadar engelleyici faktöre rağmen sempozyuma ilgi büyüktü. İlk iki oturumda SRC/SBRT'de güncel teknolojiler, immobilizasyon ve hareketli organlarda tümör takibi konuşuldu. SRC/SBRT'deki yeni teknolojik gelişmeleri dinlemek ve yurt dışı ile paralel olarak bizde de bu son teknolojilerin kullanımda olduğunu görmek mutluluk vericiydi.

İmmobilizasyon ve hareketli organlarda tümör takip sistemlerinin anlatıldığı oturumda, özellikle hareketli organlarda tümör takibindeki güçlükler ve bunlarla başa çıkabilmek için geliştirilen yöntemler bu sorunun kısmen çözülebildiğini gösterse de, birçok belirsizliğin halen çözülemediği görülmektedir. Sayın Görkem Güngör'ün tümör hareketi ile organ hareketlerinin lineer olmadığı ve takip sistemlerinin bu hareketleri tahmin etmede yetersiz kaldığı, rutinde kullanılan QA ekipmanlarına ilave ölçüm setinin neden devreye sokulması gerektiğine dair dozimetrik sonuçlara yer verdiği sunumu hepimiz için dikkat çekici bir çalışmaydı. Üçüncü oturumda SRC / SBRT radyobiolojisi konuşuldu. SRC / SBRT'de immünolojik etkilerin anlatıldığı sunumda apiskopal etki heyecan uyandırıcıydı. "Radyoterapi -immünoterapi birlikteliği onkolojideki yeni açılım olabilir mi?" düşüncesi sanırım birçoğumuzun kafasında oluştu.

Olgular eşliğinde Beyin Metastazlarında Stereotaktik

Radyocerrahi ve SBRT klinik uygulamalarının konuşulduğu ikinci günde, özellikle metastatik beyin tümörlerinin vaka üzerinden tartışıldığı oturumda, tüm konuşmacıların ve salondaki katılımcıların da klinik tecrübelerinin paylaşımı keyifli ve bilgilendiriciydi.

Radyasyon Onkolojisinin günümüzde geldiği yer, stereotaksinin önemini ortaya koymakta ve hızlı teknolojik

gelişmelerle tüm radyasyon onkolojisi camiasını yakından ilgilendirmektedir. Radyasyon onkolojisinin misyonu organ koruma, hedefte doz yükseltme ve toksiteyi azaltmaya odaklıdır. Yeni teknolojik gelişmeler de bu amaca hizmet etmekte ve stereotaksi bu amacı hayata geçirmektedir.

Multidisipliner tedavi yaklaşımlarının olduğu kanser tedavisinde, farklı meslek gruplarının

bir araya geldiği ve güncel konuların konuşulduğu bu tarz toplantıların sıklıkla yapılması hem bilgi paylaşımı hem de birbirimizi anlamak açısından çok değerli. Bu nedenle başka bir yerde, başka bir toplantıda ve tabi ki bir diğer Kartal Onkoloji Günleri'nde tekrar buluşmak dileğiyle...



Fiz. Uzm. Emriye ALGÜL

2004 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldu. 2007 yılında İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik programında yüksek lisans eğitimini tamamladı. Halen İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği bölümünde doktora eğitimine devam etmektedir. 2007 yılından itibaren Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde Sağlık Fizikçisi olarak görev yapmaktadır.

"INNOVATION & FUTURE OF RADIATION ONCOLOGY" TOPLANTISININ ARDINDAN

Prof. Dr. Ömer UZEL

T.C. İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Özel Gaziosmanpaşa Hastanesi'nin 4-5 Mart 2017 tarihlerinde hastane bünyesinde düzenlediği ulusal ve uluslararası konuşmacı ve konukların katılımı ile gerçekleşen "Innovations & Future of Radiation Oncology" konulu 2 günlük toplantı 200'ün üzerinde katılımcı ile gerçekleşmiştir. Toplantı programı radyasyon onkolojisinde teknolojik gelişmelerin kliniğe ve tedavi sonuçlarına yansımaları öne çıkaracak şekilde tasarlandı. İlk oturumda **Ömer Uzel** çoklu beyin metastazlarının tedavisinde tüm beyin tedavisi ile stereotaktik radyoterapiyi (SRT) kıyaslayarak eğilimin artık SRT yönünde olduğunu vurguladı. Daha sonra **Mehmet Şen** baş-boyun kanserlerinde standart hale gelen yoğunluk ayarlı radyoterapinin bir adım daha öne giderek tedavi sürecindeki gerek kilo kaybına gerekse tümör küçülmesine bağlı volüm değişimlerinin hesaba katılarak gerçekleştirilen adaptif radyoterapinin önemine dikkat çekti. İkinci oturumda ise kliniğimizin fizik ekibi yer aldı **Bora Taş** ve **Faruk Durmuş** Elekta Versa HD lineer hızlandırıcısının 3 senelik klinik kullanımından elde edilen deneyimleri de katarak Laser-based surface guided radiotherapy (SGRT) cihazlarının hastaya radyasyon dozu vermeksizin pozisyonlama, intra-fraction motion ve gating özellikleri ile klinikte elde edilen sonuçlardan bahsetti. SRT de doz hesaplama ve planlama yöntemleri ile ilgili deneyim paylaşıldı. Akciğer SBRT'si konusunda kullanılan gating yöntemlerinden bahsedildi (Breathhold ve 4D CBCT Freebreathing). Lineer hızlandırıcı tabanlı SRS/SRT/SBRT tedavilerinde planlama ve doz hesaplama konuları kapsamlı olarak değerlendirildi. Öğle yemeğinden önceki son oturumda önce **Ayşe Okumuş** sol meme kanseri radyoterapi'sinde kardiyak etki üzerinde durdu, ilerleyen teknoloji ile hem hedef hacmin homojen doza sahip olması hem de kardiyak etkilerin azalması için kullanılan yöntemler irdelendi. **Kevin Franks** ise artık erken evre opere edilemeyen akciğer kanserlerinde standart tedavi haline gelen stereotaksik radyoterapiyi tüm yönleri ile tartıştı.

Öğleden sonraki ilk oturumda konu prostat kanseri oldu. **Joseph McManus**, **Şefik İğdem** ve **Enis Özyar** Prostat IGRT'sindeki güncel yaklaşımlar ve sistemlerin çalışma prensibinden bahsederek özellikle, hipofraksiyone prostat ışınlamalarında kullanılan Clarity, Trigger, Raypilot ve Cyberknife ile uygulanabilen IGRT yöntemleri hakkında konuşular.



Organisation Committee:
Ömer Erol UZEL Bora TAŞ
Ayşe OKUMUŞ I. Faruk DURMUŞ

Location:
Yeni Yüzyıl University Gaziosmanpaşa Hospital
4th Floor - Erhan Zafer Akgüç Conference Hall
Merkez Mahallesi Çukurçeşme Caddesi No:51
Gaziosmanpaşa - İSTANBUL

PROGRAM 4th March 2017

09:00-09:20 Opening Ceremony

Session I: Head & Neck and Brain
Chairs of session: Yavuz ANACAK, İsmail SAHİMLER
09:20-09:50 SRT for Multiple Brain Metastasis-Ömer Erol UZEL
09:50-10:20 H&N and ART - Mehmet ŞEN
10:20-10:40 Coffee Break

Session II: Physics
Chairs of session: Hatice BİLE BECERİ, Gökçe KEMİNER
10:40-11:10 SRT and IGRT Techniques-Bora TAŞ
11:10-11:40 Planning and Dose Calculation for SRS/SBRT - I. Faruk DURMUŞ
11:40-12:00 Coffee Break

Session III: Motion Management
Chairs of session: Ethem Naci ÖRAL, Hale CAĞLAR ÖZKİM
12:00-12:30 Lung SBRT-Kevin FRANKS
12:30-12:40 Radiotherapy for Left Sided Breast Cancer - Ayşe OKUMUŞ
12:40-12:55 Lunch Time
12:55-13:30 2D/3D Simulation Programme - H. Christian HERMOSDORF

Session IV: Prostate IGRT
Chairs of session: Sedat KOCA, Salih GÜRBALLI
13:30-13:40 Clarity System- Joe McManus
13:40-13:50 Trigger and Raypilot-Sefa İGDEM
13:50-14:00 Cyberknife-Eric ÖZTAR
14:00-14:20 Coffee Break

Session V: New Technology
Chairs of session: Mustafa CENGİZ, Tülay ERGİN
14:20-14:40 Elekta MR Linear-Ben PAIS
14:40-15:00 Closing Ceremony
15:00 Transfer for Dinner / 15:00 Dinner
Sponsored By

GAZİOSMANPAŞA HASTANESİ | **ELEKTA**

PROGRAM 5th March 2017

09:45-10:00 Opening Ceremony

Chairs of session: Ali DOĞAN
10:00-10:20 Small Fields- Nader KÜÇÜK
10:20-10:50 Beam Data Commissioning-Bora TAŞ
10:50-11:15 MqGA Features-Mustafa MABHOUTI
11:15-11:30 Coffee Break

Chairs of session: Sengül KARACAM
11:30-11:55 Compass Experiences-Hande BAŞATKIN
11:55-12:20 Dolphin Features - Sara La CHITA
12:20-12:30 Lunch Time
12:30-12:40 Dolphin Workshop - Bora TAŞ, I. Faruk DURMUŞ
Sponsored By

GAZİOSMANPAŞA HASTANESİ | **Tiba**

Son oturumda Ben Pais en güncel tedavi tekniklerinden biri olacak olan Elekta MR tabanlı lineer hızlandırıcı sunumunu gerçekleştirdi. Tedavilerin 1.5 Tesla MR görüntüsü eşliğinde yapılabileceğinden online adaptif radyasyon vermeksizin, görüntü eşliğinde ışınlamaların artık mümkün olabileceği irdelendi. Uluslararası 9 klinikte çalışmaların devam ettiği ve önümüzdeki ESTRO36 da lansmanının yapıp sene sonu itibariyle de klinik olarak kullanıma başlanacağından bahsedildi.

"INNOVATION & FUTURE OF RADIATION ONCOLOGY" TOPLANTISININ ARDINDAN

Source: Elekta



İkinci gün fiziğe ayrılmıştı. Pazar günü olmasına karşın yoğun bir katılım vardı.

Küçük alan dozimetresinde **Nadir Küçük** tarafından her medikal fizik uzmanının önüne çıkan birçok soru işareti hakkında kapsamlı en güncel bilgilendirmeler yapıldı. Yine cihaz kurulumlarında karşımıza çıkabilecek problemler hakkında deneyimler **Bora Taş** tarafından katılımcılar ile paylaşıldı. IBA firmasının MyQA cihaz kalite kontrolü yazılım programı hakkında **Haneih Mabhouti** bilgi verdi. Compass 3 boyutlu hasta kalite kontrol ve TPS kalite kontrol sisteminin kullanıcı deneyimlerini ise **Hande Baş Ayata** katılımcılar ile paylaştı.

IBA firmasının yeni ürünü olan Dolphin tedavi öncesi ve/veya online hasta kalite kontrol sistemi hakkında bilgilendirme **Sara La Civita** tarafından yapılarak öğleden sonraki bölümde; Dolphin lineer hızlandırıcının gantry'sine monte edilerek **Bora Taş** ve **Sara La Civita** tarafından workshop düzenlendi, sistemin fiziki ve dozimetrik özellikleri bizzat yapılan ölçümler ile katılımcılarla paylaşıldı.

Toplantının beklenenin üzerinde ilgi görmesi bizleri çok mutlu etti ve sonraki toplantılar için cesaretlendirdi. Beklentimiz önümüzdeki dönemlerde de benzer toplantılar gerçekleştirerek eğitim alanındaki hedeflerimizi yakalamaktır.



Ömer Uzel, Ayşe Okumuş, Bora Taş, İ.Faruk Durmuş



Prof. Dr. Ömer Erol UZEL

20 Eylül 1960 yılında İstanbul da doğdu. 1987 yılında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesinden mezun oldu. 1990 yılında ise İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji Bölümünde Uzmanlığını tamamladı. 2000 senesinde Profesörlük ünvanını aldı. 2016 yılında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi'nden emekli olarak, T.C. İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Özel Gaziosmanpaşa Hastanesinde Radyasyon Onkolojisi Bölüm Başkanı olarak çalışmaya devam etmektedir.



AYIN BÖLÜMÜ (I)

SAĞLIK BAKANLIĞI TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
Ankara İli Kamu Hastaneleri Birliği 3 Nolu Genel Sekreterliği

Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi



Hastanemiz, 1956 yılında Türk Kanser Araştırma Kurumunun çabası, gönüllü kişi ve kuruluşların katkılarıyla 100 yataklı Ahmet Andıçen Hastanesi olarak Kurtuluş semtinde faaliyete başlamıştır. 1962 yılında Sağlık Bakanlığı'na devredilişi ve iş yükünün artması sonucu 1967 yılında Etimesgut'taki Makine Kimya Enstitüsüne ait olan bina da hizmete açılmış ve böylece yatak kapasitesi 300'a yükselmiştir. 06.04.1989 tarihinde yapımı tamamlanan yeni ve modern hastane binasının hizmete alınmasıyla Etimesgut bölümü Demetevler'de şu anda faaliyetlerin yürütüldüğü yeni binaya taşınmıştır. Modern cihazlarla donatılmış bu bölümün hizmete girmesiyle toplam 600 yatak kapasitesine ulaşılmış ve verilen hizmetin niteliği de artmıştır.

Bu yapıya ilaveten 17.05.2007 tarihinde Demetevler Urankent sitesinde yer alan yeni ve modern hastane binasının ek hizmet binası olarak hizmete alınmasıyla çocukluk çağı kanserlerine yönelik çağdaş ve kaliteli hizmet verilmeye başlanılmıştır. Ayrıca

Urankent ek bina bünyesinde 2008 yılı sonunda kemik iliği transplantasyon ünitesi (KİT) ve hematoloji kliniği kurulmuştur. Böylece hematolojik kanserlerin modern tanı tedavi ve takibi ve kök hücre tedavileri konusunda kamuda büyük bir eksiklik kapatılmıştır. Son olarak 2009 yılı içerisinde Kanser Erken Teşhis Tarama ve Eğitim Merkezi (KETEM) binası da Demetevler merkez kampüs içerisinde yapımı tamamlanarak hizmete sunulmuştur.

Dr. Abdurrahman Yurtarslan Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi ülkemizde onkoloji alanında hizmet veren tek eğitim ve araştırma hastanesidir. Eğitim hizmeti 12 branşta uzmanlık eğitimi, 4 branşta da yan dal uzmanlık eğitimi olmak üzere toplam 16 branşta verilmektedir. Hastanemize başvuran vatandaşlarımıza alanında yetişmiş uzmanlar ile 35 branşta sağlık hizmeti sunulmaktadır. Ayrıca Kanser Erken Teşhis Tarama ve Eğitim Merkezi (KETEM) ünitesi de hastanemiz bünyesinde Demetevler Kampüsünde ve Ahmet Andıçen ek hizmet binasında olmak üzere 2 ayrı ünite



faaliyet göstermektedir.

Çağdaş teknoloji ile donanmış, güvenilir, zamanında doğru laboratuvar çıktılarıyla desteklenmiş, üst düzeyde bilimsel yetkinliğe sahip uzman hekimler ve nitelikli sağlık personeliyle, uluslararası kalite standartları çerçevesinde, tanı, tedavi ve bakım hizmetleri sunulmaktadır.

CİHAZ PARKI

2 ADET VARIAN TRILOGY LİNAK TEDAVİ CİHAZI

İlk cihazımız TRILOGY1 2012 Yılında kliniğimize gelmiştir. İlk hasta alımı 22.11.2012 tarihindedir. İkinci cihazımız TRILOGY2 2013 Yılında kliniğimize gelmiştir. İlk hasta alımı 14.04.2013 tarihindedir. Bu ileri teknoloji cihazlarımızla RPM Solunum takip sistemi (Real-Time Position Management) ile IGRT eşliğinde Konformal IMRT, Volümetrik Ark tedavileri uygulanmaktadır. Günlük Tedavi edilen hasta sayısı cihaz başı 65-75 civarındadır.

CYBERKNİFE ROBOTİK RADYOCERRAHİ CİHAZI

Cihaz 2009 yılında kliniğimizde tedaviye başlamıştır. İlk hasta alımı Mayıs 2009 tarihindedir. Toplam tedavi edilen hasta sayısı 1561'tir. Başta beyin tümörleri, akciğer nodülleri olmak üzere, nüks etmiş ve daha önce radyoterapi uygulanmış hastalıklarda SRS, SBRT yapılmaktadır.

TOMOTERAPİ TEDAVİ CİHAZI

2010 yılında kliniğimizde kullanılmaya başlanmıştır. İlk hasta alımı 01.11.2010 tarihindedir. IGRT eşliğinde Helikal IMRT tedavisi uygulanmaktadır. Günlük Tedavi edilen hasta sayısı ortalama 40 civarındadır.

1 ADET IORT (Intraoperatif Radyoterapi Cihazı)

2012 yılında hastanemiz ameliyathane biriminde kullanıma girmiştir. Kamuda ilk kurumumuzda uygulanmıştır. Kliniğimizin tedavi seçeneklerini artırmıştır. Meme kanserleri başta olmak üzere Rektum Pankreas, Sarkom,vb. uygulanmaktadır. Hasta seçimi konsey ile yapılmaktadır.

1 ADET ELEKTA SYNERGY PLATFORM LİNAK TEDAVİ CİHAZI

2008 Yılında kliniğimizde tedaviye başlamıştır. Konformal Tedavi uygulanmaktadır. Günlük Tedavi edilen hasta sayısı ortalama 30-40 tır.

1 ADET 3D BRAKİTERAPİ CİHAZI

Micro Selection-Nukletron Brakiterapi cihazı 2012 Yılında kliniğimize gelmiştir. Günlük Tedavi edilen hasta sayısı 4-6 arasındadır

1 ADET 4DCT SİMÜLATÖR CİHAZI

Philips Brilliance Big Bore CT Simülatör 2013 Yılında kliniğimize gelmiştir. İlk hasta alımı 14.04.2013 tarihindedir. RPM Solunum takip sistemi (Real-Time Position Management) ile organ hareketlerinin doğru olarak tespit edilmesi sağlanmaktadır. Tedavi bölgesinin daha doğru belirlenmesini ve planlanmasını sağlamaktadır. Hasta simülasyonu sayısı günlük ortalama15-20'dir.

Kliniğimizde bu cihazlara özgü planlama istasyonları ve dozimetri ekipmanları bulunmaktadır. Ayrıca bunların dışında kliniğimizde inaktif olarak bulunan1 Adet Kobalt-60 Tedavi Cihazı, 1 Adet Konvansiyonel Simülatör Cihazı, 1 Adet CT Simülatör Cihazı, 1 Adet 2D Brakiterapi Cihazı bulunmaktadır. Kliniğimiz bu cihaz parkuruyla Türkiye'nin en büyük Radyasyon Onkolojisi Kliniklerinden biridir. Kliniğimizde yılda yaklaşık olarak 3000 hasta tedavi edilmektedir.

HASTANEMİZİN İLK EĞİTİM KLİNİĞİ OLAN RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİĞİMİZ KADROSUNDA;

28 Radyasyon Onkolojisi Uzmanı 16 Medikal Fizik Uzmanı, 2 Asistan doktor, 51 Radyoterapi Teknikeri, 16 Hemşire görev yapmaktadır.

RADYOTERAPİ KLİNİĞİMİZDE EĞİTİM;

Haftada Bir Gün Makale Saati, Haftada Bir Gün Seminer Saati, yapılmaktadır. Medikal Fizik Uzmanları, Eğitim Görevlileri, Baş Asistanlar Eğitime Katılırlar. Konu Anlatımları yapılır. Ayrıca Tekniker, Hemşire (Merkez-Brakiterapi-Andiçen) Haftalık Eğitim Saatleri Vardır.



Fiz. Uzm. Büşra DEMİRBAŞ ÇAKIR

1986 Ankara doğumluyum. Evliyim ve bir çocuk annesiyim. Öğrencilik döneminde staj yaptığım Ankara Numune EAH de 2007 yılında çalışmaya başladım. 2011 yılında Ankara Onkoloji Hastanesine atandım ve 6 yıldır Sağlık Fizikçisi olarak hastanemizde görev yapmaktayım.

MEMORIAL

AYIN BÖLÜMÜ (II)

MEMORIAL SAĞLIK GRUBU MEDSTAR ANTALYA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ

MEDSTAR
HASTANELER GRUBU

Memorial Sağlık Grubu, Medstar Antalya ismi ile 2012 yılında onkoloji odaklı bir hastane oluşturmak amacıyla kurulmuştur. Bu amaçlı onkoloji alanında, branşında uzmanlaşmış bir ekip ile birlikte son teknolojinin de kullanıldığı bir "Kanser Merkezi" olmayı hedeflemiş ve kısa zamanda da bu hedefine ulaşmıştır.

Radyoterapi tedavisine envanterindeki ilk cihaz olan Siemens Primus ile başlayıp, Radyoloji bölümündeki Siemens Emotion Duo tomografi cihazı CT simülasyon amaçlı kullanılmıştır. Aynı yıl içerisinde Siemens Primus cihazına ek olarak Varian Trilogy de cihaz parkuruna eklenerek kliniğimizde konformal, IMRT ve TBI tedavi tekniklerine ek olarak Arc tedavi modalitesi ve

gelişmiş görüntüleme yöntemleride yapılır hale gelmiştir. Ardından Stereotaktik Radyocerrahi/ Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SRS/SBRT) tedavilerine de başlanmıştır.

Takip eden yıl içerisinde Siemens Primus Cihazının yerine 2014 yılında Truebeam 2.0 Slim modeli alınmış ve aynı zaman diliminde Radyoloji ile ortak kullandığımız tomografi cihazı bölümümüze taşınmıştır. Truebeam cihazı bölüme kazandırıldıktan kısa bir süre sonra SRS/SBRT hasta çeşitliliği ve sayımız da giderek artmıştır. Başta intrakranial lezyonlar olmak üzere, spinal, akciğer, karaciğer, pankreas vb. lokalizasyonlarının yanısıra hemen hemen tüm vücut lezyonlarında da tecrübe kazanılmıştır.



Tedavi kriterlerimiz her hastaya özgü olup, planlama öncesi ve sonrası protokollere ve pratik uygulanabilirlik derecesi göz önünde bulundurularak karar verilmektedir. QA aşamasında tedaviden hemen önce sıklıkla portal dozimetri ile birlikte eksternal ekipmanlar da kullanılmaktadır. Yıllık ortalama 800 hasta tedaviye almaktayız. Kliniğimizde 1 Doçent Radyasyon Onkoloğu, 1 uzman medikal fizikçi, 1 radyoterapi hemşiresi, 5 radyoterapi teknikeri ve 2 sekreterimizle birlikte hastalara hizmet vermekteyiz.

Hem hasta sayısı, hem de hasta çeşitliliği açısından zengin bir klinik olmanın yanısıra, yeniliklere açık, alanında her zaman mükemmeli hedefleyen bir klinik olmayı istiyoruz.

CİHAZ PARKI

VARIAN TRUBEAM 2.0: 120 MLC'li Lineer Hızlandırıcı, 6MV, 10MV, 15MV FF, 6MV, 10MV FFF foton enerjisi ve 5 farklı enerjide de elektron enerjisi bulundurur.

VARIAN TRILOGY: 120 MLC 'li Lineer Hızlandırıcı. 6MV, 18MV foton ve 6 farklı enerjide elektron enerjisi bulundurur.

DOZİMETRİK ALTYAPI

PTW MP3 Su fantomu ve RW3 katı Su fantomu

PTW Farmer Chamber 0.6 cc, Semiflex 0.125 cc, Pinpoint 0.015 cc ve Markus elektron chamber 0.055

PTW Unidos Electrometre

PTW Quickcheck Weblane

Sun nuclear 3DVH yazılımlı ArcCHECK

Radyasyon Onkolojisi Uzm.

Doç. Dr. Vildan KAYA

Tıbbi Radyofizik Uzm.

Uzm. Fiz. Osman ÖZTÜRK

Radyoterapi Teknikerleri

Meral KARAZOR

Coşkun AÇIKEL

Kayhan AKYILDIRIM

Bilgehan ÖZÇULCU

Gökhan YILMAZ

İsmail NALBANT

Radyoterapi Hemşiresi

Esra UYSAL

Sekreterler

Seher KÜÇÜKŞENLİK

Nurettin ÖZCAN



Fiz. Uzm. Osman ÖZTÜRK

1986 yılında doğdu. İlköğretime Kıbrıs'ta başlayıp, ülkemizin tüm coğrafyasında birçok okul değiştirerek devam etmiştir. 2008 yıllarının sonlarında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisinde staja başlayıp 2009-2012 yılları arasında çalışılan süreç içerisinde yüksek lisansını tamamlamıştır. .2012 yılında Memorial Hastaneler Grubu Medstar Antalya Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak başlayıp halen çalışmaya devam etmektedir. Evli ve bir çocuk babasıdır .

ICRU 83'ün Eksternal Radyoterapide VOLÜM ve DOZ TANIMLAMALARI'na getirdiği yenilikler

Prof. Dr. Fadime AKMAN

Radyasyonla çalışılan alanlarda standartları sağlamak için değişik ölçü birimleri ve dozimetrik parametreler kullanılmaktadır. **ICRU** (International Commission on Radiation Units and Measurements) bu alandaki uluslararası komisyonlardan biri olup, teknolojinin gelişimine paralel olarak raporlar hazırlamaktadır. Radyoterapide hasta tedavilerine yansıtacak ölçümlerle ilgili raporların ilkleri 1973 ve 1976 yayınlanan ICRU 23 (Tek yönlü fotonla fantom ışınlaması) ve "fotonla hasta ışınlamasında doz tanımlamaları"nı içeren ICRU 24'dür. 1978'de yayınlanan 29 numaralı rapor (foton ve elektron ışınlamaları doz tanımlaması) ise iki boyutlu hasta tedavilerinde standartları tanımlamakta, günümüzdeki üç boyutlu tedavilere de temel oluşturmaktadır (1). Eksternal radyoterapide sıklıkla kullanılan elektronlar için ise 1984'de 35 numaralı rapor yayınlanmıştır. Ancak günümüzdeki ileri radyoterapi tekniklerinin kullanımına geçiş "Yüksek enerji foton elektron ışınlamada bilgisayar kullanımı"nın standartlarını tanımlayan 42 (1987) numaralı rapordur. Sonrasındaki teknolojik gelişmelere paralel foton ışınlamaları üç boyutlu konformal tedavileri tanımlama, kayıt ve raporlama için **ICRU 50** (2) geliştirilmiş, kullanımda eksik görülen bazı ayrıntılı tanımlamalar için **ICRU 62** (3) ek olarak yayınlanmıştır. Konformal tedavilerin yoğunlukları ayarlanabilen (IMRT) planlamalarla verilebilmesi sonrasında ise bu raporların yetersiz kalması nedeniyle 2010 yılında **ICRU 83** foton ışınlamaları IMRT'sinde doz tanımlamaları için geliştirilmiştir (4).

Volüm Tanımlamaları neden gereklidir?

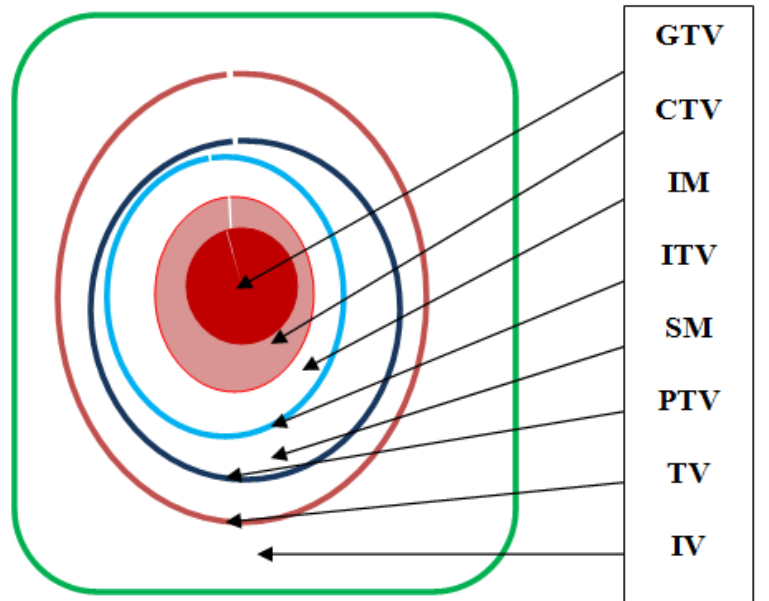
Radyoterapide volüm tanımlamalarına tedavinin tanımlanması (prescribing), kaydedilmesi (recording) ve raporlanması (reporting) aşamalarında standart ve ortak dil oluşturabilmek için gereksinim vardır. Tedavinin hangi hedeflere hangi dozda verildiği, normal dokuların ne kadarının hangi dozda ışın aldığını ancak bu volümler sayesinde ayrıntılı tarif edebiliriz. Tanımlanması gereken

volümler ise ICRU 50 ve 60'a göre **GTV** (Gross Tumor Volume), **CTV** (Clinical Target Volume), **PTV** (Planning Target Volume), **ITV** (Internal Target Volume), **OAR** (Organ at Risk), **PRV**, **TV** (Treated Volume), **IR** (Irradiated Volume) iken; **ICRU 83'**de bu volümlere **RVR** (Remaining volume at risk) eklenmiştir (2-4).

1-GTV (Gross Tumor Volume/ Görüntülenebilir tümör volümü)

Fizik muayene sırasında görülebilir, palpe edilebilir ve görüntüleme yöntemleri ile gösterilebilir hastalığı tanımlar. GTV primer tümör, GTV nodal hastalık ve GTV metastatik bölgeler ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Evreleme, doz tayini ve yanıt değerlendirilmesi için bu tanımlamaların her tedavi endikasyonu ve türünde yapılması gerekir. GTV, tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir, tanımlanması en kolay volümdür, ancak görüntüleme yöntemine göre değişiklik gösterebilir. Hastalık bölgeleri ve histolojik türlere göre farklı görüntüleme yöntemlerinin (MRG, PET, diğer sintigrafik yöntemler..) kullanılması gerekebilir (2-4) (**Şekil-1**).

Radyoterapi planlama sistemleri bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinden çalışır. BT farklı dokuları elektron yoğunluğuna göre ayırır, doz hesaplama algoritmalarında kullanılır. Ancak normal doku/tümör kontrast rezolüsyonu sınırlıdır. GTV saptanmasında "inter/ intraobserver" farklılıklara neden olur. Metalik yapılardan (diş dolguları vb) olumsuz etkilenir. Farklı sekanslara sahip (T1/T2-ağırlıklı, kontrastlı T1, yağ baskılı/baskısız) olan magnetik rezonans görüntüleme (MRG) ise radyoterapide BT'yi tamamlayıcıdır, yeni teknolojilerde daha fazla kullanım alanı bulabilir.



Şekil 1. ICRU raporlarındaki volümlerin şematik görüntüsü

MRG yumuşak doku / kemik uzanımlarının saptanmasında BT'ye göre daha başarılıdır, daha düşük "inter / intraobserver" farklılıklarına neden olur (2-4). PET (Pozitron emisyon Tomografi) yöntemlerinden özellikle ^{18}F -FDG kullanımı onkolojide hızla artarak klinikte evreleme, radyoterapi volümü saptama, yanıt değerlendirmede yerini almıştır. PET ile tümörlerin moleküler yayılımları; metabolik, oksijen tüketimi, reseptör

veya gen ekspresyonu yöntemleri ile saptanabilir. Ancak RT volüm saptanmasında özel parametrelere gereksinim vardır ve bu alanda yoğun çalışmalar devam etmektedir (5,6). Günümüzde IMRT, VMAT, SRS, SRT, SBRT gibi tekniklerin planlama ve tedavisinde hedef ile normal doku arasındaki keskin doz sınırlamaları (düşüşleri) sağlayabilmek için hedef volümlerin oluşturulmasında bu görüntüleme yöntemlerin sıklıkla birlikte kullanımına gereksinim duyulmaktadır.

2-CTV (Clinical Target Volume/ Klinik hedef volümü)

GTV'ye subklinik hastalık bölgelerinin eklenmesiyle oluşur. Tümör çevresi olası mikroskopik uzanımları, tümöre özgü perivasküler, perinöral, lenfatik yayılımları içermelidir. Tümör tipi ve yerleşimine bağlı değişir. Tümörün patolojik özellikleri ve klinik deneyimler CTV oluşturmada önemlidir.

Küratif amaçlı tedavilerde mutlak tedavi edilmelidir.

Birden fazla CTV (CVT primer tümör, CTV lenfatik vb) olabilir. Benign tümörler veya palyatif tedavi endikasyonlarında göz ardı edilebilir (2-4) (**Şekil 1**).

3-PTV (Planning Target Volume/Planlanan tedavi volümü)

Geometrik bir kavramdır. CTV'ye istenen dozu verebilmek için gerekli geometrik belirsizlikleri öngörebilmelidir. Organ/doku yapısı, hasta pozisyonu (tedavi/tedaviler arası), ışın pozisyonu ve enerji türüne göre saptanır. İmmobilizasyon yöntemi PTV saptamada önemlidir, üç boyutlu olarak tasarlanmalı ve planlanmalıdır. PTV, bazen hasta konturu dışına taşabilir. CTV içindeki anatomik yapıların fizyolojik nedenlerle oluşan şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini içermelidir. Solunum, yutkunma, mesane veya rektumun boş veya dolu olması, kalp atımı, bağırsak hareketleri gibi nedenlerde tedavi sırasında hedefte yer değişiklikleri olabilir, bu hareketlenmeler göz önünde bulundurularak CTV'ye eklenen sınıra **IM (internal margin/ iç sınır)** denir ve bu şekilde **ITV (Internal Target Volume/ iç hedef volüm)** oluşturulur (3,4). PTV'yi oluşturan diğer bir parametre de **SM (Set-up Margin/setup sınırı)**'dir; hasta pozisyon değişiklikleri, aygıtların mekanik farklılıkları, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları (BT/simülatör/tedavi aygıtı koordinat hataları), insan faktörüne bağlı değişebilir. Her departman, her alan, her immobilizasyon yöntemine göre ayrı ölçülmeli ve hesaplanmalıdır. Üç boyutlu olarak tasarlanmalıdır.

Bunlara göre **PTV=CTV+IM+SM** olarak hesaplanır (3,4) (**Şekil 1**).

Radyoterapi planlama ve tedavi aşamasında hasta ve plan verilerinin simülatör veya BT odasından tedavi odasına taşınırken tümünün birbirine uyması gerekmektedir. Laserler,

cilt markerları, görüntü, kemik referanslar, hedef volümler, sınırlar, planlanan ışın yönleri, açıları....vb. Ancak bu her zaman mümkün olamamakta ve bazı hatalar ortaya çıkabilmektedir. Simülatör veya BT'deki setup, BT'deki organ hareketleri, hedef volüm tesbitindeki hatalar doğrudan tedavi planlamada hatalara neden olabilir ki bunları düzeltmek oldukça zordur (**Sistemik hatalar**). Saptanmasında zorluklar vardır. Tedavi süresince devam edeceği için hasta için ciddi sonuçlar doğurabilir. Tedavi aygıtındaki setup, tedavideki rastgele oluşabilecek hatalar (**random hatalar**) ise portal görüntüleme ile tesbit edilebilir ve günlük düzeltmeler yapılabilir. Ayrıca hasta fizyolojik hareketleri setup içinde de devam etmekte olup önlenmesi pek mümkün olmayabilir. Tüm bu geometrik belirsizliklerin gözönüne alınarak setup sınırlarını belirlemede fayda vardır.

IMRT doz tanımlamaları aşamasında doz sınırları tanımlanırken özellikle seri organların (görme yolları, beyin sapı, medulla spinalis gibi) komşuluğunda ve küçük hedef volümlerde doz düşüşleri olmadan normal dokuları korumak kolay olmamaktadır. Kabul edilir sınırlarda düşük doz bölgelerini kontrol edebilmek için hedef içinde **yeni PTV** tanımlamalarıyla çözüm üretilebilir. Özellikle kafa tabanı yerleşimli tümörlerde bu tür düzenlemelere daha fazla gereksinim duyulabilir. **ICRU 83'**de bu düzenlemeler **alt PTV** ile tanımlanmıştır (4) ve günlük uygulamalarda IMRT planlarında kolaylıklar sağlamaktadır (**Şekil 2, 3**).

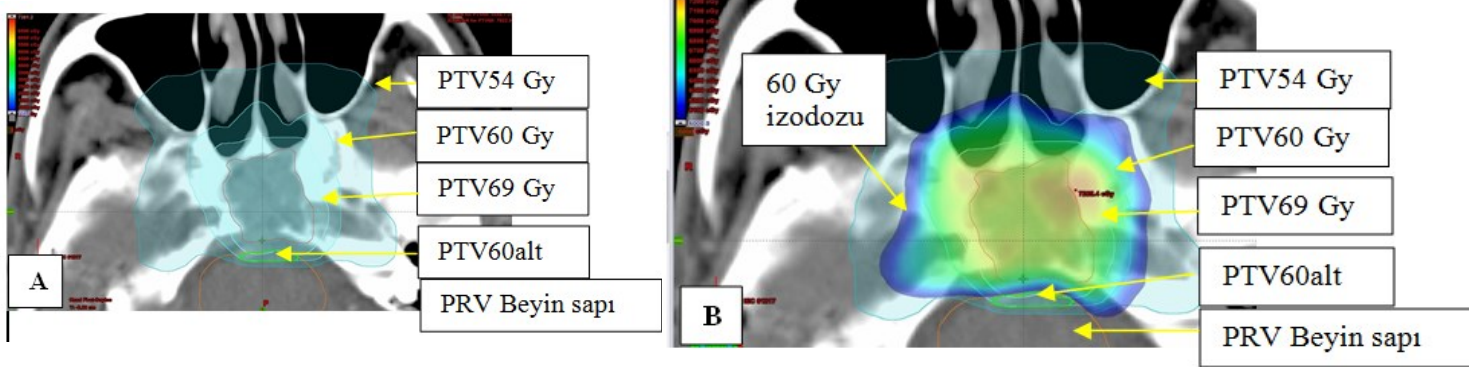
4- TV (Treated Volume/ Tedavi Volümü)

Planlanan tedavi volümünde doz dağılımına göre referans izodoz seçilir ve bu seçilen izodozun kapsamı **tedavi edilen volüm** olarak tanımlanır. Tanımlanan tedavi dozunu alan

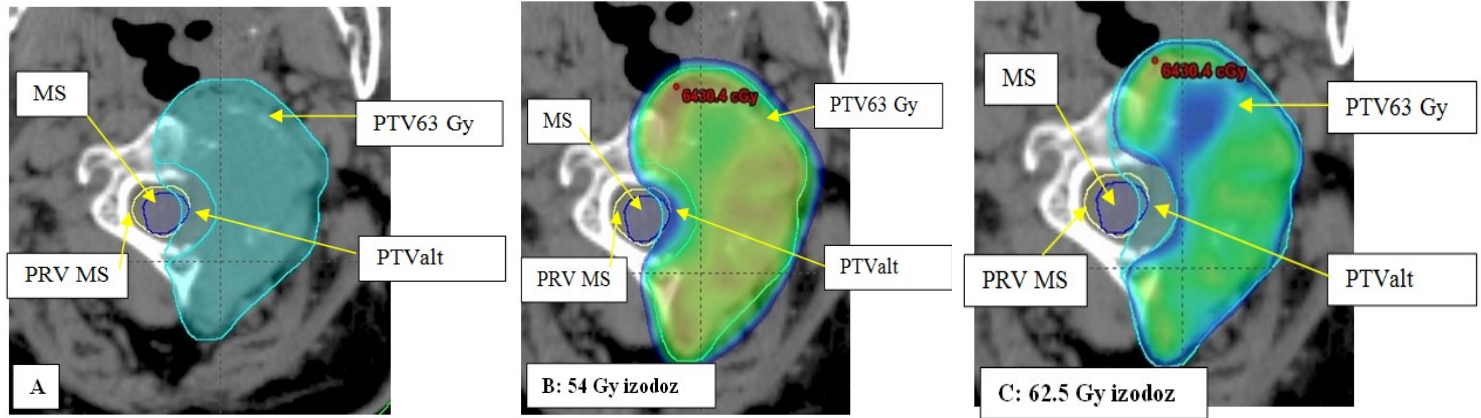
volüm referans izodozu $+ \%7$ /- $\%5$ sınırlarında içermelidir. ICRU 83'te ise **D_{98%}** kapsamında olması beklenmektedir (2-4) (**Şekil 1**).

5- IR (Irradiated Volume/ ışınlanan volüm)

Normal doku toleranslarına göre anlamlı olabilecek dozları alan volüm olarak tanımlanır ($V_{20\text{akciğer}}$ -ortalama doz_{parotis vb}) (2-4) (**Şekil 1**)



Şekil 2. ICRU 83 alt PTV örneği 1: Kafa tabanı uzanımlı nazofarenks kanserli 33 fraksiyonda 69 Gy RT planıdır. PTV 54Gy ve PTV 60Gy volümleri içinde kalan beyin sapı dozunu kontrol etmek için PTV 60 Gy volümü içine PTV60alt (**A**) tanımlanarak beyin sapı tolerans dozu kontrol edilmiştir (**B**).



Şekil 3. ICRU 83 alt PTV örneği 2: Spinal kanal uzanımlı, foliküler tiroid kansinomlu hastanın soliter vertebra metastazına yönelik 30 fraksiyonda 63 Gy RT planlanmıştır. PTV 63Gy içinde kalan medulla spinalis (MS) dozunu kontrol etmek için PTValt (**A**) tanımlanarak tüm PTV minimum 54 Gy alması sağlanırken (**B**), medulla spinalis tolerans dozu kontrol edilmiştir (**C**).

6- Riskli Organlar (OAR-Organ at Risk)

Planlanan tedavi hacmi içinde kalacak, radyasyon duyarlılığı nedeniyle tedavi planı, doz değişikliğine neden olacak organ ve/veya yapılarıdır (medulla spinalis, akciğer, kalp, böbrek, görme yolları, beyin sapı vb...). Oluşacak morbidite olasılığına göre **Class I-III** düzeylerinde sınıflandırılmışlardır. **Class I** organlar plan optimizasyonunda değişiklikler

gerektirebilen **seri organ** olarak tanımlanan yapılarıdır (medulla spinalis, görme yolları, beyin sapı). Seri organların doz sınırları Dmax ile tanımlanır. Class II, III organlar ise paralel yapıda olup, farklı düzeylerdeki riskli doz sınırları o dozları alacak hacimlerle tanımlanırlar (V_{5Gy} , V_{10Gy} , V_{20Gy} , V_{30Gy} , V_{50Gy} veya ortalama doz gibi) (2-4).

7- PRV (Planning organ at Risk Volume / planlanan riskli organ volümü)

Hasta hareketiyle hedef hacimler gibi riskli organ da hareket edebilir. OAR'da beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki volümünü belirlemek gerekir. PTV/PRV ilişkisine göre doz düzenlemesi gerekir. Seri organ ve yapılarda

OAR'a CTV'ye eklenen IM ve SM sınırına benzer şekilde 1-3 mm eklenmesi önerilmektedir. Paralel yapılarda PRV tanımlanması mutlak gerekli değildir, sadece organın konturlanarak tanımlanması yeterli olabilir (3-4).

8– RVR (Remaining volume at Risk /kalan-diğer riskli volüm):

Beklenmedik yüksek doz bölgelerini önlemek için riskli organlar dışındaki yapıların (ense, cilt, ciltaltı vb) da tanımlanması gerekir. Bu, **ICRU 83**'in getirdiği yeniliklerdendir. Yüksek doz bölgelerini önlemek dışında, özellikle çocuk ve genç hastalarda karsinogenez gibi geç

yan etkilerin önlenmesi için önemlidir (4). Uygulamada volümlerin saptanmasında tüm bu tanımlamalara rağmen zorluklar mevcuttur. Hastada ışınlanan bölgelere göre bireysel düzenlemeler gerekir ki burada radyoterapi ekibinin bilgi ve deneyim birikimine gereksinim vardır.

Doz Tanımlamaları

ICRU 50-62 ve 83'de doz tanımlamaları üç düzeyde önerilmiştir:

Düzye I (Level I):

Temel teknik, referans nokta dozunu tanımlar, PTV içindeki minimum ve maksimum doz noktaları standart izodoz eğrileri ve derin doz tablolarından yararlanılarak tahmin edilebilir. Her merkezin en az tanımlaması gereken düzeydir, ancak gelişen teknolojilerin kullanıldığı günümüzde sadece palyatif tedavilerde referans nokta tanımları yeterli kabul edilebilir (1-4).

Düzye II (Level II):

Bu düzey, ileri tekniklerdeki gereksinimleri (ICRU 50, 62, 83) tanımlar. Öncelikle BT, MR ve PET görüntülerinden yararlanılarak GTV, CTV, PTV (ITV), OAR, PRV ve RVR'in tanımlanması gerekir. Ayrıca tüm planlarda geçerli doz dağılımları **DVH (Doz Volüm Histogram)** temelli tanımlanmalıdır. Nitelik güvenirliği (QA) programlarının olması ve uygulanması gereklidir. Planlanan her bir tedavi volümü içinde doz dağılımının homojen olması gerekir ve +% 7;-%5 izodoz farklılığına izin verilir (ICRU 50, 62). DVH dışında ayrıca **Dmax, Dmin**'de tanımlanmalıdır. **Dmax**; PTV ve riskli organdaki maksimum doz noktasıdır, 3 boyutlu planlamada volümdür, 15 mm üzerindeki hacimler anlamlıdır ve kaydedilmelidir. **Dmin** ise PTV'deki minimum doz noktasıdır, volüm limiti yoktur, ancak olabildiğince düşük olması beklenir. Planlanan dozların ortalama, median ve "en sık" (**Daverage, Dmedian, Dmodal**) dozlarının da hesaplanması önerilir. Bu düzeyde **hot spots (sıcak noktalar)** tanımlanması da gereklidir, PTV dışındaki yüksek doz alanlarıdır; %100 üzerindeki izodozların geçtiği ve 15 mm'den büyük çaplı alanlar anlamlıdır, özellikle göz, sinir, larenks gibi küçük riskli organlarda dikkat edilmelidir (1-4) (**Şekil 4**).

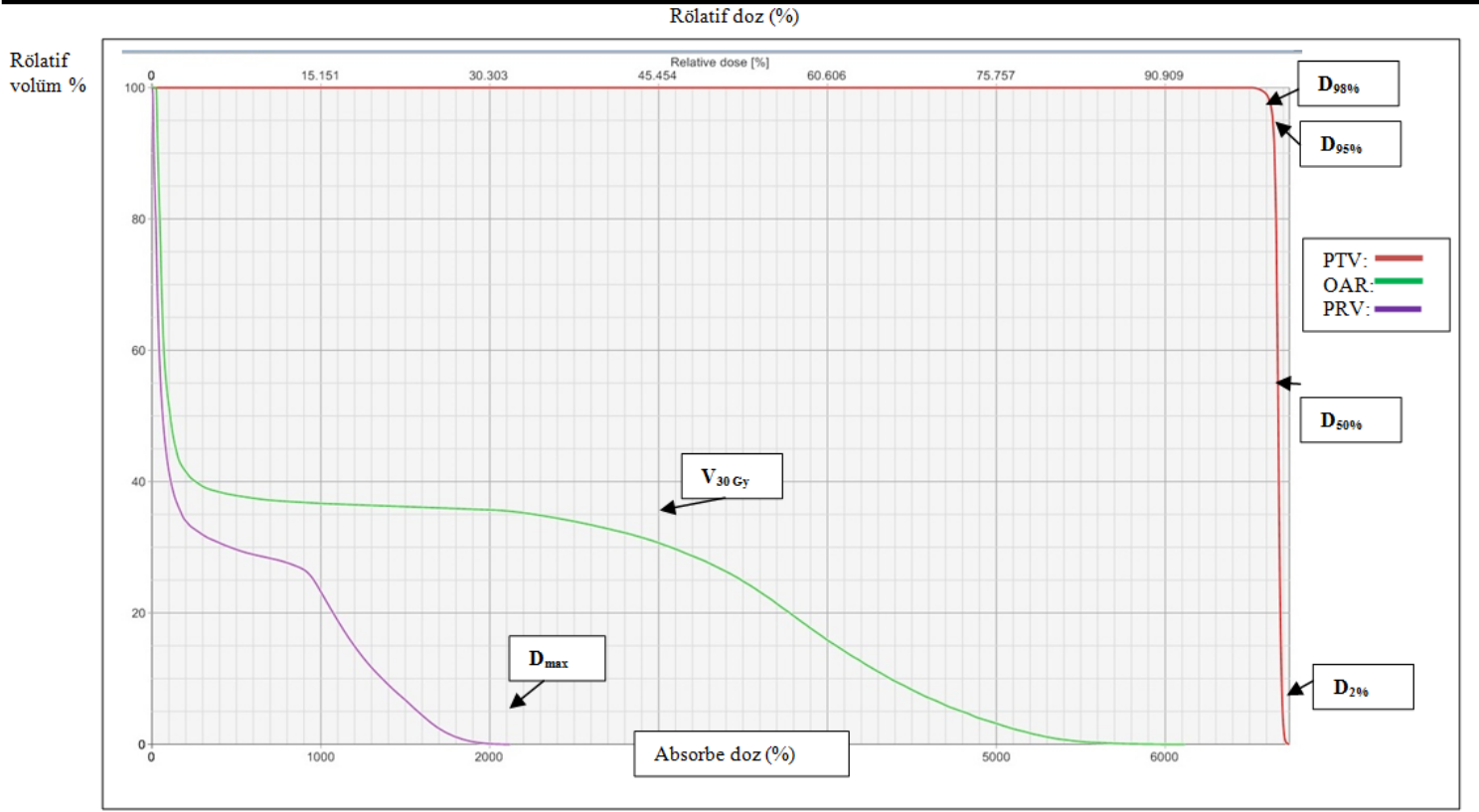
ICRU 83, doz tanımlamalarına IMRT için yenilikler getirmiştir: Minimum absorbe doz yerine "**Near-minimum**" absorbe doz (**D_{near-min}, D_{98%}**), **D_{95%}** ayrıca tanımlanmalı, maksimum absorbe doz yerine "**near-maximum**" absorbe doz (**D_{2%}**) kullanılmalıdır. **D_{50%}** mutlak tanımlanmalı ve hedef için reçete edilen dozu almalıdır (4) (**Şekil 4**).

Düzye III (Level III):

Gelişmekte olan teknikleri içerir. Kriterleri tam oluşturulmamış olan tümör kontrol olasılığı (**TCP**), normal doku komplikasyon olasılığı (**NTCP**), eşdeğer üniform dozlara (**EUD**) göre optimizasyon uygulamalarını içerir. Güncel planlama programları bu alanda optimizasyonlar içermekle birlikte düzey III'deki verilerin rutin kullanımı için henüz valide edilmiş bir sistem yoktur (2,4).

Güncel eksternal radyoterapi foton ışınlama tekniklerinde (IMRT, IMAT, VMAT) ICRU 83 önerileri ve düzey II doz hacim tanımlamaları yeterli görünmektedir. Normal doku komplikasyonları ve tümör kontrol olasılıkları açısından var olan klinik birikimlere dayalı veriler kullanılmaktadır (7,8). Ancak klinik ve biyolojik verilerin planlama algoritmalarında güvenli kullanımına ait yöntemlerin geliştirilmesi ve valide edilmesine gereksinim vardır.

Sonuç olarak güncel radyoterapi uygulama tekniklerinin tümünde ICRU raporlarına ihtiyacımız var. Konformal tedavilerde ICRU 50 ve 62 nolu raporları yeterli iken, IMRT/IMAT/VMAT ve bu yöntemlerle uygulanan stereotaksik radyoterapi tekniklerinde mutlaka ICRU 83 raporunun kolaylaştırıcı tanımlamalarını kullanmamız gerekmektedir.



Şekil 4. Doz Volüm Histogram Örneği: ICRU 83'te tanımlanması gereken PTV 66 Gy radyoterapi planlanan hastanın $D_{50\%}$ 66.5 Gy, $D_{95\%}$ 66.2 Gy, $D_{98\%}$ 66 Gy, $D_{2\%}$ 67 Gy, OAR V_{30Gy} %30, seri organ PRV D_{max} 21 Gy aldığı görülmektedir.

Referanslar

- [1]. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons. ICRU Report 29. International Commission on Radiation Units and Measurements: Bethesda, Maryland; 1978.
- [2]. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50. Oxford, United Kingdom: Oxford University Press; 1993.
- [3]. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62. Oxford, United Kingdom: Oxford University Press; 1999.
- [4]. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83. J ICRU 2010;10:1-106
- [5]. Thorwarth D, Geets X, Paiusco M. Physical radiotherapy treatment planning based on functional PET/CT data: Radiotherapy and Oncology 96 (2010): 317-324
- [6]. Chiti A, Kirienko M, Gregoire V. Clinical use of PET-CT data for radiotherapy planning: What are we looking for? Radiotherapy and Oncology 96 (2010): 277-279
- [7]. Emami B, Lyman J, Brown A et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991; 21: 109-122
- [8]. Bentzen SM, Constine LS, Deasy JO et al. Quantitative analysis of normal tissue effects in the clinic (QUANTEC): Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010; 76, 3(supp)



Prof.Dr. Fadime AKMAN

Eğitimi: Galatasaray Lisesi (1980), İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi (1986).

Uzmanlık: Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi (1995)

Doçent: Mart 2003; Profesör: Mart 2010

Yabancı dil: İngilizce, Fransızca

Aktif görevi: Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Bşk

Mesleki Üyelik ve görevler: TTB, ESTRO, TROD, TOG, TROD Yeterlilik Kurulu, Eğitim ve Müfredat Komisyonu Başkanı,

1-3 Beyin Metastazlı Hastada Kanıta Dayalı Yaklaşım:

“Ayrık otlarını mı temizlemeli, yoksa tüm bahçeyi mi ilaçlamalı?”

Prof. Dr. Ufuk ABACIOGLU

Beyin metastazları gelişmiş tanı yöntemleri ve sistemik hastalığın daha iyi kontrol edilebilmesi sebebiyle giderek artan sıklıkta görülmektedir. Tüm kanser hastalarının %30'unda görülmekte ve büyük çoğunluğunda 1-3 arası sınırlı sayıda ortaya çıkmaktadır. Eskiden antiödem tedavi ve tüm beyin ışınlaması (TBRT) palyatif amaçlı olarak uygulanan neredeyse tek tedavi yöntemi iken, cerrahi ve stereotaktik radyocerrahi gibi lokal tedavilerin uygun hastalarda eklenmesinin yaşam kalitesi, nörolojik durum ve genel sağkalım üzerine olumlu katkısının gösterilmesi ile birlikte günlük pratikte sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.

Beyin metastazları kontrastlı MR görüntülerinde normal beyin dokusundan kolay ayırt edilebilmeleri, sferik yapıları ve çoğu kez <3 cm çapta olmaları sebebiyle SRS için ideal hedeflerdir. Malign karakterde olmaları, beyin parenkimini infiltre etmemeleri ve hedefin içinde normal doku bulunmaması sebebiyle SRS planlarındaki GTV içi heterojenite ve etrafında hızlı doz düşüşü önemlidir. RTOG 9005 Faz 1 doz eskalasyon çalışması çapa göre verilebilecek dozları belirlemede yol gösterici olmuş ve ≤ 20 mm metastazlarda periferik doz olarak 20-24 Gy, 21-30 mm'de 18 Gy, 31-40 mm'de 15 Gy tek fraksiyon için güvenli dozlar olarak kabul görmüştür (1).

RTOG 9508 çalışması 1-3 beyin metastazlı hastada TBRT'ye SRS eklenmesini araştırmış ve 1 metastazlı olan hastada istatistiksel anlamlı sağkalım artışı sağladığını gösterebilmiştir (4.9 ay vs 6.5 ay) (2). Aynı çalışmada GPA skoru yüksek, iyi prognozlu hasta grubunda 1-3 metastazlı tüm hastalarda sağkalım artışı gösterilmiştir (3). Aslında bu çalışma günümüzde sıklıkla konuştuğumuz oligometastatik hastalıkta ablatif lokal radyoterapinin sağkalım artışı sağladığını gösteren ilk prospektif randomize çalışma olmuştur. Ardından 2-4 metastazlı hastalarda yapılan Pittsburg çalışması da sadece TBRT yapılan hastalarda beyin kontrolünün SRS eklenen kola göre çok düşük olması sebebiyle erken kapatılmıştır (4).

SRS ile lokal kontrol oranlarının yüksek, toksisitenin düşük olması ve tedavi süresinin kısalığı sebebiyle zamanla birçok hastada TBRT'nin yerini aldığı

görülmüştür. Aslında bire bir TBRT ile SRS karşılaştırması yapılmamış olsa da retrospektif çok sayıda çalışma en azından benzer, çoğu kez daha iyi sağkalım süreleri bildirmektedir. Başlangıçta SRS uygulamaları 1-3 metastaz ile sınırlı iken, toplam hacim <15 cc olan, 1-10 metastazlı 1194 hasta ile yapılan JLKG0901 çalışmasında 2-4 ve 5-10 metastazlı hastalar arasında tedavi sonuçları ve toksisite açısından bir farklılık gözlenmemiştir (5). Her iki grup için medyan sağkalım 10.8 ay olarak gerçekleşmiştir.

Beyin metastazlarında (özellikle sınırlı sayıda) tek başına SRS uygulamaları daha fazla yapılmaya başlanması ile birlikte, cerrahi veya SRS sonrası TBRT'nin intrakranyal mikroskopik hastalığı ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmasının gerekliliği uzun yıllar tartışma konusu olmuştur (6). Bu konuda ASTRO 2014 yılında “Choosing Wisely” kampanyasında sınırlı sayıda beyin metastazı nedeniyle stereotaktik radyocerrahi (SRS) yapılan hastalara rutin olarak TBRT'nin eklenmemesini önermiştir (7). Bu uyarı yapılan randomize çalışmalarda adjuvan TBRT'nin sağkalım artışının gösterilememesinden, nörokognitif fonksiyonlar ve yaşam kalitesi üzerine olumsuz etkilerinden dolayı yapıldı. Yakın takip ve beyin içi nükslerde kurtarma tedavileri ile yaşam kalitesini düşürmeden benzer sağkalım sağlanabileceğinin tedavi kararı aşamasında hastalarla paylaşılması gerektiği söylendi. Bu önerinin yapılmasına yol açan çalışmaların detayları Tablo 1.'de verilmiştir. Japon çalışmasında <3 cm çapa sahip, 1-4 metastazlı 132 hastada SRS +/-TBRT araştırılmış, primer sonlanım noktası olan sağkalım farkı gösterilemeyeceği anlaşıncaya erken kapatılmış bir çalışmadır (8). Tek başına SRS ile medyan sağkalım 8 ay, SRS+TBRT ile 7.5 ay olarak bildirilirken, TBRT eklenmesi sadece 1 yıllık beyin progresyon ve kurtarma tedavi oranlarını azaltmıştır. Nörolojik sebeple ölüm oranları da her iki grupta benzer olmuştur. Nörokognitif fonksiyon değerlendirmesinde de hangi tedavi yapılırsa yapılsın hastaların %50'sinde 2-3 ay içinde düzelme, uzun yaşayan TBRT eklenmiş hastalarda ise Mini-Mental Status testinde anlamlı düşüşler saptanmıştır (9).

EORTC 22952 çalışması 1-3 metastazlı hastalarda metastazektomi veya SRS sonrası TBRT'yi araştıran ve primer sonlanım noktası iyi performanslı sağkalım olan bir çalışmadır (10). Ülkemizden de 74 hastanın katıldığı bu çalışmanın sonucunda medyan iyi performanslı yaşam süresi SRS ile 9.5 ay, SRS+TBRT ile 10 ay; genel sağkalım 10.7 ve 10.9 ay olarak hesaplanmıştır. TBRT ile 2 yıllık beyin içi kontrol artarken nörolojik sebeple ölüm oranları azalmıştır.

Özellikle sadece cerrahi yapılan hasta grubunda lokal progresyon oranının 2 yılda %60'a varan oranda görülmesi, bu hastalarda TBRT veya kaviteye yönelik SRS uygulamalarının gerekliliğini gündeme getirmiştir. Bu çalışmanın yaşam kalitesi analizlerinde 1 yıllık global sağlık değerlendirmeleri her iki grupta benzer iken, TBRT eklenen hastalarda daha fazla geçici fiziksel fonksiyon, kognitif fonksiyon bozulmaları ve yorgunluk semptomları bildirilmiştir (11).

Tablo 1. SRS ve SRS+TBRT'yi karşılaştıran Faz 3 çalışmaları.

Çalışma Grubu	SRS +TBRT n	SRS n	Medyan Sağkalım SRS+ TBRT	Medyan Sağkalım m SRS	12ay Sağkalım SRS + TBRT	12 ay Sağkalım SRS	Kurtarma Tedavileri SRS + TBRT	Kurtarma Tedavileri i SRS
JROS	65	67	7.5 ay	8 ay	%38	%28	%15	%43
EORTC	180	179	10.7 ay	10.9 ay	%44	%42	%16	%52
MD	28	30	5.7 ay	15.2 ay	%21	%63	%7	%33
NCCTG	102	111	7.4 ay	10.4 ay	%34	%38	%8	%32

MD Anderson çalışmasında primer sonlanım noktası olan 4 aylık nörokognitif fonksiyon daha detaylı bir test olan Hopkins Verbal Learning Test ile değerlendirilmiştir (12). Hedeflenen farkın erken ortaya çıkması ile 1-3 metastazlı toplam 58 hasta alındıktan sonra çalışma erken kapatılmıştır. SRS+TBRT uygulanan hastalarda 4. ayda öğrenme ve hatırlama fonksiyonlarında düşüş %52 oranında görülürken, SRS hastalarında bu oran %24 oranında kalmıştır. Bu çalışmanın sonucunda araştırmacılar öğrenme ve hatırlama fonksiyonlarının korunabilmesi için başlangıçta sadece SRS uygulanmasını, yakın takip ile kurtarma tedavilerinin uygulanmasını önermişlerdir.

Japon ve MD Anderson çalışmalarına stabil ve progresif sistemik hastalığı olan hastalar dahil edilirken EORTC çalışmasına sadece sistemik hastalığı kontrol altında olan, yani TBRT ile intrakranyal hastalık kontrolünün sağkalım artışına yansımalarının en fazla beklendiği hastalar alınmış buna rağmen gruplar arasında sağkalım farkı gösterilememiştir. Daha sonra bu üç çalışmanın verileriyle gerçekleştirilen bir metaanaliz yayınlandı (13). Bu metaanalizde 1-4 metastazlı, 50 yaş altı 68 hastalık alt grupta SRS tek başına SRS+TBRT ışınlamasına göre yeni beyin metastazı gelişme riskini arttırmadan daha iyi bir sağkalım sağlarken (13.6 vs 8.2 ay); 50 yaş üstü hastalarda TBRT eklenmesi yeni beyin metastazı gelişme olasılığını azaltmış, buna karşılık sağkalım değişmemiştir (10.1 vs 8.6 ay). Japon çalışmasının sonradan yapılan bir analizinde retrospektif olarak

GPA skoru 2.5-4 arası (iyi prognoz grubu) olan küçük hücre dışı akciğer kanserli 47 hastalık alt grupta TBRT eklenmesinin medyan sağkalımı arttırdığı (10.7 vs 16.7 ay) gösterildi (14). Sonradan yapılan küçük hasta sayılı bu alt grup analizleri her zaman dikkatle karşılanmalı, sadece hipotez geliştirici veriler olarak değerlendirilmelidir.

Yakın zamanda dördüncü bir çalışma olan NCCTG çalışmasında SRS veya SRS+TBRT ile tedavi edilen 1-3 metastazlı 213 hastanın sonuçları yayınlandı (15). Bu çalışmada da üçüncü ayda kognitif bozulma SRS kolunda SRS+TBRT koluna göre daha az oranda görüldü (%64 vs %92). Yaşam kalitesi SRS kolunda daha iyi idi ve yine sağkalım süreleri farklı değildi.

Aslında günümüz bilgileri ışığında ve bu önemli çalışmalar sayesinde güncel kılavuzlara geçen sonuç şu şekildedir (16). Sınırlı sayıda beyin metastazlı hastada cerrahi veya SRS sonrası TBRT'nin eklenmemesi beyin içinde lokal ve uzak kontrol oranlarının düşmesine yol açsa da hastanın fonksiyonel olarak bağımsız yaşamasını ve genel sağkalımını olumsuz olarak etkilememektedir. İleriye dönük çalışmalar modern radyoterapi teknikleri ile SRS ve TBRT'nin birleşimi şeklinde SIB'li TBRT, Hipokampus korumalı TBRT, kognitif fonksiyonları korumaya yönelik Memantin benzeri ilaçların profilaktik kullanımının tanıya spesifik hasta gruplarında araştırılması yönünde olması beklenmektedir.

Referanslar

- [1]. Shaw E, Scott C, Souhami L, et al. Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primary brain tumors and brain metastases: final report of RTOG protocol 90-05. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;47(2):291-298.
- [2]. Andrews DW, Scott CB, Sperduto PW, et al. Whole brain radiation therapy with or without stereotactic radiosurgery boost for patients with one to three brain metastases: phase III results of the RTOG 9508 randomised trial. *Lancet.* 2004;363(9422):1665-1672.
- [3]. Sperduto PW, Shanley R, Luo X, et al. Secondary analysis of RTOG 9508, a phase 3 randomized trial of whole-brain radiation therapy versus WBRT plus stereotactic radiosurgery in patients with 1-3 brain metastases; poststratified by the graded prognostic assessment (GPA). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;90(3):526-531.
- [4]. Kondziolka D, Patel A, Lunsford LD, Kassam A, Flickinger JC. Stereotactic radiosurgery plus whole brain radiotherapy versus radiotherapy alone for patients with multiple brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1999;45:427-434.
- [5]. Yamamoto M, Serizawa T, Shuto T, et al. Stereotactic radiosurgery for patients with multiple brain metastases (JLKG0901): a multi-institutional prospective observational study. *Lancet Oncol.* 2014;15:387-95.
- [6]. Mehta M. The dandelion effect: treat the whole lawn or weed selectively? *J Clin Oncol* 2011; 29: 121-24.
- [7]. <http://www.choosingwisely.org/societies/american-society-for-radiation-oncology/>
- [8]. Aoyama H, Shirato H, Tago M, et al. Stereotactic radiosurgery plus whole-brain radiation therapy vs stereotactic radiosurgery alone for treatment of brain metastases: a randomized controlled trial. *JAMA.* 2006;295(21):2483-91.
- [9]. Aoyama H, Tago M, Kato N, et al. Neurocognitive function of patients with brain metastasis who received either whole brain radiotherapy plus stereotactic radiosurgery or radiosurgery alone. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(5):1388-1395.
- [10]. Kocher M, Soffietti R, Abacioglu U, et al. Adjuvant whole-brain radiotherapy versus observation after radiosurgery or surgical resection of one to three cerebral metastases: results of the EORTC 22952-26001 study. *J Clin Oncol.* 2011;29(2):134-41.
- [11]. Soffietti R, Kocher M, Abacioglu UM, et al. A European organisation for research and treatment of cancer phase III trial of adjuvant whole-brain radiotherapy versus observation in patients with one to three brain metastases from solid tumors after surgical resection or radiosurgery: quality-of-life results. *J Clin Oncol.* 2013;31(1):65-72.
- [12]. Chang EL, Wefel JS, Hess KR, et al. Neurocognition in patients with brain metastases treated with radiosurgery or radiosurgery plus whole-brain irradiation: a randomized controlled trial. *Lancet.* 2009;10(11):1036-44.
- [13]. Sahgal A, Aoyama H, Kocher M, et al. Phase 3 trials of stereotactic radiosurgery with or without whole-brain radiation therapy for 1 to 4 brain metastases: individual patient data meta-analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2015;91(4):710-717.
- [14]. Aoyama H, Tago M, Shirato H, et al. Stereotactic radiosurgery with or without whole-brain radiotherapy for brain metastases: secondary analysis of the JROSG 99-1 randomized clinical trial. *JAMA Oncol.* 2015;1:457-64.
- [15]. Brown PD, Jaeckle K, Ballman KV, et al. Effect of Radiosurgery Alone vs Radiosurgery With Whole Brain Radiation Therapy on Cognitive Function in Patients With 1 to 3 Brain Metastases: A Randomized Clinical Trial. *JAMA* 2016;316:401-9.
- [16]. Soffietti R, Abacioglu U, Baumert B, et al. Diagnosis and treatment of brain metastases from solid tumors: guidelines from the European Association of Neuro-Oncology (EANO). 2017;19(2):162-174.



Prof. Dr. Ufuk ABACIOĞLU

Dr. Ufuk Abacıoğlu 1993 yılında İstanbul Tıp Fakültesi'nden mezun olup, 1997 yılında Cerrahpaşa Tıp Fakültesi'nde Radyasyon Onkolojisi uzmanlığını tamamladı. 1998-2011 yılları arasında Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde öğretim üyesi olarak çalıştı. 2005 yılında doçent, 2010 yılında profesör oldu. 2005-2011 yılları arasında Marmara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı başkanlığını yürüttü. 2011-2017 yılları arasında Neolife Tıp Merkezi'nde çalıştı. Mart 2017'den itibaren Acıbadem Altunizade Hastanesi'nde çalışmaktadır. Özel ilgi alanı nöroonkoloji olan Dr. Abacıoğlu 2010-2014 yılları arasında Avrupa Nöroonkoloji Derneği (EANO) yönetim kurulunda görev aldı. Kurucu üyeleri arasında yer aldığı Türk Nöroonkoloji Derneği'nin halen başkanlığını yürütmektedir. Alanında 84 bilimsel makale, 220 bildiri yayınlamış, bilimsel toplantılarda 120 davetli konuşması bulunmaktadır.

“Deformable Image Registration (DIR)” ın Radyoterapide Kullanımı

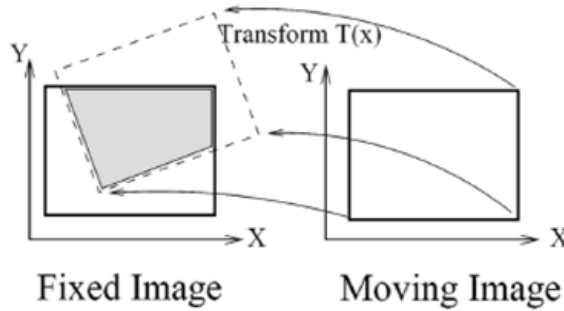
Fiz. Uzm. Basri GÜNHAN

Bilgisayar teknolojisindeki yeniliklerin radyoterapiye yansması devrim niteliğinde olmuştur. Bunlardan biri olan Deformable Image Registration (DIR) son zamanlarda radyoterapide ticari olarak bulunan ve kullanılan bir seçenek olarak sunulmaya başlandı. Bugün DIR birden çok modalitede kullanılan bir yöntem olarak karşımıza çıkmakta ve bir çok kullanıcının ilgisini çeken ve heyecanlandırıran bir görüntü eşleştirme seçeneği olarak sunulmaktadır. Bunların yanında DIR sadece hedef ve kritik organ konturlamasında yardımcı seçenek olarak kalmayıp aynı zamanda radyoterapide Image Guided Radiotherapy (IGRT) ve Adaptif Radyoterapi (ART) de arandığı bir seçenek olmaya başlamıştır. Özellikle ART’de doz deformasyonu sayesinde hastanın planları birleştirilerek normal ve hedef dokuların aldığı dozu daha hassas belirleyip kalan dozu hedef ve sağlıklı organlara göre planlamada yeniden optimize etmemize olanak sağlayabilmektedir.

Image Registration (IR)

Image Registration (IR) (veya görüntü füzyonu), iki veya daha fazla görüntü setinin, biri sabit kalmak üzere, koordinatlarını kaydırarak üst üste getirilmesi işlemi olarak tarif edilebilir. Bu eşleştirmeler CT-CT, CT-MR, CT-PET, CT-CBCT/MVCT veya amaca bağlı olarak daha değişik

kombinasyonlarda yapılabilmektedir (Şekil1). IR, eldeki olanakların kullanılmasına paralel olarak ciddi bir süreç geçirdikten sonra bugün halini almıştır. Bugünün teknolojisi ile IR’ı birden fazla yöntemle yapmak mümkün hale gelmiştir. (1,2)



Şekil1. Görüntü eşlemesi (füzyonu)

Rigid Registration (RR)

Görüntü füzyonu, gerçek anlamda, radyoterapide özellikle 3 boyutlu tedavi planlama sistemlerinin kullanılmaya başlamasıyla birlikte kullanılan bir özellik olarak karşımıza çıkmıştır. Füzyon uygulamada birkaç şekilde yapılabilmektedir. Bunlardan RR; iki görüntü setinde ikinci görüntü setinin koordinatlarını kaydırma ve döndürme gibi işlemler yardımı ile mümkün olan en iyi şekilde referans CT görüntüleri ile üst üste getirilmesi olarak tanımlanabilir. RR’da x, y ve z koordinatlarında en iyi eşlemeyi yapacak şekilde görüntüler üst üste getirilerek doğrudan karşılaştırılıp, değerlendirilip analiz edilebilir. RR altı boyutta hareket serbestliği ile yapılmaktadır: bu yönler üç eksenle kaydırmaya ek olarak aksiyel, koronal ve sagittal düzlemdeki döndürme hareketleridir. RR, radyoterapi tedavi planlama

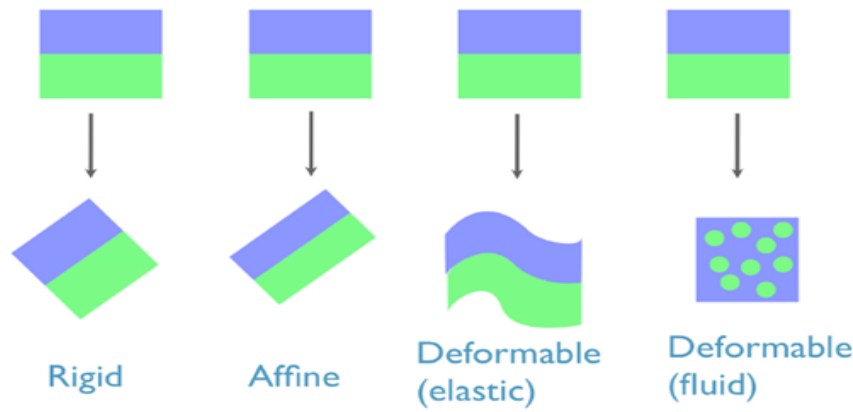
sistemlerine (Treatment Planning System-TPS) ilk eklendiğinde (i) manuel (sadece elle herhangi bir işaret kullanmadan), (ii) elle referans ve yardımcı görüntü setindeki belli anatomik noktalar nokta işaretleme ile eşleştirilirken yapılmaya çalışılıyordu. Fakat ilerleyen zamanda bu iş TPS’ler tarafından (iii) otomatik olarak yapılabilecek duruma getirilmiştir.

RR olarak yapılan füzyonlarda anatomide meydana gelen değişiklikler nedeniyle aynı hastaya ait görüntüler zayıflama, tümör küçülmesi, vb nedenlerden dolayı tam olarak üst üste gelmediği için tümör etrafındaki yapılar için yaklaşık bir kabul yapılmaktadır. Bu nedenle yazılım yardımı ile bu görüntü setlerini daha iyi füzyon yapma koşulları araştırılmıştır (1,2).

Deformable Image Registration “DIR”

Anatomik değişiklikler nedeniyle aynı hastanın görüntülerini eşleştirmek için sadece kaydırmalar yeterli olmayabilir. Bunun için daha sofistike olan bir yöntem, hastada olabilecek anatomik değişiklikleri de hesaba katacak bir yöntem olabilirdi. Buradaki seçenek görüntülerdeki “voxellerin” kaydırılmasına olanak sağlayacak olan “Deformable Image Registration” DIR yöntemi olmuştur.

“Voxelleri” hareket ettirmemize izin verdiği için DIR tümör küçülmesi, mesane ve rektum doluluğu ve hasta kilo kaybı gibi anatomik değişiklikleri “manipüle” etmemize fırsat vermektedir. Bu işleri yapmak için sıklıkla “Elastic B-Spline” veya “Fluid” metodlarından biri kullanılabilir. Şekil 2. Görüntü füzyon yöntemlerini göstermektedir (1,2).

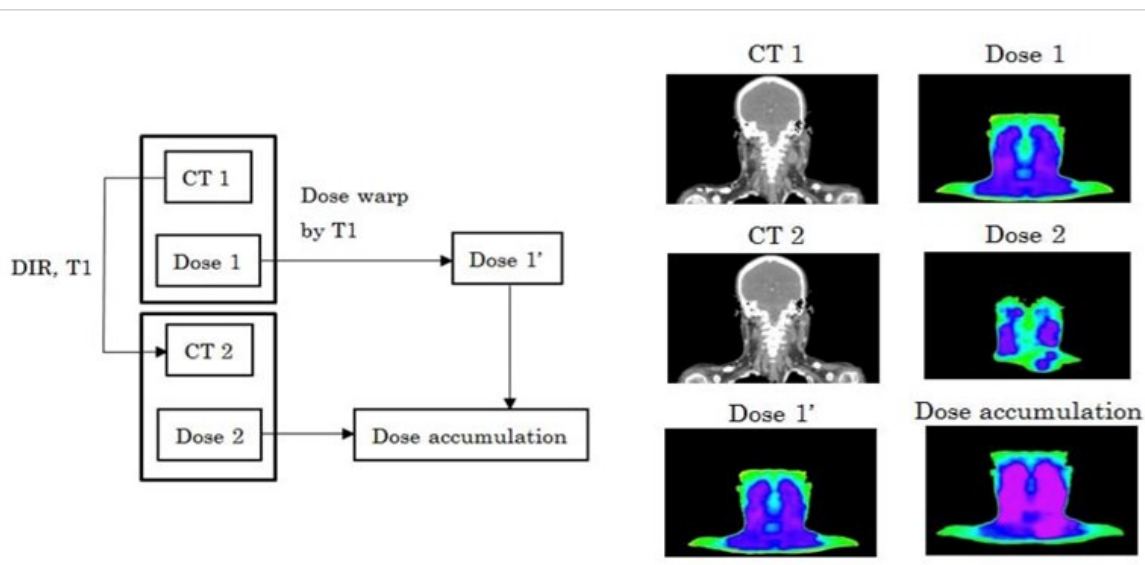


Şekil2. Görüntü füzyonunda kullanılan yöntemler.

DIR ile Doz Deformasyonu

Görüntüler eşleştirildikten (füzyon yapıldıktan) sonra sıradaki aşama hastaya verilen dozun da bu şekilde ikinci görüntü seti üzerine transfer edilme fikri oldu. Normalde toplam dozu aynı planlama CT'si üzerinde görebiliyoruz. Bununla birlikte DIR sayesinde farklı planlama CT'leri (veya CBCT'ler) üzerindeki dozun da toplamda görülme şansı ortaya çıktı. DIR tekniği iki planın dozlarının deforme edilerek birleştirilmesine imkan sağlamaktadır. Öncelikle DIR CT1 (hareketli görüntü) ile CT2 (referans görüntü) arasında

uygulanarak T1 dönüşümü oluşturulur. Sonra elde edilen dönüşüm doz1 'e uygulanarak doz1' elde edilir (bu referans CT görüntüsüne göre oluşturulan "warped doz" dur). Son olarak iki doz dağılımı (doz1 ve doz1') eklenerek doz dağılımının son hali toplam olarak elde edilir. Şekil 3'te farklı CT görüntülerinde rigid ve DIR'ın bir baş-boyun hastasında farklı zamanlardaki dozlarının bir araya getirilmiş halini gösterilmektedir (3).



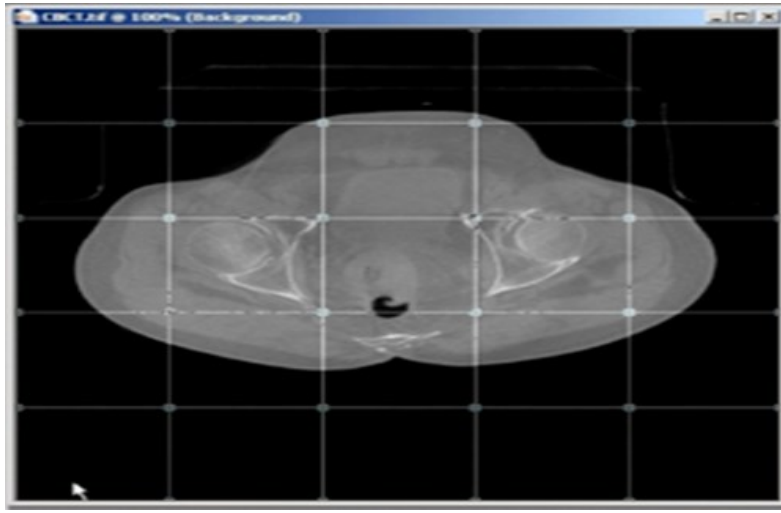
Şekil 3. DIR ile birleştirilen dozun şematik gösterimi.

DIR'ın Radyoterapideki uygulamaları

Yukarıda da belirtildiği gibi görüntü füzyonu radyoterapide hasta tedavisinde birden çok amaç için kullanılmakta olup son zamanlarda değişik alanlarda kullanılan deformasyon algoritmalarının (Özellikle mekanik baskı altındaki cisimlerin mukavemeti. Örneğin üzerine yük binen bir yapının esnemesi sonucu malzemede oluşturduğu değişim ile radyoterapide tedavi sırasında hastada meydana gelen anatomik değişikliklerin benzer algoritmalarla modellenmesi) radyoterapiye uygulanması ile DIR daha çekici bir hal almıştır. Sotiras ve Paragios (4) açık erişim kaynaklı "Deformable Image Registration : A Survey" adlı araştırma raporlarında sistematik olarak DIR'da kullanılabilecek

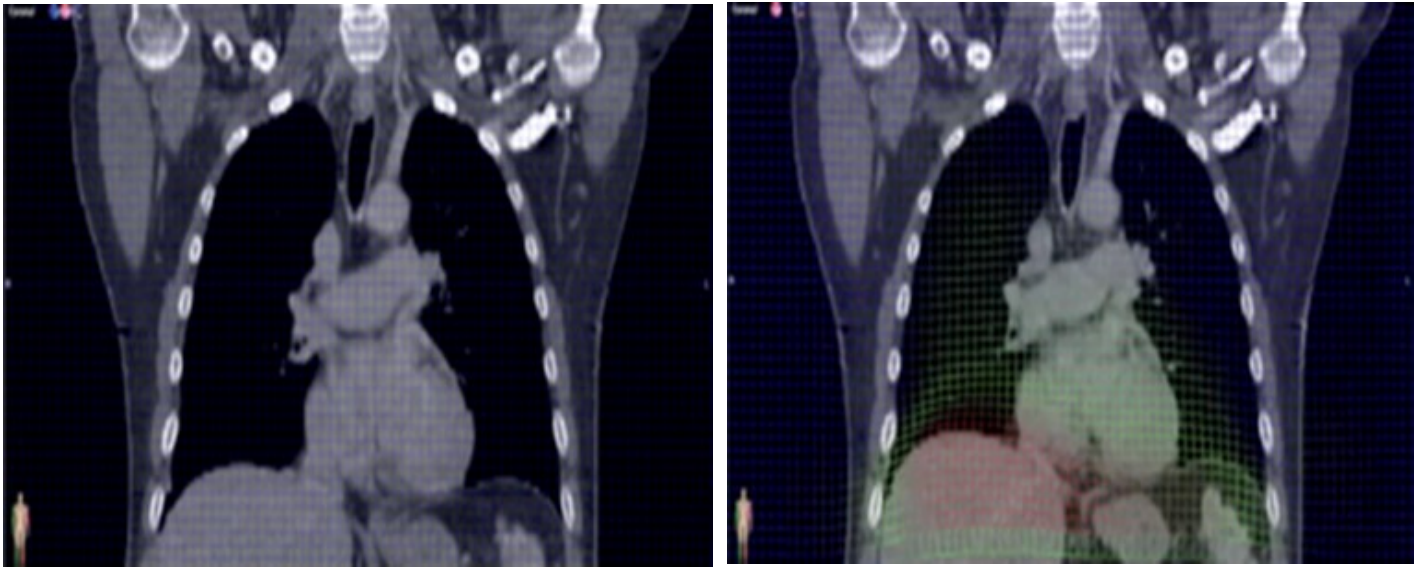
algoritmalar hakkında detaylı bilgi vermişler.

"Elastik" ve "fluid", DIR'daki güncel algoritmalarla kullanılan modelleme yöntemlerinden bazılarıdır. Bunlardan B-Spline daha fazla seçenek sunuyor olup CT, MRI, ve CBCT'de eşleme yapılmasına olanak sağlıyor. Elastik (B-Spline) Model: 1) İlgilenilen bölgedeki kontrol noktalarının yer değiştirmeleri görüntü üzerinde dağıtılır. 2) Gelişigüzel seçilen noktaya karşılık gelen kontrol noktasındaki en yakın nokta interpolasyon ile belirlenir. 3) Optimizer bu kontrol noktalarındaki yer değiştirmeleri bulur (Şekil 4).



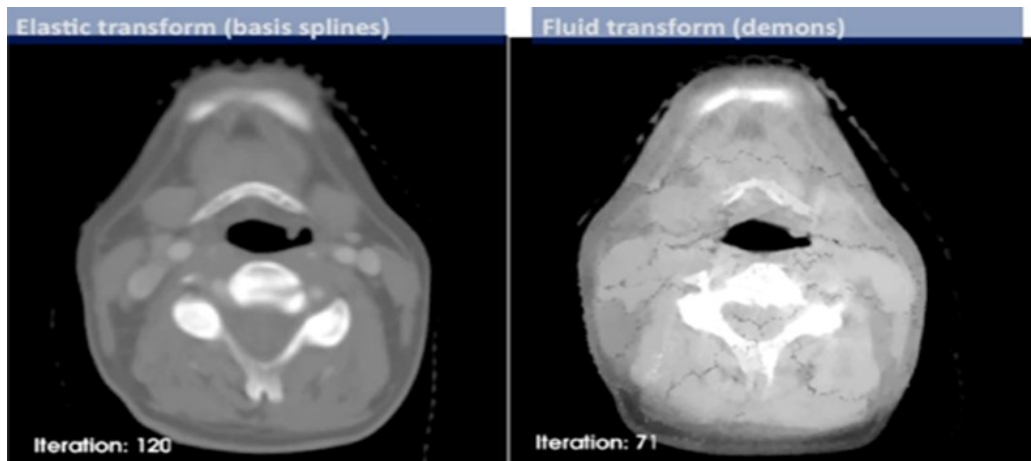
Şekil 4. Elastik (B-Spline) Model

Fluid modelde "voxel" pozisyonları kısmi diferansiyel denklemler kullanılarak bağımsız olarak çözülür. DIR için görüntüler arasında gradient ve intensity farkına bakıldığı için geçişler daha keskin ve farklar daha belirgin olmaktadır. Şekil 5'te Fluid modelin vektör bazlı gösterimi verilmektedir.



Şekil 5. Fluid Model'in vektör bazlı gösterimi

Aynı yumuşaklık DIR'ın bir diğer kullanım alanı olan doz deformasyonunda da görülebilmektedir (Şekil 6). Bu algoritmalar yanında Finite element model DIR'da kullanılmaktadır. Bu modelde fiziksel denklemler kullanılarak organ yer değiştirmesi modellenmektedir (her iki set üzerinde de yapıların çizilmesi gerekmektedir).



Şekil 6. Farklı deformasyon modellerinde doz dağılımları.

Kaus ve ark (5) bu algoritmayı (Finite Element) farklı anatomik bölgelerin tedavi planlamasında kullanmışlardır. Bu çalışmadaki amaçları, yüzey-tabanlı DIR stratejisini belirlemek ve sistemin hassaslığını çoklu görüntüleme (multi-modality) ve IGRT için tedavi sırasında ve sonrasında geometrik değişiklikleri değerlendirmektir. Sonuç olarak; yüzey-tabanlı DIR'ın normal doku ve tümörün geometrik değişiminde kabul edilebilir hassaslık ve hızda olduğu sonucuna varmışlardır. Brock ve ark (6) yaptıkları çok merkezli çalışmada akciğer, karaciğer ve prostat görüntülerinde DIR'ın aynı veriler üzerinde hassaslık, tekrar edilebilirlik ve hesaplama performansını incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kaymalarda büyük sapmalar rapor edilmiş olmasına rağmen DIR'ın kullanılan algoritmalarının hassaslığı voxel boyutuna eşit olup, tedavi planlaması, tedavi aktarımı ve değerlendirmesinde umut verici olduğu sonucuna varmışlardır. Ottosson ve ark (7) akciğer kanseri hastalarının derin inspiryum nefes tutma (Deep Inspirium Breath Holh-DIBH) tedavisinde DIR'ın geometrik değerlendirmesini yapmışlardır. Bu çalışmadaki amaçları DIBH'lu CT ve CBCT'lerdeki kontur değişimini serbest solunum (SS) görüntüleri ile son zamanlarda kullanılan bir DIR algoritması ile karşılaştırmaktır. Sonuç olarak elle ve otomatik çizdirilen yapılar arasında geometrik benzerlikler bulunmuştur (sonuç bir miktar SS lehine olsa da). Bununla birlikte yaptıkları çalışmanın DIBH IR'ın SS'dan daha iyi olduğu hipotezini desteklemediğini, fakat DIR ın akciğer kanserinde ART de kullanılabilir bir özellik olabileceğini belirtmişlerdir. Kadoya'nın (3) DIR'ın radyoterapideki uygulamalarını anlattığı gözden geçirme çalışmasında

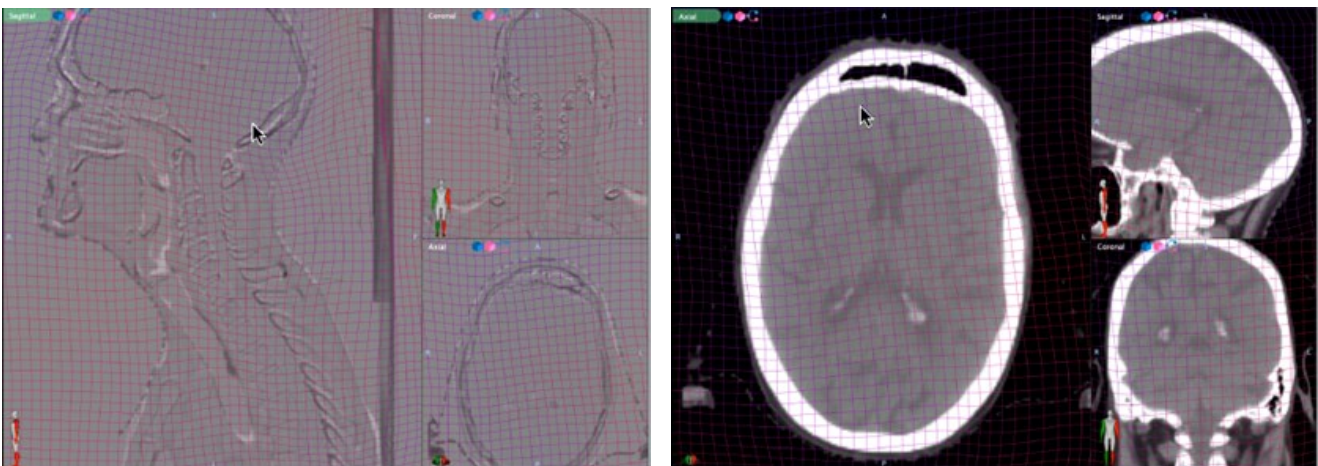
DIR'da doz aktarımı, otomatik kontur çizimi, 4D doz aktarımı ve DIR görüntülerinin geçerliliğini incelemişlerdir. Sonuç olarak DIR'ın bir çok faydalı seçenek sunmasına rağmen hala geliştirilmesi gerektiği sonucuna varmışlardır.

Gu ve ark (8) DIR kullanılarak yapılan otomatik konturlama veya doz deformasyonu işlemlerinde dikkatli olunması gerektiğini örneğin konturların kesit kesit kontrol edilmesi gerektiğini belirtmişler ve bu deformasyonu daha iyi yapacak bir algoritma geliştirmeye çalışmışlardır. Geliştirdikleri algoritmanın sonuçlarının iyi olmasına rağmen sonucun mutlaka kontrol edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

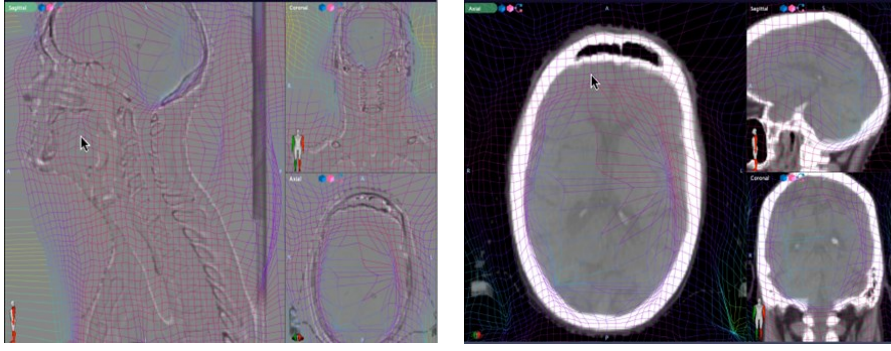
Görüldüğü gibi DIR radyoterapide sadece planlama (konturlama), IGRT ve tedavi sonrasında hasta takibinde değil aynı zamanda tedavi sürecinde meydana gelecek değişikliklerden dolayı yapılacak olan adaptif planlarda da kullanılan bir yöntem olarak karşımıza çıkabilmektedir. Bu aşamada bugünkü TPS'lerin sağladığı olanaklar doğrultusunda sadece kontur değişikliği değil aynı zamanda o ana kadar hastanın almış olduğu dozu da görüntüyle birlikte deforme ederek planı değerlendirip hedef ve risk altındaki organların almış olduğu toplam doz mümkün olduğu kadar "gerçeğe yakın" şekilde değerlendirilebilmektedir. DIR'ın kullanımı hareketin sınırlı olduğu organlarla sınırlı kalmayıp akciğer, karaciğer, mide, pankreas, sürrenal gibi hareketli organlar ile prostat gibi mesane ve rektum doluluğunun tedavisini etkilediği organların tedavi planlaması ve değerlendirmesi aşamalarında kullanılan bir işlem haline gelmiştir (1).

DIR'ın Kalite Kontrolü

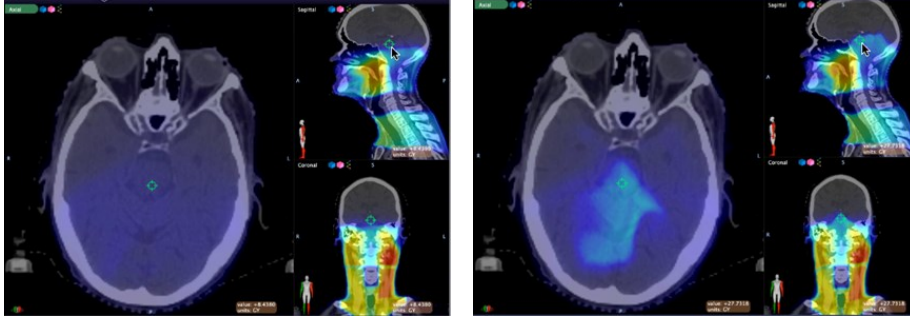
Yukarıdaki çalışmalarda da (8) belirtildiği gibi DIR sonrası otomatik kontur çiziminin kesit-kesit kontrolü bir kalite kontrol işlemidir. Kullanım isteği artarak devam eden DIR işleminin kalite kontrolü yine yazılım tarafından sunulan kontrol mekanizmaları ile mutlaka uygulanmalı ve elde edilen son görüntü veya doz deformasyonunun gerçeğe uygunluğu kullanıcı tarafından teyit edilmelidir. Bunun en basit şekli, örneğin, yazılım tarafından sunulan vektör haritasının incelenerek sonuç işlemin gerçeği yansıtıp yansıtmadığının kontrol edilmesi şeklinde olabilir. Aşağıda şekil 7a, b, c, ve d'de farklı algoritmalarda elde edilen vektör haritaları ve bu haritalara göre doz dağılımları görülmektedir. Bu haritaların değerlendirmesi görsel olarak veya yazılımda tanımlanan kriterlere göre yapıp hangisinin kullanılacağına kullanıcı karar verebilir.



Şekil 7a. Elastik vektör haritası



Şekil 7b. Deamon (Fluid) vektör haritası



Şekil 7c. Elastik Doz

Şekil 7d. Fluid Doz

Sonuç olarak; DIR radyoterapi sürecinde tedavi planlama aşamasında kontur çiziminden, tedavinin hastaya uygulama öncesi olan IGRT aşaması ve tedavi sırasında anatomik veya diğer nedenlerle yapılabilecek olan ART aşamalarından herhangi birinde veya tamamında kullanılabilme potansiyeline sahiptir. Yapılan çalışmalar DIR'ın kullanıldığı her durumda mutlaka kontrol edilmesi gerektiğini, geliştirilen algoritmaların verdiği sonucun belirli hata payına sahip olabileceğini göstermiştir. DIR; radyoterapide simülasyon, planlama, IGRT ve tedavi aşamasında bir çok avantaj sağlayan bir seçenek olup her aşamadaki kullanımı hasta ve çalışan açısından avantaj içermektedir. Gerekli kontroller yapılarak güvenle kullanılacak bir yazılım olarak durmakta olup yapılan çalışmalarda bu sonucu destekler niteliktedir

Referanslar

- [1]. Image-Guided and Adaptive RADIATION THERAPY Robert Timmerman, Lei Xing, Wolters Kluwer, Lippincott Williams&Wilkins.
- [2]. Image-Guided Radiation Therapy: A Clinical Perspective Arno J. Mundt, MD, John C. Roeske, PhD. 2011 People's Medical Publishing House-USA Shelton, Connecticut.
- [3]. Noriyuki Kadoya Use of Deformable Image Registration for Radiotherapy Applications. J Radiol Radiat Ther 2(2):1042 (2014)
- [4]. Aristeidis Sotiras, Nikos Paragios. Deformable Image Registration: A Survey Research Report No: 7919, 2012.
- [5]. Michael R. Kaus, PhD., Kristy K. Brock, Ph.D., Vladimir Pekar, PhD., Laura A. Dawson, MD., Alan M. Nichol, MD., and David A. Jaffray, PhD. Assesment of a Model-Based Deformable Image Registration Approach for Radiation Therapy Planning. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 68, No. 2, pp572-580, 2007
- [6]. Kristy K. Brock, PhD., on Behalf of the Deformable Image Registration Accuracy Consortium. Results of a multi-Institution Deformable Image Registration Accuracy Study (MIRRAS). I. J. Radiation Oncology Biology Physics Volume 76, Number 2, 2010
- [7]. W Ottosson, JA Lykkegaard Andersen, S Borrisova, A Mellemgaard and CF Behrens. Deformable image registration for geometrical evaluation of DIBH radiotherapy treatment of lung cancer patients. Journal of Physics: Conference Series 489 (2014) 012077
- [8]. Xuejun Gu, Bin Dong, Jing Wang, John Yordy, Loren Mell, Xun Jia and Steve B. Jiang. A Contour-Guided Deformable Image Registration Algorithm for Adaptive Radiotherapy. Phys Med Biol. 2013 Mar 21;58(6) 1889-901.

Fiz. Dr. Basri GÜNHAN



1966 Yılında Malatya'da doğdu. İlk ve orta öğretimini Malatya'da tamamladıktan sonra 1989 yılında Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği bölümünden lisans diplomasını aldı. 1991 yılında İngiltere'de The University of West London'da (Brunel University) MSc. in Medical Radiation Physics programına devam etti. 1997 yılında İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaya başladı. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bölümünde 2000 yılında yüksek lisansını ve 2010 yılında aynı bölümde doktorasını (Ph.D) tamamladı. Çalışma hayatına 2007 yılında İtalyan hastanesinde devam etti ve 2010 yılında halen görev yapmakta olduğu Neolife Tıp Merkezinde çalışmaya başladı.

AYIN RAPORU

AAPM Radyoterapi Komitesi Task Grup 58 Elektronik Portal Görüntülemenin Klinik Kullanımı

Fiz. Uzm. Aycan ŞAHİN

AAPM Task Grup 58, Elektronik Portal Görüntülemenin yaygın olarak kullanılmaya başlandığı yıllardan bugüne kullanıcılara referans olmuş önemli bir kaynaktır. 2001 yılı Mayıs ayında Medikal Fizik dergisinde yayınlanmıştır. Rapor, medikal fizikçilere ve çalışma arkadaşlarına EPID'in (elektronik portal görüntüleme cihazı) kliniğe implemantasyonunda yardımcı olacak materyalleri sunmak için hazırlanmıştır. Bununla birlikte, EPID'in kullanımı sırasında yaşanabilecek zorluklar da mevcuttur. Kullanıcıların bu zorlukların üstesinden gelmesine ve EPID'i rutin klinik uygulamaya koymasına olanak sağlayacak yeterli bilgi bu raporda sunulmaktadır. Bu raporun içeriğinde;

- Mevcut EPID sistemlerinin fizik ve teknolojisi hakkında kapsamlı bilgi
- Birikmiş tecrübelerle dayanarak başarılı klinik uygulama için gerekli adımların ayrıntılı bir tartışması
- EPID kullanımını geliştirmek için mevcut yazılım araçlarının ve klinik kullanım protokollerinin gözden geçirilmesi
- Sistemlerin başlangıçta ve devam eden klinik kullanımda gereken kalite temini için gereksinimleri
- Başarılı bir şekilde EPID kullanımı ve EPID kullanımının sürdürülmesi için öneriler özetlenmiştir.

GENEL BİLGİLER

Radyasyon tedavisinde, günlük tedavi set-up'ında pozisyon doğrulamanın kritik bir gereklilik olduğu, port filmlerine dayanan erken çalışmalar ile gösterilmiştir. Çok sayıda çalışma ile çeşitli klinik koşullar için set-up hataları, random ve sistematik hatalar ile büyüklüğü 6 mm'ye kadar çıkan hatalar rapor edilmiştir. Set-up hatasını azaltmak için portal görüntüleme ile doğrulama sıklığını arttırmak etkili bir araçtır. Ancak tüm tedavi boyunca film kullanarak bunu sağlamak, zaman alıcı ve yoğun emek gerektirir. Buna ek olarak, dijital olmayan görüntüleme sistemleri ile geometrik tutarsızlıkları yorumlamak oldukça zordur. Konformal radyoterapinin doğrulamayı arttırmak için, portal görüntüleme sistemine olan ihtiyacı EPID gelişimini hızlandırmıştır.

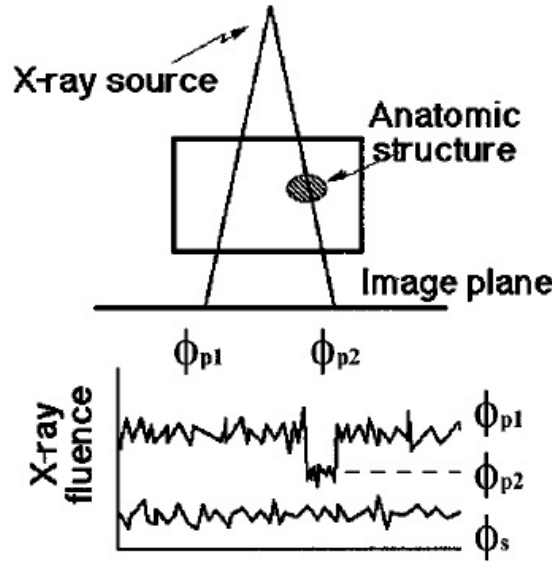
EPID'in yaygın olarak kullanılmasıyla bu teknolojilerin

sağladığı tüm avantajlardan yararlanmak için değişen tedavi verifikasyonlarının uygulanması gerekir. EPID'in başarılı bir performans gösterebilmesi için rutin QA tavsiye edilmektedir. Portal görüntülerin değerlendirilmesi objektif değildir. Bu nedenle EPID QA için uygun bir fantom gerekmektedir. Yapılan kullanıcı araştırmalarında, kullanıcıların yalnızca %40'ı kapsamlı bir kalite kontrol programı oluşturuyor ve bunların yarısından azı QA programlarını düzenli olarak uyguluyor. Kullanıcılar literatürde art arda yapılan üstün EPID çözünürlüğünün aksine, mevcut EPID'lerin referans filmlerine göre daha düşük kalitede olduğunu belirtiyor. Diğer yandan birçok kullanıcı bu cihazların zamandan tasarruf ettiğini ve kantitatif geri bildirim sunduğuna inandığı için EPID kullanıyor.

PORTAL GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ

Tedavi doğrulaması genellikle, bir fraksiyon sırasında elde edilen bir portal görüntünün, tedavi başlamadan önce planlamadan gelen referans görüntü ile karşılaştırılmasını içerir. Bazen, ilk onaylanan portal görüntü sonraki fraksiyonlar için referans görüntü olarak kullanılır. Pozisyon doğruluğu için kullanılan referans görüntü, simülasyon filmi, mega voltaj veya DRR gibi kilovoltage olabilir. Enerji kV'ye yaklaştıkça kemik veya hava ile yumuşak dokular arasındaki atenüasyon

farkı arttığından kontrast artmaktadır. Bunun yanı sıra x ışını enerjisi arttıkça, birçok başka faktör portal görüntünün düşük kalitesine katkıda bulunur. Bunlar, görüntü reseptörünün performansı, hasta kalınlığına bağlı x-ışını dağılımı, x-ışını kaynağının boyutu ve dolaylı olarak insan göz-beyin sistemindeki gürültüdür. Görüntü oluşum süreci ve görüntü kalitesinin bazı temel göstergeleri ile ilişkisi şekil 1'de gösterilmektedir.



Şekil 1. Görüntü oluşum sürecinin şematik gösterimi

1-Kontrast

Kontrast (C) bir nesnenin sınırlarının çevresinden ne kadar ayırt edilebildiği ile tanımlanır ve denklem 1 ile ifade edilir:

$$C = \frac{\text{Sinyal}}{\text{Ortalama Sinyal}} = \frac{\phi_{P_2} - \phi_{P_1}}{(\phi_{P_2} + \phi_{P_1} + 2\phi_s)/2} \quad (1)$$

Denklem 1, kontrastın bir x-ışını yolu boyunca atenüasyon farklılıkları arttıkça arttığını ve saçılma akısının ilavesiyle azaldığını gösterir. Kontrast hasta içindeki x-ışını atenüasyonlarındaki farklılıkların sonucudur. Düşük enerjilerde fotoelektrik olay baskındır. Fotoelektrik tesir kesiti Z^3 ile doğru orantılı olduğundan, suya göre daha yüksek atom numaralı kemiğin, suyunkinden daha yüksek atenüasyon katsayısına sahip olduğu görülür. Compton saçılmasında, kemik için 50 keV üzeri ve yumuşak doku için 20 keV üzeri enerjilerde baskın bir etkileşim süreci gerçekleşir. Compton saçılması tesir kesiti bir malzemenin elektron yoğunluğuna bağlıdır ve bu nedenle atenüasyondaki farklılık ve kontrast megavoltaj enerjilerinde önemli miktarda azalır.

2-Sinyal Gürültü Oranı (SNR)

2.1. Kuantum Gürültüsü

Görüntü kalitesini anlamanın en iyi yolu görüntülenmiş olan nesnenin özne kontrastı tarafından değil, görüntünün sinyal gürültü oranı tarafından belirlenmesidir. Gürültü kaynaklarının sayısı SNR'ye katkıda bulunur. Bir nesne ve çevresi arasındaki atenüasyon farkı (yani özne kontrastı), görüntü reseptörüne ulaşan ve etkileşen farklı sayılarda x-ışını miktarıyla sonuçlanır. SNR, kontrast gibi, nesne ve zemin arasındaki atenüasyon farkı azalırken azaldığını gösterir. Ek olarak saçılma, sinyale katkısı olmadan gürültüye eklenerek SNR'yi azaltır.

2.1. Kuantum Etkinliği (DQE)

DQE görüntüleme sisteminin görüntü kalitesini bütün olarak ifade eden bir parametredir. DQE, dedektör üzerinde radyasyon ışınlarında içerilen bilgi transferindeki görüntüleme sisteminin verimliliğinin ölçüsüdür.

Görüntü reseptörü her zaman yüksek kuantum etkinliğine sahip olmalıdır. Böylece x-ışını miktarının büyük bir bölümü reseptörde birbiri ile etkileşecektir. Aslında portal görüntüleme cihazları genellikle düşük kuantum etkinliği ile çalışır. Bütün ticari portal görüntüleme sistemlerinde fotonları Compton elektronlarına dönüştürmek için metal bir tabaka (x-ışını dönüştürücü) kullanılır. Metal tabakada bahsedilen x-ışını miktarının $\sim 4\%$ ü etkileşir, x-ışını miktarının 1% 'den daha azı metal tabakadan çıkan elektron üretir.

2.3. Diğer Gürültü Kaynakları

SNR'nin önceki konularda verilen analizi ve kuantum etkinliği sadece birincil x-ışını kuantum gürültüsünü temel alır ve diğer gürültü kaynaklarını içermez. Bunların her biri görüntü kalitesinde önemli bir etkiye sahiptir. Herhangi bir görüntüleme sistemi enerji absorpsiyon, insan göz-beyin sistemindeki gürültü ve görüntüleme sistemi tarafından eklenen gürültü olmak üzere pek çok gürültü kaynağına sahiptir.

3-Uzaysal Çözünürlük

Bir görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğü genellikle sistemin bir nokta nesneyi (sonsuz küçük) ne kadar iyi ürettiği ile belirlenir. Böyle bir nokta nesnenin görüntüsünün elde edilmesi sistemin nokta dağılım fonksiyonunu ölçer. Portal görüntülemeye MV enerjisindeki (kV enerjilerine kıyasla) atenuasyon azalımı, planlanan nesne boyutundaki görünür bir değişiklik ve nesnenin azalmış netliği ile sonuçlanır. Bu durum portal görüntülerin diyagnostik görüntülere göre daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahip olduğunu gösterir.

4-X-ışını Saçılımı

Saçılan x-ışınları veya herhangi "birincil olmayan" fotonlar hasta anatomisi hakkında hiç bir geometrik bilgi taşımayan fakat görüntülere gürültü olarak eklenen görüntü reseptöründe üretilen sinyaller ile portal görüntülerin nesne kontrastını ve sinyal-gürültü oranını arttırabilir. Portal filmlerde x-ışını saçılmaları nedeniyle kontrastın azalması ciddi bir sorun oluşturur. X-ışını enerjisi artarken, saçılma azalır. Hasta kalınlığı ve alan boyutu artarken, hasta ve görüntü reseptörü arasındaki hava boşluğu azalır, saçılma artar. Oldukça büyük hasta kalınlığı, alan büyüklüğü ve küçük hava boşlukları gibi durumlar dışında, x-ışını saçılması genellikle portal görüntünün görüntü kalitesini önemli ölçüde azaltmaz.

5-EPID Kalite Güvenilirliği ve Devreye Alma

5.1. Kurulum ve Devreye Alma

Kurulum/kabul sırasında mekanik ve elektrik güvenliği, geometrik yeniden üretilebilirlik, görüntü kalitesi ve yazılımın performans özellikleri doğrulanmalıdır. Bu testler kabul testlerinden sonra, klinik kullanım ile alakalı işlevsel özellikleri ve rutin kalite güvenilirliği için özellikleri tanımlar (Tablo 1). EPID'in bazı temel güvenlik bakımı cihaz düzenli olarak kullanılmasa bile her zaman kontrol edilmelidir

Tablo 1: Devreye alma için testlerin, toleransların ve yöntemlerin özeti.

Item	Purpose	Tolerance	Method/tools
Mechanical stability	Safety Image quality	No accidental crash Optical/physical alignment (2 mm)	Inspection Optical test pattern Optical distance indicators
Electrical connections	Safety	No exposed connections/wires	Inspection of cabling/grounds
Calibration	Image quality	Acceptable flat field, dark current/noise characteristics	Per vendor follow calibration steps for energy, field size, and noise. Vendor specifications vary.
Dose control	Image quality/Safety	Preset dose (linac) control functions	Program and verify correct beam termination with dose.
Image quality	Image quality	Acceptable contrast (1%) and spatial resolution (2–3 mm)	Las Vegas phantom, other contrast phantoms, imaged at each energy
Analysis software	Quantitative reporting	Reported measurement within tolerance of 3 mm and 2 deg. Edge detection matches field boundary	Set up known error conditions and verify system reporting and field edge definition under varying field acquisition conditions

5.1. 1.Doz Kontrolü

Görüntüleme için gerekli olan doz miktarını optimize etmek önemlidir. Bu EPID ve uygulamaya göre değişiklik gösterir. Uygun olmayan doz kontrolü, görüntü elde etmek için gerekli olandan fazla doz ve kullanışsız görüntü ile sonuçlanır.

5.1.2. Kalibrasyon

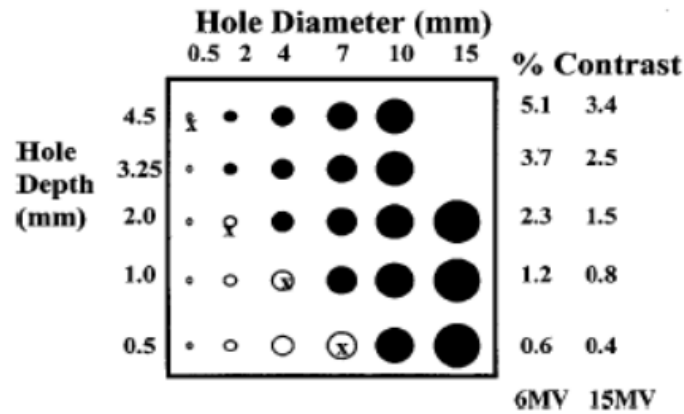
EPID sistemleri görüntü kalibrasyonuna ihtiyaç duyarlar. EPID kalibrasyon faktörlerinin doğrulanması rutin kullanımda en yüksek kalitede görüntü elde etmek için bazı özellikler içerir. Kalibrasyon görüntülerindeki gürültü klinik görüntü kalitesini düşürebilir ve bu nedenle en aza indirilmelidir. Kalibrasyon prosedürleri EPID'in türüne ve satıcı önerilerine bağlıdır. Kalibrasyon genellikle karanlık akım veya gürültü görüntüsünün ölçümünü içerir. Işın özellikleri, ışın enerjisi ve alan boyutuna bağlı olduğundan değişik enerji ve alan boyutlarında kalibrasyon yapılmalıdır. Bazı durumlarda hasta kalınlığı ve dedektör uzaklığı, hastadan kaynaklanan saçılma ve atenuasyonu etkileyerek görüntü kalitesini değiştirebilir. Bu nedenle hasta kalınlığı ve dedektör uzaklığı kalibrasyon parametresi olarak dikkate alınır.

5.1.3. Doğrusallık

Görüntüleme geometrisinin doğrusallığı cihazı devreye alma sırasında belirlenmelidir. Uzaysal bozukluklar, EPID görüntüleri nicel portal görüntüleme için kullanılmadan önce tanımlanmalı veya ortadan kaldırılmalıdır. Video sistemlerinin EPID bileşenleri içerisindeki sabitlik eksikliğinin artması uzaysal doğrusallığın kararsızlığı ile sonuçlanabilir. Analog video kamera kullanan EPID sistemleri manyetik alandaki değişkenliğe ve gantry açısına bağlı bozulmaya duyarlıdır. Aynı zamanda ön ekranların, aynaların bükülmesi/eğrilmesi veya yer değiştirmesi de bozulmaya neden olabilir. Bozulma testi için kullanılan basit mekanik fantomlar mevcuttur. Hasta set-up hatalarını ölçmek için alan sınırları veya güvenli işaretleyicilerin kullanımı mekanik kararsızlıklardan kaynaklanan etkileri ortadan kaldırır.

5.1.4. Görüntü Kalitesi

Klinik görüntü kalitesinin belirlenmesi uzaysal çözünürlüğe ve kontrast çözünürlüğüne bağlıdır. Günümüzde EPID'ler daha büyük nesneler için (> 5 mm) %1 veya daha iyi kontrast çözünürlükleri sağlarlar. Bu özellikler radyoterapi alanında portal lokalizasyonu sağlamak için elverişlidir. QA ve kabul testlerinde ilk olarak Las Vegas fantom kullanılmıştır.



Şekil 2. Alüminyum Las Vegas fantomu ile EPID uzaysal çözünürlük ve görüntü kontrastı

5.1.5. Yazılım

Yazılımın devreye alınması; EPID/hızlandırıcı kontrolü, network bağlantıları, depolama, arşivleme/geri kazanım ve yedekleme gibi özelliklerin testlerini, güvenlik fonksiyonlarını ve analiz araçlarını içerir. Eğer bir EPID hasta set-up'ının nicel değerlendirilmesinde kullanım için tasarlanmışsa devreye alma bilinen set-up hatalarının ölçümünü içermelidir. Bu ölçümler alandaki fantomun konumu ve alan yerleştirilmesine bağlı olan sonuçları ayıracak şekilde tasarlanmalıdır. Set-up analizinin doğruluğundaki görüntü işlemenin etkileri (örneğin görüntü iyileştirme ve sınırları belirleme) belirlenmelidir.

Alan yerleşim hatalarına portal görüntülerin referans görüntüler ile karşılaştırılmasıyla karar verildiğinden devreye alma işlemi referans görüntü üreteçlerinin (simülatörler, DRR'ler vb) özelliklerini ve sınırlarını içerir. Görüntünün kendisi ile kıyaslanmasında EPID'in kendi yazılımını kullanmak en iyisidir. Görüntü çifti üzerindeki set-up hatasını belirlemek için set-up doğrulama araçları kullanılmalıdır. Bu testler ile belirlenen hatalar 0.5-2 mm arasındadır.

Fantom testi tüm tedavi süreci boyunca (bilgisayarlı tomografi (BT)/simülasyon, planlama, referans görüntü üretimi, birincil set-up, görüntüleme ve set-up ölçümleri) bölümün yapısının sınırları içindeki EPID'in etkinliğinin test edilmesine izin verir. Bu lazer kalibrasyon farklılıkları veya DRR çözünürlüğündeki sınırlar gibi diğer potansiyel hata kaynaklarını da belirler.

5.2. Kalite Güvenilirliği

EPID performansının sürekliliğini sağlamak için kalite güvenilirliği programı mutlaka bulunmalıdır. Program tablo 2'de görüldüğü gibi QA testlerinin yapılma sıklığını, spesifik ölçümleri, frekansları ve toleransları tanımlamalıdır. QA programı yazılı olmalıdır ve yapılan testleri kaydetmelidir.

Tablo 2: QA testlerinin yapılma sıklığı.

Interval	Task (P—physicist, M—manufacturer, E—engineer, T—therapist)
Daily	Inspect imager housing (T) Test collision interlock (T) Acquire day's first image during machine warm-up procedure to verify operation and image quality (T) Verify sufficient data capacity for day's images (P or designate)
Monthly	Acquire image and inspect for artifacts (P) Perform constancy check of SNR, resolution and localization (P) Review image quality Perform image and disk maintenance (P) Mechanical inspection [latches, collision sensors, optical components (P,E)] Electrical connections (P,E) Test collision interlock (P) Hardcopy output (P)
Annual	Perform full check of geometric localization accuracy (P)

6-EPID Kalite Kontrol Fantomları

6.1. Las Vegas Fantom

EPID kalite kontrolü için ayrıntılı kontrast sağlayan fantomun kullanımı oldukça kolay ve ucuzdur. Fantom portal görüntüleme cihazı hakkında daha çok görsel bilgi verir ve her çeşit EPID'de QA için kullanılabilir.

6.2 QC-3 Fantom

QC-3 fantom EPID QA için özel olarak geliştirilmiştir. Fantom kontrastın, uzaysal çözünürlüğün objektif olarak kantitatif ve tekrarlanabilir şekilde ölçülmesini sağlar. Gürültüyü ölçmek için farklı yoğunluklar ile bazı yatay bölümler ve uzaysal çözünürlüğü ölçmek için ise bir dizi çubuk deseni içerir. Kullanımı kolaydır ve hassas sonuçlar verir. Sonuçlar kullanıcının becerisinden ve önyargısından bağımsız olarak tekrarlanabilir ve biriktirilebilir. Bu nedenle uzun süreli değerlendirmelere olanak sağlar. Her fantom bireysel olarak kalibre edildiğinden sonuçlar tüm fantomlarda aynı olur. EPID ile elde edilen görüntülerin fantoma ait PIPSpro yazılımı ile analizi otomatik olarak gerçekleştirilir. Ekranda uzaysal ve kontrast çözünürlük için sonuçlar görüntülenir ve sonuçlar rapor olarak kullanıcıya sunulur.

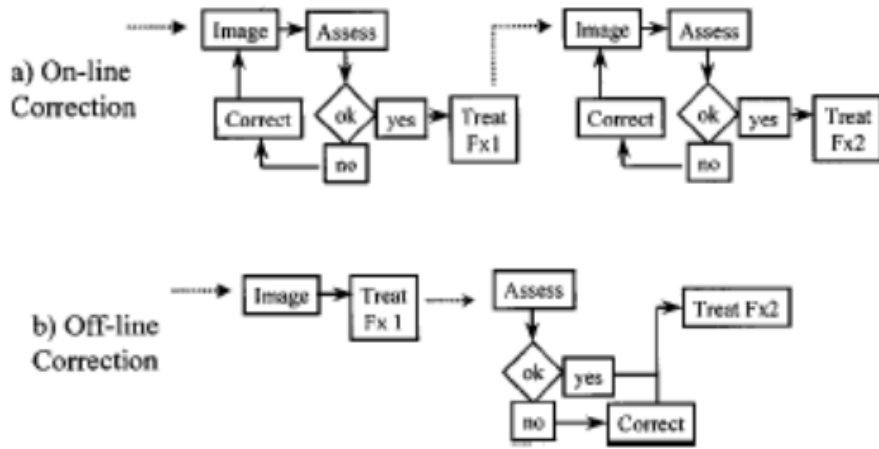
6.3 EPID QC Fantom

EPID QC fantom, radyoterapide yüksek enerjili x-ışınları için EPID görüntü kalitesinin tutarlılığının doğrulanması için özel olarak geliştirilmiştir. Bu fantom bir görüntüdeki bütün görüntü parametrelerinin değerlendirilmesini sağlar. Kolay ve hızlı kullanım özelliğine sahip EPID QC fantom gelişmiş teknoloji Eleka, Siemens, Varian lineer hızlandırıcılarındaki modern amorf silikon görüntüleyicilerin ayrıntılı olarak test edilmesine de izin verir.

EPID QC fantom ile birlikte verilen "EPIDsoft" fantoma ait görüntülerin otomatik analizini sağlayan bir yazılım programıdır. Bu yazılım programı görüntüleri kaydeder, görüntü parametrelerini nicel ve grafiksel olarak kullanıcıya sunar. Böylece EPID performansının uzun süreli değerlendirilmesi için görüntülerin geri çağırılması ve veri depolanması sağlanmış olur.

EPID KLİNİK KULLANIM

Hasta set up doğrulanması ve düzeltilmesi için on-line veya off-line olmak üzere iki yöntem kullanılır. On-line düzeltme için tedavi öncesi set up hatasını önlemek üzere port çekilir ve değerlendirilir (Şekil 3). Off-line düzeltmede ise portal görüntü tedaviden sonra incelenir ve gerekirse takip eden fraksiyonda düzeltme yapılır. İstatistiksel kesinliği artırmak için birden fazla fraksiyonda alınan görüntülerin değerlendirilmesine imkan sunar.



Şekil 3. On-line ve off-line görüntüleme için klinik protokol

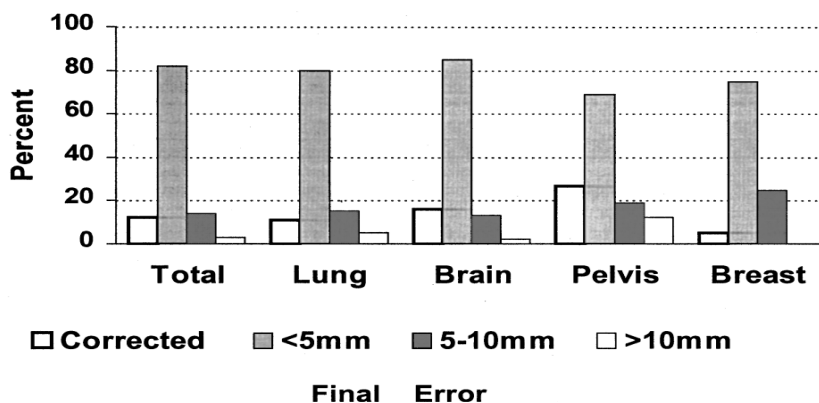
7-EPID Klinik Protokol

EPID'in klinikte kullanımı basit bir prosedür ile açıklanabilir.

- Her bir hasta için, hasta demografi bilgilerini ve tedavi alan bilgileri girilir.
- Tedavi öncesinde EPID, uygun pozisyona getirilir, hasta seçilir, istenilen görüntü datası (double or single exp. before or after.) seçilir.
- Portal görüntü alınır. Sistem on-line veya off-line düzeltme seçeneklerini içerebilir. EPID sisteme entegre ise görüntünün kaydedilmesi, depolanması ve alınması otomatik yapılacaktır.

7.1. On-line EPID kullanımı

On-line EPID ile ilgili erken dönem çalışmaları, tedavi öncesi referans filme dayalı prospektif bir önlem alma amacını içeriyordu. Bu protokol bazı merkezlerde uygulanmış, her bir hasta için hem random hem de sistematik hataların azaldığı görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları, ilk alanların % 50'sinin yanlış değerlendirildiğini ve düzeltildiğini göstermektedir. Hata düzeltme oranı anatomik bölgeye ve görsel analiz yapıldığı için gözlemciye de bağlıdır. Bu çalışmalar, set up doğruluğunda iyileşme görülürken, off line analiz ile küçük hataların kaldığını gösteriyor. Görsel analiz, niceliksel değildir ve Şekil 4'de gösterildiği gibi set-upların % 15'inde gerekli düzeltme yapıldıktan sonra bile, off-line analiz ile kantitatif olarak hala 5 mm'den fazla hata olduğu bulundu. Buna ek olarak, bu çalışmalar iki boyutlu analizlere bağlıdır ve manuel düzeltme tedavi süresini arttırabilir. Bu nedenle pek çok merkezde günlük on-line EPID ile görüntüleme pratik bulunmamaktadır.



Şekil 4. Bölgeye göre fraksiyonlar arası doğrulama ve sonuç hata % oranları

7.2. Off-line EPID kullanımı

Off-line EPID modelleri 3 gruba ayrılır. Basit off-line doğrulama (film modeli), izleme ve istatistiksel karar modelleri.

a. Basit off-line. Haftalık port filminin yerine EPID'in kullanılmasıdır. EPID filmle karşılaştırıldığında daha hızlı görüntüleme ve görüntü kalitesinin artması gibi pek çok avantaj sağlar. Düzeltmeler manuel olarak veya otomatik olarak gerçekleştirilebilir.

b. İzleme off-line. En eski klinik EPID çalışmaları, görüntünün alındığı fakat herhangi bir işlem yapılmadığı izleme tipindendir.

c. İstatistiksel karar modeli. İstatistiksel modeller intrafraksiyon düzeltmeleri ve son hataları, düzeltmelerin ne sıklıkta yapıldığını ve toplam hataların yüzde kaçını belirlediğini göstermektedir. Bilgi için zaman veya maliyet açısından artış yapılmaksızın kompleks tedaviler için tedavi doğrulamasına izin verecek şekilde geliştirilmiştir.

Gelişmiş Aplikasyonlar

Tedavi QA

EPID ayrıca, radyocerrahi ve dinamik tedavi gibi tedavi tekniklerinin kalite temini için kullanılmaktadır. Araştırmacılar EPID'i wedge filtrelerin tasarımı ve doğrulaması için de kullandılar. Her durumda EPID, konvensiyonel QA araçları kullanılarak elde edilenden çok daha az çaba ile daha kesin, niceliksel sonuçlar elde etmeye izin vermektedir.

ÇIKIŞ DOZU

Son dönemde, EPID ile tedavi sırasında in vivo doz dağılımlarının belirlenmesi ilgi çekmektedir. Set-up hatası ve hasta hareketi EPID görüntüleme ile belirlenirken, önemli olan sonuç ise hedef ve normal dokudaki dozdur. Dozu belirlemek ve ölçmek için 2D/3D çalışmalar devam etmektedir. Erken dönem çalışmalar çıkış dozunun ölçümü için çeşitli EPID'in özelliklerini araştırdı. Bu çalışmalar uygun kalibrasyon ve bakım ile EPID'in beklenen değerin % 2 ile %5'i arasında bir çıkış dozu imgesi oluşturmak için kullanılabileceğini göstermektedir. EPID ile çıkış dozu belirlemede kalite kontrol ve kalibrasyon problemleriyle ilgili önemli farklılıklar olabileceği unutulmamalıdır.

ÖZET VE TAVSİYELER

TG-58 klinikte EPID teknolojisinin uygulanmasında medikal fizikçinin bilgisini geliştirmek için yazılmıştır.

- Görüntü oluşumu ve megavoltage görüntülemenin temel fizik prensipleri anlaşılmalı böylece EPID kullanımının sınırları bilinmelidir.
- Megavoltage görüntüleyicilerin teknik ve pratik sonuçları öngörülmelidir.
- Kurulum, devreye alma ve kullanım sürecinde QA için detaylı bilgilere sahip olunarak EPID in efektif kullanımı sağlanmalıdır.
- Medikal fizikçinin bir EPID satın almaya, kurmaya ve etkin bir şekilde kullanmaya devam etmesine yardımcı olmak için tartışılması gereken kritik sorular göz önünde bulundurulmalıdır.
- Basitten komplekse geniş bir uygulama sergileyen başarılı bir klinik EPID protokolünün maliyeti, faydası ve uygulanması hakkında ayrıntılı bilgi sağlar.
- EPID teknolojisi gelişmeye devam ediyor. Bu yüzden satın alma sürecinde hem yazılım hem de donanım için upgrade düşünülmelidir.



Fiz. Uzm. Aycan ŞAHİN

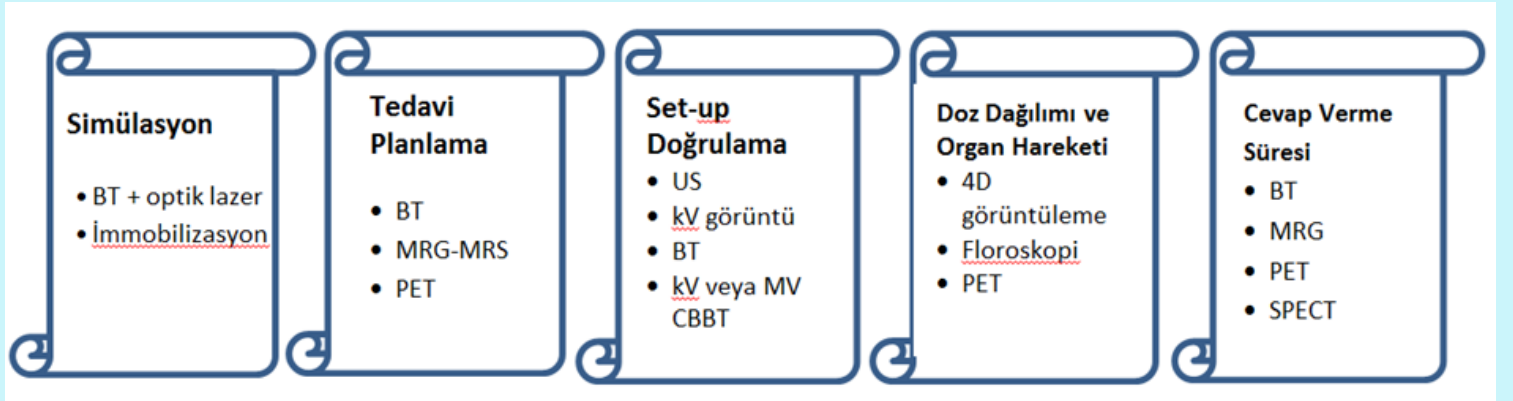
1985 yılında Bursa'da doğdu. 2003 yılında Bursa Erkek Lisesi'nden ve 2009 yılında Dumlupınar Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldu. Aynı yıl Uludağ Üniversitesi Tıbbi Radyofizik Yüksek Lisans Programı'na başladı. 2012 -2014 yılları arasında Antalya Eğt.ve Arş. Hastanesi'nde Medikal Fizikçi olarak çalıştı. 2015'de Kütahya Evliya Çelebi Eğt.ve Arş. Hastanesi'nde başladığı görevinden Mart 2017'de ayrıldı.

GÖRÜNTÜLEMENİN RADYOTERAPİ'DEKİ GELECEĞİ VE KULLANIM ALANI

Yrd.Doç. Dr. Ayşegül YURT

Radyoterapi (RT), kanser hastalarının tedavisinde önemli bir rol oynamayı sürdürmektedir. RT tedavisinde anahtar kelime, mümkün olduğu kadar normal hücreleri korurken kanser hücrelerine belirlenen radyasyon dozunun nasıl dağıtılacağıdır. Son yıllarda, Radyoterapi alanında gözlenen hızlı gelişmeler, teknolojiye paralel olarak sürmektedir. Tanı amaçlı kullanılan cihazların gelişmesiyle tedavi cihazları ile birlikte tedavi tekniklerine ve planlama sistemlerini doğrudan etkilemiştir. Bu sayede radyoterapinin temel prensibi olan normal dokuların etkilendiği radyasyon dozunu azaltıp, tümör dozunu arttırmak artık daha kesin ve

yüksek doğruluk oranı ile yapılmaktadır. Son on yılda, daha doğru dozu hesaplama teknikleri ile birlikte görüntü klavuzluğunda RT (IGRT), Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi (YART), adaptif RT, stereotaktik RT, hadronterapi gibi gelişmiş doz verme teknikleri, radyasyon dozunun homojen olmayan tümör hacmine tam olarak uydurulmasına izin vermektedir. Sonuçta hangi RT tekniğini kullanırsak kullanalım 5 önemli basamakta işlemler gerçekleştirilir; Bunlar; (1) simülasyon (2) tedavi planlama (3) set-up doğrulaması (4) tedavinin uygulanması ve (5) tümör kontrolünün değerlendirilmesidir.



Şekil 1:Yüksek doğrulukla RT planlama için kullanılabilecek görüntüleme cihazları (BT Bilgisayarlı Tomografi, MRG Manyetik Rezonans Görüntüleme, MRS Manyetik Rezonans Spektroskopisi, US Ultrasonografi, kV görüntüleme, MV görüntüleme, CBBT Cone Beam BT, PET Proton Emisyon Tomografisi)

Simülasyon işleminde, hasta pozisyonlanır (optik lazer kullanarak) ve tedavi periyodu süresince hastanın hareketsiz olması sağlanır. Hastanın yapısal bilgisi bilgisayarlı tomografi (BT) kullanılarak elde edilir. 3D hasta anatomi bilgisi içeren BT görüntüleri, tümör dağılımında tedavi planlama basamağı için RT planlama sistemine gönderilir ve riskli organlar ve tedavi edilecek hedef hacim tanımlanır.

İkinci aşamada, görüntü ve hesaplanan doz üzerinde tanımlanan hacimlere göre tedavi parametreleri belirlenir. Kriterleri karşılayan bir plan hesaplandıktan sonra, planın parametreleri otomatik olarak tedavi cihazına aktarılır. Üçüncü aşamada hasta, simülasyon sırasında yapıldığı gibi her tedavi seansı için tedavi masasına pozisyonlandırılır. Bu, tedavi sırasında hastanın pozisyonlanmasının tekrarlanabilirliğini etkileyen herhangi bir bileşenin bilinen ve gerektiğinde düzeltildiğini varsaymaktadır. 4. aşama tedavi uygulama aşaması, tedavi cihazı, plan parametrelerine göre çalıştırılır. Akciğer ve karaciğer lezyonları gibi seçilmiş vakalarda bu adım, tümör pozisyonunun gerçek zamanlı değerlendirilmesinden yararlanabilir. Sonuç olarak, beşinci aşamada, RT sonrasında

tümör tepkisinin değerlendirilmesi üzerinde durulmaktadır; bu, tedavinin başarısının belirlenmesinde ve gelecekteki hasta tedavisinin yönlendirilmesinde önemlidir.

Günümüzde, yüksek hassasiyetli RT işleminin ilk üç basamağının başarısı hem anatomik hem de fonksiyonel bilgiler sağlamak için görüntülemenin kullanılmasını gerektirir ve hatta son aşamada bile organ hareket kontrolü (gating ve izlem), gerçek-zamanlı in vivo dozimetre ve tümör yanıt değerlendirmesi için görüntülemeye güvenilir. Hedef hacimler tanımlanırken çoğunlukla bilgisayarlı tomografi (BT), bazı tümörlerde ise yumuşak doku çözünürlüğünün daha iyi olması nedeniyle manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi anatomik görüntüleme yöntemlerinden yararlanılır. Tümör-çevre sağlam doku ayırımında ve nodül ve/veya uzak metastazların saptanmasında anatomik görüntüleme yöntemlerinin yetersiz kalması, pozitron emisyon tomografisi-bilgisayarlı tomografi (PET/BT)'nin ise diğer yöntemlere göre üstün olduğunun bir çok çalışmada gösterilmesi tedavi planlamada PET/BT'ye olan ilgiyi arttırmıştır.

Doğru bir tedavi planlaması, hasta dahil olmak üzere RT işlemindeki diğer birçok aşamayı içerdiğinden, immobilizasyon, simülasyon, tedavi planlaması, plan değerlendirmesi, hasta tedavi planının doğrulanması ve düzeltilmesi, doz verme ve kalite güvencesi gibi fraksiyonlar arası organ hareketleri de göz önüne alınarak görüntü rehberli radyoterapinin (IGRT) geliştirilmesini gerektirmiştir.

Radyoterapi’de simülasyon, tedavi planlama, set-up doğrulaması gibi aşamalarda görüntüleme sistemleri amacına uygun şekilde seçilerek kullanılmalıdır. Burada iki

boyutlu (2B) radyografi filmlerinden veya tercihen 3B BT, MRG, MRS, PET, PET-BT ve PET-MR görüntülerinden hangilerinin kullanılacağına belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Tüm bu görüntüleme cihazlarının tedavinin hangi aşamasında seçilmesi gerektiği ise bu cihazların çalışma prensipleri ve görüntüleme yeteneklerine göre farklılık gösterecektir. Seçilecek görüntüleme cihazlarında, elde edilen görüntülerden bazıları sadece anatomik yapı değerlendirmesi sağlarken bazıları da hem fonksiyonel, biyokimyasal hem de biyolojik yapılar hakkında bilgi sağlarlar.

1-X-ışınları Radyografisi ve Bilgisayarlı Tomografi

Simülasyon amacı ile kullanılan bu görüntüleme cihazları hastanın anatomik yapısı hakkında ihtiyaç duyulan bilgiyi sağlar. 2B radyografinin elde edildiği röntgen cihazları bir x ışını tüpü ve hasta görüntüsünün oluşturulduğu bir ekran/film sisteminden oluşmaktaydı. Düşük doz görüntüleme olanağı sağlayan röntgen cihazlarının etkinliğinin artırılması için yeni teknolojik dijital radyografi yöntemleri gündeme gelmiştir. Bu teknolojiye konvansiyonel röntgen cihazlarına göre en büyük farklılık flat panel dedektör teknolojilerinin gelişmesiyle kısa zamanda, düşük dozda ve yüksek kalitede radyografi oluşturulabilmektedir. Bu teknoloji, RT alanında hem planlama sistemlerinin hem de IGRT gibi yeni teknoloji tedavi planlama cihazlarının geliştirilmesine neden olmuştur.

Ancak 2B simülatör kullanımı yetersizlikleri nedeniyle zaman içerisinde 3B bilgi sağlayabilecek görüntüleme sistemlerine olan ihtiyacın arttığı görüldü. BT, kabul edilebilir maliyetleri, tüm vücut görüntüleme yapılabilmesi ve doz hesaplaması için gerekli doku yoğunluğu bilgilerini sunma kabiliyeti nedeniyle en yaygın kullanılan 3B

görüntüleme yöntemidir. BT cihazları teknolojik gelişimlerine göre simülasyon amacıyla kullanımı da giderek artmaya devam etmektedir. Bir x-ışını tüpü ve onu gören bir demet dedektörün ilgilenilen kesit etrafındaki bir 360 derecelik dönüşüyle bir BT görüntüsünün kaydı yapılabilmektedir. Tabii bu BT teknolojisine bağlı olarak değişiklik gösterecektir. Yeni BT sistemleri hem konvansiyonel hem de helikal masa hareketiyle görüntüler elde edilebilmektedir. Son zamanlarda yoğun olarak kullanılan Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT) sistemlerinde x ışını tüpü ve dedektörlerin birlikte hareketi sonunda bir BT kesitinden çok daha fazlası elde edilebilmektedir. Dedektör teknolojisine göre eğer dedektör 16 sıradan oluşuyorsa bir dönüşte 16 kesit elde edilebiliyor. Bu ÇKBT cihazlarının dedektör teknolojilerine (4, 16, 64, 128, 256, 324 gibi dedektör dizilimi) göre değişiklik gösterecektir. Bu teknoloji BT cihazıyla elde edilen görüntülerde hem anatomik hem de fonksiyonel bilgi edinme şansı olmaktadır. Bu bilgi MRG ve PET görüntüleri ile birlikte değerlendirildiğinde yumuşak doku ve biyolojik bilgi de sağlanabilmektedir.

Klinik BT ile Simülasyon amacıyla kullanılacak BT cihazları arasındaki farklar;

- Düz tedavi tablası
- Sabitleme ekipmanı
- Geniş gantri açıklığı(»70cm)
- Özel yazılım
- Eksternal Lazerler
- Solunum ayarlı BT



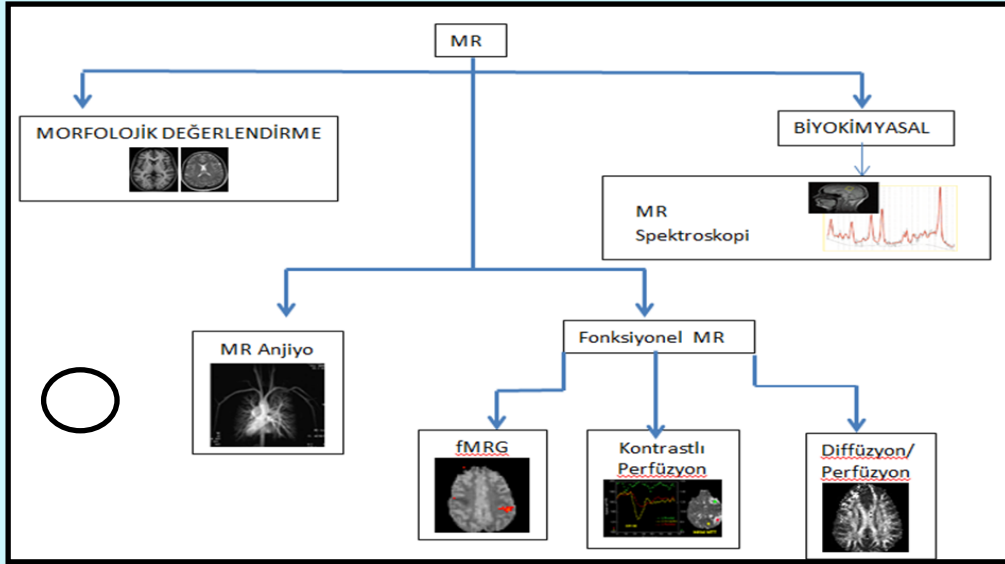
Şekil 2: Simülatör olarak BT cihazı

BT görüntüleri farklı atenüasyon değerlerine sahip olan yapılar arasındaki gösterimine yardımcı olur, fakat onların arasındaki kemik, hava ve bir yağ olmadıkça benzer atenüasyonlu yumuşak doku yapılarını ayırt etmek zordur. Beyin, servikal, meme, prostat, ösofarengiel, akciğer, baş boyun tümörlerinde yorumcu değişimlerinin önemi bu sınırlılığını daha da önemli hale getirmektedir. Böylece radyoterapi klinik pratiğinde MRG hedef volüm tanımlamak için BT tabanlı planlamaya rutin olarak eklenir.

2-Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Manyetik Rezonans Spektroskopi

Güçlü manyetik alan içinde elektromanyetik dalgalar kullanılarak anatomik yapılar arasındaki farkları ayırt etmek için kullanılan bir tıbbi görüntüleme tekniğidir. Manyetik Rezonans Görüntüleme sistemlerinde görüntüleme materyali olarak ^1H , ^{31}P , ^{13}C , ^{19}F gibi tek proton veya tek nötron sayılarına sahip çekirdekler kullanılmaktadır. ^1H çekirdeğinin insan vücudunda %60 oranında bulunmasının yanı sıra sabit bir manyetik alanda ölçülebilir bir manyetik momenti olması nedeniyle tercih edilmektedir. Vücuttaki

tüm doku ve anatomik yapıların bilgisini MRG ile elde edebiliriz. Elde edilecek MR sinyalinin şiddeti, hidrojen atomlarının yoğunluğu ve manyetik çevresi ile ilişkilidir. Rutin uygulamalarda MR görüntüleri; T1, T2 ve proton yoğunluğu (PD) ağırlıklı olarak elde edilir ve değerlendirilir. Bunun yanı sıra MRG, farklı fonksiyon özelliklerine sahip görüntüleme tekniklerine sahiptir; MR-anjiyo, perfüzyon MR, metabolizma-MR spektroskopi (MRS) ve risk altındaki doku ve tümör hücresel-difüzyon ağırlıklı görüntüleme gibi.



Şekil 3: Manyetik Rezonans Görüntüleme’de yapısal, fonksiyonel ve biyokimyasal değerlendirmeler

Bugün, MRS, hedef hacimlerin tanımlanmasına yardımcı olan, tümörlerin kapsam ve konumunu belirlemek için ortaya çıkan bir yöntemdir. MRS, tümör mikroçevresinin ve farklı tümör tiplerinin metabolik özelliklerinin tanımlanması, hedef hacimdeki biyokimyasal değişikliklerin ölçümüne izin veren canlı vücuttaki kimyasal metabolitleri incelemek için manyetik rezonans tekniklerini kullanır. Dahası, tümör biyokimyası normal dokudan farklı olduğu için, MRS, morfolojik görüntülerde yetersiz kontrast olduğunda tümörlerin tanımlanmasına yardımcı olma potansiyeline sahiptir.

MRS, tanımlanan kimyasal formdaki elementlere izin veren rezonans frekansındaki karakteristik kimyasal kaymalar sergileyen aynı çekirdeği içeren farklı kimyasallar gerçeğine dayanmaktadır. Farklı metabolitlerden MRS sinyalleri ölçmek için kullanılan manyetik çekirdek ^{31}P veya ^1H dir. ^{31}P -MRS, kanser için tümör içindeki metabolitler hakkında bilgi arar ve bu nedenle ^{31}P MRS, hedef tanımlamada önemli bir rol oynayabilir ancak ^{31}P duyarlılığı, sabit alan kuvvetinde ^1H 'ye kıyasla yalnızca % 6'dır. ^1H hemen hemen tüm biyolojik yapılarda olduğundan dolayı çok daha duyarlı manyetik çekirdektir. ^1H MRS, kolin, kreatin, glutamin, NAA, laktat gibi pek çok metaboliti belirler. Bununla birlikte, doku suyundan ve lipidlerden gelen geniş sinyali bastırmak için etkili su ve yağ baskılama tekniklerine ihtiyaç duyulmaktadır.

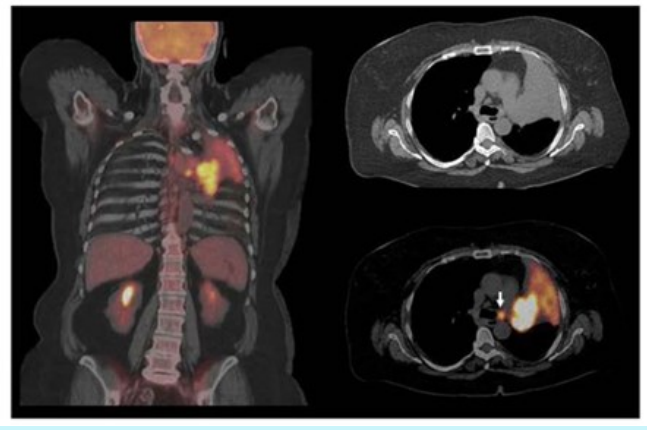
özgüllüğü yüksektir. Radyoterapide son derece zor belirlenen tümörlerde, başarısızlık riskine karşı tümör hedef alt hacimlerin tanımlanmasında potansiyel bir yöntem olarak MRS'e giderek artan ilgi, son birkaç yıldır önemli ölçüde artmıştır. Örnek olarak; bir grup araştırmacının, MRS'nin prostat adenokarsinomasının belirlenmesindeki duyarlılığını ve özgüllüğünü hakkındaki araştırmasında: MRS duyarlılığının % 38.5 ila % 77 aralığında olduğu ve özgüllüğünün ise % 38.5 ila 78 arasında olduğu tespit edildi. Ancak kombine MRG / MRS'in duyarlılığı % 100'e kadar yükselttiği vurgulanmıştır.

Radyoterapi’de MRS kullanımı şu anda başlıca beyinde (MRS'nin birçok tümör türü ve derecesini ayırt ettiği gösterilmiştir) ve prostatta (kanser, normal doku ve benign prostatik hipertrofiyi ayırt edilebilmektedir) değerlendirilmektedir. Son zamanlarda, MRS'in katkısı ile tümör dozunu artırarak çevre dokuyu daha iyi koruyacak planlamaların yapılması mümkün olmaktadır. Diğer bir deyişle MR, herhangi bir radyasyona maruz bırakmadan ve aynı uygulamada fonksiyonel ve anatomik bilgi elde edebilme yeteneği nedeniyle diğer görüntüleme teknikleri ile kıyaslandığında önemli bir avantaja sahiptir.

Kanser araştırmaları için MRS tekniklerinin duyarlılığı ve

3-Proton Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)

PET, çoğunlukla iç organların aktivitelerini göstermek için yapılan bir görüntüleme metodudur. F18-Fluorodeoksiglukoz Pozitron Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (F18-FDG PET/BT), tümör tanısı, evrelendirilmesi, tedaviye yanıtın değerlendirilmesi ve radyoterapi planlamasında giderek artan oranda kullanılmaktadır.



Şekil 4: PET/BT cihazı ve akciğer lezyonu görüntüleri

PET, bozulan ve pozitron yayan bir radyonüklid kullanılarak, anihilasyon fotonlarının kaydedilmesi ile radyofarmasötüğün dokulardaki üç boyutlu dağılımının tomografik görüntülemesinin yapıldığı bir tekniktir. En yaygın kullanılan ajan, glukoz analogu olan FDG'dir. Pek çok malignitede, GLUT-1 glukoz transporterin aşırı üretimi ve artmış heksokinaz aktivitesi ile ilişkili olarak glukoz kullanımı artmaktadır. Bu nedenle glukozun dokulardaki kullanım oranını görüntülemek için F18-FDG kullanılmaktadır. F18-FDG, PET/BT tüm malignitelerde etkin değildir. Tümörün biyolojik özelliklerine göre değişen oranlarda FDG tutulumu izlenebilir. Bu amaçla farklı malignitelerde farklı radyofarmasötikler tercih edilmektedir.

BT, x-ışını kullanan tomografik görüntüleme tekniğidir ve anatomik görüntü oluşturarak, morfolojik ve anatomik yapıları, yüksek rezolüsyonla, tümörün lokalizasyon, uzanım ve karakterizasyonunu belirlemede yardımcı olur. PET görüntüleme, tümörün çevresi veya aktivitesi ile ilişkili veya bir neoplastik hücrenin karakteristik belirteçlerinin değerlendirilmesine izin verir. Bu hücrel biyolojik belirteçler, glikoz metabolizması, amino asit taşınımı ve protein sentezi, DNA sentezi, hücre çoğalması, reseptör ekspresyonu, apoptozis indüksiyonu ve oksijen durumu dahil olmak üzere tümör çevresindeki değişiklikleri ortaya koymaktadır. Böylece PET, RTP'yi optimize etmek ve biyolojik açıdan heterojen bir tümör kitlesinin farklı alanlarını tanımlamak için kullanılabilecek önemli bilgiler sağlar.

F18-FDG PET/BT kullanım alanları;

- İlgilenilen lezyonların belign-malign ayırımında,
- Primeri bilinmeyen tümör metastazın fark edilmesinde,
- Bilinen malignitelerin evrelendirilmesinde,
- Bilinen malignitelerin tedavi takibinde,
- Tedavi cevabını değerlendirmede; görüntüleme çalışmalarında saptanan anormal bulguların tümöral yapıdan fibroz/nekroz ayırımının yapılmasında,
- FDG pozitif ve potansiyel olarak tedavi edilebilir relapsı olan hastalarda yeniden evrelemede,
- Tümör belirteçlerinin yükseldiği durumlarda tümör rekürrensini saptanmasında,
- Lokalizasyon belirleyerek biyopsi yapabilmesinde,
- Radyasyonla tedavi planlamada rehberlik amaçlı,
- Ve enfeksiyon ve aterosklerozun belirlenmesidir.

4-Proton Emisyon Tomografisi/Manyetik Rezonans (PET/MR)

PET, esas itibariyle BT veya Manyetik Rezonans (MR) görüntüleme gibi metotlardan farklıdır. BT ve MR, daha çok organların yapısı hakkında fikir verirken, PET, organlardaki kimyasal aktivite değişikliklerini gösterir. Bu açıdan BT ve MR anatomik, PET ise fonksiyonel bilgi sağlar. PET, organların işlevindeki çok ufak değişiklikleri tespit edebilmesine rağmen, bu değişikliklerin yerini tam olarak belirlemede gerekli hassasiyete sahip değildir.

Bu problemi aşmak için, son yıllarda PET-MR teknolojisi geliştirilmiştir. PET-MR cihazları, PET ile eş zamanlı olarak MR görüntüleri elde eder ve bunları anlık olarak birleştirip tek bir görüntüye dönüştürür. Bu şekilde fonksiyonel ve yapısal özellikler aynı anda görüntülenmiş olur. MR'ın yüksek görüntü kalitesi ile PET'in yüksek fonksiyonel bilgi verme kapasitesinin birleştirilmesi, birçok hastalığı erken teşhis etme imkânı sağlamıştır.

PET-MR ile:

- Tek incelemede tüm tümör tipleri tüm vücudu kapsayacak şekilde tespit edilir.
- Tek incelemede tümörün organ sınırları dışına, lenf nodlarına ve kan yolu ile diğer organlara sıçraması anlaşılır.
- Tek incelemede tümör tedavisine yanıt, erken dönemde değerlendirilir.
- Tek incelemede az radyasyonla çok bilgi alınır.

5-Çoklu Görüntüleme Yöntemlerinin RT Planlamada Eşzamanlı Kullanımı

RTP'de kullanılacak PET ve MRG-MRS görüntüleri, doğru bir şekilde eşleştirilmeli ve tedavi simülasyonunun BT görüntüleri ile birlikte kaydedilmelidir. Normal olarak BT kesitleri, diğer modalite görüntülerinin otomatik veya etkileşimli olarak hizalanacağı standart olarak tutulur. Simülatör olarak BT'nin Radyoterapi planlaması için vazgeçilmez olmasının nedenleri ise;

- **Çok kesitli BT ve 4D organ hareket sorununu çözecek olması,**
- **PET/BT, GTV volümünü değiştirebilmesi,**
- **Değerlendirenler arası değişiklikleri minimuma indirilebilmesidir.**

Çalışmaları kaydetmek için motivasyon, bir çalışmadan diğerine bilgi eşleştirmek ya da her modelden ilgili özellikleri içeren görüntüler oluşturmak için görüntüleme verilerini doğrudan birleştirip ya da kaynaştırmaktır. Örneğin, bir tümör hacmi aksiyel BT yerine belirli bir MR görüntü sekansı veya koronal görüntü düzlemi kullanılarak daha net görülebilir. MR ve tedavi planlama BT çalışması arasındaki geometrik dönüşüm biliniyorsa, klinisyen MR görüntülerini kullanarak tümörü özetleyebilir ve daha sonra bu çizgileri BT görüntülerine eşleyebilir. Farklı görüntüleme çalışmalarından elde edilen bilgileri bir araya getirmenin diğer bir yaklaşımı, bir yerine her bir vokselde iki (ya da daha çok) sinyal değeri olduğu bir çalışmadan diğerine görüntü sinyal verilerini direkt olarak haritalandırmaktır.

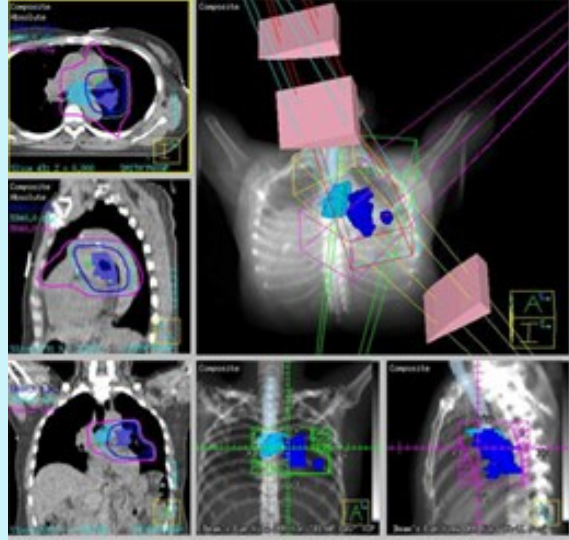
Hibrid PET/BT tarayıcılar tanınal onkoloji uygulamalarında yaygın bir şekilde kullanılmaya başlandı ancak yakın geçmişte hastalar, kişisel hareketsizlik ve hasta lazer markır sistemi bulunan özel bir PET/BT simülatöründe radyoterapi pozisyonunda simüle edildi. Bir hibrid tarayıcıda elde edilen simülasyon BT ve PET'in hizalama doğruluğu, aynı ortamda fonksiyonel ve anatomik bilgi edinerek hasta konumlandırmasının tutarsızlığını azaltarak yazılım eş kaydı ile elde edilenden daha yüksek olabilir. Şayet hibrid bir PET/BT cihazı yoksa PET veri setinin daha uzun bir

sürede elde ediliyor olması durumunda konturlama problemlerinin ortaya çıkmasına neden olabilir. Örneğin, torasik bölgede nefes alma, bağırsak ve diğer bölgelerdeki mesane hareketi tümüyle artefakt üretebilir. Dahası, RTP amaçlı olarak, hibrid bir PET / BT sistemi kullanıyor olsanız dahi, derin inspirasyon gibi belirli amaçlar için farklı vücut yapılandırılmalarında BT görüntüleri edinmek ve PET emisyon verilerini atenüasyon düzeltme için kullanılan standart BT görüntüleri ile farklı BT setlerini birlikte kaydetmek için gerekebilir.

PET-MR cihazları, PET ile eş zamanlı olarak MR görüntüleri elde eder ve bunları anlık olarak birleştirip tek bir görüntüye dönüştürür. Bu şekilde fonksiyonel ve yapısal özellikler aynı anda görüntülenmiş olur. MR'ın yüksek görüntü kalitesi ile PET'in yüksek fonksiyonel bilgi verme kapasitesinin birleştirilmesi, birçok hastalığı erken teşhis etme imkânı vermiştir. Birleştirilmiş PET/MR cihazlarında, güçlü manyetik alanların pozitron menziline azaltılabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte, önemli çözünürlük iyileştirmeleri, sadece yüksek alanlarda (4.7 T veya daha yüksek) ve yalnızca yüksek enerjili pozitronlar üreten pozitron yayıcılar için gerçekleştirilir. Ancak MR teknolojileri ve yazılım programlarındaki gelişmeler PET/MR kullanımının giderek artmasına neden olacaktır.

Son yıllarda radyoterapi alanındaki hızlı teknolojik gelişmeler 3 boyutlu konformal RT (3BKRT) ve Yoğunluk Ayarlı RT (IMRT) ile büyük ivme kazanmıştır. Ancak bu tekniklerde dikkatli olunmazsa tedavi bölgesindeki hareket ve set-up hataları nedeniyle planlanan dozun eşit uygulanabilmesi ile ilgili sorunlarla karşılaşabilmektedir. Bu nedenle görüntü kılavuzluğunda RT (IGRT) ve Adaptif RT uygulamalarına ihtiyaç doğmuştur. Yani IGRT yöntemi; tedavi sırasında tedavi odasında uygulanan iki ve üç boyutlu anatomik görüntüleme ve tedavi alanlarının kontrol işlemidir. Tedavi hazırlığındaki hatalar, organ hareketleri, tümör ve normal dokulardaki değişimler gibi belirsizlikleri ortadan kaldırıp tedavi başarı şansını artırır. Genel olarak

IGRT; tedavi odasında yapılan görüntüleme ile tedavi öncesinde, sırasında ve sonrasında görüntülemenin karşılaştırılıp, uygulanan radyoterapinin doğruluğunu, kurulum hatalarını (sistemik ve rastgele) ve fraksiyonlar arası organ hareketleri dikkate alınarak radyoterapinin uygulanmasıdır. Günümüzde IGRT uygulamalarında; kilovoltaj (kV-kV) görüntüleme, kV veya megavoltaj (MV) cone beam bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleme, kV floroskopi, radyofrekans, optik metodlar veya ultrasonografi (USG) kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra 4D olarak gerçekleştirilecek BT görüntüleriyle yapılacak tedavi planlamasında organların hareketi de göz önüne alınabilecek ve buna göre daha etkin bir RT yapılabilir.



Şekil 5: IGRT sistemi ve tedavi masasında elde edilen kV ve BT görüntüleri

İdeal bir IGRT'nin; doğruluk oranı yüksek, kullanımı kolay, yorumlaması kolay, kullanıcıdan bağımsız, tedavi sistemine entegre, hızlı görüntüleme yapan, anlık görüntü alabilen, kaynakları olumsuz etkilemeyen, uygulanan radyasyon dozu az olan, görüntü kalitesi değerlendirme için kaliteli olan,

görüntüleri planlama ve değerlendirme için kullanılabilen ve bir çok tümör lokalizasyonunda kullanılabiliyor olması gerekmektedir. Ancak günümüzde bu kriterlerin hepsini içinde bulunduran ideal bir yöntem bulunmamaktadır.

Sonuç olarak;

Günümüzde görüntüleme teknolojilerindeki hızlı gelişmeler RT teknolojilerini destekleyerek daha doğru ve güvenli tedavi planlamalarının yapılabilmesini sağlamıştır. IGRT, hastanın tüm tedavi sürecinde tedavi odasında küçük emniyet payları ve tümöre daha keskin ve net doz dağılımı sağlayarak güvenli ve doğru bir tedavinin planlamasına destek vermektedir. Bugün, tümörü yüksek dozla tedavi ederken normal dokuyu korumak için yapısal, fonksiyonel ve biyokimyasal bilgi verebilen MRG/



Yrd.Doç.Dr. Ayşegül Yurt

Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünü bitirdikten sonra 1989 yılında Türkiye'ye ilk kez gelen Manyetik Rezonans Görüntüleme cihazı için Dokuz Eylül Üniversitesi Uygulama ve Araştırma hastanesinde "Uzman Fizikçi" olarak göreve başladım. Ege Üniversitesine Yüksek lisans ve doktora çalışmalarım sonucunda 2006 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Medikal Fizik Anabilim Dalını kurdum. Yüksek lisans eğitime başladığımız anabilim dalı 4 yıl evvel doktora eğitimiyle yolumuza devam etmektedir. Medikal Fizik alanındaki çalışmalarım genellikle görüntüleme, dozimetri, radyasyondan korunma ve radyasyon güvenliği, tanı ve tedavi ile ilgili cihaz geliştirme konularında ekibimiz ile birlikte çalışmalar yapmaya devam ediyorum.

GÖRÜNTÜLEME ÖZEL YAZISI**AAPM REPORT 100: Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities**

Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU
Fiz. Uzm. Sevim ŞAHİN

Günümüzde Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), yüksek kontrast çözünürlüğüne sahip olma, kitle ve normal yapı sınırlarını birbirinden ayırma, farklı bileşenleri farklı sekanslar kullanarak tanımlayabilme, yine çeşitli sekanslar kullanarak lezyon karakterizasyonu ve iyonizan radyasyon içermeme gibi avantajlara sahip, güçlü bir magnet ve radyo dalgaları kullanılarak görüntü elde edilmesini sağlayan kesitsel bir radyolojik inceleme yöntemidir. Tanı ve tedavi basamaklarının başarılı olabilmesi için MR sistemi kurulumu öncesi ve sonrasında kabul testlerinin ve kalite kontrollerinin yapılması gerekmektedir. Bu doğrultuda 2010 yılında AAPM report 100'ü yayınlamıştır. Raporda belirtilen testler medikal fizik uzmanının tek başına ya da servis mühendisi yardımı alınarak yapabileceği testlerdir. Ayrıca medikal fizik uzmanının proje planlama ve inşaat aşamasından itibaren sürece dahil olması gerektiği özellikle vurgulanmıştır.

1. MR Sistemi Kurulumu Öncesi Kabul Test Prosedürü**A. Titreşim Ölçümleri**

Bir çok MR sistemi üreticisi tarafından geçici ve kalıcı titreşim sınır değerleri belirtilmektedir. Bu sınırlar dışında kalan titreşimler görüntüde faz artefaktı oluşturabilir. Bu tarz artefaktların kaynağını sistem kurulumu sonrası bulmak çok daha zor olduğu için sistem kurulmadan önce titreşim kaynağı bulunmalı ve çözüm getirilmelidir.

Yeni jenerasyon magnetler daha hafif ve küçük üretildiğinden titreşime daha hassas hale gelmişlerdir. Bu sebeple,

titreşim testlerinin üretici firmadan bağımsız olarak bir akustik mühendisi tarafından yapılması ve medikal fizik uzmanının da eşlik etmesi gerekmektedir. Titreşim testleri, kabul testlerinin bir parçası olmalıdır. Geçici ve kalıcı titreşim düzeyleri akselerometre kullanılarak 3 ortogonal yönde hesaplanır. Eğer titreşim düzeyleri belirtilen sınırların üzerinde ise titreşim kaynağı belirlenmeli ve gerekli izolasyon sağlanarak titreşim düzeyi azaltılmalıdır.

B. RF Zırh Testi

MR sistemi 10-150 MHz frekans aralığındaki RF sinyallerine duyarlı hassas bir RF alıcısıdır. MR sisteminin çevresel faktörler sebebiyle oluşan RF sinyallerinden etkilenmesi ile oldukça yaygın olan RF girişimi (parazit) artefaktı oluşur. Bunu önlemek için *Faraday Kafesi* adı verilen duvarlar, tavan ve zemin boyunca bakır zırhlama yapılır. Cam ve kapı zırhlama bütünlüğünü sağlayacak şekilde dizayn edilir.

Bir çok üretici zırh performansını belirli bir frekanstaki atenüasyon (dB) ile tanımlamıştır. 1.5 tesla (T) tarayıcılar için genel kabul kriteri 100 MHz düzlem dalgada 100 dB'dir. 3.0 T sistemler için test frekansı 150-170 MHz'dir.

RF zırh performans testi için; bir frekans üretici, bir RF yükseltici, iki anten ve bir spektrum çözümleyici kullanılır. Zırhın her iki tarafına yerleştirilen antenler ile sisteme uygun test frekansındaki RF yayın sinyali karşılaştırılarak atenüasyon değerlendirilir. Bu test zırhlamayı yapan firma tarafından gerçekleştirilmez. Medikal fizik uzmanı bu teste eşlik etmeli, test sonuçlarının bir kopyasını mutlaka edinmelidir. Zırhlamadaki zayıf noktalar belirlenmeli ve gerekli düzenleme yapılmalıdır. RF zırhı kabul değerlerde ise cihaz kurulumuna başlanmalıdır. Cihaz kurulumu tamamlandıktan sonra ikinci bir RF zırh testinin yapılması tavsiye edilmektedir.

2. MR Sistemi Kurulumu Sonrası Kabul Test Prosedürü

MR sistemi kurulumu tamamlandıktan ve üretici firma tarafından kalibrasyonu yapıldıktan sonra medical fizik uzmanları kabul testlerine başlamalıdır. Kabul testleri aşağıdaki gibidir.

A. Manyetik Saçak Alanı Haritalaması

MR sistemi kurulduktan ve magnete güç verildikten sonra manyetik saçak alanları gaussmetre ile ölçülmeli ve proje üzerinde işaretlenmelidir. Burada özellikle dikkat edilmesi gereken nokta 5-gauss saçak alanıdır. 5-gauss ve üzeri alan-

lara manyetik alandan etkilenebilecek olan kalp pili vb. olan kişilerin geçişi önlenmelidir. 5-gauss manyetik alan sınırına ikaz işaretleri konulmalı, bu işaretlerin birden fazla dilde olması gerekmektedir.

B. Fantom

MR sistemlerinde kullanılan fantomlar genellikle sıvı ile doldurulmuş küre ya da silindir şeklindedir. 2T ve daha küçük tarayıcı sistemleri için kullanılan fantomlar genellikle su ve paramanyetik madde içermektedir.

Ayrıca tıpkı insan vücudunda olduğu gibi iletkenliği sağlamak için NaCl eklenebilir. T1 relaksasyon süresine bağlı ısı artışını azaltmak için ise NiCl_2 eklenebilir. 3T ve üzeri tarayıcı sistemler için, RF penetrasyon ve dielektrik etkiye bağlı olarak fantomlar su yerine yağ ile doldurulmalıdır.

Kullanılacak fantomlar üretici firmadan temin edilebileceği gibi kullanıcı tarafından da hazırlanabilir. Bu fantomlar arasında en kullanışlı olanları ise, SNR (signal-to-noise ratio),

homojenite ve gölgelenmeyi değerlendirmek için insan baş-boyun ve abdomen şekline benzer olarak hazırlanmış fantomlar ve içerisine test obje konularak hazırlanmış, kesit kalınlığı, geometrik hassasiyet, yüksek çözünürlük ve düşük kontrast cisim tespit edilebilirliğini değerlendirmeyi sağlayan silindirik fantomlardır. Bu fantomlar kabul testlerinde ve kurulum sonrası rutin kalite kontrol testlerinde medikal fizik uzmanı tarafından kullanılmalıdır.

C. MR Sistem Envanteri

MR sistemlerinin karmaşık bir yapısı olması ve opsiyon çeşitliliğinin çok geniş olması sebebiyle tüm bileşenlerin envanterinin oluşturulması gerekir. Cihazın sipariş edilen tüm op-

siyonları sağlaması için gereken bileşenlerin sahaya ulaştığından emin olunması gerekir. Bu envanter kayıtları kabul testlerin bir parçası olmalıdır.

D. Genel Sistem Kontrolleri

Mekanik Sistem Kontrolleri

Bu kontrollerde masa hareketi ve masa kilidi, masa pozisyonu doğruluğu, magnet gantri havalandırma ve aydınlatma sistemi, imaj analizi ve görüntü opsiyon kapasitesi ve imaj arşiv ve film ve/veya network (PACS) kapasitesi değerlendirilir.

Acil Durum Sistemi Kontrolleri

Tüm MR sistemlerinde kontrolü yapılması gereken çeşitli güvenlik özellikleri vardır. Bir çok sistemde bu güvenlik özellikleri üç seviyede sağlanmıştır. Birinci seviye genellikle RF ve gradyen donanımından güç bağlantısını keser. İkinci seviye ise bilgisayar sistemi dahil tüm sistem bileşenlerinin güç bağlantısını keser. Üçüncü seviye, süperiletken magnet sistemlerinde süperiletkeni "söndürür". Söndürme devresi yalnızca sistem mühendisi tarafından yapılmalı ancak medikal fizikçi gözetiminde olmalıdır.

Hasta İzleme, Anestezi Sistemleri, Gating Sistemleri ve MR Uyumlu Enjeksiyon

Tüm MR sistemlerinde, hasta ile operatör arasındaki iletişimi sağlayan *hasta alarm sistemi* bulunmaktadır. Oksijen monitörü, kardiyak gating, enjeksiyon ve anestezi sistemlerinin MR uyumlu olması ve sorunsuz çalışması, kabul testleri sırasında ve rutin de kontrol edilmelidir. Bu kontroller biyomedikal departmanı tarafından medikal fizik uzmanı gözetiminde yapılmalıdır.

E. MR Tarayıcı Sistemi Testleri

Saha , arayüz ve güvenlik kabul testleri tamamlandıktan sonra MR sistemi kabul testleri yapılmalıdır. Magnet, RF ve gradyen gibi bağımsız altsistem testlerinin önce yapılması zaman tasarrufu açısından önemlidir.

Raporda önerilen test sırası; statik manyetik alan testi, RF sistem testleri, gradyen sistem testleri, RF/gradyen birlikte testleri ve son olarak genel sistem testleridir.

Statik Manyetik Alan Altsistem Testleri

1. Manyetik Alan Homojenitesi

Manyetik alan homojenitesi (MFH), verilen küresel hacim çapı (DSV) üzerinde manyetik alan değişimi olarak ifade edilir ve parts per million (ppm) olarak tanımlanır. Raporda MFH'yi değerlendirmek için 3 ayrı teknikten bahsedilmiştir.

a) Spektral Pik Ölçüm Tekniği. İstenilen DSV'deki homojen bir fantom magnet izosentrına yerleştirilerek MR spektrum elde edilir. Spektral pikteki rezonans genişliği (FWHM) ölçülür. Larmor denklemi kullanılarak Hz, ppm'e dönüştürülür.

b) Faz Haritası Tekniği. Bu teknikte 2 gradient-echo imajı, bir kaç ms gibi kısa bir zaman farkıyla peş peşe alınır. İmajlar standard magnitude mode yerine faz mode ile recon edilir ve çıkarılır. MFH pixel-by-pixel hesaplanır.

Yukarıdaki tekniklerin medikal fizik uzmanı tarafından servis desteğinden bağımsız olarak uygulanması pek mümkün değildir. Bu sebeple raporda belirtilen üçüncü teknik klinik uygulama açısından kolaylık sağlamaktadır.

c) Bant Genişliği Farkı Tekniği. Bu teknik ile MFH hesaplaması için küçük ve büyük bant genişliğindeki distorsiyonu karşılaştırılır. Küçük (< 5kHz) ve büyük (> 100 kHz) bant genişliğinde peşpeşe iki tarama yapılır. Farklı çaplarda ve farklı düz-

lemlerde fantom ölçümleri tekrarlanır. Tüm MFH hesaplaması için farklı pozisyonlarda alınan ölçümlerin ortalaması kullanılır. Bu teknik tüm klinik MR sistemlerinde kullanılabilir olduğu için oldukça avantajlıdır.

Kabul kriteri: modern silindirik süperiletken magnetler için, rutin görüntülemelerde 35 cm DSV < 0.5 ppm ortalama karekök (RMS), ultra hızlı görüntüleme (echo planar, EPI) ve spektroskopi uygulamaları için < 0.1 ppm RMS olarak belirtilmiştir.

2. Manyetik Alan Kayması

Manyetik alan kuvvetinin zamanla değişmesi, konvansiyonel görüntüleme SNR'ı ve difüzyon MR görüntüleme gibi ultra hızlı tekniklerde çok daha şiddetli etkileyebilir. Süperiletken sistemlerde, kabul testleri sırasında ölçülen kayma oranı, birkaç hafta ya da ay sonra tekrarlanacak ölçümlere göre her zaman daha yüksek olacaktır. Ancak kurulum sırasında, manyetik alanı tekrar düzenlemek için saç sarmal (shim coil) kullanılması durumunda geçici olarak artabilir.

Larmor denkleminde yola çıkarak *merkez frekansı* olarak da bilinen rezonans frekansındaki değişiklik incelenerek manyetik alan stabilitesi ölçülebilir. Basit bir küre fantom ya da homojen silindirik bir fantom kullanılabilir.

Kabul kriteri: modern süperiletken magnetler için kayma oranı kabul testinde 1 ppm/gün ve kabulden 1-2 ay sonra tekrarlandığında ise 0.25 ppm/gün değerlerinin altında olmalıdır.

RF Altsistem testleri

1. Verici ve Kazanım Kalibrasyonu

Kabul testleri sırasında, tarayıcının otomatik olarak belirlediği gönderme frekansının, verici ve alıcı kazanımı ile olan doğruluğunu kontrol etmek gerekmektedir.

Tercihen homojen bir küre fantom ya da silindirik fantomun en sık kullanılan pulse sekansında görüntüsü alınır. Merkezdeki frekans ile alıcı-verici kazanımları kaydedilir. Doğru verici kazanımını ayarlamak için gain hafifçe artırılıp azaltılır. Elde edilen imajlarda artefakt olmamalıdır.

Kabul kriteri: hesaplanan ve tarayıcının belirlediği kazanım değerleri $\pm 5\%$ aralığında, merkez frekans ise ± 10 Hz aralığında olmalıdır.

2. Verici Kazanım Stabilitesi

Zayıf verici kazanım stabilitesi, gölgeleme, düşük SNR, zayıf homojenite gibi artefaktlara yol açar. Özellikle ultra hızlı görüntüleme çalışmalarında iyi stabilite sağlanması esastır.

Önceki AAPM kabul testleri ve kalite kontrol dökümanlarında, serbest indüksiyon azalma eğrisi (FID) ya da spektral piklerin görsel değerlendirilmesi tavsiye edilse de, gelişen teknoloji ve ultra hızlı görüntüleme sekansları, üretici firmaları hassas kalibrasyon cihazlar geliştirmeye itmiştir. Bu test kurulum sırasında servis mühendisi eşliğinde yapılmalıdır.

Kabul kriteri için kesin bir değerlendirme yoktur. Ancak üretici firma tarafından amplitude, frekans ve faz stabilite minimum değerlerinin üzerinde olması gerekmektedir.

Gradyen Altsistem Testleri

1. Geometrik Doğruluk ve Linearite

Statik manyetik alanın homojen olduğu kabul edildiğinde, MR sistemlerindeki geometrik doğruluğu etkileyen en baskın donanım faktörü gradyen manyetik alan altsistemidir. Bu sebeple kabul testleri sırasında MR sistemi geometrik doğruluğu izosetrd ve izosentr dışında en az 3 noktada mutlaka kontrol edilmelidir.

Yüzde geometrik distorsiyon belirli boyutlu herhangi bir fantom yardımıyla kolaylıkla ölçülebilir. Üç ortogonal düzlemde görüntüsü alınır ve %GD hesaplanır.

$$\%GD = 100 \cdot \frac{\Delta_{actual} - \Delta_{measured}}{\Delta_{measured}} \quad (1)$$

Kabul kriteri: geometrik distorsiyonun mutlak 2% 'den küçük olmasıdır. Ancak ACR akreditasyon fantomu kullanılırsa bu değeri ± 2 mm'dir.

2. Eddy Akımı Dengelemesi

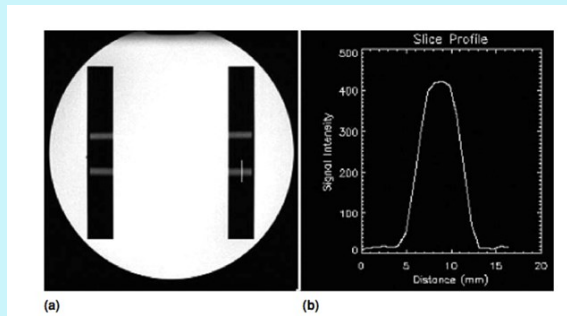
Görüntüleme sırasında gradyen sarmallar çok hızlı şekilde on/off konumuna gelir. Böylece iletken yapılarda Eddy akımı indüklenir ve gradyen alan minimum artış zamanı ve maksimum görüntü elde etme oranı Eddy akımına bağlı olarak sınırlanır. Üretici firma mühendisleri tarafından kontrol edilmelidir.

Gradyen/Rf bileşik altsistem testleri

Kesit Kalınlığı ve Aralığı

Kesit kalınlığını ve aralığını ölçmek için çeşitli yöntemler vardır ancak en yaygın olanı, diğer fantomlara göre ölçü hatalarını minimize eden crossed-ramp fantomdur (Şekil-1). Her bir düzlemdaki kesit seçimi için ayrı bir gradyen alan kullanıldığından, en az bir pulse sekansı kullanılarak üç düzlemde de ölçüm alınmalıdır.

Kabul kriteri, spin-echo sekansta 5 mm ya da daha büyük kesit kalınlığı için tanımlanan kesit kalınlığının $\pm 10\%$ aralığında olmalıdır.



Şekil-1. Crossed-ramp fantom ve kesit profili

Genel Sistem Testleri

1. SNR

RF sarmal seçimi ve fantom pozisyonu kadar her bir görüntüleme parametresi de SNR'ı etkilemektedir.

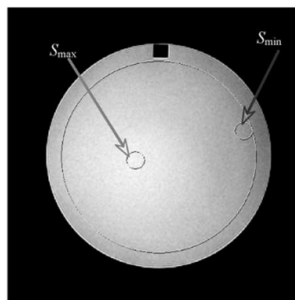
SNR testi için önerilen metot, NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından tanımlanan yaklaşımdır. Homojen bir fantomun peşpeşe iki özdeş görüntüsü alınır ve görüntü farkından SNR hesaplanır. NEMA yaklaşımının Pratik olmadığı durumlarda tek bir görüntüleme yapılarak elde edilen imajdan SNR hesaplanabilir.

Kabul kriteri, sistem spesifik olarak tanımlanmıştır.

2. Yüzde İmaj Düzgünlüğü (PIU)

PIU, MR sisteminin bir fantomda aynı yoğunluktaki homojen bölgeleri belirleyebilmesi olarak tanımlanır. ACR MR akreditasyon fantomu kullanılarak görüntü alınır (Şekil-2). Minimum ve maksimum piksel yoğunluğu belirlenerek iki ROI (1 cm²) oluşturulur ve PIU hesaplanır.

$$PIU = 100 \cdot \left[1 - \frac{(S_{max} - S_{min})}{(S_{max} + S_{min})} \right] \quad (2)$$



Şekil-2. ACR MR fantomu kullanılarak PIU belirlemesi

Kabul kriteri, 2T ve altı sistemler için PIU %90 üzeri olmalıdır. 2T üzeri sistemlerde, su dolu fantomlar kullanılırsa, dielektrik ve penetrasyon etkilerine bağlı olarak %90'dan az olması beklenebilir.

3. Yüksek-Kontrast Uzaysal Çözünürlük

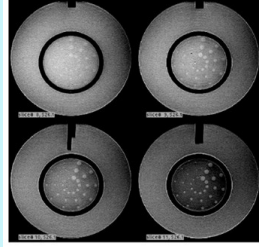
Yüksek kontrast uzaysal çözünürlük, MR sisteminin (anlamli gürültü yok iken) cisimleri ayıracilme yeteneğini gösteren bir ölçüdürve genellikle matris piksel boyutu ile sınırlıdır. ACR MR akreditasyon fantomu ile ölçülebilir.

Kabul kriteri, piksel genişliğı ve görüntü yorumu olarak tanımlanmıştır.

4. Düşük-Kontrast Cisim Saptanabilirliğı (LCOD)

LCOD, MR sisteminin gürültü sırasında cisim çözümlemesi yeteneğini belirler. ACR MR akreditasyon fantomu ile ölçülebilir (Şekil-3).

Kabul kriteri, T1-W puls sekansında ACR fantomunda en az 9 halka görünür olmalıdır.



Şekil-3. ACR MR fantom ile LCOD

5. Yüzde Sinyal Gölgeleme

Gölgeleme, genellikle taramasirasındaki sinyal değışkenliğı sonucunda oluşur. Herhangi homojen bir fantom yada bir fantomun homojen kısmı kullanılarak görüntü alınır. Mean Sinyal (S), faz modülasyonu (S_{PE}) ve frekans modülasyonu (S_{FE}) yönünde mean sinyal alınarak hesaplanır.

$$GR = \left| \frac{(SFE1+SFE2)-(SPE1+SPE2)}{2S} \right| \quad (3)$$

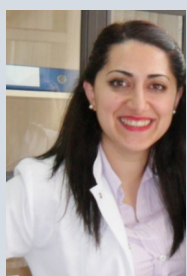
Kabul kriteri, gölgeleme oranının %1 ya da daha küçük olması olarak tanımlanmıştır.

Çalışma grubunun hedefi, kabul ve kalite kontrol testlerinde medikal fizik uzmanına yol göstermek, medikal fizik uzmanının kabul ve kalite kontrol aşamalarında görev ve sorumluluklarını öne çıkarmak ve bu doğrultuda pratik bilgiler sağlamaktır. Ülkemizde bulunan radyoloji bölümlerindeki medikal fizik uzmanı istihdamının yetersiz oluşu sebebiyle, görüntüleme cihazlarının kabul ve kalite kontrol testleri neredeyse tamamen üretici firma mühendisleri tarafından yapılmaktadır. Ancak raporda da belirtildiğı üzere, kabul ve kalite kontrol medikal fizik uzmanlarının görev ve sorumluluğundadır. Bu raporda anlatılan bilgiler doğrultusunda, hasta güvenliğı ve teşhis doğruluğunun sağlanması açısından, medikal fizik uzmanlarının görüntüleme cihazları kalite kontrol sürecine dahil olması en doğru yaklaşımdır.



Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU

Hacettepe Üniversitesi, Fizik Mühendisliğı Bölümünden mezun olduktan sonar 1990 yılında İngiltere, Cambridge'de başlayan yüksek öğrenim süreci, Birmingham Üniversitesinde Yüksek Lisans ve Doktora çalışmasıyla devam etti. Daha sonra Birmingham Üniversitesi ile başlayan çalışma hayatı, Kingston Üniversitesi, Surrey Üniversitesi ve yine İngiltere Guildford'daki, Royal Surrey County Hospital bünyesindeki St Lukes Cancer Centre'da devam etti. Prof. Gündoğdu 2009 yılında Kocaeli Üniversitesine dönmüştür. Kendisinin nanoparçacık ve nanoyapılardan başlayan, radyasyon fiziğı, medikal görüntüleme ve lazer ve spektroskopi ile devam eden geniş bir araştırma yelpazesi vardır. Filtration Society tarafından her iki yılda bir verilen en prestijli ödöl olan "2003 Altın Madalyası" ve yine İngiltere'de düzenlenen uluslararası bir bilim festivalinde 2007 Best Poster Award gibi uluslararası ödülleri ve yaklaşık 150'nin üstünde uluslararası hakemli yayını bulunan Prof. Gündoğdu, çalışmalarına Kocaeli Üniversitesinde devam etmektedir.



Fiz.Uzm. Sevim ŞAHİN

Lisans eğitimini Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliğı Bölümü'nde, yüksek lisans eğitimini ise Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik yüksek lisans programında tamamladı. Kamuda ve özel sektörde medikal fizik uzmanı olarak çalışmanın yanı sıra Amerikan menşei bir TPS yazılım firması adına yurt içinde ve yurt dışında kullanıcı eğitimleri verdi. Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliğı bölümünde, Radyoloji Anabilim Dalı ile ortak yürüttükleri MR teknolojisi üzerine doktora eğitimine devam etmekte ve sokak hayvanlarını koruma gönüllüsü olarak çalışmalara katılmaktadır.

HASTA VE ÇALIŞANIN YÜKSEK DÜZEYDE DOZA MARUZ KALABİLECEĞİ GİRİŞİMSSEL RADYOLOJİ UYGULAMALARINDA RADYASYONDAN KORUNMA

Fiz. Uzm. Gönül BUYAN/Radyasyondan Korunma Uzmanı

Avantajlar sunması nedeniyle girişimsel radyoloji uygulamalarının sayısı giderek ve hızla artmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyon uygulamaları, insan sağlığına kattığı büyük değerler nedeniyle 120 yılı aşkın süredir yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bu süreçte, yeni teknolojiler, yeni yöntemler, yeni tekniklerin gelişmesiyle medikal radyasyon ışınlamaları nedeniyle toplum ışınlamaları önemli ölçüde artmıştır. Günümüzde, bir günde 10 milyon kişinin medikal radyasyon uygulamalarına maruz kaldığı tahmin edilmektedir[2]. Bu uygulamalar, büyük oranda güvenli ve uygun olarak yapılıyor olsa da bu alanda dünya genelinde radyasyon güvenliği yönünden önemli boşuklar ve yetersizlikler olduğu bilinmektedir. Medikal teknolojinin gerektiği gibi kullanılmaması, tesisin radyasyon güvenliği tasarımındaki eksiklikler veya tesisin radyasyondan korunma sistemindeki yetersizlikler, hastaların ve personelin gereksiz ışınlanmalarına ve tanısız hatalara neden olmaktadır.

The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) tarafından yapılan en son çalışmalarda, medikal radyasyon uygulamaları nedeniyle 1945–2007 yılları arasında 46 ölüm ve 623 akut radyasyon hasarı rapor edilmiştir. Bu sayılara, tanımlanmayan ve rapor edilmeyen pek çok vakanın dahil edilmediği bilinmektedir.

Medikal ışınlamalar, iyonlaştırıcı radyasyonun kullanıldığı diğer alanlara kıyasla toplumun en fazla doza maruz kaldığı uygulamalardır. ABD de son 25 yıl içerisinde medikal ışınlamalar nedeniyle radyasyon dozunda 7 kat artış olduğu belirtilmektedir ve şimdiki durumda medikal uygulamalar nedeniyle alınan dozlar, doğal fon düzeyine çıkmış görülmektedir. Bir çok hastaya iyonlaştırıcı radyasyon içeren pek çok tetkikin yapıldığı radyoloji uygulamaları ve özellikle bilgisayarlı tomografi ve bazı X ışını eşliğindeki girişimsel tanı ve tedaviler doz artışında önemli rol oynamaktadır.

Büyük ameliyetlar gerektirmeden, bir çok hastaya büyük Ancak sağladığı büyük yararların yanında, yüksek doz uygulamaları nedeniyle özellikle 1990 ve 2000 yılları arasında, girişimsel radyoloji ve kardiyoloji uygulamalarında radyasyon hasarlarının ciddi oranda artmış olduğu ulusal ve uluslararası organizasyonlar tarafından rapor edilmiştir. 2001 yılında gerçekleştirilen Malaga Konferansının temel argümanlarının başında, değişik tanısız uygulamalar için lokal, ulusal ve uluslararası referans seviyelerinin (DRLs) oluşturulmasının gerekliliği gelmektedir. Avrupa ve ABD de girişimsel radyoloji ve kardiyoloji uygulamaları için DRL çalışmaları yapılıyor olmakla birlikte halen pek çok ülke kendi referans seviyelerini oluşturamamış olup Türkiye’de ulusal DRL değerlerini oluşturamamış durumdadır.

Radyasyondan Korunmada En Son Gelişmeler

Radyasyondan korunma konusundaki çalışmalar 1928 yılında 2. Radyoloji Kongresinde, bugünkü adıyla International Commission on Radiation Protection (ICRP) nun kuruluşu ile başlamıştır. 1955 yılında kurulan UNSCEAR, radyasyonun etkileri ile ilgili bilimsel çalışmaları yürüten, dünya genelinde radyasyon uygulamalarına ilişkin doz taramaları yapmakta olan BM lere bağlı bir kuruluştur. UNSCEAR tarafından ortaya konulan bilimsel veriler, ICRP tarafından değerlendirilerek, kişilerin ve çevrenin radyasyondan korunması için tavsiyeler oluşturulmaktadır. 1957 yılında kurulan International Atomic Energy Agency (IAEA) da bu tavsiyelere dayanarak yaptığı çalışmalarla, tüm ülkelerin uygulayabileceği temel güvenlik standartlarını oluşturmaktadır.

En son raporlarla ortaya konulan temel hususlar; **1.** >100 mSv düşük dozlarda kanser riski, matematiksel yaklaşımla belirlenen bir olasılık olup, bu konuda somut bulgu mevcut değildir. **2.**Radyasyon görevlilerinin çalıştığı alanlar

normal çalışma koşullarında düşük doz bölgesidir. Normal koşullarda, uygun şartlar altında, 8 saat yoğun çalışma koşullarında dahi çalışanlar için belirlenen yıllık 20 mSv düzeyine ulaşılması beklenemez. **3.**Kaza durumlarında veya koruyucu önlemlere uyulmadığında ciddi sağlık etkisinden, ölümle sonuçlanan sağlık etkilerine kadar pek çok bilgi mevcuttur. **4.**Radyasyonun kanser dışında başta dolaşım sistemi olmak üzere sağlık etkileri ile ilgili çalışmalar sürdürülmektedir.**5.**Radyasyon nedenli tiroit kanseri bulgularına Hiroşima- Nagasaki de atom bombasından etkilenenler, Çernobil kazası sırasında çocukluk yaşında olanlar, baş boyun bölgesinden radyoterapi alanlarla ilgili somut bilgiler vardır. Hipotiroit için fraksiyonel toplam doz olarak eşik değer **1.8 Gy**, hipertiroit için **3.5 Gy** olarak belirtilmektedir. **6.**Göz lensi için eşik doz değeri akut/kronik toplam **0.5 Gy** (ICRP 118) dir.**7.** Diğer organlardaki değişiklikler **5-20 Gy** arasında gözlenmektedir. **8.** Girişimsel Radyolojistler için lens dozu

0.5 Sv-0.9 Sv arasında olup yarısında lens değişikliği, az sayıda katarakt gözlenmektedir.**9.** Girişimsel Kardiyoloji uygulamalarında hekim lens dozu toplam **6 Sv** diğer personel için **1.5 Sv** olarak belirtilmektedir.

Radyasyondan korunma konusundaki en son gelişmeler doğrultusunda, radyasyonla çalışanların göz için yıllık eşdeğer doz sınırı **150 mSv** iken ICRP nin 2011 yılında yayınlanan 118 sayılı raporu ile bu değer yıllık **20 mSv**

değerine düşürülmüştür.

Bu gelişmelere paralel olarak, ICRP nin 2007 yılında yayınladığı 103 sayılı raporuna ve son raporlara temellendirilen IAEA temel güvenlik standartlarına dayalı EURATOM/59/2013 Direktifi, EURATOM 97/43 sayılı Medikal Işınlamalar Direktifini de içeren şekilde 2013 yılında yayınlanmıştır.

Justifikasyon

Belirlenen bir klinik durum için en iyi görüntüleme prosedürünün seçilmesinde, hastaya sağlayacağı fayda ve yüklenilecek riskin en uygun şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu durum özellikle çocuk hastalar için büyük hassasiyet gerektirmektedir.

ICRP, belirlenen hedeflere uygun prosedürlerin belirlenmesi ile fayda risk dengesinin oluşturulması için, uygulayıcıların yararın artırılmasına yönelik çalışmalar yapılmasını öngörmektedir. Bunun için **farkındalık, uygunluk ve denetim** en temel 3 öge olarak belirlenmektedir. Justifikasyonun ilk aşaması olan eğitim için IAEA Rpop web sayfasından, Avrupa Komisyonunun 2000 yılında yayınladığı 118 sayılı rapordan, Fransa Radyoloji Derneğinin 2005 yılında yayınladığı rapor ve benzerlerinden ve 2016 yılında türkçe hazırlanmış radyasyonun sağlık etkileri ve tanısal incelemelerde radyasyondan korunma konulu kitaptan en temel ve gerekli bilgilere ulaşılması mümkündür.

Eğitim ve referans dokümanlara kolaylıkla ulaşılmasının yanında iç denetim, dış denetim ve mevzuat kriterlerinin hazırlanmış olması da uygulamanın yararının artırılması ve

riskin azaltılması yönünde önemli bir çözüm olarak öngörülmektedir.

IAEA ve Avrupa Komisyonu tarafından radyoloji uygulamaları ile ilgili ortak bir çalışmanın sonuçlarından, uygulamaların % 20-50 nin rutin olarak justifiye edilmediği ve bazı özel durumlar için bu değer %60-70 lara ulaştığı ortaya konulmuştur. Hekimler/Sağlık çalışanlarının genel olarak risk konusunda farkındalık düzeyinin yeterli olmadığı görülmüştür. Bu konudaki Etik yaklaşımlar gözden geçirilerek farkındalık, uygunluk ve denetim kriterlerinin güçlendirilmesine yönelik stratejilerin oluşturulması önemli bir ihtiyactır.

Etik kavramının radyolojideki rolü, justifikasyon kriterinin tekrar değerlendirilmesi ve gözden geçirilmesi yönüyle önemlidir. Medikal etik, kritik değerlendirmelere imkan vermesi ve belirlenemeyen problemlerin fark edilmesinde erken uyarı vermesi yönüyle temel kriterler arasında yer almaktadır.

Girişimsel radyolojide radyasyondan korunmasının optimizasyonu

Girişimsel radyoloji işlemleri, istenmeyen deterministik etkilerin ortaya çıkma olasılığının en yüksek olduğu uygulamalardandır. Girişimsel uygulamalar nedeniyle **cilt dozları 1-7 Gy** aralığında görülmekte olup, cilt dozunun **20 Gy** değerine ulaştığı bazı özel vakalarla karşılaşılması da söz konusudur (**ICRP 85**). Bu tür vakaların tedavisi graft uygulanmasını gerektirmektedir.

Bir tetkikte **2 Gy** dozun erythemaya, **7 Gy** dozun sürekli kıl dökülmesine ve **12 Gy** dozun gecikmiş cilt nekrozlarına sebep olması nedeniyle, bu etkilerin önlenmesinde, başta ICRP tavsiyeleri olmak üzere uluslararası kriterlere uyulması fevkalade önemlidir. Bu tür uygulamalarda ancak radyasyondan korunma tavsiyelerinin yerine getirilmesi ve uygun tekniklerin uygulanması ile hem hastanın, hem çalışanın radyasyondan korunması sağlanabilir (ICRP 85, NCRP 168) .

Girişimsel uygulamalar sonucunda oluşan cilt hasarlarının sayısı dünya genelinde yılda 1680–3600 olarak tahmin edilmektedir [2]. Bu konuda sadece bazı vakaların rapor edildiği, rapor edilmeyen pek çok vakanın olduğu bilinmektedir. Girişimsel radyoloji uygulayıcıları; **farkındalık, dozimetri, raporlama ve yönetimsel** anlamda önemli sorumluluklar yüklenmektedir. Cilt hasarları büyük oranda ABD ve diğer gelişmiş ülke raporlarıyla ortaya konulmaktadır. Oysa bu tekniklerin gelişmekte olan ülkelerde de, gelişmiş ülkeler düzeyinde ve çocuklarda kullanıldığı bilinmektedir.

Bu uygulamalar nedeniyle ortaya çıkacak çok önemli bir diğer deterministik etki, göz lensinde katarakt oluşumudur. **Katarak oluşumunun**, 3 ay dan kısa sürede **4 Gy**, daha uzun sürede **5.5 Gy** dozlarda ortaya çıktığı rapor edilmiştir.

Tablo 1. Bazı girişimsel incelemelerde yetişkin hasta dozları

İnceleme	Ortalama etkin doz (mSv)	Literatür verileri (mSv)
Kafa ve boyun anjiyografisi	5	0,8 – 19,6
Koroner perkutan transluminal anjiyo Plasti, stent takılması, radyaofrekans ablasyonu.	15	6,9 – 57
Pulmoner arter veya aortun Toraks anjiyografisi	5	4,1 – 9,0
Abdominal anjiyografi	12	4,0 – 48
TIPS	70	20 – 180
Pelvik embolizasyon	60	44 – 78

Girişimsel radyoloji uygulamalarında ortaya çıkan bu sorunların önlenmesi için; **1.** Tüm tetkiklerde hasta dozları ölçülmelidir. **2.** Floroskopik ışınlama zamanı ve ışınlama hızları mümkün olduğu kadar kısa tutulmalıdır (altın kural). **3.** Dijital sine görüntü sayıları mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. **4.** X ışını tüpü ile hasta arasındaki mesafe mümkün olduğunca uzak tutulmalıdır. **5.** Görüntü dedektörü hastaya mümkün olduğunca yakın tutulmalıdır. **6.** Uygun fitre ve kolimatörler kullanılmalıdır. **7.** Otomatik ayarlama yapmayan sistemlerde, yapılacak çekime uygun olarak mümkün olan en yüksek kVp, en düşük mA değerleri kullanılmalıdır. **8.** Sine ve floroskopi ışınlamalarında gerekmedikçe yüksek doz modları kullanılmamalıdır. **9.** Görüntü şiddetlendirici kullanılan sistemlerde elektronik magnifikasyon mümkün olduğunca az kullanılmalıdır. **10.** Grid ve hasta yatakları için karbon

fiber malzemeler tercih edilmelidir. **11.** Girişimsel incelemelerde hasta dozlarının belirli eşik değerlere ulaştığında alarm veren dedektör sistemleri kullanılmalıdır. Bu koşulların sağlanması ve en uygun tekniklerin kullanılması ile başta cilt yanıkları olmak üzere doku hasarlarının önlenmesi sağlanmış olacaktır.

İncelemelerin kompleks olması, uzun sürmesi, hekim tecrübesi ve yukarıdaki nedenlerle artan hasta dozları ve buna bağlı olarak artan çalışan dozlarının önceden tahmin edilmesinde güçlükler vardır. Bu nedenle referans doz seviyeleri belirlenememektedir. Spesifik incelemeler için DAP (Doz x alan çarpımı), maksimum cilt dozu, floroskopi süresi ve sine görüntülerinin sayısına yönelik değerler önerilmekle birlikte doz dağılımları çok geniştir. Bunun için her incelemede optimizasyon, kalite kontrolü ve başlangıçtaki kabul testi çok önemlidir.

Çalışanın radyasyondan korunması

Mesleki radyasyondan korunma tüm radyasyon çalışanları için bir zorunluluktur. Ancak, özellikle görüntü eşliğindeki medikal uygulamalar, yüksek radyasyon doz hızları ve uzun ışınlama süreleri nedeniyle mesleki ışınlanmaların en fazla önem kazandığı durumlardır. Bu uygulamalarda en fazla

doza uygulamayı yapan hekimler maruz kalmaktadır. Bu nedenle, girişimsel radyolojistlerin ve diğer dallarda girişimsel uygulama yapan hekimlerin eğitimi, öğrenimi ile uygun koruyucuların ve cihazların ulusal ve uluslararası kriterlere uygun olarak kullanılması önem taşımaktadır.

Tablo 2. Bazı Girişimsel uygulamalar için hekim dozları

İşlem	Floroskopi süresi (Dakika)	El dozu mGy/işlem	Lens dozu mGy/işlem	Gövde – kafa dozları mGy/işlem	Etkin doz mSv/işlem
PCNL	13 (2 – 28)	661 (33 – 5800)	66 (19 – 140)	25 - 800	10,2 (1,7 – 56)
VB	8 (2 – 35)	1032 (74 – 2040)	170 (84 – 328)	2 - 1600	21,8 (0,1 – 101)
Ortopedik Ekstremiteler	4 (1,2 – 15)	807 (37 – 2100)	66 (19 – 140)	19 - 1180	20 (2,5 – 88)
Safra sistemi İşlemleri	9,5 (5 – 23)	514 (105 – 1290)	173 (72 – 310)	20 - 660	9,9 (2 – 46)
TİPS	59 (32 – 78)	916 (447 – 1350)		35 - 589	27 (2,5 – 74)
Baş/boyun Endovasküler İncelemeler	60 (35 – 100)	158 (71 – 208)	196 (79 – 337)	25 - 337	14,5 (1,8 – 53)
ERCP	8 (5 – 12)	500 (<30 – 835)		3 - 550	1,1 (0,2 – 49)

Tablo 3. Girişimsel Kardiyolojide bazı uygulamalar için hekim dozları

İşlem	Floroskopi süresi (Dakika)	El dozu mGy/işlem	Lens dozu mGy/işlem	Etkin doz mSv/işlem
DC	8 2 - 30	286 (5 – 2140)	148 (0,4 – 1100)	5,4 (0,02 – 38)
PCI	18 10 - 35	773 (33 – 4160)	239 (9 – 1040)	4,85 (0,17 – 31)
Ablasyon	47 11 - 166	274 (40 – 993)	216 (47 – 320)	2,7 (0,24 – 9,6)
PM/ICD	6 4 - 12	436 (150 – 1046)	45 (39 – 50)	3,5 (0,29 – 17)
DC+PCI+ Ablasyon		216 (53 – 425)	72,4 (31,6 – 107)	12,4 (1,2 – 30,2)

Tablo 4. Girişimsel incelemelerde hekim göz lensi radyasyon dozları (mGy/inceleme)

İşlem	Lens Dozu	Kişisel Korunma
Hepatik Kemoimmobilizasyon	0,27-2,1 0,016-0,064	Yok Var
Nöro Embolizasyon	1,4-11 0,083-0,34	Yok Var
Pulmoner Anjiyografi	0,19-1,5 0,011-0,045	Yok Var
TIPS	0,41-3,7 0,025-0,11	Yok Var
İliak Anjiyoplasti	0,25-2,2 0,015-0,06	Yok Var

Mesleki ışınlamada radyasyondan korunma önlemleri hekimlerle birlikte, uygulama alanında bulunan herkes için alınmak zorundadır. Bu önlemler, uygun bir operasyon için yüksek doz potansiyeli ile görev yapmakta olan alanda belirli sürelerde kalan hemşireler, anestezi uzmanları ve teknisyenler vb. personeli de kapsamalıdır. Bu personel ışınlama düzeyleri ve ulusal mevzuat dikkate alınarak radyasyon görevlisi olarak kategorize edilmeli, uygun şekilde izlenmeli, koruyucu malzemeler ve cihazları kullanmalı ve konuya ilişkin eğitim almalıdır.

Girişimsel uygulamaların yapıldığı odalarda radyasyondan korunmanın temel kriterlerinden ilki zırhlamadır. 3 tip zırhlama vardır. **1.** İnşaata ait zırhlama **2.** Ekipmana monteli zırhlar **3.** Koruyucu giysiler.

Girişimsel uygulamaların yapıldığı yerlerin inşaata ait zırhlamasında, ikincil radyasyona karşı zırhlama esastır. Yerleşim ve zırhlama hesaplarının, bu konuda uzman kişiler (Radyasyondan Korunma Uzmanı-RKU veya eşdeğer eğitim ve deneyime sahip uzmanlar) tarafından, uluslararası ve ulusal kriterlere uygun olarak, optimizasyon kriterleri dikkate alınarak yapılması gerekmektedir.

Ekipmana monteli zırhlamada; X ışını tüpünün etrafındaki masaya monteli zırhlar, göz koruması için tavana monteli zırhlar kullanılır. Tavandan asmalı zırhlar genellikle şeffaf kurşunlu plastikten yapılır ve göz dozunu önemli ölçüde azaltır. Bunların yerine koruyucu gözlükler de kullanılabilir.

Girişimsel radyoloji uygulamalarında bulunması gereken koruyucu giysiler, kurşun önlük, tiroit koruyucu, kurşun gözlüktür. Modern önlükler etek ve yelek olarak 2 bölümdür. Bu omuzlara yüklenen ağırlığı %50 oranında azaltmaktadır. Standart önlüklere göre koruyuculukları 4 kat fazladır.



Denetimli alanlarda radyasyon çalışanlarının kullanmak zorunda olduğu kişisel dozimetrelerin, girişimsel radyoloji uygulamalarında, biri önlük altı, diğeri yaka bölgesi önlük üstü olmak üzere 2 adet kullanması tavsiye edilmektedir.

Girişimsel radyoloji uygulamaları, benzer hasta dozlarının ve benzer teknolojinin uygulandığı vakalarda bile farklılık gösterebilmektedir. Uygulamanın tipine ve kullanılan tekniğe bağlı olarak operatör için etkin doz prosedür başına, **1.** Boyun bölgesinde önlük üstü 3 μSv - 450 μSv **2.** Bel veya göğüs bölgesi önlük altında <0.1 -32 μSv **3.** Ellerde 48 - 1280 μSv olarak rapor edilmiştir. Girişimsel radyolojistlerin yıllık etkin dozları yoğun merkezler için 10 mSv üzeri, genel olarak 2-4 mSv [1] düzeyindedir.

Hamile çalışanların dozimetrelerinin önlük altı abdomen bölgesinde taşınması ve hamileliğin anlaşılmasından sonraki süreçte fetus dozunun 1 mSv değerinin geçmeyeceği koşulların sağlanması gerekmektedir.

Ellerin birincil demetin içinde kaldığı durumlarda, koruyucu eldivenin dozu artırması nedeniyle kullanılması tavsiye edilmemektedir. Ellerin mümkün olduğunca birincil demet dışında tutulacağı pozisyonlar uygulanmalıdır. Gerekliğinde ikincil demet ortamında kullanılması önerilir. El dozları TLD /OSL tipi yüzük/bilek dozimetrelerle ölçülebilmektedir.

Kişisel dozimetreler; çalışanların doz takibini sağladığı gibi doğru kullanıldığında, çalışma şartlarındaki değişiklikler, yeni prosedürlerin uygulanması, cihaz veya tekniklerin modifikasyonu ile ilgili değişikliklerin doz düzeyine etki edip etmediği konusunda bilgi vermesi yönüyle de fevkalade önemlidir.

Girişimsel uygulamalarda ortamın doz düzeyinin ölçülerek, radyasyonla çalışanların, hastanedeki diğer çalışanların ve halk bireylerinin alacağı dozun mümkün olan en düşük düzeyde tutulması sağlanmalıdır. Bunun için sistem devreye girmeden önce gerekli ölçüm noktaları belirlenerek iş yeri ölçüm programları hazırlanmalı, bu ölçümler kayıt altına alınmalı ve periyodik olarak kontrol edilmelidir. Bu işlemlerin yapılması çalışmalar sırasında en uygun konumların belirlenerek optimizasyonun sağlanması kadar cihaz ve/veya çalışma şartlarındaki değişikliklerin izlenmesi yönüyle de önemlidir ve zorunludur. Bu sistemin kurulması ve ölçümlerde kullanılacak dozimetre tipinin seçimi, radyasyondan korunma alanında uzmanlık gerektirir. Bu amaçla, düşük doz / doz hızı ölçümlerine hassas radyasyon ölçüm cihazlarının, tercihan uygun özelliklere sahip korunma düzeyli iyon odalarının kullanılması önerilmektedir.

Bu tür koruyucuların kullanılmadığı uygulamalar nedeniyle lens problemleri rapor edilmiştir. Şimdilerde tek kullanımlık şeffaf koruyucu örtülerle (bizmut veya tungsten-antimon) etkin koruma sağlanabilmektedir. Operatif işlem bittikten sonra bu koruyucunun hastanın üzerine örtülmesiyle, göz dozunun **12**, tiroit dozunun **26**, el dozunun **29** kat azaldığı rapor edilmiştir. Tek kullanımlık olması nedeniyle bir maliyet getireceğinden, özellikle kompleks tekniklerde ve ellerin X ışını demetine yakın olmasının gerektiği durumlarda kullanılması önerilmektedir[1]



Şekil 1. a) Masa etrafına monteli optimize edilmiş X ışını tüpü radyasyon zırhı **b)** hastadan saçılan radyasyon zırhı

Girişimsel radyoloji uygulamalarında her uygulama için hasta dozu ölçümlerinin yapılması, hastanın ve dolayısıyla çalışanların radyasyondan korunması ve güvenliği için zorunludur. Bu sistemlerin kalite kontrollerinin yapılması ve hasta dozu ölçümlerinde kullanılacak cihazların seçimi medikal fizikçinin sorumluluğudur.

Radyasyondan Korunma Sistemi

Radyasyon uygulamalarının yapıldığı yerlerde radyasyondan korunmanın sağlanması; kuruluşun özgün radyasyondan korunma sistemini kurması, bu sistemin sürekliliğinin sağlanması, iç ve dış denetimlerin yapılması/yaptırılması ile mümkündür. Böyle bir sistemin kurulması; her kuruluşun özgün zırlama hesaplarının, çalışanların doz ve risk değerlendirmelerinin yapıldığı, radyasyon alanlarının belirlendiği, işyeri ölçüm programlarının oluşturulduğu, yerel kuralların ve tehlike durumu planlarının hazırlandığı, orunma düzeyli uygun ölçüm cihazları ve koruyucu donanımın temin edildiği, uygulamaların uygunluğunun izlendiği, görev ve sorumlulukların belirlendiği, kişi, cihaz ve uygulamaya ilişkin kayıtların tutulduğu, çalışanların sağlık takibinin yapıldığı, her kademedede görevlinin işe başlamadan önce ve sürekli eğitimlerinin sağlandığı "Radyasyondan Korunma Programının" oluşturmasını gerektirir. 2013 yılında yayınlanan EURATOM/59/2013 Direktifi ile bu konuda hükümetler sorumlu kılınmış ve radyasyon uygulamalarının "Radyasyondan Korunma Uzmanları" sorumluluğunda yürütülmesi hükme bağlanmıştır. Medikal Fizik uzmanları eğitimleri sürecinde bu dersleri almış olmaları halinde bu sorumluluğu yüklenilebilmektedir. Ancak EUTERP tarafından altı çizilen önemli husus, bir kişi hem MFU(Medikal Fizik Uzmanı) hem RKU(Radyasyondan Korunma Uzmanı) olarak radyasyondan korunma konusunda yeterliğe sahipse, radyasyondan korunma işini ancak etkin şekilde yürütebileceğini garanti ettiği takdirde sorumluluk alabilecektir. Radyasyondan Korunma alanında en gelişmiş İngiltere örneğinde, büyük kuruluşlarda 1 RKU ve RKU danışmanlığında yeterli sayıda RKS(Radyasyondan Korunma Sorumlusu) çalıştırılmaktadır. Ülke şartlarımıza çok yakın olan İspanya da radyasyondan korunma ve güvenlikle ilgili sorumluluklar, yetkili kuruluş tarafından, radyasyondan korunma ve güvenlik konusunda yetkilendirilmiş kurum/kuruluşlar tarafından yürütülmektedir (Radiation Safety Units).Büyük kuruluşlar RKU nı kendi bünyelerinde yapılandırmaktadır. Ülkemizde de bu konuda çalışmalar başlatılmıştır. Radyasyondan Korunma Uzmanları Derneği (RADKOR) bu amaçla kurulmuş bir Sivil Toplum Kuruluşudur. RADKOR, EUTERP (European Training and Education in Radiation Protection Foundation) üyesi bir Dernek olup faaliyetlerini kurulduğu 2012 yılından bu yana sürdürmektedir. Bu alanda en önemli gelişmelerden biri Radyasyon Güvenliği ve Korunma dalındaki lisansüstü programının bu yıl Akdeniz Üniversitesi bünyesinde başlatılacak olmasıdır.

Referanslar

- [1]. Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology:A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology Donald L. Miller • Eliseo Van'ó' • Gabriel Bartal • Stephen Balter • Robert Dixon • Renato Padovani • Beth Schueler • John F. Cardella • Thierry de Bae're
Published online: 18 December 2009
- [2]. RADIATION PROTECTION IN MEDICINE Setting the Scene for the Next Decade, Proceedings of an International Conference 3–7 December 2012 Bonn, Germany
- [3]. International Commission on Radiation Protection - ICRP 85, ICRP 103, ICRP 117, ICRP 118, ICRP 120
- [4]. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation -UNSCEAR 2008
- [5]. International Atomic Energy Agency - IAEA Rpop, IAEA Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA TECDOC 1641
- [6]. D.BOR, RADYASYON Sağlık Etkileri ve Tanısal İncelemelerde Korunma 2016, Dünya Kitapevi



Fiz. Uzm. Gönül BUYAN

AÜFF Fizik Yük. Mühendisliği Bl. 1975 yılı mezunudur. Yüksek lisans çalışmasını aynı üniversitede Sağlık Fiziği(Radyasyondan Korunma) Dalında yaptı. 1976-1982 Ankara Onkoloji Hastanesinde Medikal Fizikçi olarak çalıştı. Radyoterapi alanında Medikal Fizik Eğitimi 1977 yılında İstanbul Üniversitesi Radyofizik Bl. de aldı. Medikal Fizik Der. Ankara Şb. Kurucu Bşk./FMO Oda Bşk. yaptı. FMO/MFD KUB çalışmaları bu süreçte başlatıldı. TAEK'in ilgili mevzuat çalışmalarını yürüttü. 1982-2012 yılları arasında TAEK de çeşitli pozisyonlarda çalıştı. Berlin SAS Enstitüsü ve ABD Argon National Lab. da Radyasyondan Korunma eğitimleri aldı. IAEA RASSC, OECD/NEA CRPPH üyelikleri yaptı. IAEA Radyasyondan Korunma Projeleri ve Eğitimlerinde yürütücü olarak yer aldı. 1995-2012 yılları arasında HÜ Sağlık Bilimleri Ens.ve Ankara Üni.Nükleer Bilimler Ens. Medikal Fizik lisans üstü programlarında Radyasyondan Korunma dersleri verdi. 2012 yılında kurulan Radyasyondan Korunma Uzmanları Derneği (RADKOR) Kurucu Bşk. olup halen Dernek faaliyetlerini sürdürmektedir.

RADYOTERAPİDE NANOTEKNOLOJİ ÇAĞI

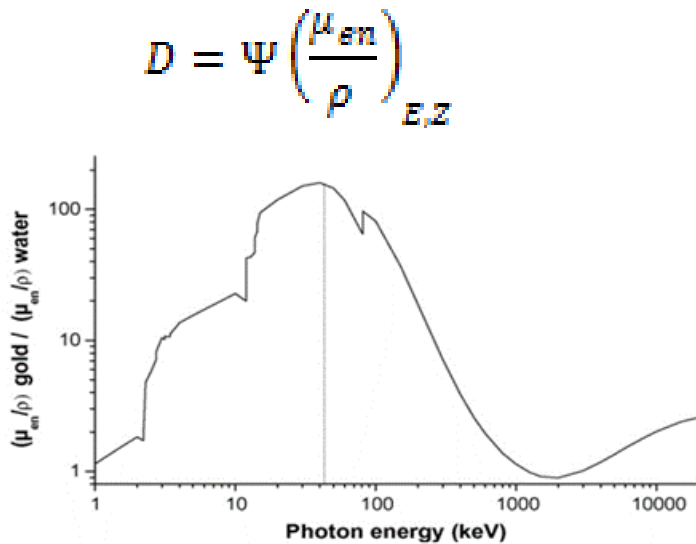
Fiz. Uzm. Mustafa ÇAĞLAR

Kanser kökenli ölüm oranları tüm ölümlerin yaklaşık olarak üçte birini oluşturmakla beraber her geçen yıl bu oranlardaki artış dikkat çekmektedir (**Bethesda 2016**). Bu hastalığın tedavi yöntemleri incelendiğinde cerrahi, kemoterapi, radyoterapi ve alternatif tıp uygulamaları gibi seçenekler mevcuttur. Gelişen teknoloji ile birlikte radyoterapi cihazlarında ve uygulama yöntemlerindeki ilerlemeler kanser tedavi modaliteleri arasında radyoterapiyi oldukça ön plana çıkarmaktadır. Mega-Voltaj mertebesindeki (6-25 MV) x-ışınlarının kullanımı cilt koruyucu etki oluştururken, yoğunluk ayarlı radyoterapi, hacimsel ayarlı radyoterapi gibi yöntemler ise tümör şeklinde absorbe doz oluşturulmasını sağlamaktadır. Bu gibi gelişmelere rağmen, radyasyona dirençli tümörler (örn. hipoksik) veya hedef bölgenin dışındaki riskli bölgelerin düşük tolerans dozlarından dolayı ortaya çıkan doz sınırlamaları gibi sebeplerden ötürü radyoterapinin tam olarak etkin olamadığı durumlar mevcuttur (**J. Hainfeld 2008**).

Yeterli dozda radyasyon herhangi bir tümör hücrelerini hasara uğratabilir. Bu radyoteröpatik doz olarak adlandırılır. Ancak, radyoteröpatik doz ışının geçtiği bölgelerdeki normal dokular için potansiyel radyotoksik etki oluşturabileceğinden dolayı sınırlandırılır. Genelde, mitotik olarak aktif tümör hücreleri radyasyona gastrointestinal, akciğer, beyin, kemik iliği gibi normal dokulardan daha duyarlıdır. Bunların aksine sinir sistemi, baş-boyun, bağırsak gibi infiltratif kanserlerin tedavisi ise radyodirençli olduklarından dolayı oldukça zordur. Bu gibi kısıtlamaları ortadan kaldırabilmek adına çeşitli alanlarda çalışmalar yürütülmektedir. Bunlardan bir tanesi de çevre dokuların dozunu sabit tutarken tümör dokusundaki dozun artırılmasına yöneliktir. Bu, ancak yüksek enerjili ışınların kullanıldığı sistemlerde tümörlü dokunun elektron yoğunluğunun, düşük enerjili ışınların kullanıldığı tedavilerde ise efektif atom numarasının değiştirilmesi ile mümkün olmaktadır ve bu etki doz artırma faktörü "Dose Enhancement Factor" (DEF) olarak adlandırılmaktadır (**Şekil1**) (**Chang MY 2008**).

Doz Artırma Teorisi

Homojen yoğunluklu, "Z" atom numarasına sahip bir ortam "E" enerjili monoenerjetik foton ışınları ile ışınlandığında, yüklü parçacık dengesinin olduğu bir noktadaki doz:



Şekil 1 Radyasyon enerjisi ile Altın ve suyun kütle atenuasyon katsayısı oranlarındaki değişim. "A. Mesbahi'nin 2010 yılında ki çalışmasından"

şeklinde. Burada, $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ kütle enerji absorpsiyon katsayısı ve Ψ foton enerji akısıdır. Polienerjetik ışınlar için ortamdaki doz:

$$D = \int_{E=0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} dE$$

şeklinde verilebilir. Burada; $\Psi'(E)$ foton enerji akısının diferansiyel şeklidir ve en düşük enerjiden en yüksek enerjiye integrasyon alınarak tüm enerji spektrumu dikkate alınmış olur. Ortam farklı materyallerden oluşuyor ise, Bragg kuralı uygulanabilir ve kütle absorpsiyon katsayısı

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{mix,E} = f_1 \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{z_1,E} + f_2 \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{z_2,E} + \dots$$

olur. f_i bireysel materyalin kompozit içerisindeki ağırlık fraksiyonudur. 1 cm³'lük su eşdeğeri (yoğunluğu=1g/cm³) bir tümör hacmi düşünülecek olursa, Nanopartikül (NP) konsantrasyonu için tümörün efektif kütle enerji katsayısı:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{efektif, E} = \frac{k_{nano}}{1 + k_{nano}} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{nano, E} + \frac{1}{1 + k_{nano}} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{su, E}$$

ile gösterilebilir. Burada, k_{nano} tümördeki NP'ün kütle kompozisyonunu verir. Eğer tümör içerisindeki NP'ün kütlesi relatif olarak çok küçük (<0,02g) ise,

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{efektif, E} = k_{nano} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{nano, E} + \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{su, E}$$

şeklinde indirgenebilir.

Doz artırma faktörü, NP'lü tümörde depolanan dozun NP'süz tümörde depolanan doza oranı olarak tanımlanabilir. DEF faktörü şu şekilde yazılabilir:

$$DEF = \frac{\int_{E=0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{su, E} dE + k_{nano} \int_{E=0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{nano, E} dE}{\int_{E=0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{su, E} dE}$$

düzenlenecek olursa aşağıdaki şekilde yazılabilir;

$$DEF = 1 + \frac{k_{nano} \int_{E=0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{nano, E} dE}{\int_{E=0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{su, E} dE}$$

Fiziksel olarak DEF, su eşdeğer dozun NP'lerin etkisiyle artan faktörünü temsil etmektedir. Örneğin, DEF=2 ise su eşdeğer ortamda 10 Gy'lik doz verildiğinde, tümörde NP birikimi ile bu doz 20 Gy olacaktır (**John C. Roeske 2007**).

Nanopartikül Fikri ve Kontrast Ajan Teorisi

DEF faktörünü arttırmak için kullanılan en yaygın ajan iyot içeren organik moleküllerdir (**F. Hallouard 2010**). Su ile solüsyon edilen iyot bileşiği karaciğer ve böbrekten çok hızlı bir şekilde süzülebilir. Bu yüzden, görüntüleme için bile yeterli bir zaman kalmayabilir. Bu süre nano boyutlu iyot yağları ile uzatılabilmektedir. Ancak, iyot alerjik reaksiyonlara ve böbrekte toksik etkilere sebep olabilmektedir. Normal dokular ile karşılaştırıldığı vakit malign hücreler, duvarlar arasındaki geniş boşluklar ile

zengin damarlanmaya sahiptir. Ayrıca, lenfatik dolaşım ile yapısal bütünlük eksikliği mevcuttur. Bu yüzden, NP olarak adlandırılan 1 ila 100 nm arasındaki boyutlara sahip mikroskobik parçacıkların geçirgenliği ve tutulumu normal dokulara kıyasla tümör hücrelerinde daha fazladır (**A. Mesbahi 2010**). Bu özellikler NP'leri tümör dokuları için pasif hedef haline getirmektedir. Literatürde en yaygın kullanılan NP altın Nanopartikül'leridir (ANP). Bunun sebepleri incelenecek olursa;

- Yüksek x-ışını absorpsiyon katsayısına sahip olması (Altın: 5,16; İyot:1,94)
- Yüzey plazmon rezonans özelliği
- Kimyasal modifikasyon kolaylığı
- Doku uyumluluğu
- Pasif tümör hedefleyicisi olabilme
- Anti oksidasyon ve pro apoptozis için iyi bir seviyeye sahip olması gibi avantajlar ANP'leri ön plana çıkarmaktadır (**M. Y. Chang 2008; N. Yusa 2009; W.C. Law 2011**).

Marker yardımı ile NP'ün tümöre gönderilmesi

Nanopartiküllerin dokulardaki dağılımını etkileyen birçok parametre vardır. Bunlar boyut, şekil, molarite, tümör aktivasyonu vs. şeklinde sıralanabilir. Birçok çalışma göstermiştir ki, NP tutulumu normal dokulara göre tümör dokularında fazla olmasına rağmen yetersiz seviyededir. Bu da NP'lerin tümör spesifik bir ajan ile bağlanarak vücuda gönderilmesi fikrini doğurmuştur (**Şekil 2**).

B.Aydoğan ve arkadaşları, ANP'leri, 2-deoksi-d-glikoz (2-DG) ve 1-deoksi-d-glikoz (1-DG) ile bağlayarak tümörlü yapıya göndermeyi başarmışlardır. ANP-2-DG kontrast ajan tutulum miktarının ise ANP ve ANP-1-DG'ye göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde arttığını gözlemlemişlerdir (**B. Aydoğan, 2010**). Bu yöntem, daha önceleri Lee tarafından ortaya atılan, kontrast tutulum miktarına göre fizyolojik bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme fikrinin geliştirilmesine de katkıda bulunmuştur (**Ting-Yim Lee 2002**).

Yapılan çalışmalar göstermiştir ki bazı tümörlerde normal dokulara oranla over-ekspres olan ligandlar mevcuttur. Folate receptor- α 'da (FR- α) bunlardan birtanesidir. FR- α

epitelyal over kanserlerinde 90%-95% oranlarında bir artış gözlemlenmektedir. Gooitzen M van Dam ve arkadaşları tarafından yapılan ve 2011 yılında Nature Medicine' da yayınlanan bir çalışmada, bu reseptöre bağlanan bir ajan ile floresans görüntüleme yöntemi için tümör spesifik olarak insanlardaki ilk denemesi gerçekleştirilmiştir (**G. M. van Dam 2011**). Ayrıca yöntem SPECT/CT görüntülemelerinde de uygulanmıştır.

Protein kafesleri ve virüsler gibi biyotaşıyıcılar nano boyutlarda ilaç taşıyıcıları olarak kullanımı oldukça popülerleşmektedir. Y. Song ve arkadaşları Squamous Cell Carcinoma-7 (SCC-7) hücre hattına spesifik bir makromoleküle (protein) nano boyutlarda Gadolinium (Gd) katkılayarak Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) çalışmaları yapmışlardır. Bu çalışma ile MRG T1 ağırlıklı görüntülemelerde *Lumazine Synthase* proteininin nano boyutlu Gd için iyi bir taşıyıcı olabileceği ispatlanmıştır (**Y. Song 2015**).

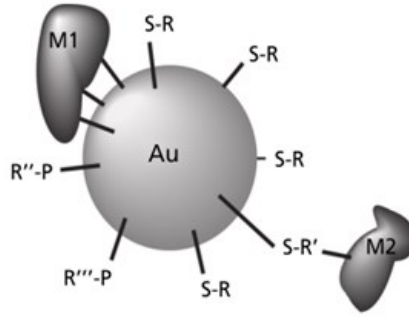
Monte Carlo Simülasyonları

Monte Carlo açıklaması

P. A. Jackson ve arkadaşlarının yaptığı bir MC simülasyon çalışmasında 0,5077 Molar'lık (M) ANP konsantrasyonu; 40-80 kVp enerjili x-ışınları için %88, 80-140 kVp enerjili x-ışınları için ise %115 civarında bir doz değişikliğine sebep olduğu gösterilmiştir (**P. A. Jackson 2010**). Bir başka çalışmada ise, DEF faktörünün yüksek enerjili tedavilerde % 5'ler civarında olduğu belirtilmiştir (**Zhang SX 2009; Cho SH 2009**). Ancak, yüksek konsantrasyonlar ve ANP'lerin şekil ve boyutlarının etkileri ise ciddi bir araştırma konusu olarak devam etmektedir. Bu gibi çalışmalarda NP'ler

simülasyonda *simple method* olarak adlandırılan tümör dokusu ile homojen bir karışım gibi dikkate alınmış olup, şekil, boyut ve miktarlarındaki değişimler önemsenmemiştir (**C. C. Chien 2010**).

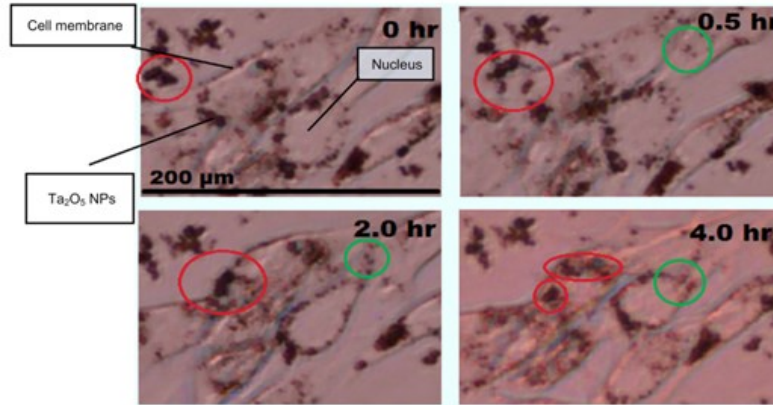
S. McKinnon ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise, Ta₂O₅ NP'lerin hücre kültüründeki dağılımları taramalı elektron mikroskobu (TEM) ile incelenmiş olup, NP'lerin hücreler etrafında bir kabuk oluşturacak şekilde dağıldığını gözlemlemişlerdir (**Şekil 3**).



Şekil 2. Altın nanopartiküllere yüzeyden tutturulmuş M1 ve M2 ligandları "James F. Hainfeld ve ark. yaptığı çalışmadan 2007"

Bunu MC simülasyonunda hücreleri μ -fantom olarak adlandırılan küçük fantomlar şeklinde simüle ederek gerçek dağılıma yakın bir simülasyon girdisi elde etmişlerdir. Çalışmada, NP

konsantrasyonu arttıkça DEF faktörünün arttığı ve bir noktadan sonra saturasyona uğradığı görülmüştür. Bunun ise oluşan ikincil elektronların menzilin kısa olmasından kaynaklı olduğu



Şekil 3. Ta2O5 nanopartiküllerinin gliosarkoma hücreleri etrafında bir kabuk oluşturma görüntüsü"Elette Engels ve ark. yaptığı çalışmadan 2016"

NP'lerin Radyobiyolojik etkisi

Konu ile ilgili bilinen ilk biyolojik raporlardan bir tanesi 40 yıl kadar önce yayınlanmıştır ve iyot kontrastlı anjiyografi için kromozomal hasarın fazla olduğu belirtilmiştir (**Adams ve ark. 1977**). Diğer bir raporda ise kontrastlı ortamdaki etkiler ve doz artışları ile ilişkiler sitogenetik olarak incelenmiştir (**Norman ve ark. 1978**). Seksenli yıllarda ise, in-vitro deneyler ile iyot içerikli kontrast ajanların radyoduyarlılaştırıcılıkları incelenmeye başlanmıştır (**Callisen ve ark. 1979, Matsudaira ve ark. 1980**). Diğer bir çalışmada ise, iyododeoksiüridin (IUdR) hücrelerin DNA'sına in vitro olarak gönderilerek yaklaşık olarak 3 katlık bir radyoterapötik avantaj sağlandığı bildirilmiştir (**Fairchild ve ark. 1982, Nath ve ark. 1990**). Ancak bunun için, hücresel ortamın %20'sinden fazlasının IUdR'den oluşması gerekmektedir. Bu da özellikle tümörde, in vivo olarak başarılması zordur.

Megavoltaj ve ortovoltaj aralığı üzerinde yüksek Z doz arttırımının teorik ve deneysel çalışmaları da ayrıca literatürde bildirilmiştir (**Das & Kahn 1989**). Regulla ve ark. altın bir folyo üzerinde büyütülmüş hücreleri 40-120 kVp enerji aralığında ışınlamış ve ikincil elektronların 10 mm'ye ulaşan bir menzile sahip olduğunu ve DEF'in de %100'den fazla olduğunu göstermiştir. Herold ve ark. tümör içerisine doğrudan 1,5-3,0 mm boyutlarda altın parçacıkları enjekte

ettikten sonra ışınlamış ve hücrelerin klonojenik verimliliğinin düştüğünü ve bunun da sadece enjeksiyon bölgesinde gerçekleştiğini göstermiştir. Ancak, bu kadar büyük parçacıkların difüzyonunun zor olduğu görülmüştür. Diğer bir çalışmada, Avrupa Sinkrotron Radyasyon Tesisinde, sıçan F98 beyin gliomalarını stereotaktik olarak ışınlamak için 50 keV monokromatik röntgen ışınları kullanılmıştır. Işınlama öncesinde, tümörlere mannitol ile intrakarotid enjeksiyon yoluyla %1 iyot eklenmiştir. Tümör konsantrasyonu 1,0%, çevre dokular ise 0,3% olarak ölçülmüştür. ≤ 15 Gy' de sağkalımın %169 arttığı, 25 Gy'de ise normal dokuya aşırı hasar verilmesinden dolayı, muhtemelen iyot içermeyen kontrollere göre hiçbir ek fayda sağlamadığı görülmüştür (**Adam ve ark. 2006**).

Santos Mello ve ark. doğrudan tümöre iyot kontrast maddesi enjekte edip ardından 100 kVp x ışını ile ışınlayarak, radyodirençli tümörlerin %80'inde remisyon sağladığını göstermiştir (**Santos Mello 1983**). Norman ve arkadaşları (1997) bilgisayarlı tomografi (CT) tarayıcısını, yalnızca tümörü kapsamak üzere ve kirişi her iki yönde daraltmak için bir kolimatör yerleştirerek değiştirdiler.

Bu cihaz, köpek beynine 'tomoterapi tipi' konformal ortovoltaj (140kVp) x-ışını vermek için kullanıldı. Iyot kontrast maddesiyle direkt tümör enjeksiyonundan sonra %

53 daha uzun sağkalım olduğu gösterilmiştir (**Norman ve ark. 1997**). Bu modifiye BT, daha sonra, iyot kontrast maddenin intravenöz enjeksiyonu kullanılarak, Faz I insan beyin tümörü denemesinde de kullanıldı. Bu çalışma, metodun güvenilir ve potansiyel olarak yararlı olduğunu kanıtladı, ancak istatistiksel olarak anlamlı etkinlik sağlamak için daha fazla çalışma gerektiği bildirilmiştir (**Rose ve ark. 1999**).

C. Stewart ve ark.'larının yaptığı bir çalışmada ilk defa Bizmut nanopartikülü kullanılmıştır. Toksik etkisinin azaltılması için oksidasyona uğratılan bizmut (Bi_2O_3)'un, oldukça radyodirençli olan gliosarkom hücre hattı üzerinde bir radyoduyarlılaştırıcı etkisi oluşturduğu ispatlanmıştır. Ayrıca, en iyi sonuçlar 50-70 nm boyutlarda iken, şekil olarak küresel nanopartiküllerin verimliliğinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir (**C. Stewart ve ark. 2016**).

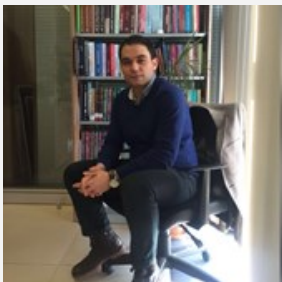
Görüş

Şüphe yok ki; nanoteknoloji alanındaki ilerlemeden en çok fayda sağlayacak alanlardan biri de sağlık sektörü olacaktır. Radyoterapideki üstün gelişmeler ise ilerleyen yıllarda nanoteknoloji ile daha da hızlanacaktır. Belki, daha biyopsi sırasında tümöre spesifik ajanın belirlenmesi, çeşitli nanopartiküller ile bu ajanın bağlanması ve tüm tedavi boyunca hasta vücudunda kalabilecek seviyede enjeksiyonu mümkün olabilecektir. Böylelikle hem tedavi sırasında tümör takibi için yüksek kontrastta hem tümör dozunun artmasına hem de radyodirençli tümörlerin daha duyarlı hale getirilmesine sebep olabilecek bir protokol ile karşılaşmamız mümkün olabilecektir.

Referanslar

- [1]. Adam, J. F., Joubert, A., Biston, M. C., Charvet, A. M., Peoc'h, M., Le Bas, J. F., Balosso, J., Esteve, F., Elleaume, H. (2006) Prolonged survival of Fischer rats bearing F98 glioma after iodine-enhanced synchrotron stereotactic radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 64: 603–611.
- [2]. Adams, F. H., Norman, A., Mello, R. S., Bass, D. (1977) Effect of radiation and contrast media on chromosomes. *Preliminary report. Radiology* 124: 823–826.
- [3]. Asgar M. 2010 A "review on gold nanoparticles radiosensitization effect in radiation therapy of cancer." Reports of practical oncology and radiotherapy journal of Great Poland Cancer Center in Poznań and Polish Society of Radiation Oncology. 15 176–80.
- [4]. Bethesda, MD 2016 "Cancer Trends Progress Report National Cancer Institute, NIH, DHHS, March 2015." Available from: <http://progressreport.cancer.gov>. [Accessed Jan 6, 2016].
- [5]. Callisen, H. H., Norman, A., Adams, F. H. (1979) Absorbed dose in the presence of contrast agents during pediatric cardiac catheterization. *Med. Phys.* 6: 504–509.
- [6]. Chang, M.-Y., Shiau, A.-L., Chen, Y.-H., Chang, C.-J., Chen, H.H.-W., Wu, C.-L., 2008. Increased apoptotic potential and dose-enhancing effect of gold nanoparticles in combination with single-dose clinical electron beams on tumor-bearing mice. *Cancer Sci.* 99, 1479–1484. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1349-7006.2008.00827.x>.
- [7]. Chien C.C, C. H. Wang, C. L. Wang, E. R. Li, K. H. Lee, Y. Hwu, C. Y. Lin, S. J. Chang, C. S. Yang, C. Petibois and G. Margaritondo, 2010. "Full-field microimaging with 8 keV X-rays achieves a spatial resolutions better than 20 nm." *Anal. Bioanal. Chem.* 2010, 397, 2109–2116.
- [8]. Cho SH. 2005 "Estimation of tumour dose enhancement due to gold nanoparticles during typical radiation treatments: a preliminary Monte Carlo study." *Phys Med Biol* 50:N163–73.
- [9]. Das, I. J., Kahn, F. M. (1989) Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams. *Med. Phys.* 16: 367–375.
- [10]. F. Hallouard, N. Anton, P. Choquet, A. Constantinesco and T. Vandamme, *Biomaterials*, 2010, 31, 6249–6268.
- [11]. Fairchild, R. G., Brill, A. B., Ettinger, K. V. (1982) Radiation enhancement with iodinated deoxyuridine. *Invest. Radiol.* 17: 407–416.
- [12]. G. M. van Dam. "Intraoperative tumor-specific fluorescence imaging in ovarian cancer by folate receptor- α targeting: first in-human results" *Nature Medicine* 17,1315–1319 (2011).
- [13]. Hainfeld JF, Dilmanian FA, Slatkin DN, Smilowitz HM. Radiotherapy enhancement with gold nanoparticles. *J Pharm Pharmacol* 2008;60:977e85.
- [14]. J. Li, A. Chaudhary, S. J. Chmura, C. Pelizzari, T. Rajh, C. Wietholt, M. Kurtoglu and B. Aydogan, *Phys. Med. Biol.*, 2010, 55, 4389–4397.
- [15]. Jackson P. A., W. N. W. Abd Rahman, C. J. Wong, T. Ackerly and M. Geso, *Eur.* 2010. "Theranostic Gold Nanoparticles Modified for Durable Systemic Circulation Effectively and Safely Enhance the Radiation Therapy of Human Sarcoma Cells and Tumors." *J. Radiol.* 75, 104–109.
- [16]. Matsudaira, H., Ueno, A. M., Furuno, I. (1980) Iodine contrast medium sensitizes cultured mammalian cells to X-rays but not to gamma rays. *Radiat. Res.* 84: 144–148.
- [17]. McKinnon S, Engels E, Tehei M, Konstantinov K, Corde S, Oktaria S, Incerti S, Lerch M, Rosenfeld A, Guatelli S. Study of the effect of ceramic Ta2O5 nanoparticle distribution on cellular dose enhancement in a kilovoltage photon field. *Phys Med* 2016;32(10):1216–24.
- [18]. Mesbahi A. Effect of photon beam energy, "gold nanoparticle size and concentration on the dose enhancement in radiation therapy". *BioImpacts* 2012;3(1):29–35.
- [19]. N. Yusa, M. Jiang, K. Mizuno and M. Uesaka, *Radiol. Phys. Technol.*, 2009, 2, 33–39.
- [20]. Nath, R., Bongiorno, P., Rockwell, S. (1990) Iododeoxyuridine radiosensitization by low- and high-energy photons for brachytherapy dose rates *Radiat. Res.* 124: 249–258.
- [21]. Norman, A., Adams, F. H., Riley, R. F. (1978) Cytogenetic effects of contrast media and triiodobenzoic acid derivatives in human lymphocytes. *Radiology* 129: 199–203.
- [22]. Norman, A., Ingram, M., Skillen, R. G., Freshwater, D. B., Iwamoto, K. S., Solberg, T. (1997) X-ray phototherapy for canine brain masses *Radiat. Oncol. Investig.* 5: 8–14.
- [23]. Roeske JC, Nunez L, Hoggarth M, et al. Characterization of the theoretical radiation dose enhancement from nanoparticles. *Technol Cancer Res Treat* 2007;6:395–401.
- [24]. Rose, J. H., Norman, A., Ingram, M., Aoki, C., Solberg, T., Mesa, A. (1999) First radiotherapy of human metastatic brain tumors delivered by a computerized tomography scanner (CTRx). *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 45: 1127–1132 Santos
- [25]. Santos Mello, R., Callisen, H., Winter, J., Kagan, A. R., Norman, A. (1983) Radiation dose enhancement in tumors with iodine. *Med. Phys.* 10: 75–78.
- [26]. Stewart C. 2016 "First proof of bismuth oxide nanoparticles as efficient radiosensitizers on highly radioresistant cancer cells." *Physica Medica* 32 (2016) 1444–1452.
- [27]. Ting- Yim Lee "Functional Ct: physiological models" *Trends in Biotechnology* Vol. 20 No. 8 (Suppl.), 2002.
- [28]. W.-C. Law, K.-T. Yong, A. Baev and P. N. Prasad, *ACS Nano*, 2011, 5, 4858–4864.

Fiz. Uzm. Mustafa ÇAĞLAR



2010 yılında Sakarya Üniversitesi'nden mezun olduktan sonra İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nde Medikal Fizik yüksek lisans eğitimine başlamıştır. 2014 yılında yüksek lisans eğitimini tamamlayarak 2015 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Nükleer Fizik Anabilim Dalı'nda doktora çalışmalarına başlamıştır. 2013 yılında İstanbul Medipol Üniversitesi'nde öğretim elemanı olarak çalışmaya başlamış olup halen ilgili kurumda çalışmalarına devam etmektedir. Çalışma konuları, Monte Carlo tabanlı simülasyon ve nanopartiküllerdir

X-IŞINI İLE RADYOGRAFİK VE TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMEDE SPEKTROSKOPİK FOTON SAYAR DEDEKTÖRLÜ SİSTEMLER

Nük. Enerji Dr. Haluk ATAĞ

X-ışını ile görüntüleme (Radyografi ve Bilgisayarlı Tomografi (BT)) tekniği, tanı ve tedaviye yönelik tıbbi görüntülemede altın standart olarak kabul edilmektedir [1,2]. Radyografi ve BT sistemlerinde radyasyon kaynağı olarak x-ışını tüplerinde üretilen ve farklı enerjideki fotonlardan oluşan X-ışını demetlerinden yararlanılmaktadır. Mevcut klinik sistemlerde Enerji veya Sinyal Toplama (ET) ilkesine dayalı olarak çalışan radyasyon dedektörleri kullanılmaktadır. ET ilkesinde objeden geçerek dedektör pikseline ulaşan çok sayıda x-ışını fotonu burada yutulur ve tüm fotonların enerjisi pikselden tek bir analog sinyal verecek şekilde toplanmaktadır. Ancak x-ışını fotonları doğası gereği farklı enerjilere sahip olup dedektör piksellerinde ayrı ayrı sayılması faydalı olacaktır. Bu şekilde gerçekleştirilen foton sayma yönteminde dedektörde uygun bir enerji eşik değeri belirlenerek sinyale elektronik gürültü karışması engellenebilir. Ayrıca sinyalin atma yüksekliği ölçülerek Foton Sayar (FS) dedektörde foton enerjileri de belirlenebilir. Spektrum elde edildikten sonra görüntüde kontrast oluşmasına daha çok katkı sağlayan spektrumun düşük enerjili bölgesine enerji ağırlıklandırma ("energy weighting") yöntemi uygulanarak görüntüdeki gürültünün daha da düşürülmesi sağlanabilir. Elektronik gürültünün engellenmesi ve enerji ağırlıklandırma yöntemi beraberinde kullanıldığında görüntüde sağlanan iyileşmeler ile hastaya verilen radyasyon dozunda da ciddi düşüş sağlanmaktadır. Dozdaki bu düşüşün yanı sıra FS dedektörlü spektroskopik görüntüleme sistemlerinde tek taramada farklı enerji bölgelerinde oluşturulan görüntüler kullanılarak madde ayrıştırma işlemi gerçekleştirilebilir. Yumuşak doku, yağ, kemik, kalsifikasyon ve kontrast ajanlar gibi efektif atom sayıları birbirinden farklı maddeler önemli klinik avantajlar sağlayacak şekilde birbirlerinden ayrıştırılabilir.

FS dedektörlü dijital radyografi/mamografi ve BT'nin yukarıda sayılan avantajları uzun yıllardan bu yana bilinmektedir [3]. Ancak, dedektör teknolojisindeki ciddi sorunlar nedeniyle bu sistemler klinik uygulamalarda kullanılamamıştır. FS dedektörlerin kullanılamamasındaki temel sorun X-ışını ile görüntüleme sistemlerinde gerekli olan yüksek foton akısı ve buna bağlı sayım hızı ile ilişkilidir. Küçük boyutlu binlerce pikselden oluşan dedektörün her bir pikselinde saniyede birkaç milyon sayıya denk gelen sayım hızında foton sayıcı spektroskopik okuma devresi kullanılmalıdır. Bu durumda, görüntü elde etmek için birkaç saniye içinde çok sayıda dijital veri kaydedilip saklanmak zorundadır.

Son 10-15 yılda yarıiletken dedektör teknolojisinde önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Bu süre zarfında çip düzeyinde entegre devre elektronisinde de gelişmeler meydana gelmiştir. Bu gelişmelerle birlikte küçük boyutlu dedektör piksellerine uyum sağlayabilen çok sayıda okuma devresi kullanabilmek mümkün hale gelmiştir. Ayrıca, bilgisayar işlemci hızları ve bellek kapasiteleri her geçen gün artmaktadır. Tüm bu etkenler FS dedektörlerin klinik uygulamalarda kullanılabilmesinin önünü açmıştır. Teknolojideki bu gelişmelerden cesaretle dünyadaki birçok araştırma grubu FS dedektörlü spektroskopik dijital radyografi/mamografi ve BT görüntüleme sistemleri üzerinde yoğun çalışmalara başlamış ve bu alan bilimsel araştırma konuları içinde "popüler" hale gelmiştir. Bu yazı, foton sayma ilkesine göre çalışan ve fotonları enerjilerine göre ayırabilen (spektroskopik) FS dedektörlerin tarihsel gelişimi, avantajları ve geliştirilmesi gereken yanları hakkında genel bilgi içermektedir.



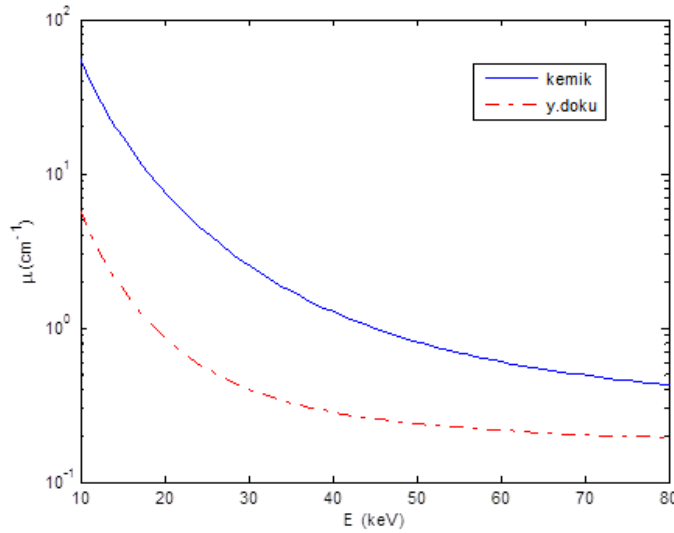
Şekil 1. Roentgen'in eşi Anna Bertha Ludwig'e ait ilk medikal X-ışını görüntüsü [4].

Radyografi ve Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Wilhelm Conrad Roentgen'in 8 Kasım 1895 tarihinde X-ışınlarını keşfi ile ilk medikal görüntüleme yöntemi olan "radyografi" teknolojisi insanlığın hizmetine sunulmuştur. Roentgen, Şekil 1'de görüldüğü gibi insan anatomisinin ilk radyografik görüntülerini ortaya koymuştur. Parmaklardaki yüzükler ve el kemikleri açık bir şekilde görülmektedir.

Radyografik görüntülemelerde hastanın bir tarafında X-ışını kaynağı diğer tarafında genellikle düzlemsel bir dedektör

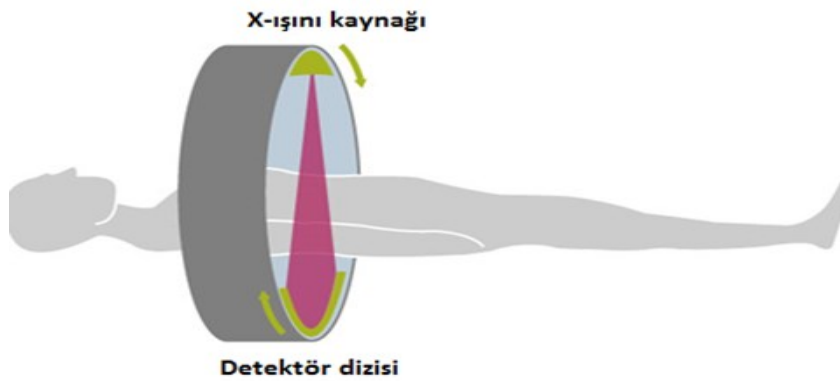
yer alır. Yarım saniyeden daha kısa süreli bir atma ("pulse") halinde X-ışını tüpünden çıkan X-ışını demetlerinin büyük kısmı hasta vücudunda saçılarak ve soğurularak zayıflatılır. Vücutta kemik, yumuşak doku, vb. gibi yapıların zayıflatma özellikleri Şekil 2'de görüldüğü gibi büyük farklılıklar gösterdiğinden dedektör üzerine düşen X-ışını dağılımı ilgili vücut bölgesinin radyografik görüntüsünü oluşturur. Diğer bir ifadeyle radyografik görüntü bu X-ışını dağılımının bir fotoğrafıdır.



Şekil 2. Yumuşak doku ve kemik doğrusal zayıflatma katsayısı (μ) foton enerjisine bağlı olarak değişmektedir. Enerji düştükçe aradaki fark artmaktadır.

BT, 1970'li yılların başında klinik olarak kullanılmaya başlamıştır. Bilgisayar olanakları kullanılarak elde edilen ilk görüntüleme tekniği olan BT'nin matematiksel prensipleri ilk olarak 1917 yılında Radon tarafından ortaya konmuştur. Radon'un tezine göre bilinmeyen bir cismin görüntüsü cismin farklı açılardan izdüşüm görüntüleri alınarak oluşturulabilirdi. BT'de X-ışını kaynağı hasta etrafında

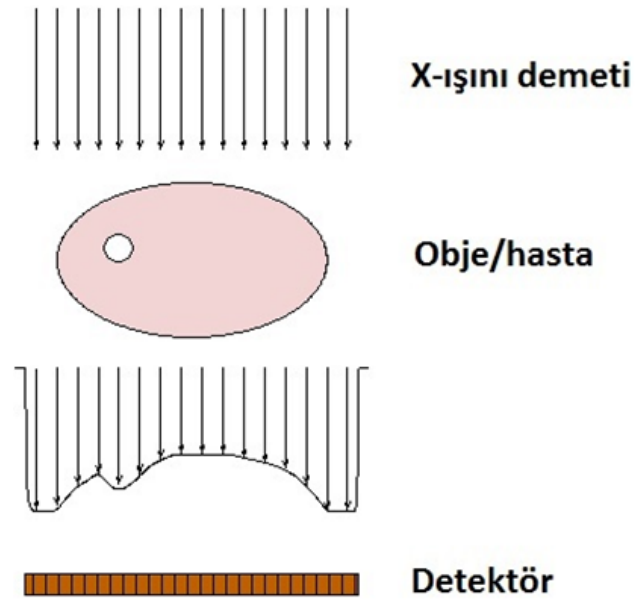
döndürülürken vücudu geçen X-ışınları birden fazla doğrusal dedektör dizisinde algılanarak izdüşüm verileri toplanmaktadır (Şekil 3). Hızlı görüntü tarama süreleri, yüksek kontrast duyarlılığı ve vücuttaki yumuşak doku, kemik ve hava yapılarını görüntüleme yetisi sayesinde BT, tanısal radyolojide en yaygın olarak kullanılan görüntüleme tekniği konumundadır.



Şekil 3. X-ışını kaynağı ve dedektör hasta etrafında eşzamanlı olarak dönerek BT'de görüntü verileri oluşturulur [5].

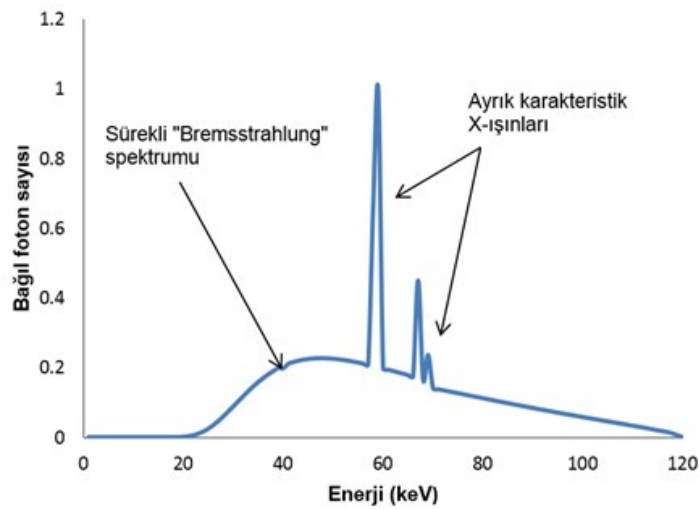
Görüntüleme düzeni

X-ışını ile görüntüleme sistemlerinde üç ana bileşen bulunmaktadır. Bunlar Şekil 4'te görüldüğü gibi X-ışını demetlerinin oluşturulduğu X-ışını tüpü, görüntülenecek hasta ve hastadan geçen fotonları algılayan dedektör sistemidir.



Şekil 4. X-ışını ile görüntüleme sistemlerindeki temel bileşenler.

X-ışını spektrumu farklı enerjilerden oluşan sürekli "bremsstrahlung" spektrumu üzerine binmiş birkaç ayırık enerji pikinden oluşmaktadır. Buna geniş enerji spektrumu ("broad energy spectrum") denmektedir. Filtrelenmiş tipik X-ışını spektrumu Şekil 5'te gösterilmiştir. Burada 120 kVp gerilim altında üretilen X-ışınları, tüp çıkışına yerleştirilen standart 2 mm Al ve 0,16 mm Cu filtre ile filtrelenmiştir.

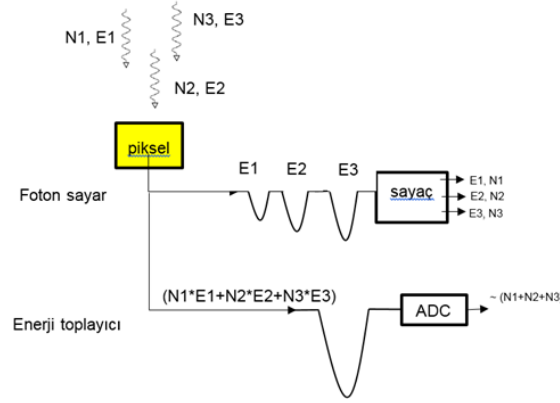


Şekil 5. 120 kVp gerilim altında tungsten hedeften elde edilen X-ışını spektrumu.

X-ışını ile görüntülemelerde foton enerjileri büyük önem taşımaktadır. X-ışınlarının madde ile etkileşimindeki farklılıklar görüntüdeki "kontrast"ı oluşturur. Zayıflatma özellikleri düşük bir maddeden geçtikten sonra dedektöre ulaşan X-ışını fotonlarının sayısı yüksek olana göre daha fazladır. Örneğin kemik yoğun bir madde olduğundan, yumuşak dokuya göre çok daha fazla fotonu zayıflatmaya uğratmaktadır. Böylece maddeler arasındaki zayıflatma farkından dolayı dedektörde farklı alanlarda farklı X-ışını şiddeti ölçülerek farklı sinyal değerleri kaydedilir.

Bazı maddeler birbirine çok yakın zayıflatma özelliklerine sahip olabilir. Böyle bir durumda bu maddelerin birbirinden ayırt edilebilmesi zorlaşır. Zayıflatma katsayıları arasındaki fark düşük enerjilere gidildikçe artmaktadır. Ancak X-ışınlarının enerjileri arttıkça giricilik özellikleri de artar. Bu durumda kontrast ve giricilik arasındaki dengenin sağlanması amacıyla X-ışını enerjileri görüntüleme tipine uygun olarak seçilir. Örneğin izdüşüm radyografi ve bunun özel bir tipi olan mamografide ve BT'de tüp gerilimleri sırasıyla 25-40 kVp, 60-120 kVp ve 80-140 kVp aralığındadır [6].

X-ışını tüpünde oluşturulan fotonların doğası gereği farklı enerjilerden oluşması ve görüntülenecek hastanın karmaşık yapısına müdahale edilemediğinden, iyi bir görüntü ancak dedektör elektroniği ve sistemlerinin geliştirilmesi ile mümkündür. Radyasyon dedektörleri temel olarak iki farklı modda çalıştırılmaktadır: *enerji toplama* ve *foton sayma*. Bu modlar Şekil 6'da ayrıntılı olarak görülmektedir. Bu yazıda, foton sayma ilkesine göre çalışan ve fotonları enerjilerine göre ayırabilen (spektroskopik) foton sayar (FS) dedektörler hakkında ayrıntılara yer verilmiştir.



Şekil 6. Enerji toplayıcı ve foton sayar dedektörlerin çalışma prensibi

Literatürde Foton Sayar dedektörler

FS radyasyon dedektörler ilk olarak gama-kamera tabanlı sistemlerle gerçekleştirilen medikal izotop emisyon görüntüleme tekniğinde kullanılmıştır [7]. Bu dedektörlerde fotoçoğaltıcı tüplü sodyum iyodür (NaI) sintilatör malzemesinden yararlanılmıştır. Sonraki yıllarda izotopların harici radyasyon kaynağı olarak kullanıldığı izdüşüm tekniği ile görüntülemeye yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. Ancak izotopların düşük aktiviteli olması tarama sürelerini uzatmıştır. Ayrıca kaynağın boyutlarının büyük olması görüntülerde istenen uzaysal çözünürlük elde edilmesine engel olmuştur. Bu nedenle FS sintilasyon dedektörleri klinik uygulamalarda pek fazla kullanılmamıştır. Kaynak teknolojisindeki gelişmeler sonucunda radyasyon kaynağı olarak radyoaktif izotoplar yerine X-ışını tüplerinin kullanılmaya başlaması ile bu sorunlar büyük oranda çözüme kavuşmuştur. Küçük odaklı ("focal spot") X-ışını tüpleri ile uzaysal çözünürlük bozulmadan yüksek foton akıları üretilmeye başlanmıştır. Ancak FS sintilasyon dedektörlerindeki diğer önemli sorun, bu dedektörlerin yüksek sayım hızlarında yetersiz kalmalarıydı. Bu soruna çözüm olarak sintilasyon dedektörleri enerji toplama modunda kullanılmaya başlanmıştır. Bu durum, FS dedektör teknolojisinin görüntüleme uygulamalarında kullanılmasının önünü tıkayıcı bir etken olmuştur. İlk klinik BT sisteminde kullanılan NaI dedektör enerji toplama modunda çalıştırılmış olup günümüzde klinik radyografi ve BT'de bu şekilde kullanılmaya devam etmektedir [8], [9].

Özellikle bilgisayar ve malzeme bilimindeki gelişmelerle birlikte doksanlı yılların başında FS dedektörler ile ilgili çalışmalar yeniden hız kazanmıştır. Yarıiletken Silisyum (Si), Kadmiyum Tellürid (CdTe) ve Kadmiyum Çinko Tellürid (CZT) malzemelerinden birkaç prototip FS dedektör üretilmiştir. Bu dedektörler genelde doğrusal dizi ("linear array") dedektörleridir [10]. 2 Boyutlu (2B) dedektörlerin geliştirilmesi için de önemli araştırmalar yapılmış olup küçük boyutlu 2B FS dedektör üretimi için çalışmalar devam etmektedir [11], [12]. Geliştirilen FS dedektörlerden bir kısmı, klinik açıdan anlamlı büyüklükteki objelerin görüntülenmesi için yeterli büyüklüğe sahiptir. Gerçek boyutlu bir CdZnTe FS dedektör bazı gruplar tarafından

geliştirilmiştir. Bu dedektörde iki dizi CdZnTe pikseli ve her bir dizide 1024 adet 1x1 mm² piksel bulunmaktadır [13]. Görüş alanı ("field of view") bu dedektörün modüler yapısıyla 102,4 cm'ye kadar genişletilebilmektedir. Dedektörde X-ışını enerji spektrumu elektronik olarak 5 farklı enerji bölgesine ayrılabilen ve tek bir tarama ile 5 farklı enerjide görüntü oluşturulabilmektedir. Gerçek boyutlu FS dedektör ile yapılan benzer çalışmalarda X-ışını enerji spektrumu 6 enerji bölgesine ayrılarak spektroskopik görüntüleme yapılmıştır. FS mamografide kullanılmak üzere doğrusal dizi FS Si şerit ("strip") dedektörler geliştirilmiştir [14]. Bu tip dedektörler ile spektroskopik görüntüleme yapılamamaktadır. Ancak spektroskopik BT uygulamalarına yönelik kullanımı için modifikasyon çalışmaları devam etmektedir [15]. FS dedektörler ile çok sayıda teorik ve deneysel spektral radyografi ve BT görüntüleme çalışması gerçekleştirilmiştir [16], [17]. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre FS dedektör teknolojisinde ciddi aşama kaydedilmiştir. Bu çalışmalar göstermiştir ki FS dedektör teknolojisinin spektral görüntüleme sistemlerinde kullanılmasına engel teşkil eden problemler halen tam anlamıyla çözülememiştir. Bu problemlerden bazıları; FS dedektör ve okuma elektronisinin yüksek sayım hızlarında yetersiz kalması, CZT ve CdTe kristallerindeki kusurlar nedeniyle görüntüde şiddete bağlı ("intensity dependent") artefaktlar oluşması ve CZT ve CdTe malzemelerinde boşluk tuzaklanması ("hole trapping") ve kaçak akım ("leakage current") sonucu dedektör enerji çözünürlüğünde bozulmalar olarak sayılabilir. Diğer taraftan, özel spektral meme BT görüntüleme gibi spesifik klinik uygulamalarda FS CZT ve CdTe dedektörler kullanılabilir. Meme yapısının X-ışınlarını nispeten daha az zayıflatması, dokuyu oluşturan maddelerin homojen bir dağılım göstermesi ve sarkık ("pendant") geometride görüntülendiğinde şeklinin yuvarlak olması gibi etkenler mevcut FS dedektör teknolojisi ile özel spektral meme BT görüntüleme yapılabilmesini kolaylaştırmaktadır. Ayrıca meme BT'de demet şekillendirici filtre ("beam shaping filter") kullanılarak FS dedektörde sayılması gereken foton sayısı (sayım hızı) düşürülebilmektedir.

FS dedektörlerin avantajları

1-Elektronik gürültünün engellenmesi

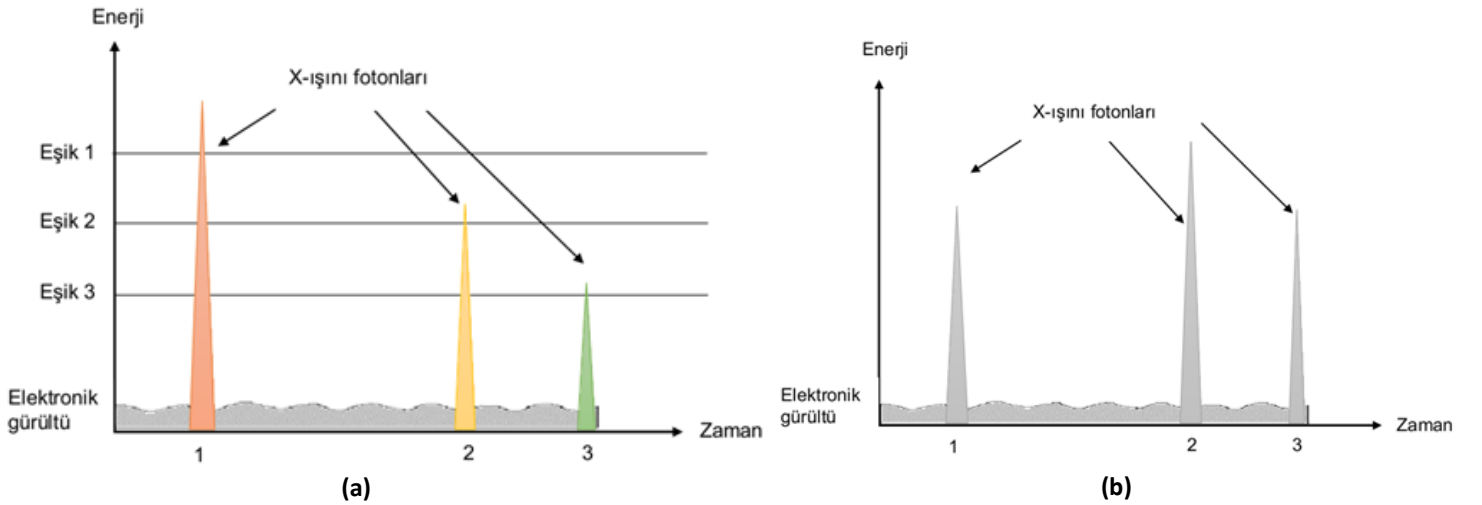
FS dedektörlerin en önemli avantajlarından birisi elektronik gürültünün engellenebilmesidir. FS dedektörlerde enerji eşik değerinin elektronik olarak belirlenebilmesi ile elektronik gürültünün foton sinyallerine karışması engellenebilmektedir. Böylece görüntüde yalnızca kuantum gürültü denilen X-ışını foton istatistiğinden kaynaklanan gürültü bulunur. Buna karşın mevcut sistemlerde kullanılan ET dedektörlerde elektronik gürültü foton sinyaline karışmış

2-Foton enerji ağırlıklandırma ("energy weighting")

Mevcut ET dedektörlerde X-ışını fotonlarının enerjisi yüke çevrilmekte ve her foton enerjisi ile doğru orantılı olarak ölçülen sinyale katkıda bulunmaktadır. Başka bir ifadeyle X-ışını fotonları, enerjileri ile doğru orantılı olarak ağırlıklandırılmaktadır. Bu durumda görüntüde en büyük SGO değerini elde etmek mümkün değildir. İlk defa Tapiovaara ve Wagner, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlara göre daha fazla ağırlıklandırıldığında teorik anlamda en büyük SGO değerinin elde edilebildiğini göstermiştir. Bunu yapabilmek yalnızca fotonların ayrı ayrı sayılarak enerjilerinin belirlenmesi ile mümkündür. Enerji

halde olup istatistiksel gürültüden ayırmak mümkün değildir (Şekil 7). Örneğin mevcut dijital "flat panel" dedektörlerde elektronik gürültü büyük problem teşkil etmektedir. İnsan vücudundaki düşük kontrastlı yapıların görüntülenebilmesini sağlamak için yüksek Sinyal Gürültü Oranı (SGO) gerektiğinden elektronik gürültü engellenmelidir. Aksi durumda foton sinyalini artırmak için hastaya daha fazla doz verilecek ve radyasyon kaynaklı kanser olasılığı artırılmış olacaktır.

ağırlıklandırma yönteminde farklı enerjilerde elde edilen görüntüler belirli bir anatomik yapı veya kontrast bileşenden en büyük SGO değeri elde edilecek şekilde ağırlık katsayıları ile çarpılır. Örneğin bazı görüntülemelerde yumuşak doku üzerinde kalsifikasyon veya kanserli yapının daha iyi görülmesi istendiğinde bu yöntem avantaj sağlayacaktır. Enerji ağırlıklandırma yöntemi kullanılarak konvansiyonel görüntüleme sistemlerindeki radyasyon dozuna eşit veya daha az doz ile SGO değerinde önemli oranda artış sağlanabileceği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir [19].

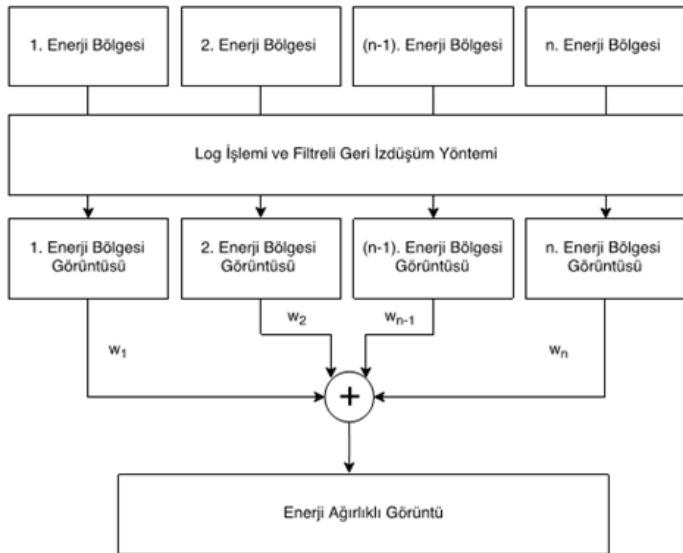


Şekil 7. (a) FS dedektörde eşik değeri uygun şekilde belirlenerek elektronik gürültünün foton sinyaline karışması engellenebilir. **(b)** Mevcut ET dedektörlerde foton sinyali ile elektronik gürültü birbirine karışmaktadır [18]

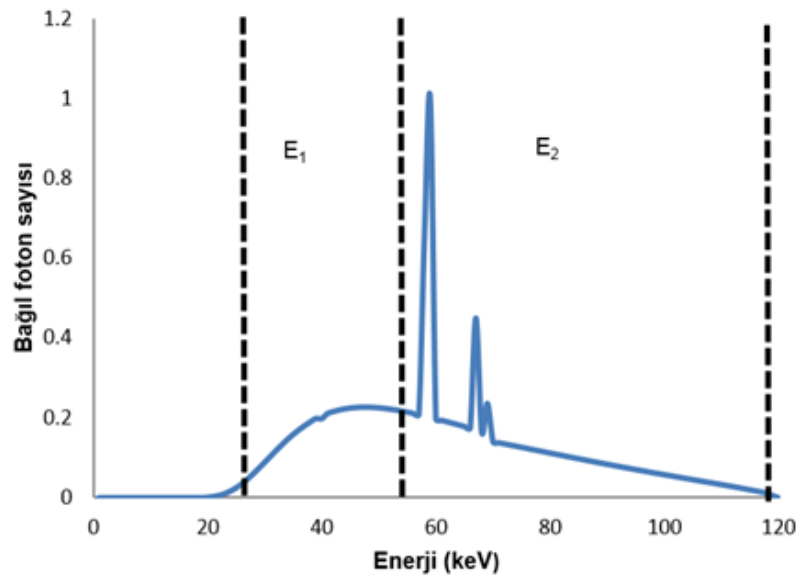
BT'de enerji ağırlıklandırma yöntemi birkaç yolla yapılabilir. Bu yöntemlerden birinde FSBT sisteminde elde edilen farklı enerji bölgelerine ait spektroskopik BT izdüşüm görüntüleri belirli bir kontrast bileşenine özel optimum ağırlık katsayıları w ile çarpılarak toplanır. Bu enerji ağırlıklı izdüşüm seti kullanılarak oluşturulan görüntülerde ilgili kontrast bileşeni en büyük SGO değerine sahiptir. Buna *izdüşüm uzayında ağırlıklandırma* denir. Diğer bir yöntem olan *görüntü uzayında ağırlıklandırmada* ise spektroskopik BT izdüşümlerinden oluşturulan spektroskopik BT görüntüleri belirli bir kontrast bileşenine özel optimum ağırlık katsayıları ile çarpılarak toplanır. İkinci yöntem şematik olarak Şekil 8'de verilmiştir.

3- Madde ayrıştırma ve çift enerji çıkarma ("dual energy subtraction")

X-ışınları ile radyografi ve BT sistemlerinin kullanıldığı birçok görüntüleme alanında madde ayrıştırma görüntülerinden yararlanılmaktadır. Bunlar arasında iyot ve diğer kontrast maddelerin birbirinden ayrılması, kemik yoğunluğu ölçümlerinde kemik-yumuşak doku ayrıştırma, mamografi ve vücut yağ ölçümlerinde yumuşak doku-yag ayrıştırma, damar hastalıklarının teşhisinde kalsiyum-yumuşak doku ayrıştırma ve diğer birçok uygulama sayılabilir.

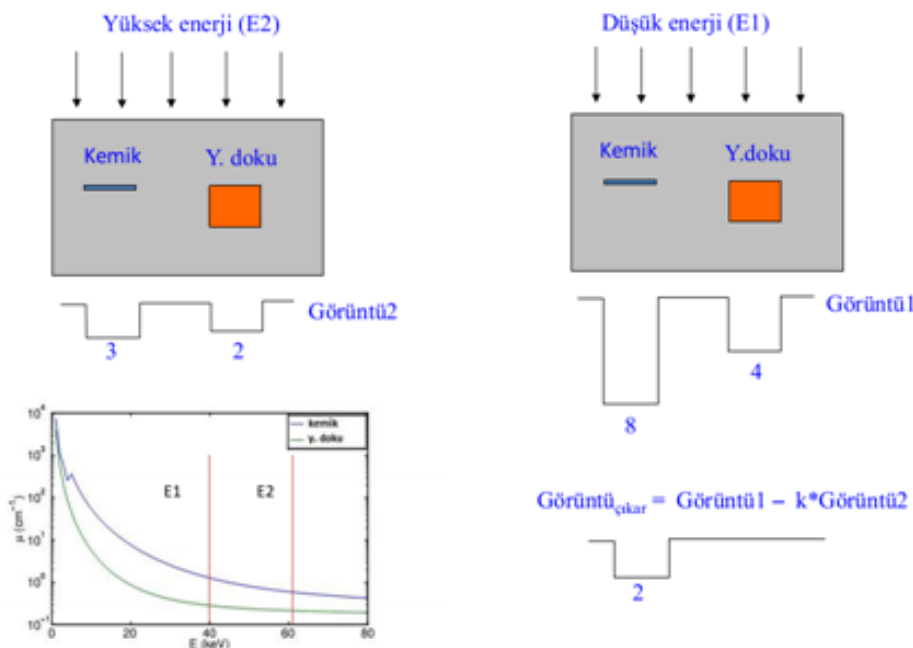


Şekil 8. Görüntü uzayında enerji ağırlıklandırma yöntemi [20].



Şekil 9. FS dedektörde çift madde ayrıştırma görüntüsü, spektrumun iki farklı enerji bölgesine ait görüntülerin birbirinden çıkarılması ile oluşturulur.

FS dedektörler ile madde ayrıştırma görüntüleri çift, üç veya çok-enerji çıkarma yöntemleri kullanılarak oluşturulabilir. Görüntülenecek objede n farklı yapının bulunduğu varsayılırsa spektrumun n farklı enerji bölgesine ait görüntüler elde edildikten sonra bu görüntüler birbirinden çıkarılarak istenen yapının görüntüde kalması sağlanabilir. Klinik olarak çoğunlukla çift madde ayrıştırma yeterli olduğundan FS dedektör ile iki farklı enerjide görüntü oluşturmak yeterlidir (Şekil 9). İki görüntü kullanılarak gerçekleştirilen madde ayrıştırma işlemine Çift Enerji (ÇE) çıkarma tekniği adı verilmektedir.



Şekil 10. FS dedektörler ile ÇE çıkarma yöntemi

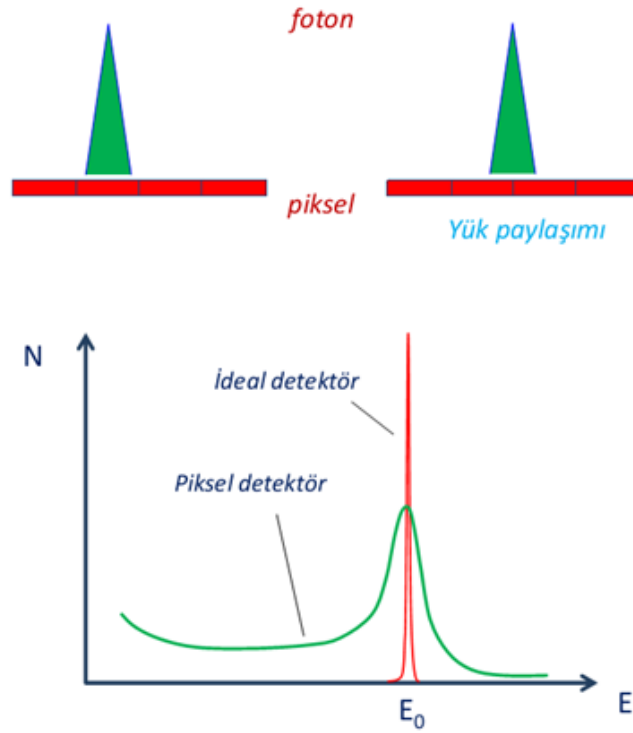
ÇE çıkarma tekniğinin temel prensibi aynı anatomik bölgenin iki ayrı enerji düzeyinde görüntülenmesini yapmak ve dokuların farklı enerji seviyelerindeki farklı davranışlarını ortaya koyarak birbirinden ayırt etmektir. Böylece X-ışını soğurma özellikleri belirgin farklılık gösteren yapılar birbirlerinden ayrılabilir. Şekil 10'da kemik ve yumuşak doku içeren bir objenin iki farklı enerji bölgesindeki görüntüleri FS dedektör ile tek bir taramada oluşturulmuştur. Farklı zayıflatma özelliklerine sahip yapılar farklı sinyal değeri verdiği için basit bir matematiksel çıkarma işlemi ile iki görüntü birbirinden çıkarılmış ve kemiğin yumuşak dokudan ayrıştırıldığı madde ayrıştırma görüntüsü elde edilmiştir. ÇE çıkarma tekniği ile kemik ve yumuşak dokunun silindiği radyografik ayrıştırma görüntüleri sırasıyla Şekil 11(a) ve Şekil 11(b)'de gösterilmiştir.



Şekil 11. ÇE çıkarma tekniği kullanılarak oluşturulan radyografik ayrıştırma görüntülerinde (a) kemik ve (b) yumuşak doku sinyalleri sıfırlanmıştır [21].

FS dedektörlerin problemleri

FS dedektörler yukarıda bahsedilen avantajlarının yanı sıra birçok dezavantaja da sahiptir. Bunlar arasında boşluk tuzaklanması ("hole trapping"), yük paylaşımı ("charge sharing") ve sınırlı sayım hızları gösterilebilir. *Boşluk tuzaklanması* yük toplama verimini azaltarak dedektörün enerji çözünürlüğünü düşürmektedir. Malzemedeki kristal kusurlarının sayısı ve yeri gibi parametreler boşluk tuzaklanmasının etkisini değiştirmektedir. *Yük paylaşımı*, yük yayılımı ("charge diffusion") ve karakteristik X-ışını kaçıışı gibi olaylar sonucu X-ışını fotonu tarafından pikselde oluşturan yükün birden fazla piksel tarafından algılanması (paylaşılması) sonucu meydana gelmektedir. Şekil 12'de görüldüğü gibi FS dedektörde uzaysal çözünürlük ve enerji çözünürlüğünü olumsuz etkileyerek görüntüdeki SGO değerinde azalmaya neden olmaktadır

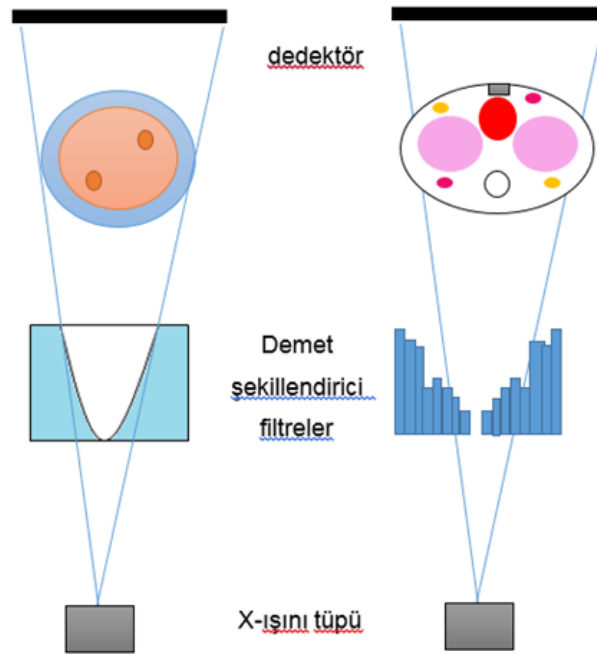


Şekil 12. Yük paylaşımı spektrumun dağılarak enerji çözünürlüğünün düşmesine neden olmaktadır.

FS dedektörlerin medikal X-ışını radyografi ve BT sistemleri ile görüntülemeye klinik olarak kullanılmalarının önündeki en büyük engel sahip oldukları *sınırlı sayım hızları* nedeniyle yüksek foton akılarını algılayamamalarıdır. FS dedektörlerin sayım hızını sınırlayan en önemli iki etken atma yığılması ("pulse pile-up") ve boşluk tuzaklanmasından kaynaklanan polarizasyon etkisidir. Atma yığılmasını düşürerek sayım hızında iyileşme sağlamak için önerilen çözüm yollarından birisi "küçük piksel etkisi" olarak adlandırılan piksel boyutunu küçültmektir.

Ancak bu durumda yukarıda belirtildiği gibi pikseller arası yük paylaşımı artmaktadır. Diğer bir yöntemde ise demet şekillendirici filtreler kullanılmaktadır. X-ışını tüpü ve görüntülenecek obje arasına yerleştirilen özel olarak tasarlanmış filtre ile objenin X-ışınlarını daha az zayıflattığı kısma daha az foton gönderilmesi sağlanmaktadır. Böylece görüntü kalitesinde ilave artış sağlamayan fazla fotonların dedektöre gelerek sayım hızını artırması engellenmiş olmaktadır. Ayrıca hastaya verilen doz değerinde de azalma olmaktadır. Şekil 13'te gösterilen meme BT görüntüleme çalışmasında FS dedektörlerdeki foton akısını (ve böylece sayım hızını) düşürmek amacıyla demet şekillendirici filtre kullanılmıştır.

Mevcut BT sistemlerinde bu çalışmada kullanılan filtreye benzer papyon şekilli ("bow-tie") filtreler kullanılmaktadır. Ancak şekli ve kalınlığının sabit olması dolayısıyla bu filtreler görüntülenecek hastaya özel değildir. İnsan vücudunda göğüs bölgesi gibi karmaşık ve değişken X-ışını zayıflatma yapısına sahip objelerin görüntülenmesi için şekli değişebilir, hareketli DDZ filtreler üzerindeki çalışmalar devam etmektedir [22].



Şekil 13. (a) Meme, düzgün ve homojen bir yapı sergilediğinden sabit şekilli "papyon" filtre kullanımına uygundur. (b) İnsandaki anatomik yapılar farklı zayıflatma özelliklerine sahip olduğundan şekli değişebilir Dinamik Demet Zayıflatıcı filtreler kullanmak gerekmektedir.

SONUÇ

Son yirmi yıl içinde dedektör teknolojilerinde yaşanan hızlı gelişmelerle beraber FS dijital radyografi/mamografi ve BT sistemleri üzerindeki çalışmaların sayısında da artış kaydedilmiştir. Görüntüleme teknolojilerindeki bu gelişmeler klinik sistemlerdeki gereksinimleri karşılama hedefinde büyük rol oynamaktadır. Bu hedeflere ulaşmada FS dedektörler geleceğin teknolojisi olmaya adaydır. Şu anda konsept halinde olan FS dedektörlü görüntüleme sistem tasarımlarının önümüzdeki on yıl içinde klinik olarak kullanılabilir tasarımlara dönüşümünü tamamlaması beklenmektedir. Özellikle daha küçük boyutlu dedektörler barındıran mamografi sistemlerindeki kullanımına yönelik çalışmalar devam etmektedir. FS dedektör kullanılan kemik mineral yoğunluk ölçüm sistemleri piyasada hâlihazırda kullanılmaktadır.

FS dedektörlü dijital radyografi/mamografi ve BT görüntüleme sistemleri önceki sistemlerin bir evrimi değil, tek başına teknolojik bir devrimdir. Bu sistemler mevcut radyografik ve tomografik görüntü kalitesini iyileştirmekle kalmayıp moleküler BT gibi yenilikçi ve yeni uygulamalara kapılarını açmaktadır. Radyografi ve BT'de normal görüntülemeye ek olarak moleküler görüntülemenin başarılmasıyla bunun klinik etkilerinin büyük yankı uyandıracığı öngörülmektedir. Ayrıca diğer görüntüleme modlarından daha doğru ve kantitatif değerler vermesi beklenmektedir.

FS dedektörlü dijital radyografi ve BT sistemlerinin yanı sıra bu sistemlerden tam anlamıyla fayda sağlayabilmek için yenilikçi görüntü işleme teknikleri ve yazılımlar geliştirilmektedir. Mevcut dijital radyografi ve BT sistemlerinde bir pikseldeki bilgi yalnızca vücudun ilgili kısmından geçen foton yoğunluğu ile ilişkilendirilir. Ancak bu yeni teknoloji ile bir pikselden alınacak bilgi sayısında muazzam artış sağlanmaktadır (enerji-bağımlı doğrusal zayıflatma katsayısı, efektif atom sayısı, elektron yoğunluğu, doku tipi, vs.). Bu görüntülerin nasıl sunulacağı zorlu bir iştir.

Bu teknolojilerin kullanılmaya başlanmasıyla birlikte her cinsiyet için yaş aralıklarına göre biyolojik veri tabanlarının oluşturulması gerekecektir. Böylece radyoloji uzmanları bir hasta için acil müdahale gerekip gerekmediğine daha rahat karar verebilecektir. Öte yandan, bu yeni tür bilginin kullanımı için radyoloji uzmanları ve teknisyenler için eğitim sistemlerinin güncelleştirilmesi gerekecektir. Ayrıca radyoloji uzmanları ve medikal fizikçilerin moleküler görüntüleme düzeyinde biyokimyacılar ile dirsek temasında bulunması gerekecektir. Moleküler görüntülemede kullanılan nanopartikül kontrast ajanları belirli hasta alt grupları için özelleştirilebilir ve optimize edilebilir olacaktır.

Aynı görüntü kalitesinin daha düşük doz değerleri ile yakalanabildiği FS dedektör teknolojisindeki gelişmeler doğru yönde gitmekte olup çok kısa bir süre içinde bu dedektörlerin klinik X-ışını ile görüntüleme sistemlerinde kullanılması beklenmektedir.

Referanslar

- [1] Webb, S., *The Physics of Medical Imaging*, Taylor & Francis Group, New York, **1988**.
- [2] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M., *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2nd ed., Williams & Wilkins, **2002**.
- [3] Taguchi, K., Iwanczyk, J. S., Vision 2020: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging, *Medical Physics*, 40(10), 100901, **2013**.
- [4] İlk medikal X-ışını görüntüsü, <http://science.hq.nasa.gov/kids/imagers/ems/xrays.html>, (**2011**).
- [5] BT, http://www.medicalradiation.com/wp-content/uploads/CT_gross.jpg, (**2016**).
- [6] Fritz, S. G., Shikhaliev, P. M., Matthews, K. L., Improved x-ray spectroscopy with room temperature CZT detectors, *Physics in Medicine and Biology*, 56(17), 5735-51, **2011**.
- [7] Hendee, W. R., Ritenour, E. R., *Medical Imaging Physics*, John Wiley & Son, New York, **2002**.
- [8] Hounsfield, G. N., Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system, *The British Journal of Radiology*, 46(552), 1016-1022, **1973**.
- [9] McCullough, E. C., X-ray-transmission computed tomography, *Medical Physics*, 4(2), 85, **1977**.
- [10] Shikhaliev, P. M. Energy-resolved computed tomography: first experimental results, *Physics in Medicine and Biology*, 53(20), 5595-5613, **2008**.
- [11] Ballabriga, R., Alozy, J., Blaj, G., Campbell, M., Fiederle, M., Frojdh, E., Heijne, E. H. M., Llopart, X., Pichotka, M., Procz, S., Tlustos, L., Wong, W., The Medipix3RX: a high resolution, zero dead-time pixel detector readout chip allowing spectroscopic imaging, *Journal of Instrumentation*, 8(02), C02016, **2013**.
- [12] Koenig, T., Hamann, E., Procz, S., Ballabriga, R., Cecilia, A., Zuber, M., Llopart, X., Campbell, M., Fauler, A., Baumbach, T., Fiederle, M., Charge Summing in Spectroscopic X-Ray Detectors With High-Z Sensors. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 60(6), 4713-4718, **2013**.
- [13] Shikhaliev, P. M., Fritz, S. G., Photon counting spectral CT versus conventional CT: comparative evaluation for breast imaging application, *Physics in Medicine and Biology*, 56(7), 1905-1930, **2011**.
- [14] Aslund, M., Cederström, B., Lundqvist, M., Danielsson, M., Scatter rejection in multislit digital mammography, *Medical Physics*, 33(4), 933-940, **2006**.
- [15] Danielsson, M., Bornefalk, H., Photon-counting spectral computed tomography using silicon strip detectors: a feasibility study, *Physics in Medicine and Biology*, 55(7), 1999-2022, **2010**.
- [16] Atak, Haluk, Shikhaliev, Polad M., Dual energy CT with photon counting and dual source systems: comparative evaluation, *Physics in Medicine and Biology*, 60(23), 8949-8975, **2015**.
- [17] Atak, Haluk, Shikhaliev, Polad M., Photon counting x-ray imaging with K -edge filtered x-rays: A simulation study, *Medical Physics*, 43(3), 1385-1400, **2016**.
- [18] Danielsson, M., Advances in Photon Counting Detectors in X-ray Imaging: Photon counting Detectors for Mammography, *AAPM 51st Annual Meeting*, July 26-30, Anaheim, California, **2009**.
- [19] Shikhaliev, P. M., Projection x-ray imaging with photon energy weighting: experimental evaluation with a prototype detector, *Physics in Medicine and Biology*, 54(16), 4971-4992, **2009**.
- [20] Kalluri, K. S., Mahd, M., Glick, S. J., Investigation of energy weighting using an energy discriminating photon counting detector for breast CT, *Medical Physics* 40(8), 081923, **2013**.
- [21] Çift Enerji Çıkarma Tekniği, http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/radiography/advanced_applications/dual_energy_subtraction#tabs/tabE19657B3941E4464A3CF1F52522467B6, (**2014**).
- [22] Atak, Haluk and Shikhaliev, Polad M., Photon counting spectroscopic CT with dynamic beam attenuator, arXiv:1610.01014 [physics.med-ph], **2016**.



Nük. Enerji Dr. Haluk ATAK

2006 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü'nden mezun olduktan sonra 2007 yılında aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı. Nükleer Enerji Mühendisliği ABD'de başladığı yüksek lisans eğitimini 2010 yılında, doktora eğitimini ise 2016 yılında tamamladı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmalarına devam etmektedir.

PET/MR; Hibrid Görüntülemenin Geleceği mi?

Prof.Dr. Tefvik Fikret ÇERMİK

Başta onkoloji alanı olmak üzere hasta ve hastalık yönetiminde görüntüleme yöntemlerinin seçimi ve bunların kullanım sıklığında son yıllarda önemli değişiklikler meydana gelmiştir. Önümüzdeki yıllarda daha da hızlanan bir ivmeyle görüntüleme yöntemlerinin bu süreç içerisindeki rolünde artış olması şaşırtıcı olmayacaktır. Onkolojide hastalığın evrelemesi, sistemik veya lokal tedavilerin sonuçlarının veya nüksün en erken ve doğru şekilde değerlendirmesi tedavi yönetiminde temel belirleyicilerdir. Moleküler görüntüleme yöntemlerinin laboratuvar ortamından, klinik ortamına son 20 yılda girmiş olması yukarıda bahsettiğimiz hasta ve hastalık yönetimine etki eden bu parametrelerin değerlendirilmesinde devrimsel değişikliklerin öncüsü olmuştur.

Geçmiş 1970 yılların ortalarına dayanmasına rağmen, moleküler görüntüleme ya da daha bildik bir tanımlama ile PET, sağlık sisteminde gecikerek kullanıma girmiştir. Bu gecikmenin ana nedeni radyofarmasötik ve radyonüklidlerin üretim veya temininde yaşanan sorunlardı. Memnuniyetle belirtebilirim ki, günümüzde bu sorun belirli bir gelişmişlik seviyesine sahip tüm ülkeler için geride kalmıştır. Ancak, bu temel sorunun halledilmesini sağlayan asıl faktör hibrid cihazlarının sağlık sistemlerinde yaygın kullanıma girmesi ile metabolik görüntülemeye olan ihtiyacın artmasıdır.

Hibrid cihaz dediğimizde, iki farklı amaca hizmet eden görüntüleme cihazların bir arada, eş zamanlı veya ardışık kullanılmasını sağlayan ve aynı gantri üzerinde kurulu olan sistemleri anlıyoruz. Bu amaçla ilk üretilen cihaz bir Nükleer Tıp görüntüleme modalitesi olan Gama Kamera (SPECT) ile bir radyolojik görüntüleme modalitesi olan CT'nin birlikte kullanılmasına olanak sağlayan SPECT/CT'dir. Ancak diagnostik tıpta paradigma değişikliği ilk SPECT/CT'nin üretilmesinden 2 yıl sonra, 1998 yılında üretilen PET ile CT'nin birlikte kullanılmasına olanak sağlayan PET/CT sistemi olmuştur. Bu cihaz ilk üretiminden 3 yıl sonra ticari bir ürün olarak sağlık sisteminde kullanıma girmiş, olağanüstü bir ilgi ile karşılanmıştır. Onbeş yılın sonunda, mevcut duruma bakıldığında tüm dünyada 4500'den, ülkemizde ise 135'ten fazla PET/CT hali hazırda hizmet vermektedir. PET/CT öncesi kullanılan PET cihazlarında, bir hastanın tüm vücut görüntülemesinin 30-40 dakika sürmesi ve elde edilen metabolik görüntülemenin anatomik karşılığının muğlaklığı, PET görüntüleme sistemlerinin yaygın kullanıma girmesinin önündeki en temel engeldi. Çok uzun bir dönem, PET cihazı daha sınırlı sayıda Amerika ve Avrupadaki bazı gelişmiş ülkelerde yer alan araştırma ve sağlık merkezlerinde, biz ve diğer nükleer tıpçıların özenerek baktıkları sistemler olarak kalmıştı. Ancak PET/CT ile birlikte PET görüntülemede gerekli olan atenüasyon düzeltilmesi için işlemi CT'nin kullanılması ile görüntüleme süreleri 15 dakikanın altına düşmüştür. Ayrıca PET görüntülemede tespit edilen patolojik veya fizyolojik metabolik değişikliklerin anatomik lokalizasyonu, CT'de

anatomik karşılığı olsun veya olmasın net olarak tespit edilebilmektedir. Buna karşılık ise CT'de var olan lezyonların metabolik karşılıklarının olmadığını görmek veya metabolik değişiklik yaratmayan bilinen veya bilinmeyen patolojileri ortaya çıkarmak bu hibrid teknoloji ile mümkün hale gelmiştir. PET/CT görüntüleme ile, bu cihazların ayrı ayrı kullanılması ile her bir cihazdan elde edilen bilgiden daha fazlası hibrid teknoloji ile elde edilmiş ve bu nedenle PET/CT'ye olan talep daha da artmıştır. Günümüzde, PET/CT görüntüleme onkoloji hastası yönetiminde tedavi seçiminde konvansiyonel yöntemlere göre yaklaşık %25 değişiklik yaptığı birçok bilimsel çalışma ile kanıtlanmış, lenfoproliferatif hastalıklar ve akciğer kanseri başta olmak üzere nerdeyse tüm onkolojik hastalılarda yaygın kullanım alanı bulmuştur. Temel görüntüleme radyofarmasötici olan ve artmış şeker metabolizmasını tespit eden FDG ile bir çok tümörün metabolik görüntülemesi yapılmaktadır. Düşük şeker metabolizmasına sahip tümörler için F-18'e veya Ga-68'e bağlı diğer radyofarmasötiklerin kullanıma girmesiyle, FDG ile yeterli sonuca ulaşamayan tümör tiplerinde metabolik görüntüleme yapılabilir hale gelmiştir. Artık neredeyse hemen tüm tümörlerde PET/CT'nin temel diagnostik modalite olmasının önündeki son engel de bu şekilde ortadan kalkmıştır.

MR, morfolojik görüntüleme yöntemleri içerisinde en yüksek yumuşak doku kontrastına sahip metottur ve CT'nin tanısallık kullanımında yetersiz kaldığı karaciğer, pelvis ve santral sinir sistemi gibi alanlarda üstün bir performans göstermektedir. Hibrid görüntüleme bağlamında, CT komponentinin PET'e yaptığı dramatik katkı referans alındığında, PET ile birlikte aynı gantri üzerinde MR sistemlerine yer alması bizler için şaşırtıcı bir gelişme olmamıştır. Üstelik PET/CT görüntülemede hastanın maruz kaldığı radyasyonun üçte ikisinden fazlasının CT kaynaklı olduğu gerçeği göz önündeyken, MR'ın radyasyon riskinin bulunmaması, PET/MR cihazlarının üretilmesinde diğer cazibe nedeni olmuştur. Ancak aynı gantri üzerinde kurulu ve eş zamanlı görüntülemeye olanak sağlayan PET/MR sistemlerinin üretimi, yüksek magnetizma altında PET cihazlarının bazı komponentlerinin istenen verimde çalışmaması nedeniyle gecikmiş, bu sorunların hallini sağlayan teknolojilerin geliştirilmesini müteakip 2011 yılında ticari bir ürün olarak hizmete sokulabilmiştir.

Hali hazırda ilk olarak Siemens'in *Biograph mMR* adını verdiği sisteminin yanında, GE'nin 2014 yılında markete verdiği *SIGNA PET/MR* sistemleri aynı gantri üzerinde eş zamanlı görüntülemeye olanak sağlayan ticari ürünler olarak bulunmaktadır. Bu her iki cihazda da yüksek teknolojik altyapıya sahip 3 Tesla MR, PET/MR sistemine entegre edilmiştir.



Şekil 1. GE marka *SIGNA PET/MR* sistemi

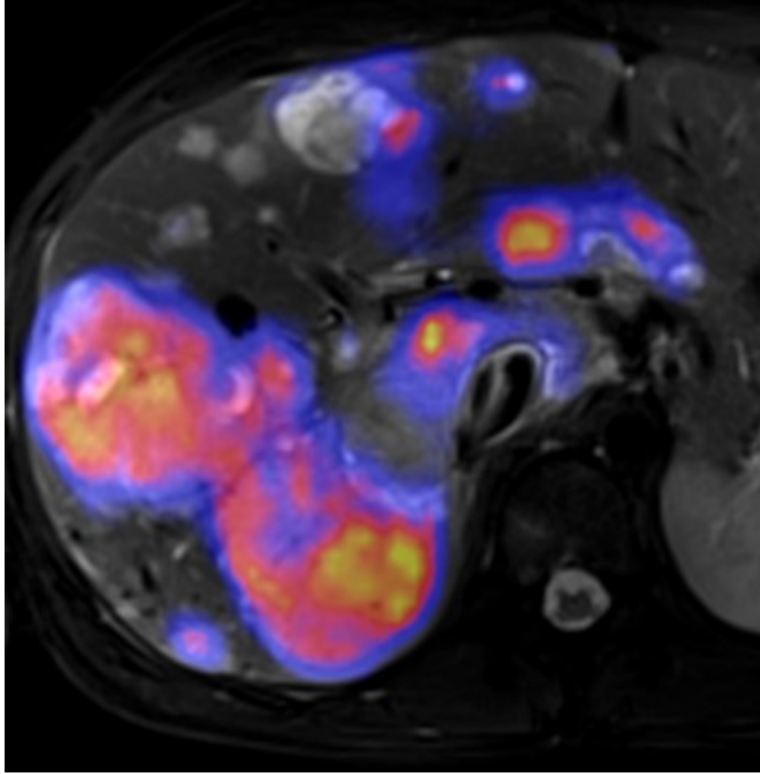


Şekil 2. Siemens'in *Biograph mMR* sistemi

Son 6 yılda tüm dünya genelinde 90, Türkiye’de ise sadece 3 adet PET/MR kurulmuş veya kurulma aşamasındadır. Cihazın tüm albenisine rağmen, PET/CT’deki kurulum ve kullanım momentumunun yakalanamadığı görülmektedir. Bunun gerekçelerine bakıldığında 2 ana nedenin sürecin beklenenden yavaş ilerlemesine yol açtığı görülmektedir. İlk neden yüksek cihaz maliyetidir. PET/MR cihaz maliyetinin PET/CT cihazının neredeyse 3 katı olması önemli bir sınırlayıcı faktördür. İkinci önemli faktör ise son dönem PET/CT cihazları ile tüm vücut görüntüleme 10-15 dakikada sonuçlanırken, tüm diagnostik MR sekansları ile çalışma yapıldığında PET/MR için görüntüleme süresinin 90 dakikayı aşmasıdır. Bu süreler seçici sekans kullanımınlarında bile 40-45 dakikanın altına düşürülemediği. Bu tolere edilebilmesi zor bir süre olup, onkoloji hastası için çekim konforu açısından olumsuz bir durumdur. Ayrıca PET görüntüleme için kullanılan radyofarmasötiklerin kısa yarı ömürleri nedeniyle uzayan görüntüleme süreleri, hasta başı kullanılan radyofarmasötik maliyetlerini arttırmakta, önemli miktarda radyoaktif madde uzun bekleme süreleri nedeniyle zayi olmaktadır. İşletim maliyeti açısından, iki cihazın karşılaştırılması yapıldığında, Türkiye’de uygulanan SGK fiyatları referans alındığında, PET/MR cihazı ile PET/CT’deki ekonomik verimi yakalamak için 8 kat daha pahalı bir hizmet bedelinin uygulanması gerektiği görülmektedir ki bu geri ödeme bedeli kurumlarınca karşılanabilir bir meblağ değildir. Benzer işletim maliyetleri diğer ülkeler içinde geçerlidir. Bu iki temel sorundan birinin, yani uzun çekim sürelerinin MR teknolojindeki yenilikler ve

gelişmelerle önümüzdeki süreç içerisinde kabul edilebilir süreler olan 15 dakikanın altına indirilmesi mümkün gözükmeyle birlikte cihaz temin ve bakım maliyetlerinde PET/CT fiyatları ile arada bulunan makasın kapanması yakın bir gelecekte pek olası görülmemektedir.

Bu olumsuzluklara karşılık, PET/MR’ın diagnostik onkolojide yer edinebilmesi, PET/CT’ye göre üstün olduğu endikasyonların tespiti ile mümkündür. Son 5 yılda yapılan ağırlıklı olarak PET/MR ile PET/CT’nin karşılaştırıldığı çalışma sonuçlarına göre; merkezi sinir sistemi hastalıklarında, meme kanseri, prostat kanseri, kemik iliği ve karaciğeri ilgilendiren primer veya metastatik hadiselerde PET/MR görüntülemenin PET/CT görüntülemeye göre daha fazla hastalık bilgisi verdiği rapor edilmiştir. Ancak halihazırda rutinde PET/CT sonrası gerekli hallerde ayrıca hastaya yapılan bölgesel MR görüntüleme, veya PET/CT öncesi yapılmış bölgesel MR görüntülemeyle elde edilen hastalık bilgisinden, daha fazlasının eş zamanlı yapılan PET/MR ile elde edilebileceğini söylemek pek de mümkün görünmemektedir. PET/MR görüntüleme ile ilgili endikasyon belirlemeye yönelik bilimsel çalışmalar sürmekte olup bu konularda yapılacak geniş hasta serilerini içeren araştırma sonuçlarından elde edilen kanıta dayalı sonuçlar ile PET/MR görüntülemenin diagnostik onkolojideki kesin yeri netleşecektir.



Şekil 3. Karaciğerde metabolik olarak aktif ve inaktif çok sayıda lezyonun izlendiği PET/MR görüntüsü.

PET/MR kullanım endikasyonları arasında, CT kaynaklı radyasyon maruziyetinden korunması gereken hasta grupları potansiyel bir çalışma alanı olarak görülmektedir. Örneğin, pediatrik hastalar ve tedavi sonrası beklenen yaşam sürelerinin uzun olduğu lenfoproliferatif maligniteye sahip hastalarda, PET/MR'ın, PET/CT'ye üstün sonuçlar göstermesi bile rutin uygulamada tercih edilmesi şaşırtıcı olmayacaktır.

Sonuç olarak, PET/MR'ın, onkolojide ana diagnostik modalite olan PET/CT'nin yerini alması yakın bir gelecekte mümkün görünmemektedir. PET/MR cihazının yüksek temin ve bakım maliyetlerinin yanında, uzun çekim süreleri bu konuda önemli bir engel olarak görülmektedir. Göz önünde bulundurulması gereken diğer bir husus, MR komponenti ile yüksek yumuşak doku kontrastına ulaşılabilir olunmasına rağmen, hibrid cihazların temel kullanılma hedefi MR görüntülemenin bu özelliği değildir. Hibrid cihazların kullanımındaki temel amaç hastalığın evresi, nüksün tespiti, lokal veya sistemik tedaviye verilen cevap düzeyidir ki bu bilgilere PET yani metabolik görüntüleme ile ulaşılmaktadır. Bununla birlikte, PET/MR iyi bir hasta yönetimi sağlanırsa, bazı onkolojik hastalıklarda bir görüntüleme seansında hem PET hem de MR'dan elde edilecek sonuçların bir arada toplanmasına olanak sağlayabilir. Yine CT kaynaklı radyasyon maruziyetinin dikkate alınması gereken yaş veya hastalık gruplarında PET/MR'ın, PET/CT'ye tercih edilmesi uygun olacaktır. Ancak tüm bu konularda kesin yargılara varılması için daha nitelikli bilimsel çalışma sonuçlarına ve PET/MR görüntülemenin diagnostik tıptaki rolünün kesin olarak belirlenmesi için hala zamana ihtiyacımız vardır.



Prof.Dr. Tefik Fikret ÇERMİK

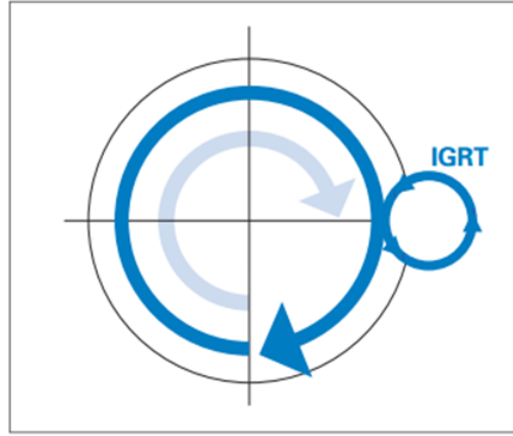
İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi mezunudur. Nükleer Tıp uzmanlığını Trakya Üniversitesinde yapan Dr. Çermik, aynı bölümde Yard.Doç.Dr ve Doç.Dr. olarak çalışmış bu dönemde ABD'de 1 yılı aşkın bir süre PET ve PET/CT üzerine araştırmalarda aktif rol almıştır. 2008 yılında İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp kliniğini kuran Dr. Çermik, 2015 yılında eş dönemli çalıştığı Sakarya Üniversitesinden Prof. unvanını almıştır. Halen Sağlık Bilimleri Üniversitesi İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesindeki görevine devam etmekte olan Dr. Çermik, Sakarya Üniversitesinde de akademik faaliyetlerini eş zamanlı yürütmektedir. Türkiye Nükleer Tıp Derneği Yönetim Kurulunda genel sekreter olarak görev alan Dr. Çermik'in, 90'a yakın ulusal ve uluslararası makalesi, 140'ın üzerinde ulusal ve uluslararası bildirisi ve 1200'ün üzerinde uluslararası atfı bulunmaktadır.

MRI-Linac Sistemlerinin Radyoterapi'deki Yeri

Fiz. Uzm. Oğuzhan AYRANCIOĞLU

Radyoterapi'nin (RT) amacı, reçetelendirilen radyasyon dozunun planlanan şekilde hastalıklı hedef dokuya uygulamaktır. Hasta immobilizasyonu üzerindeki gelişmelere rağmen, tümör ve normal doku pozisyonlarındaki belirsizlikler hala devam etmektedir. Bu noktada tedavi sırasında yapılacak olan görüntüleme, tedavinin doğruluğunu ve güvenilirliğini arttırmaktadır. Konvansiyonel RT'de tedaviler Şekil 1'de gösterildiği gibi üç

basamakta uygulanırken, günümüz RT uygulamalarında mevcut sistemlerin gelişmesi ile artık eş zamanlı hedef doku takibi yapabilmektedir. Eğer görüntü eşliğinde radyoterapi (IGRT) olmaz ise, bu pozisyonlardaki değişiklikler veya nefes hareketi gibi istemsiz organ hareketlerinden kaynaklanan belirsizlikler, tümöre verilmek istenen dozun planlanan şekilde iletilmemesine sebep olmaktadır¹.



Şekil 1. Radyoterapideki "three-step process" (Açık Mavi) ve günümüzde uyguladığımız "full-feedback approach" (Koyu Mavi) şeması.

IGRT, fraksiyon içi veya fraksiyonlar arası oluşan hataların ölçümlendirilebilir ve değerlendirilebilir olmasını sağlamaktadır. Görüntülemedeki geometrik keskinlik ve doğruluğun artması, sağlıklı dokunun alacağı dozun azalmasını sağlamaktadır. Bu durum kompleks planlama teknikleri ile reçetelendirilen yüksek tümör dozlarına, güvenli bir şekilde çıkabilmemizi sağlamaktadır. Bu sayede, planlamada kaydedilen doz-volüm kriterlerinin ve hedef bölge sarımının, pratikte de sağlanması netlik kazanmaktadır²⁻³.

Ultrason ve Oda İçi Bilgisayarlı Tomografi (*In-room CT*) sistemleri, radyoterapideki ilk volümetrik görüntüleme sistemleridir⁴⁻⁷. Günümüzde ise teknolojik gelişmelerin hız kazanması ile farklı IGRT modaliteleri uygulanmaya başlanmıştır. Manyetik Rezonans Görüntüleme (*MRI*) de üzerinde çalışılan modalitelerden bir tanesidir.

MRI görüntüleme, Dokudaki Hidrojen atomlarının çekirdeklerinde bulunan Protonların, sabit manyetik alan içerisindeyken, Radyo Frekansı (*RF*) ile uyarılarak görüntü oluşturulması prensibine dayanmaktadır. Bu görüntü dokularda bulunan Hidrojen atomlarının yoğunluklarına ve hareketlerine göre değişiklik göstermektedir.

MRI'da *T1*, *T2*, *TR* (*Repetition Time*) ve *TE* (*Echo Time*) şeklinde tanımlanan dört ana parametre vardır. Bu parametlerin farklı şekillerde bir araya gelmesiyle sekanslar oluşturulmaktadır.

Sabit manyetik içinde, manyetik alan yönünde (ya da ters

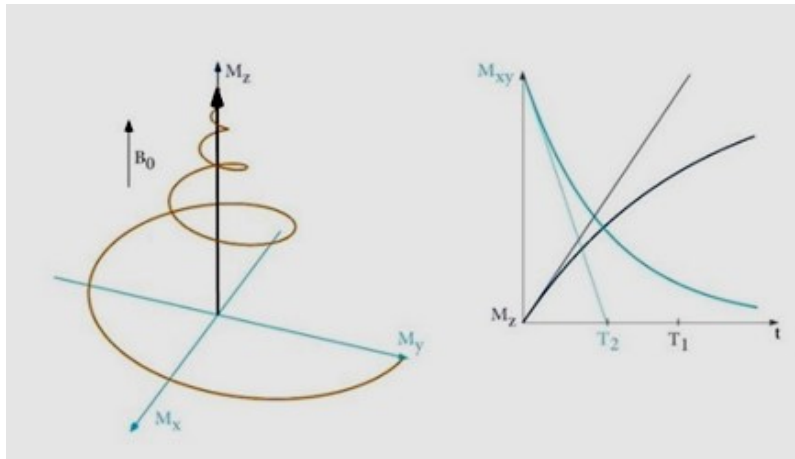
yönünde) yönelen Proton'lar, kendilerine dışarıda uygulanan *RF* ile uyarılırlar ve presesyon (*Precession*) hareketi yaparlar. Şekil 2'de görüldüğü gibi Proton'ların spinlerinin nükleer manyetizma vektörleri "*M_{x,y}*" ve "*M_z*" olarak iki bileşene ayrılmaktadır. *T2*, *M_{x,y}* vektörünün zamana bağlı sinyal değişimini; *T1* ise *M_z* vektörünün zamana bağlı sinyal değişimini temsil etmektedir.

TR (*Repetition Time*), uygulanacak *RF* pulsuları arasındaki zamanı belirlemektedir ve milisaniye olarak tanımlanmaktadır. *TE* (*Echo Time*) ise, gönderilen uyarılma pulsu sonrasında, protonların relaksasyonu sırasında alınan en yüksek (*peak*) sinyal miktarı arasında geçen zaman olarak tanımlanmaktadır ve cinsi milisaniye olarak belirtilmektedir⁸. Radyoterapide, özellikle yakın kontrastlı organ yapılarını barındıran bölgelerde, *MRI* kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Bunun başlıca sebepleri ise, hastalıklı dokunun, sağlıklı dokular ile olan sınırlarının, düşük kontrast aralıklarında dahi ayırtedilebilir olması ve sağlıklı dokuların planlama öncesi doğru belirlenmesinde önemli bir rol oynamasıdır. *MRI* bu özelliklerinden dolayı radyoterapi alanında, planlama öncesi konturlamanın hassasiyetini arttırmaktadır. Ancak *MRI*'ın, yüksek "Sinyal/Gürültü (*SNR*)" ve yüksek çözünürlük değerine sahip olması beraberinde, görüntüleme süresinin artışına ve görüntüleme boyunca hareketle bağlı artefaktların oluşmasına sebep olmaktadır⁹.

Bu durumun üstesinden gelebilmek için farklı sekanslar kullanılmaktadır. Bu sekanslardan birisi "Steady State Free Precession (SSFP)" dır. Ancak SSFP dezavantajı, Şekil 5c'de görüldüğü gibi T1 ve T2 ağırlıklı karışımı bir görüntü vermesidir, bu da belirli dokuların ayırtilmesinde sorun yaratmaktadır. Aynı zamanda manyetik alan heterojenitesine duyarlılığı sebebiyle görüntüde çizgi artefaktlarına yol açabilmektedir¹⁰. Fast Spin Echo (FSE) sekansı ise daha iyi kontrast sağladığından ayırtiliciliği arttırıcı özellik göstermektedir ve manyetik alan heterojenitesinden etkilenmemektedir. Ama SSFP metoduna göre görüntü alımının daha uzun sürmesi ve görüntü netliğinin kaybolması gibi dezavantajları mevcuttur. Bunun sebebi, veri toplamanın, uzun "echo timing (TE)" süresince olmasıdır¹¹. Bir başka sekans da "Echo Planer Imaging (EPI)" olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu yöntem özellikle fonksiyonel MR (fMRI) görüntülemelerde kullanılır ve diffüzyon ağırlıklı görüntü elde edebildiğinden; kısa veri toplama süresine ve mükemmel SNR performansına sahiptir¹². Ancak

Radyoterapi'deki uygulamasına gelindiğinde yukarıdaki sekanslar, manyetik alanın heterojenitesine bağlı yüksek hassasiyet ve zaman kısıtlaması nedeniyle, özellikle havadoku yoğunluk geçişi olan bölgelerde (Baş-Boyun Bölgesi, vb.) geometrik bozulmalara yol açmaktadır¹³.

MRI, yumuşak dokular üzerindeki ayırma gücü ve vücuda zararlı olmayan RF ile çalışmasından kaynaklı olarak, görüntü eşliğinde radyoterapi için avantaj sağlayacak bir görüntüleme tekniğidir. Günümüzde kurulumu yapılmış birbirinden farklı MRI-Linac sistemleri mevcuttur. Geliştirilmeye devam eden bu MRI-Linac sistemleri diğer IGRT yöntemlerinde olduğu gibi, hastanın anlık pozisyonuna göre set-up parametreleri ayarlanabilmektedir. Aynı şekilde ışınlama süresince gerçek zamanlı hareket takibine yönelik de görüntüleme yapılabilmektedir. Manyetik Rezonans Görüntüleme Eşliğinde Radyoterapi (MRIgRT) yapabilmek için ise belirli teknolojik altyapılara sahip olmanız gerekmektedir.



Şekil 2. Presesyon hareketi sırasında Nükleer Spin Manyetizma Vektörlerinin Yönleri ve Bunlara Karşılık Gelen MRI T1 ve T2 Parametreleri

IMRIS MRIgRT Sistemi

MRIgRT için adım atılmış ilk klinik uygulamaya Karlsson ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları bir çalışma ile sunulmuştur. Bu sistem, MRI ve Lineer Hızlandırıcı (Linak) cihazlarının bağımsız çalışabilmesini sağlarken, radyoterapiye girecek olan hastanın; tedavi öncesi Linak sistemine bitişik bir oda da bulunan MR sisteminde görüntülemesinin yapılarak, aynı masa ile hasta oynatılmadan taşınıp, Linakta tedaviye girmesiyle çalışmaktadır^{14,15}. Bu modeldeki problem, hastanın taşınması esnasında oluşabilecek anatomik kaymalardır. Sonrasında, "Varian" ve "IMRIS" in ortaklığı ile 2010 yılında "The IMRIS System" adı altında piyasaya sunulan MRIgRT teknolojisi tanıtılmıştır (Princess Margaret Hospital - Canada). IMRIS firmasının 2008 yılından beri yürüttüğü çalışmaların radyoterapideki meyvesi olan bu sistem, bir önceki sistem gibi raylı bir mekanizma kullanarak çalışmaktadır. Görüntüleme ile tedavi arasındaki sürede hastada oluşacak anatomik kaymaların engellenmesi adına, MR sisteminin tavana asılarak çalıştırılması sağlanmıştır. Linak'ın yan odasında bulunan MRI sistemi, tavana sabitlenmiş raylı bir sistemle odaya girerek, hastanın görüntüsünü aldıktan sonra odadan çıkartılmaktadır. Sonrasında ise hasta, alınan görüntüler eşliğinde set-up'ı yapılarak tedaviye alınmaktadır. Bu süreçte masa ve hasta sabittir. Tasarlanan bu iki sistemde de, hasta tedavisi sırasında (real-time) çalışmamaktadır.

ViewRay™ MRIdian MRIgRT Sistemi

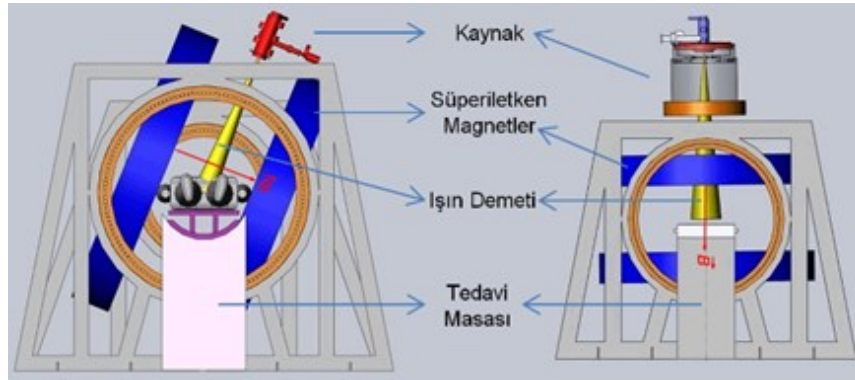
0.35T gücüne sahip MRI sistemi ile ⁶⁰Co radyoterapi cihazının birleşimi bir cihaz olarak tasarlanan ViewRay sistemi, ABD Florida Üniversitesi'nde kurulmuştur (Şekil 4a). Cihazın tasarımında, iki adet süperiletken silindirik halka (Double Donut) şeklindeki magnetler kullanılmıştır (Open MRI Design). Bu iki magnet arasına, üç adet ⁶⁰Co kaynağı ve bunlara ait Çok Yapraklı Kolimatör (MLC) sistemlerinden oluşan bir gantry yerleştirilmiştir. Her bir kaynak, 120°'lik dönme hareketine sahiptir. Radyoaktif kaynakların kullanıldığı tedavi cihazlarında limitli RF kullanımı olması, ve yayımlanan "γ" ışınlarının manyetik alan-

dan etkilenmemesi, birleşik (*Hybrid*) MRI sistemi kullanan cihazlarda bir avantaj haline gelmektedir. Aynı firmanın MRI-Linac konsepti olan "MRIdian Linac" sistemi, gantry bölümünün revize edilerek ^{60}Co yerine 6 MV'lik enerjiye sahip hızlandırıcı mekanizmasının konulması ile ticari olarak satılan ilk Hybrid MRI-Linac olma özelliğini göstermektedir¹⁶. MRIdian Linac ile hasta setup'ın da oluşan anatomik kaymaların düzeltilerek konturların optimize edilmesi ve yine eş zamanlı olarak tekrar planlanmasının mümkün olduğu belirtilmektedir. Bu işlemin iki dakika gibi kısa bir sürede yapılabildiği tanıtım çalışmalarında belirtilmektedir¹⁶.

Kullanılan düşük manyetik alan gücünden dolayı uzaysal doğruluğundaki hassasiyet yaklaşık olarak "2mm" kadardır. Aynı şekilde düşük manyetik alanın, doz dağılımı üzerinde oluşturduğu etki ihmal edilebilir boyuttadır^{9,17}.

"Bi-Planar Linac-MRI" Sistemi

Bi-Planar MRigRT, Alberta Üniversitesi "The Cross Cancer" Enstitüsünde 2013 yılında kurulan, tümleşik bir MRI-Linac sistemidir. Bu konsept, Şekil 3'de görüldüğü gibi, hastanın yatış eksenine dik yönde, sabit 0.2T gücünde bir manyetik alan uygulayan birbirine paralel iki süperiletken magnet ile, bu magnetlere "27cm" uzaklıkta bulunan hızlandırıcı tüpten oluşmaktadır. İlk başlarda tedavi için verilecek ışın eksenini, manyetik alan yönüne dik olacak şekilde konumlandırılmasına rağmen daha sonrasında, magnetlerin gücünün artırılması ile (0.5T) ışın eksenini, dolayısıyla tüpün konumu manyetik alan yönüne paralel hale getirilmiştir. Bu durum ise manyetik alanın, doz dağılımı üzerindeki etkisinin azaltılmasını sağlamaktadır^{9,17,18}.

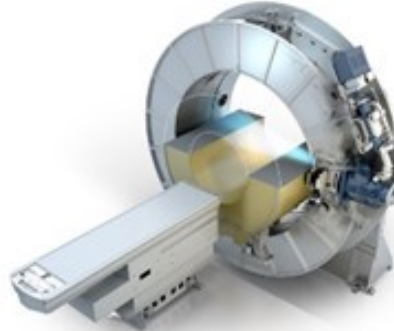


Şekil 3. Manyetik alan ışın eksenini dik ve paralel Bi-Planar Linac-MRI Sistemleri

"UMC Utrecht MRI-Linac" Sistemi

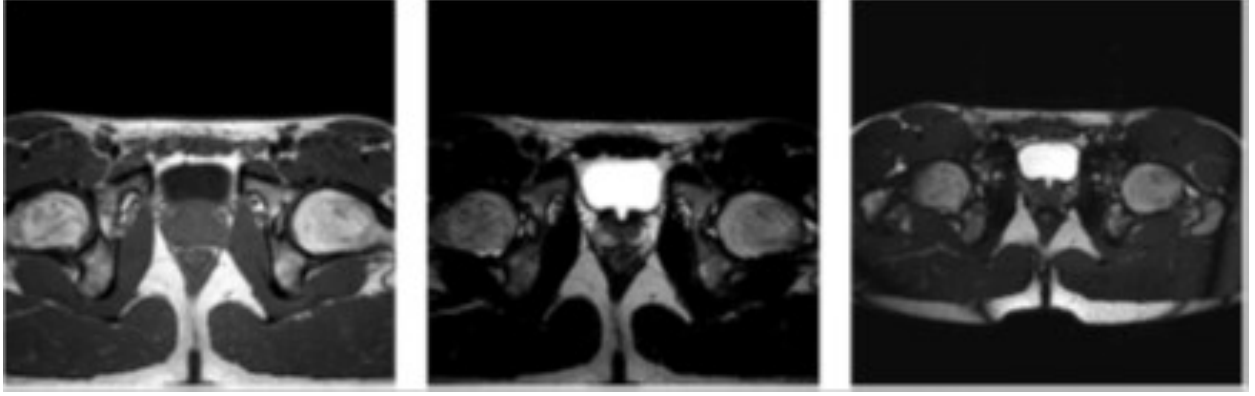
Mevcut sistemler içerisinde, klinik kullanıma en yakın konsept olan, Elekta & Philips ortaklığı ile tasarlanıp hayata geçirilen MRI-Linac sistemi, araştırma ve geliştirme çalışmaları için 2008 yılında Hollanda UMC Utrecht enstitüsünde kurulmuştur. Konsept, Philips'in sağladığı 1.5T sabit manyetik alana sahip MR görüntüleme sistemi ve Elekta'nın dairesel dizayna sahip 6 MV'lik hızlandırıcısının birleşiminden oluşmaktadır. Sistem, "100cm" çaplı iki adet kapalı süper iletken magnetin arasına konumlandırılmış, dairesel hareket ile ışınlama yapabilen hızlandırıcıdan meydana gelmektedir. İki parça halinde tasarlanan magnetlerdeki aktif manyetik koruma ile, hızlandırıcının ve MRI sisteminin manyetik olarak birbirinden ayrılması sağlanmıştır. Şekil 4b'de görülen bu

tasarım, birleştirilen iki ayrı sistemin, birbirleriyle etkileşmeden aynı anda (*real-time*) çalışabilmesine olanak sağlamaktadır^{9,19}. Standart MRI sistemleri, sistemin dış ortamdan gelecek radyo dalgalarından etkilenmemesi adına faraday kafesinin içerisine konulur. Bu konseptte ise hızlandırıcı, faraday kafesi ile sarılan MRI sisteminin "50cm" dışına konumlandırılmıştır. Böylelikle hızlandırıcının metal bileşenleri üzerindeki manyetik alan (*Fringe Field*) etkisi azaltılmıştır. Kafes dışında olan hızlandırıcıdan çıkan ışının soğurulmasını ve heterojenitesini azaltmak adına, faraday kafesi üzerinde, dairesel homojen bir pencere dizayn edilmiştir. Ortalama 6MV'lik enerjiye sahip foton demeti, bu pencereden geçerek hastaya ulaşmaktadır^{19,20}.

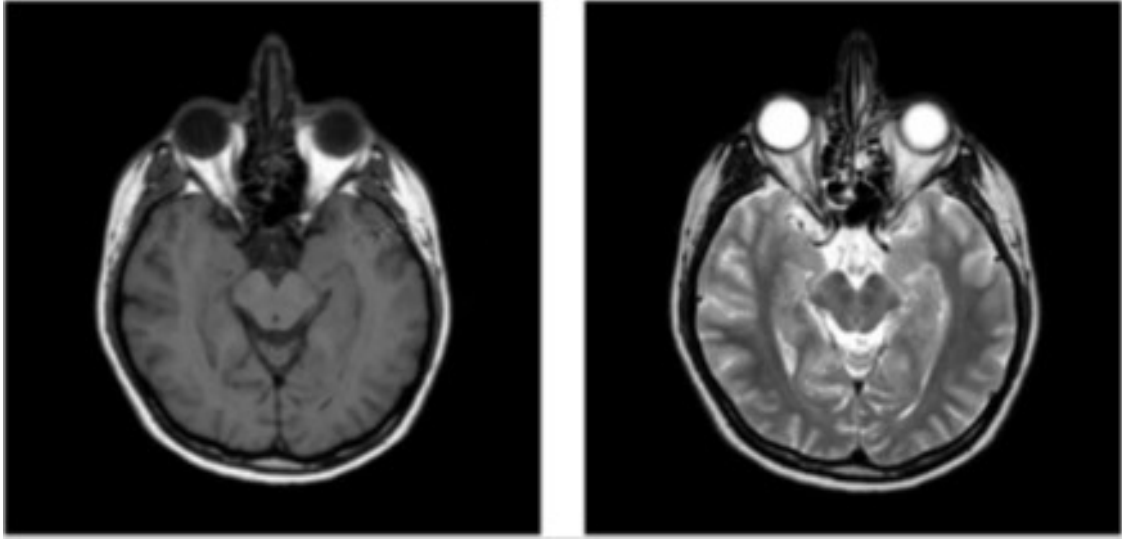


Şekil 4. ViewRay ve Elekta-Philips MRigRT Sistemi

Sistemin çalışabilirliğini gözlemlemek için Şekil 5 ve 6'da görüldüğü gibi pelvik ve kranyal bölgede örnek görüntüler elde edilmiştir. Görüntü alımında, Pelvis'de "*Philips SENSE Body Coil*", Cranium'da ise "*Philips Achieva Head Coil*" kullanılmıştır. Farklı dokuların farklı relaksasyon zamanlarına (T1, T2) sahip olmasından dolayı, dokuların farklı sekanslardaki sinyal şiddetleri (kontrastlanma) ve kenar keskinlikleri Şekil 5 ve 6'da ki gibi farklı olmaktadır.

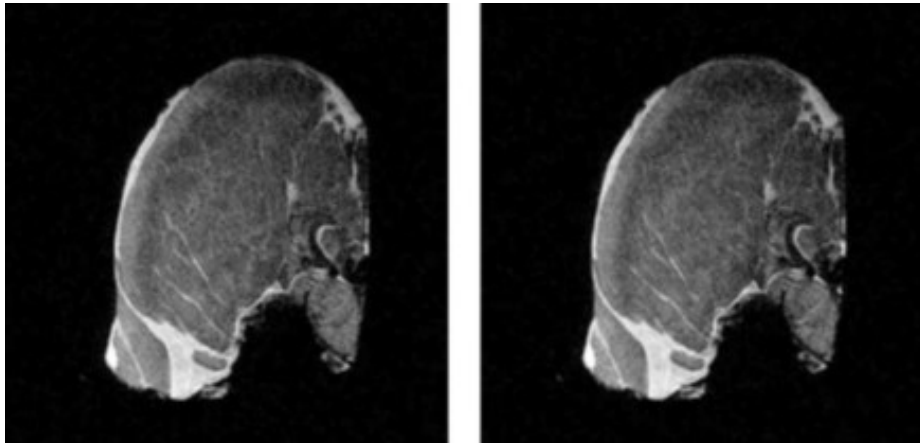


Şekil 5. Pelvis, sırası ile T1 Ağırlıklı Spin Echo (SE), T2 Ağırlıklı Turbo Spin Echo (TSE), Dengeli Steady-State-Free Precession (bSSFP) Sekans Görüntüleri



Şekil 6. Cranium, T1 Ağırlıklı Spin Echo (SE), T2 Ağırlıklı Turbo Spin Echo (TSE) Sekans Görüntüleri

Bu görüntüler tanısal görüntüleme kalitesinde alındığından ötürü süre kısıtlamaları hakkında bir yorum bulunmamaktadır. Dolayısıyla bu görüntüler, MRIgRT için yeterli olacak görüntü kalitesi üzerine optimize edilmemiş görüntülerdir. Yukarıdaki denemeler sonrasında, radyasyon altında MRI sisteminin çalışabilirliğini kontrol etmek için domuz eti üzerinde denemeler yapılmıştır. Şekil 7a ve 7b de görüldüğü üzere Philips'in "C1 surface coil" i kullanılarak domuz etinin, radyasyon varlığında ve yokluğunda "T2 ağırlıklı SE" MR görüntüleri alınmıştır.



Şekil 7. Domuz Etinin Radyasyon Varlığında / Yokluğunda Alınan Görüntüleri

Manyetik Alanın Doz Dağılımı Üzerindeki Etkisi

Mevcut olan tüm sistemler foton ve gama ışını kullandıklarından manyetik alandan etkilenmemektedirler. Fakat bu ışınların oluşturduğu ikincil elektronlar manyetik alandan etkilenmektedir. Bu etkinin büyüklüğü ise, manyetik alanın gücüne ve gelen yüklü parçanın manyetik alana giriş yönüne bağlıdır.

Manyetik alan yönüne dik uygulanan foton hüzmelerinin ciltte oluşturacağı build-up kalınlığı azalmakta ve alan kenarlarında simetrik penumbra artışı gözlemlenmektedir^{21,22}. Bu yüzden MRI-Linac'lardaki en önemli dozimetrik sorun, doku-hava geçişinde ortaya çıkacaktır. Manyetik alan yokluğunda dokuda oluşan ikincil elektronlar, ışın yönü doğrultusunda saçılmaya devam ederken; manyetik alan varlığında bu elektronlar, Lorentz kuvvetinden kaynaklı olarak ışın yönüne tersine gitme eğilimi göstereceklerdir. Bu durum, "Electron Return Effect (ERE)" olarak karşımıza çıkmaktadır ve özellikle doku hava geçişlerindeki bölgesel dozları arttırmaktadır²¹. Fakat IMRT gibi çoklu alanların kullanıldığı tedavi tekniklerinde bu etkinin oldukça azaldığı Raaijmakers ve arkadaşları tarafından ortaya konmuştur²³. Ancak bu durumun doz hesaplamasına katılabilmesi için Monte Carlo yaklaşımının devreye girmesi gerekmektedir⁹. Manyetik alanın ışın alanına paralel olduğu kurulumlarda ise durum çokta farklı olmamaktadır. Bu konseptte, "ERE" nin dozimetrik katkısı azalırken²⁴, gantry'nin kafa kısmında kontamine olmuş elektronlar ve havada oluşan iyonizanlar, paralel manyetik alan altında doğrusal olarak yönlendirilerek cilt giriş dozunu yükseltmektedir²⁵.

Aynı şekilde "ERE" den kaynaklanan elektron yoğunlaşması, dozimetrik ölçümleri ve değerlendirmeleri de etkilemektedir. Meijsing ve arkadaşları 1.5T gücündeki manyetik alan varlığında, farmer tipi iyon odası kullanarak yaptıkları deneysel ve Monte Carlo simülasyonu ölçümleri ile, ışın-manyetik alan yönüne bağlı olarak değişen ve maksimum %11'e varan bir fark gördüklerini çalışmalarıyla belirtmişlerdir²⁶.

MRI'da Kullanılan Alıcı RF Coil'lerin Doz Dağılımı Üzerindeki Etkisi

MR görüntüsünü oluşturan sinyaller, hastanın ilgili bölgesine yerleştirilen RF antenleri (coil) aracılığıyla alınmaktadır. Coil'ler, hastanın planlama tomografisi çekilirken, bakır bileşenlerinden kaynaklı artefakta yol açtıklarından ötürü kullanılmamaktadır. Bu sebepten tedavi planlama sisteminde (TPS) oluşturulan doz dağılımında bir etkisi bulunmamaktadır. Ancak coil'ler hastanın tedavisi esnasında, MRI süresince radyasyon alanı içerisinde bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda coil'lerin, radyasyon soğurma miktarlarının ihmal edebilecek kadar ince yapılabildiği belirtilmektedir. Fahrig ve arkadaşları, 0.5T gücündeki MRI-Fluoroskopi (kV) sisteminde kullandıkları coil'lerin, kV mertebesindeki radyasyon enerjileri için optimize edilebildiklerini göstermişlerdir²⁷. Hoogcarpsel ve arkadaşları ise bazı RF coil'lerin optimize edilmeden MV mertebesindeki radyasyon enerjileri için kullanılabileceğini söylemektedir²⁸.

Bunun yanı sıra, radyasyon alanı içerisinde kalan coil'in üzerinde oluşan elektron dengesizliği, MR görüntüsünün kalitesini bozabilmektedir. Bu durum radyasyonun, bakır coil sisteminde oluşturduğu indüklemeye akımından kaynaklanmaktadır. Düşük manyetik alan güçlerinde bu etki gözlemlenirken, 1.5T'da gücündeki manyetik alanda bu etkinin Sinyal / Gürültü (SNR) oranını etkilemediği yapılan çalışmalar ile ortaya konmuştur^{28,29}.

MRIGRT'nin tasarlanmasındaki temel sebep, radyoterapideki görüntüleme kalitesinin geliştirilmesi ile birlikte uygulanan tedavi doğruluğundaki artıştır. MRI'n, radyoterapi ve IGRT üzerindeki etkilerini özetleyecek olursak:

- Yüksek ayırma gücü ile, hedef doku ve riskli organlar çok daha kolay gözlemlenebilir,
- Hasta tedavisi sırasında, gerçek zamanlı 2B ve 3B görüntü değerlendirmesi yapılabilir ve ekstra bir ekipman gereksinimi olmadan "Gating" ve "Tracking" için kullanılabilir,
- IGRT, hasta daha fazla radyasyon dozuna maruz kalmadan yapılabilir ve normal doku toksitesi azaltılabilirken, görüntüleme sıklığı arttırılabilir,
- MR görüntülemenin tedavi planlamada altın standart olarak kullanılması ile planlama hassasiyeti arttırılabilir,
- Özellikle fonksiyonel MRI'n adaptif tedavilerde kullanılması ile tümör kontrolünde artış sağlanabilir.

Radyasyon onkolojisi uygulamalarında MR görüntülemenin gelişimi hızla ilerliyor. MRI, yumuşak doku görüntüleme üstünlüğü ile; Radyoterapi'de hedef hacim ve normal dokuların konturlanmasında, doktorlar tarafından tercih edilir hale gelmiş durumdadır. Bununla birlikte MR görüntüleri üzerinden fizik planlama yapabilen algoritmalar oluşturulmaktadır. Günümüzde MRI-Linac'larda görüntüleme süresi, radyasyon-manyetik alan etkileşimleri gibi aşılması gereken bazı teknik problemler mevcuttur. Fakat görünen o ki, yakın bir zamanda MRIGRT sistemleri de radyoterapideki yerini alacaktır.

Referanslar

- [1]. Dawson L. A., Jaffray D. A., Advances in Image-Guided Radiation Therapy. 2007; American Society of Clinical Oncology 0732-183X/07/2508-938/\$20.00, DOI: 10.1200/JCO.2006.09.9515
- [2]. Song W Y, Schaly B, Bauman G, et al: Imageguided adaptive radiation therapy (IGART): Radiobiological and dose escalation considerations for localized carcinoma of the prostate. Med Phys 32: 2193-2203, 2005
- [3]. Song W Y, Schaly B, Bauman G, et al: Evaluation of image-guided radiation therapy (IGRT) technologies and their impact on the outcomes of hypofractionated prostate cancer treatments: A radiobiologic analysis. Int J Radiat Oncol Biol Phys 64:289-300, 2006
- [4]. Heuvel F V, Powell T, Seppi E, et al: Independent verification of ultrasound based image-guided radiation treatment, using electronic portal imaging and implanted gold markers. Med Phys 30:2878- 2887, 2003
- [5]. Mohan D, Kupelian P, Willoughby T: Shortcourse intensity-modulated radiotherapy for localized prostate cancer with daily transabdominal ultrasound localization of the prostate gland. Int J Radiat Oncol Biol Phys 46:575-580, 2000
- [6]. Court L, Rosen I, Mohan R, et al: Evaluation of mechanical precision and alignment uncertainties for an integrated CT/ LINAC system. Med Phys 30: 1198-1210, 2003
- [7]. Kuriyama K, Onishi H, Sano N, et al: A new irradiation unit constructed of self-moving gantry-CT and linac. Int J Radiat Oncol Biol Phys 55:428-435, 2003
- [8]. Introduction to MRI Physics, <https://radiopaedia.org/articles/mri-introduction>
- [9]. Lagendijk J J W, Raaymakers B W, Cornelis A T, et al: MR Guidance In Radiotherapy, Phys. Med. Biol. 59 (2014) R349–R369 DOI:10.1088/0031-9155/59/21/R349
- [10]. Hargreaves B A, Rapid gradient-echo imaging J. Magn. Reson. Imag. 36 1300–13
- [11]. Markl M, Leupold J, Gradient echo imaging J. Magn. Reson. Imag. 35 1274–89
- [12]. Bammer R, Basic principles of diffusion-weighted imaging, Eur J Radiol. 2003 Mar; 45(3):169-84
- [13]. Schakel T, Hoogduin J M, Terhaard C H, Philippens M E, Diffusion weighted MRI in head and neck cancer: geometrical accuracy, 2013 Radiother. Oncol. 109 394–7
- [14]. Karlsson M, Karlsson M G, Nyholm T, Amies C and Zackrisson B, Dedicated magnetic resonance imaging in the radiotherapy clinic, 2009 Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 74 644–51
- [15]. Varian Medical Systems and IMRIS to Co-Develop Revolutionary New MR-Guided Radiation Therapy System, <http://newsroom.varian.com/pressreleases?item=103273> (15/01/2017)
- [16]. MRIdian Systems, <http://www.viewray.com/linac-the-system>
- [17]. Jihong W, MR-Linac:Challenges and Opportunities, AAPM 2015, Anaheim CA, <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/99-28366-359478-113230.pdf> (15/01/2017)
- [18]. The Cross Cancer Institute System, <http://www.mp.med.ualberta.ca/linac-mr/index.html> (03/02/2017)
- [19]. Overweg J, Raaymakers B W, Lagendijk J J W and Brown K, System for MRI guided radiotherapy, 2009 Proc. Int. Soc. Mag. Reson. Med. 17 594
- [20]. Raaymakers B W, et al: Integrating a 1.5 T MRI scanner with a 6 MV accelerator: proof of concept, 2009 Phys. Med. Biol. 54, N229–N237
- [21]. Raaymakers B W, Raaijmakers A J E, Kotte A N T J, Jette D and Lagendijk J J W, Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: dose deposition in a transverse magnetic field, 2004 Phys. Med. Biol. 49 4109–18
- [22]. Lagendijk J J W, Raaymakers B W, Raaijmakers A J E, Overweg J, Brown K J, Kerkhof E M, van der Put R W, Hårdemark B, van Vulpen M and van der Heide U A, 2008 MRI/linac integration Radiother. Oncol. 86 25–9
- [23]. Raaijmakers A J E, Raaymakers B W and Lagendijk J J W, Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons, 2005 Phys. Med. Biol. 50 1363–76
- [24]. St Aubin J, Santos D M, Steciw S and Fallone B G, 2010 Effect of longitudinal magnetic fields on a simulated in-line 6 MV linac Med. Phys. 37 4916–23
- [25]. Oborn B M, Metcalfe P E, Butson M J, Rosenfeld A B and Keall P J 2012 Electron contamination modeling and skin dose in 6 MV longitudinal field MRIGRT: impact of the MRI and MRI fringe field Med. Phys. 39 874–90
- [26]. Meijsing I, Raaymakers B W, Raaijmakers A J E, Kok J G, Hogeweg L, Liu B and Lagendijk J J W, Dosimetry for the MRI accelerator: the impact of a magnetic field on the response of a Farmer NE2571 ionization chamber, 2009 Phys. Med. Biol. 54 2993–3002
- [27]. Fahrig R, Butts K, Rowlands J A, Saunders R, Stanton J, Stevens G M, Daniel B L, Wen Z, Ergun D L and Pelc N J, A truly hybrid interventional MR/x-ray system: feasibility demonstration J, 2001 Magn. Reson. Imag. 13 294–300
- [28]. Hoogcarspel S J, Crijns S P, Lagendijk J J, van Vulpen M and Raaymakers B W, The feasibility of using a conventional flexible RF coil for an online MR-guided radiotherapy treatment, 2013 Phys. Med. Biol. 58 1925–32
- [29]. Burke B, Wachowicz K, Fallone B G and Rathee S, Effect of radiation induced current on the quality of MR images in an integrated linac-MR system, 2012 Med. Phys. 39 6139–47



Fiz. Uzm. Oğuzhan Ayrancıoğlu

1985 yılında İzmir'de doğdu. Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik bölümünden 2008 yılında mezun oldu. 2011 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Yüksek Lisansını tamamladı. 2012 yılında başladığı Şişli Hamidiye Etfal E.A.H Radyasyon Onkolojisi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaya devam etmekte olup, 2016 yılında başladığı Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Doktora eğitimini sürdürmektedir.

GÖRÜŞ/KARŞIT GÖRÜŞ

4DCT'de konturlama hangi görüntü üzerinden yapılmalı ? MIP mi yoksa AIP mi?

OLUMLU GÖRÜŞ (MIP): Fiz. Uzm. Özgür TEMEL

Stereotaktik vücut Radyoterapisi (SBRT) tekniğinin, 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) ya da yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri kullanılarak az sayıda fraksiyonda yüksek tedavi dozlarının uygulandığı bir tedavi tekniği olup yapılan çalışmalarda küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) vakalarında lokal kontrolü arttırdığı gösterilmiştir. SBRT tekniğinde hedef hacimlerde yüksek doz gradyenti söz konusu olduğundan hedef hacim konturlama tekniği büyük önem kazanmaktadır (1). KHDAK hastalarında, hedef hacim solunum döngüsü boyunca hareket ettiğinden tartışmalı konulardan biri hedef hacim konturlanması olarak karşımıza çıkmaktadır.

KHDAK hastalarının hedef hacim belirlenmesinde serbest solunum 4 boyutlu BT (4B-BT) tekniği, nefes tutma tekniği, MIP (Maximum Intensity Projection) tekniği ve AIP (Average Intensity Projection) teknikleri kullanılmaktadır. Çalışmalarda çok fazla 4B-BT görüntüsünün her fazında GTV hacimlerinin ayrı ayrı çizilerek toplanarak hedef hacim belirlenmesi en güvenilir yöntem olarak tanımlanmış fakat bu sürecin her bir hasta için yaklaşık iki buçuk saat sürmesi nedeni ile rutin klinik uygulamalarda kullanışsız olduğu belirtilmiştir (2). MIP tekniği 4 boyutlu BT görüntüleri üzerinden en büyük vokselle yoğunluğu değerini toplayarak hızlı ve güvenilir şekilde 3 boyutlu hedef hacim tanımlama imkanı sağlamaktadır (3-7). Muirhead ve arkadaşlarının (2) çalışmasında 10 fazla

bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsünün her fazında çizilen GTV'ler, MIP tekniği ile elde edilen GTV'ler ile karşılaştırılmıştır. Buna göre evre 1 vakalarda MIP tekniğinin kullanılabileceği ortaya konulmuştur. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) KHDAK hastalarında evreleme aşamasında kullanılmaktadır (4). Callahan ve arkadaşları (5) MIP tekniğini 4B-PET görüntüleri üzerine uygulamış ve elde edilen GTV'ler 4B-PET ve 4B-BT-MIP görüntüleri üzerinden oluşturulan GTV'ler ile karşılaştırılmıştır. Buna göre 4B-PET-MIP ile 4B-BT-MIP ve 4B-PET hacimleri karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark bulunamamıştır. Bradley ve arkadaşları (6) SBRT uygulanacak evre 1 akciğer kanseri hastalarında MIP ve AIP teknikleri ile elde edilmiş GTV hacimlerini karşılaştırmışlar ve AIP tekniğinin GTV görüntüsünün kenarlarını bulanıklaştırması nedeni ile GTV tanımlamasındaki belirsizlikleri artırmakta ve GTV çizilmesini zorlaştırmakta olduğunu göstermişlerdir. Buna bağlı olarak GTV hacimleri MIP tekniği ile elde edilen GTV hacimlerinden daha küçük olmaktadır.

MIP tekniği tümörün çevresindeki dokulardan net şekilde ayırt edilebilir olduğu durumlarda kullanılmalıdır. Mediasten yerleşimli nodal hacimler, diyafram komşuluğunda yer alan tümörler ve atelektazi ile sarılmış tümörlerde MIP ve AIP tekniklerinin kullanılması uygun değildir (6-7).

KARŞIT GÖRÜŞ (AIP): Yrd. Doç. Fiz. Dr. Yonca YAHŞI

Radyasyon tedavisindeki referans CT (simCT), sanal görüntüde kayıt için kullanılan standart bir doğrulama görüntüsünü Cone Beam CT (CBCT) görüntü eşliği ile sağlamaktadır. Akciğer stereotaktik vücut radyoterapisinde (Stereotactic Body Radiotherapy-SBRT) hedef kaydı anatomik görüntüler kullanılarak görüntü yönlendirmesiyle gerekli set-up marjları azaltılır (1, 2). Bununla birlikte, solunumla tümörün yeri hareket ettiğinden hedefin doğru hizalanması sıkıntılıdır. Doğrulama görüntüleri olarak, serbest solunum CBCT (FBCBCT) görüntüleri genellikle hastalar nefes alırken yaklaşık olarak 1 dakika içinde elde edilir. CBCT solunumla hareket eden tümör için güncellenmiş bir çözümdür. Ancak, öncelikli değildir. Aksine, solunumla ilişkili 4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi (4D Computed Tomography-4DCT) tüm solunum aşamalarını içeren referans görüntülerin elde edilmesi için standart bir tekniktir (3, 4). 4DCT görüntüleri referans görüntülerinin birkaç tipi için yeniden biçimlendirilebildiğinden, FBCBCT için en uygun olan referansı

tanımlamak önemlidir. Birkaç referans görüntü türü arasında, üretilen 4DCT statik kompozit görüntülerin iki cinsi özellikle FBCBCT ayarı için uygundur. Bunlar; Maksimum Yoğunluk Projeksiyonu (Maximum Intensity Projection-MIP) ve Ortalama Yoğunluk Projeksiyonu (Average Intensity Projection-AIP). MIP bir 4DCT veri kümesinin bütün solunum fazlarının üzerinden maksimum piksel yoğunluğunu seçer. Sonuç olarak MIP, hedef tümörün tüm hareket aralığını kapsayan homojen yoğunluktur. Aksine, AIP bütün fazların arasındaki ortalama piksel yoğunlukları seçilerek üretilmektedir; Bu nedenle, AIP üzerindeki hedef heterojen olup her konumda tümörde harcanan zamana bağlıdır. Tümör soluk verme konumunda soluk alma konumundan daha uzun görünür; bu nedenle, superior inferior (SI) yönündeki tümör hareketi asimetric bir dalga biçimi olarak modellenmiştir (5, 6). Bu asimetriclik MIP hedefinin yoğunluğunu değiştirmez; bununla birlikte, AIP hedefinin yoğunluğunu etkileyebilir.

Asimetri, MIP ve AIP hedeflerinin yoğunluğu etkisindeki farklılık, SBRT' de önemli sonuçlar doğurabilecek farklı bir hedef konumuna neden olabilir. Bununla birlikte, asimetrikliğin MIP ve AIP hedeflerinin yoğunluğundaki fark SBRT' de önemli sonuçlara sahip olabilir.

Rebecca ve arkadaşları (7) mevcut fantom ve hasta çalışmalarında MIP'nin kayıt doğruluğunun AIP' ninki ile karşılaştırmayı ve akciğer SBRT' sinde FBCBCT yönlendirmesi için tercih edilen referans görüntüyü belirlemeyi amaçlamaktadır. MIP kullanılarak oluşturulan bir internal hedef hacmi (ITV), 4DCT'nin 10 fazında betimlenen 10 klinik hedef hacmin (CTVs) kompozit hacminden oluşturulan bir ITV ile karşılaştırılmıştır. Her bir hastada, MIP görüntüsünün (ITV_MIP) üzerinde ITV betimlenmiş ve veri kümesindeki 10 taramanın her birinde betimlenen 10 CTVs'den kompozit bir ITV oluşturulmuştur. Yapılar örtüşme ve dışlama hacimlerinin değerlendirilmesiyle karşılaştırılmıştır. ITV_MIP ile kapsanmayan ITV_10 fazı hacminin MIP kullanmanın hastalığın yetersiz tedavisine yol açabileceği gösterilmiştir. Aksine, ITV_MIP' in sadece çok küçük bir miktarının (Ortalama % 2,3; Aralığı, % 0,4 – 9,8) fazı ile kaplanmıştı ki bu da ITV_10 fazının MIP ile tespit edilen tümör dokusunun neredeyse tamamını kapladığını göstermekteydi. 4DCT veri kümelerinin kullanımında deneyimli olanlar için, bu sürpriz bir bulgu değildir.

Faz 1 küçük hücreli olmayan akciğer kanserlerinin (Non Small Cell Lung Cancer-NSCLC) çoğunda, ayrı bir tümör kitlesi, çok daha düşük yoğunluklu akciğer dokusunun içinde hareket eder ve yoğun kontur çizgileri veren yoğunluktaki büyük farklılıklara izin verir. Faz II – III ve üzeri için, tümör kitlesi mediasten, göğüs duvarı veya diyafram gibi bazı sınırlarda eşit yoğunluklu dokulara bitişik olur. Tümör ve normal doku arasındaki sınır herhangi bir bireysel faz taramasında kesin olarak görülebilir. MIP görüntüsünde, sınırlar bulanıklaşır. Başka türlü göstermek ve hastalığın kapsamı MIP üzerinde yetersiz şekilde tahmin edilme eğilimi şeklinde bir kanıt olmadıkça dokunun normal olduğunu varsaymaya yönelik doğal bir eğilim vardır. Her bir lenf nodunun tanımlanamaması olasıdır. 4DCT' yi kullanmaya başlayanlar için bu, üzerinde durulması gereken önemli bir noktadır. Bu bulgular Faz I NSCLC tümörlerinin tek başına MIP' de betimlenebileceğini düşündürmektedir. Faz II ve III tümörlerinde, ITV_10 fazı daha güvenilirdir.

Kiyonori ve arkadaşlarının çalışmasında (8) asimetrik olarak hareket eden bir hedefin CBCT görüntüsü, CT ile oluşturulan MIP ve AIP için kaydedilmiştir. Fantom ile yapılan çalışmada, MIP için kayıt edilen hatalar alt tarafta 1,5 mm'yi geçerken AIP için 0,1 mm içinde kalmıştır. Erken evre akciğer kanserli 16 hastada, masa pozisyonu AIP kaydı ile karşılaştırılan MIP kaydından sonra, aşağı yönde önemli derecede kaymıştır. AIP, rCBCT kaydı için tercih edilen referans görüntüdür. Sabit BT ve 4DCT görüntüleri sırasıyla hareket merkezinde ya da superior inferior (SI) yönünde hareket eden bir hedef fantom ile elde edilmiştir. Hareket profilleri 10, 15 ve 20 mm genlikler ve 4 saniyelik döngü ile asimetrik dalga biçimlerinde ve sabit CBCT ve dinamik CBCT görüntüleri

sabit BT ve 4DCT görüntüleri gibi aynı şekilde elde edilmiştir. Sabit CBCT sabit BT' ye göre ayarlanmış ve masa konumu başlangıç noktası olarak kullanılmıştır. Dinamik CBCT MIP ve ilgili genliklerin AIP' sine göre ayarlanmıştır. Kayıt edilen hata başlangıç noktasındaki masa pozisyonunun SI sapması olarak tanımlanmıştır. İzole akciğer lezyonları olan 16 hastada, serbest solunum CBCT (FBCBCT) AIP ve MIP' ye (toplam olarak 64 seans) göre kaydedilmiş ve masa kaymalarındaki fark hesaplanmıştır.

Fantom çalışmasında, kayıt edilen hatalar AIP için 0,1 mm, MIP için aşağı yönde 1,5 ila 1,8 mm arasında bulunmuştur. Hasta çalışmasında, masa kaymalarındaki fark (ortalama, aralık) sağ-sol (0,0 mm, ≤ 1,0 mm) ve anterior posterior (0,0 mm, ≤ 2,1 mm) yönlerde anlamsız bulunmuştur. Bununla birlikte, SI yönünde masa konumunda, MIP kaydı AIP kaydından sonra (ortalama - 0,6 mm, yukarıya doğru 1,7 mm ve aşağıya doğru 3,5 mm arasında, $P=0.02$) ile karşılaştırıldıktan sonra aşağıya doğru önemli derecede değişmiştir. Hedeflenen ayar MIP sistematik hedef konumlandırma hatasına sebep olurken, asimetrik solunum hareketinin var iken yapıldığı zaman AIP, FBCBCT için referans kayıt görüntüsü olarak tavsiye edilmektedir.

Underberg ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada MIP, diyaframa bitişik tümörler için yetersiz bulunmuştur (9, 10). Ancak tümör ile normal doku arasında önemli bir yoğunluk farkı olduğu zaman iyi çalıştığı ve düzensiz tümör hareketi olan hastalar için planlanan ve alınan dozda farklılıklara yol açtığı gösterilmiştir (11). MIP kullanılıyorsa, ITV' nin 4DCT' nin her bir fazında gözlemlenmesi ve en uygun hale getirilmesi gereklidir. (9, 12). En iyi duruma getirme işleminden sonra bile, ITV yetersiz bulunmuş (13) ve normal düzenli harekette maksimum 3 mm' ye kadar bir hataya yol açabildiği gösterilmiştir (14, 15). Son olarak, Van Dam ve arkadaşları optimize edilmiş MIP ITV' lerinin gözlem altındaki altı hastanın beşi için klinik açıdan uygun olmadığını göstermişlerdir.

Yine bir başka çalışma sonucuna göre, MIP görüntüleri düşük yumuşak doku kontrastına sahip olduğundan kritik organları konturlamak için uygun olmadığı gösterilmiştir. 4DCT yapılmadığı zaman, kritik organların konturlanması sarmal (dört boyutlu olmayan hesaplanmış tomografi) veya nefes tutma (Breath-hold) taramasından hesaplanan bir tomografi ediniminden tanımlanabilir (16). Işın tedavi planlaması, 4DCT verilerinden türetilen CT_{AVE} veri kümesi ile planlama yaparken, tüm solunum fazlarındaki toplam klinik hedef hacim dozunun ITV için planlanan doz ile iyi bir karşılaştırma yapmaktadır (17). Bu, tüm tedavi planlama görüntülerini tek bir dört boyutlu hesaplanan tomografi görüntüsünden edinmenin mümkün olabileceğini, kritik organ konturlarının dört boyutlu hesaplanan tomografi görüntü veri kümesinin bir fazından veya CT_{AVE} ' den tanımlanabileceğini ve dozun CT_{AVE} üzerinde hesaplanabileceğini göstermiştir. CT_{AVE} veri kümeleri akciğer SBRT ışın tedavisi planlaması için kullanıma uygundur.

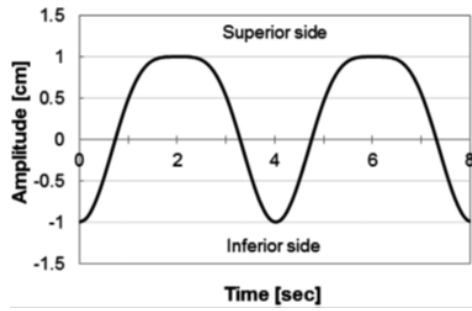


Fig. 1. Simulated respiratory motion in the superiorenferior direction with a 2-cm amplitude. The solid line represents the trajectory of the centroid position of the target ball.

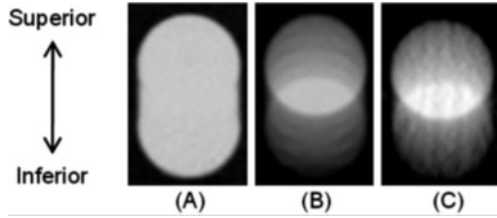


Table 1 Registration error: aligning to dynamic CBCT		
Amplitude, mm	Registration error, mm	
	MIP	AIP
10	-1.5	0
15	-1.6	-0.1
20	-1.8	-0.1

Abbreviations: AIP = average intensity projection; CBCT = cone beam computed tomography; MIP = maximum intensity projection. Negative values indicate an inferior couch shift from the baseline.

Fig. 2. Coronal images for registration. (A) MIP, (B) AIP, and (C) dynamic CBCT of the target moving with a 2-cm amplitude. AIP = average intensity projection. CBCT = cone beam computed tomography; MIP = maximum intensity projection.

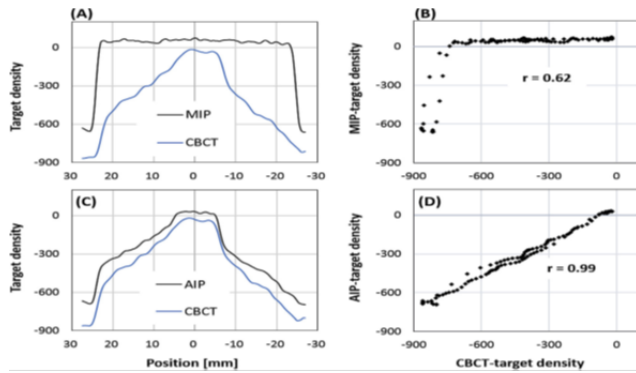


Fig. 3. Comparison of target density along the central superiorenferior line of each coronal image after registration. The target amplitude was 2 cm. (A) Profiles of the MIP and dynamic CBCT targets and (B) the density correlation. (C) Profiles of the AIP and dynamic CBCT targets and (D) the density correlation. Negative values indicate an inferior side from the center of the coronal image. AIP = average intensity projection; CBCT = cone beam computed tomography; MIP = maximum intensity projection.

Referanslar

- [1]. Chang J Y, Cox J D. Improving radiation conformality in the treatment of non-small cell lung cancer. *Semin Rad Oncol* 2010; 20 (3): 171-177.
- [2]. Muirhead R, McNee S G, Featherstone C, Moore K, Muscat S. Use of maximum intensity projections (MIPs) for target outlining in 4DCT radiotherapy planning. *J Thorac Oncol* 2008; 3 (12): 1433-1438.
- [3]. A. Hutchinson, P. Bridge 4DCT radiotherapy for NSCLC: a review of planning methods. *Journal of Radiotherapy in Practice* (2014) Page 1 of 10
- [4]. De Ruysscher D, Nestle U, Jeraj R, MacManus M. PET scans in

radiotherapy of lung cancer. *Lung Cancer* 2012; 75: 141-145.

- [5]. Callahan J, Kron T, Schneider-Kolsky M et al. Validation of 4D-PET maximum intensity projection for delineation of internal target volume. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2013; 86: 749-754.

- [6]. Bradley J D, Nofal A N, El Naqa I M et al. Comparison of helical, maximum intensity projection (MIP), and averaged intensity (AI) 4D CT imaging for stereotactic body radiation therapy (SBRT) planning in lung cancer. *Radiother Oncol* 2006; 81: 264-268.

- [7]. Reitz B, Parda D S, Colonias A, Lee V, Miften M. Investigation of simple IMRT delivery techniques for nonsmall cell lung cancer patients with respiratory motion using 4DCT. *Med Dosim* 2009; 34 (2): 158-169.



Fiz. Uzm. Mehmet Özgür TEMEL

1985 yılında Ankara'da doğdu. 2009 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2012 yılında Acıbadem Üniversitesinden uzmanlığını aldıktan sonra Ankara GATA Nükleer Tıp A.D. da yedek subay olarak askerlik görevini tamamladı. 2014 yılından itibaren Acıbadem Atakent Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde medikal fizikçi olarak çalışmaktadır.



Yrd. Doç. Dr. Yonca YAHŞİ

1983 yılında İstanbul'da doğdu. 2010 yılında Yüksek lisansını, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bölümü'nde tamamladı. İki yıl Balıkesir Devlet Hastanesinde stajyer olarak çalıştıktan sonra 2012-2015 yılları arasında Tıbbi Radyofizik Uzmanı olarak Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesinde çalıştı. 2015 yılında Doktorasını tamamlayıp Afyon Kocatepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Yrd. Doç. Dr. Olarak göreve başladı ve halen çalışmaya devam etmektedir. Ayrıca AKÜ Tıp Fakültesi Biyofizik AD. başkanı ve Radyasyondan Korunma sorumlusu olup tıp fakültesi ve SHMYO' lunda derslere girmekte ve hastane çalışanlarına radyasyon güvenliği eğitimleri vermektedir.

FİZİK HOCAM GÖNÜL KEMİKLER...

1993 yılında stajyer Fizikçi olarak başvurduğum gün tanımaktan ve parçası olmaktan gurur duyduğum Çapa Onkoloji Enstitüsü değerli hocaları.....ve elbette ki Gönül hocam bu sayımıza ve anılarımıza seslenecekler. Işık hocamın kaleminden bir dostluk hikayesine ve mesleki tarihe tanıklık edeceğiz. Gönül hocamın iki (ilk dönem ve son dönem) öğrencisinin görüşlerini paylaşacağız. Çalışkanlığından, titizliğinden, bilgisinden ve dostluğundan gurur duyduğum hocam Prof. Dr. Gönül Kemikler....

Fadime ALKAYA

Dr. Işık ASLAY

Fizik Hocam Gönül Kemikler

Yıl 1977, Temmuz ayı sonlarında 4 yıl pratisyen hekim olarak çalıştıktan sonra "Radyoterapi" ihtisası için İÜ Radyoterapi kliniğinde çalışmaya başladım. O yıllarda "Radyoloji" ve "Radyoterapi" İhtisas Yönetmeliğinde Radyoloji adı altında toplanmış, henüz ayrı bilim dalları olarak değerlendirilmemekteydi. Fakat 2. Dünya Harbi sırasında Türkiye'ye gelen ve savaşın sona ermesinden sonra ayrılan Alman **Kuruculardan (Prof.Dr. F. Dessauer, Dr. Uhlman, Prof. Max Sgalitzer, Fizikte Dr. Lion Kurt, Dr.W. Reininger, Dr. C Weisglass)** bayrağı devralan mükemmel ve çağdaş kadro (**Prof. Dr.Tevfik Berkman, Prof. Dr. Muhterem Gökmen, Prof Dr. Adnan Budaras, Prof. Dr. Reha Uzel, Prof Dr İsmail Cebesoy, Prof. Dr. Nijat Bilge ve Prof Dr. Osman Aldemir, Fizikte Doç. Dr. Seyfettin Kuter**) yönetmelikler üstü bir anlayış ile radyoterapi ve radyoloji ihtisaslarını ayrı disiplinler olarak kabul etmişler ve uygulamaktaydılar. Klinikte 1 Linac., 1 betatron, 2 Co-60 cihazı, 1 orta voltaj, 1 yüzeysel tedavi cihazları, 1 simülatör, 1 HDR; "Co-60 kaynaklı Cathetron" cihazı hizmet vermekteydi. Ayrıca radyum kaynakları kullanılarak interstisyel tedavi yapılmaktaydı. Günlük hasta kapasitesi 250-300 civarında değişmekteydi. Türkiye' nin tek brakiterapi merkezi tüm donanımı ve uygulamaları ile bu klinikteydi.

Göreve başladıktan 2 hafta gibi kısa bir süre sonra Prof. Bilge beni çağırdı ve dile yaptığı interstisyel radyum uygulamasının tedavi süresinin gecenin geç bir saatinde biteceğini, nöbetçi olduğum için benim çıkartmam gerektiğini, hemşirenin bana yardım edeceğini söyleyerek işlemi tarif etti. Ayrıca uygulamanın ayrıntı ve fizik hesaplarını öğrenmem için Fizikçi Gönül Hanımı bulmam gerektiğini bildirdi. Bildirilen saatte hayatımda ilk defa gördüğüm 5 cm' lik çivi görünümündeki iğneleri dikişleri keserek çıkardım. Acemi şanssı herhangi bir kanama olmaksızın işlemi



tamamladım. Ertesi gün Gönül Hanımı aramaya çıktım... Onu yine ilk defa gördüğüm acaip, ışıklı ve eğri yüzeyle (eğik düzlem) bir masada çalışırken buldum. Saydam bir kağıdı eğrilerin çizili olduğu bir kağıt üzerinde kaydırarak yeni eğriler oluşturuyor ve bunu pür dikkat kesilmiş olarak yapıyor, rakamlar yazıyordu. Bana göz attı ve biraz beklememi işaret etti. Böylece ne olduğunu anlamadan onu izledim. Tabii fizik yapısını da...

Gönül hanım incecik zarif yapılı, küçücük burunlu, makyajsız, kısa saçlı, ciddi görünümlü bir hanımdı. Beyaz önlüğünü en üst düğmesine kadar iliklemişti. İşini bitirince kendimi tanıttım ve radyum aplikasyonu konusunda bilgi almam için Nijat hocanın gönderdiğini söyledim; masada yaptığı işlemin ne olduğunu sormayı ihmal etmedim. Sevgili Gönül her zamanki sakın ve yumuşak sesiyle bana izodozun nasıl çizildiğini, doz seçiminde nelere dikkat edileceğini sabırla anlattı ve başka işleri olduğu için radyum ve brakiterapi dersi için randevu verdi. İçim güven ve sevinç doldu, bu yabancı teknik branşta yalnız kalmayacağımı anlamanın hafifliği ile işime döndüm. Fizik Hocamı bulmuştum!...

Sonraki günlerde son derece ahenkli çalışan fizik ünitesinin diğer üyelerini, Sevgili Alpar, İsmail, Nazmi, Gökçen Bey ve Seyfettin Hocayı tanıdım. Ama benim fizik hocam başkaydı... Her problemimi çözüyor, orta voltajda ne yapacağım, elektronda nasıl enerji seçeceğim, cihazların özelliklerini bıkmadan usanmadan anlatıyordu. Tabii sonra devreye kitaplar da girdi ama o yıllarda bilgiye ulaşmak kolay değildi.

Gönül daha sonra iş disiplinindeki anlayış ve karakterlerimizdeki uyum nedeniyle benim en iyi arkadaşlarımdan birisi oldu. Bir gün Gönül'ü aradığım zaman doğum yaptığını şaşkınlıkla öğrendim. Bu kadar ay boyunca hiç farketmemiştim. Hiç mi sıkıntısı olmamıştı? Bugün radyasyon onkoloğu olan sevgili kızı Ebru doğmuştu. Sonraki yıllarda onun problemlerini dışarı yansıtmayan, özel hayatını asla işe taşımayan, konuşulana koruyan ve başkalarına aktarmayan, ve de çevreyle mesafeyi daima koruyan bir karakter olduğunu öğrendim.

Çok Kıymetli Hocam Gönül Kemikler Hakkında;

Salih GÜRDALLI

Hayatınızda bazı insanlar vardır ki araya zaman da mesafe de girse kalbinizde hep en güzel yerdedir. İşte sevgili Gönül abla benim için öyle bir insan.

Gördüğüm en çalışkan insanlardan biridir. Medikal Fizik mesleğine yıllarını vermiş ve ülkemizdeki Medikal Fiziğin bugünlere gelmesine büyük katkılar sağlamıştır. Gönül Hocamdan ders alma şerefine erişmek benim için bir ayrıcalıktır. Master'a başladığımız ilk yıllarda rahmetli İsmail ağabey ile birlikte örnek aldığım kişilerden biriydi. Medikal Fizik eğitim ve sonrasındaki meslek hayatım boyunca

Brakiterapi uygulamaları Gökhan Abi (Prof. Dr. Gökhan Töre), Gönül, İsmail ve beni, hemşirelerimiz Meryem Ardagil, Bingül Kutlar' la birlikte bir takım haline getirdi, çok sayıda hastayı birlikte tedavi ettik. Cathetron cihazını HDR ve LDR Curitron cihazları izledi. Yeni radyoterapi merkezleri açıldı. Prof Bilge, Töre ve Kınay'ın gayretleri ile Onkoloji Enstitüsünün kurulması artık adı Medikal Fizik olan bölüme akademik kariyer olanakları getirdi. Böylece ben hocam Gönül Kemikler'i profesörlüğe ulaşan kariyerinde bu gün Türkiye'nin çeşitli merkezleri ve üniversitelerinde görev yapan çok sayıda medikal fizikçi ile paylaştım.

90'lı yılların başlarında brakiterapi cihazlarımızın tükendiği dönemde Gökhan Abi LDR aplikatörlerini üreterek Gönül ve İsmail'in dozimetrik çalışmaları ile uygulamaya koydu ve GammaMed cihazının Fransız kredisi ile gelişinden sonra bile bazen bireysel tedavi yapma olanağı olan bu CT-MR uyumlu aplikatörleri kullandık. 2000'li yıllarda birlikte LDR prostat brakiterapisi ve uveal melanomlarda I-125 plaklarını araştırma fonu projeleri olarak devreye soktuk. Son brakiterapi cihazımızın 2011'de kabulünü birlikte yaptık ama yazılımın çözümünü günlerce çalışarak sevgili Gönül gerçekleştirdi. Yaptığımız hayvan çalışmaları, projeler, günlük çalışmalar ve kongre çalışmalarını birlikte keyif ve güvenle götürdük.

Bir kongre nedeniyle bulunduğumuz Lugano'da göle karşı şaraplarımızı yudumlarırken birden "8 Mart, bu gün doğum günüm" dedi ve kadehlerimizi sağlık ve dostluğa kaldırdık.

Fizik hocamla dostluğumuz 40 yılı aştı. Bu gün ikimiz de emekli ve torun sahibiyiz. Gençler hayatta ve akademik alanda örnek alınacak bir kılavuza ihtiyaç duyarlarsa nezaketi, bilimselliği, müstesna kisiliği, çalışma disiplini ile Gönül Hocayı örnek alabilirler.

kendisinden çok büyük destek gördüm. Bana çok kıymetli katkılarda bulundu. Bugün geldiğim noktada çok emeği var Gönül ablanın. Master danışmanım rahmetli Seyfettin Hoca idi. Tezimin bitimine 3 ay kala hoca emekli olunca tez danışmanım olarak Gönül abla atandı. Akademik olarak kendisi ile ilk çalışmam tezim vasıtası ile oldu. Sonrasında doktorada da tez danışmanlığını yaptı. Her zaman titiz ve disiplinli çalışmayı öğretti bizlere. Gerektiğinde otoriter bir hoca gerektiğinde de bir arkadaş bir abla oldu bizlere.

Gönül abla deyince çoğumuzun olduğu gibi benim de aklıma Brakiterapi gelir. Elinde brakiterapi filmleri ile bize brakiterapi öğretmeye çalışmasını dün gibi hatırlıyorum. Sonraki yıllarda brakiterapiye olan alakamda Gönül ablanın ve rahmetli İsmail ağabeyin çok büyük katkıları vardır.

Evren ÜZÜMLÜ

Yüksek lisansa hak kazandığının açıklanmasının ardından Onkoloji Enstitüsü'ne evraklarımı götürdüğüm gün, sanki dünmüş gibi aklımda. Öğrenci işlerinden çıkarken, Veli abi bana dönerek: "Gönül hocayla görüştün mü?" diye sordu. Görüşmediğimi söylediğimdeki cevabını hiç unutmuyorum: "Sen git bir görün!". Hocamın nerede olduğunu sorduğumda, bir brakiterapi uygulaması için ameliyathanede olduğunu öğrenmiş ve dönem arkadaşım Irmak'la birlikte oraya giderek kapıdan kendisiyle görüşmeye geldiğimizi iletmıştik. Biraz sonra Gönül hocam üzerinde yeşil ameliyathane önlüğü ve elinde eldivenlerle karşımızdaydı. Her zaman ki gibi o yoğunluğu arasında yine zaman yaratmış ve yeni öğrencileri ile tanışmıştı.

Sonrasında hem ders aşamasında, hem de kendisi tez danışmanım olduğu için tez aşamasında hocamı daha

Gönül ablacığım canımızsın birtanemizsin, iyiki varsın. Her şey için çok çok teşekkürler, ailenizle ve sevdiklerinizle birlikte size huzurlu ve sağlıklı bir hayat dilerim. Sizi her zaman aramızda görmek dileklerimle.

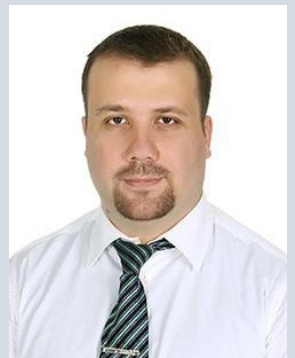
iyi tanıma fırsatına sahip oldum. Hocam bu süreç boyunca enerjisiyle, bilgi birikimiyle, zaman yönetimiyle, ayrıntıcı ve mükemmeliyetçiliğiyle önümde bir medikal fizik uzmanının nasıl olması gerektiğini gösteren, en üst düzeyde standartları yaratan bir örnek oldu. Zaman zaman bu standartları tutturabilmem için beni oldukça zorlamış olsa da, sonrasında hocamın bu yaklaşımının nedenini anladım. Bugün mesleğimi layıkıyla yapabilmemi sağlayan nitelikleri bana kazandırdığı bilinciyle, kendisine olan saygım ve minnetim çok büyük. İhtiyaç duyduğum her an bana destek olmak için yanımda olacağını bilmek bir lütuf.

Bu mesleğe yaptığı katkılar ve yetiştirdiği öğrencilerle yaptığı meşaleyi, bizler de O'na layık şekilde ileriye taşımaya çalışıyoruz.



Prof. Dr. IŞIK (SAYIN) ASLAY

08.09.1950 yılı doğumlu Işık Aslay; 1977 yılında Radyasyon Onkolojisi Uzmanlık eğitimine başlamış (İÜ. İstanbul Tıp Fak. Radyasyon Onkolojisi ABD.) 1982'de Radyasyon Onkolojisi Uzmanlığını almıştır. Aynı yıl Uzmanlık sonrası zorunlu hizmet için Vakıf Gureba Hastanesi Onkoloji Bölümüne başlamıştır. 1987'de İÜ. Onkoloji Enst. Radyasyon Onkolojisi Bilim Dalı'nda uzman olarak hizmete başlayarak, 1989'de İÜ. Onkoloji Enst., Yard. Doç. Dr. ve 1990 yılında da Radyasyon Onkolojisinde Doçentlik ünvanını kazanmıştır. 1991 yılında Fransız Hükümeti bursu ile Institute Goustave Roussi, Brachytherapy Dept., iki ay süreyle aktif çalışmalarda bulunmuştur. 1996'da İstanbul Üniv. Onkoloji Enst., Profesörlük kadrosuna atanmış ve 2012 yılına kadar burada görevine devam etmiştir. 2012 yılı Eylül ayında 36 yıl 6 ay hizmet sonrası kendi isteğiyle emekli olmuştur. Acıbadem Sağlık Kurumu Kozyatağı ve Altunizade Hast. de Radyasyon Onkoloğu olarak meslek hayatını sürdürmektedir. Evli, iki çocuk sahibidir.



Fiz. Uzm. Evren ÜZÜMLÜ

1983 İzmir doğumlu. Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Lisans Bölümünü bitirdikten sonra 2015 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) Anabilim Dalı'nda yüksek lisansını tamamladı. 2012-2015 yılları arasında Medicana International İstanbul Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde, Ağustos 2015 - 2016 Mayıs arasında Sakarya Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü, Aktif Çare Tıbbi Cihazlar, Sağlık Fizikçisi olarak, Mayıs 2016 - Şubat 2017 arasında Aydın Atatürk Devlet Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü, Onkomer Özel Onkoloji Merkezi, Sağlık Fizikçisi ve Şubat 2017'den beri Bağcılar Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü, Medideal Medikal Projeler, Sağlık Fizikçisi olarak çalışmaktadır. Spor özellikle futbol, kitap okumak ve film izlemek en büyük zevklerindenidir. İleri seviye İngilizce ve Bilgisayar bilgisine sahiptir.

SERBEST KÜRSÜ

SU TOPU

Fiz. Uzm. Alican YILMAZ



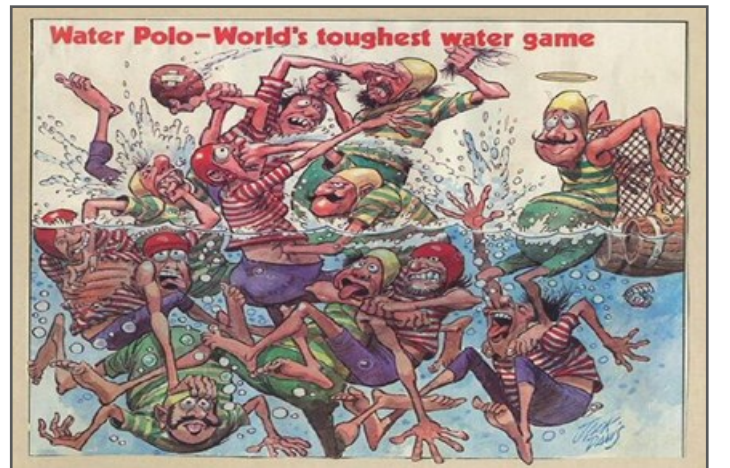
1989 yılında İstanbul'da doğdum. 1996 yılında ailemin özellikle annemin teşviki ile Galatasaray Klübü'nde spor hayatıma başladım. Yaklaşık 1 yıl yüzücü olarak başladığım spor hayatıma su topu branşı ile devam ettim. Yüzme sporundan su topuna geçişim spordan daha fazla keyif almamı sağladı. Çünkü su topu yüzmeye kıyasla içerisinde daha fazla mücadele ve takım oyunu gibi öğeler barındırmaktadır.

Her işte olduğu gibi insan eğer bir işi keyifle ve istekle yapıyorsa o işi ayırdığı vakit daha değerli ve daha güzel geçmektedir. Benim için de çoğu zaman böyle olmuştur. Fakat okul, eğitim, sınav sistemleri gibi bazı basamaklar bu spor hayatını zorlaştıran faktörler olmuştur.

1996 yılında başladığım spor hayatımda minik, ümit, genç ve A takım kategorilerinde senelerdir mücadele etmekteyim. 2003 yılından beri milli takımda görev almaktayım. Galatasaray Spor Klübü'nde tüm yaş gruplarında Türkiye şampiyonluğu, bunun yanı sıra A takımda 10 kez Türkiye şampiyonluğu kazandık. Son 3 senedir Heybeli Ada Spor Klübü'nde spor hayatıma devam etmekteyim. Şuan da A milli takımda kaptan olarak milli takım hayatıma devam etmekteyim.

Su topu beden gelişimine büyük katkı sağlamaktadır. Ayrıca takım ruhu ve birlikte çalışma konusunda hayata hazırlık açısından yardımcı olmaktadır. Bununla birlikte ülkemizi dünyanın farklı yerlerinde temsil edebilme olanağı sağladı. Kanada'dan Çin'e kadar birçok ülkede milli marşımızın çalınmasına vesile olmak para ile ölçülemeyecek değerdedir. Su topu kaleci dahil 7 kişi ile oynanan bir takım sporudur. 30 metre x 20 metre havuz ölçülerinde oynanan bu spor 8 dakikadan 4 devre şeklinde oynanmaktadır. İlk olarak 1870'li yıllarda İngiltere'de ortaya çıkmış; kuralları belirlenmiş olarak ise ilk kez 1890 yılında İngiltere ile İskoçya arasında oynanmıştır. 1900 yılında da Olimpiyat Oyunları'nda yer almıştır. Su topunun İngilizcesi "water polo" olması da bir tesadüf değildir. Çünkü sutopu ilk başlarda varillerin içerisinde suyun üzerinde duran sporcular tarafından oynanmaktaydı.

Takım sporları baz alındığında buz hokeyinden sonra dünyanın en zor 2. takım sporu olarak gösterilmektedir. Bu sınıflandırmada saha koşulları, rakip, oyun süresi ve maç esnasında kullanılan malzemeler de göz önüne alınarak yapılmıştır.





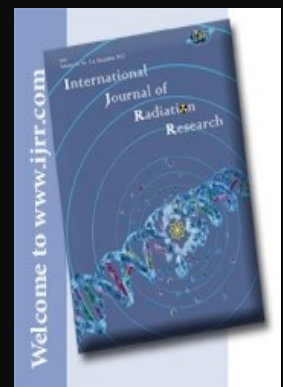
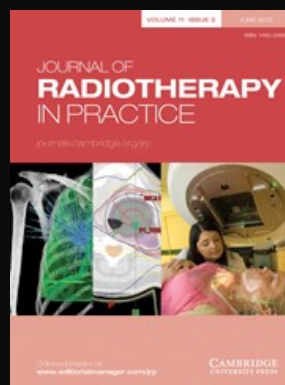
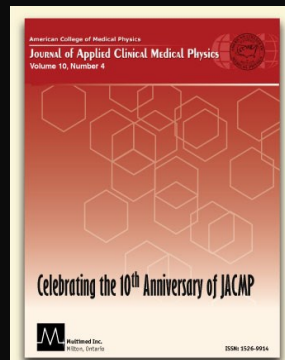
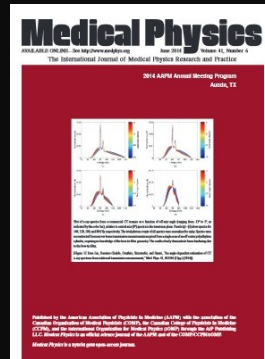
Sporcu kimliğimin dışında Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü mezunuyum. Lisans eğitimim sırasında sağlık fiziği konusunda yapmış olduğum staj bu alana yönelmemde etkili olmuştur. Bu sebeple Acıbadem Üniversitesinde yüksek lisansımı tamamlayarak 2016 yılında Medikal Fizik Uzmanı oldum. Aynı yıl Acıbadem Kozyatağı Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak işe başladım. Halen medikal fizikçi olarak çalışmaya ve spora ara vermeden devam etmekteyim.

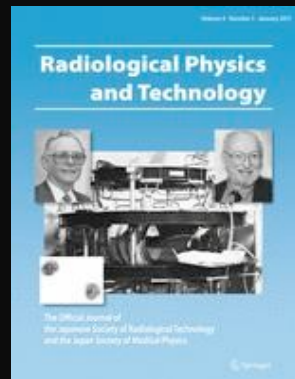
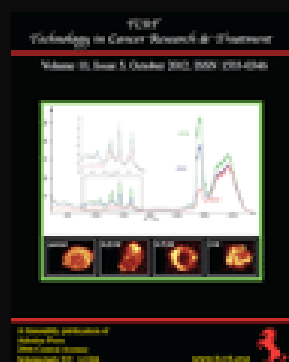
Son olarak; sutopu en geç 7-10 yaş arasında başlanması gereken bir spordur. Ailelerin çocuklarını su topu olmasa da herhangi bir spor dalına

yönlendirmesinin çocukların her türlü gelişimi açısından gerekli olduğunu düşünüyorum. Milli takım seviyesinde bir sporcu hem devlet tarafından üniversite eğitimi boyunca karşılıksız burs desteği görmektedir hem de birçok vakıf üniversitesinde çeşitli branşlarda spor olanakları bulunduğu için üniversiteler farklı burs olanakları sunmaktadır. Yurt dışında okumak isteyenler için de sporcu kimliği taşımak okula kabul sürecinde ve burs alınması konusunda birçok fayda sağlamaktadır. Ayrıca bir spor branşında devam etmek hayat için çok değerli arkadaşlıkların da kurulmasına ve farklı sosyal bir çevre edinilmesine olanak sağlamaktadır.



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...

16. Medikal Fizik Kongresi yaklaşıyor...



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

MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ 1988
ERÇİYES ÜNİVERSİTESİ 1978

Erçiyas Dağı Kayseri
Sultan Sağı Kayseri
Kayseri Kalesi
Erçiyas Üniversitesi Kayseri

Kayıt ve rezarvasyon : <http://www.medikalfizikkongresi2017.com>