

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERGI

AĞUSTOS-EYLÜL 2018

medfizonline@gmail.com

www.medfizonline.org

SAYI: 16

MEDPHYS 3.0

Redefining and Reinvigorating the Role of Physics in Modern Medicine

- IAEA HUMAN HEALTH REPORTS NO. 15: TANISAL GÖRÜNTÜLEME VE RADYONÜKLİD TEDAVİDE MEDİKAL FİZİKÇİ İHTİYAÇLARI: FAALİYETE DAYALI BİR YAKLAŞIM
- AYIN KLİNİĞİ: EMSEY HOSPITAL
- THE INTERNATIONAL MEDICAL PHYSICS CERTIFICATION BOARD
- SU FANTOMLARINDA KULLANICI TECRÜBESİ
- AAPM TG-218: IMRT KALİTE GÜVENCESİNDE ÖLÇÜM TABANLI DOĞRULAMA İÇİN TOLERANS SINIRLARI VE METODOLOJİLERİ
- TÜM CİLT İŞINLAMALARI
- KULLANICI TECRÜBESİ: AKCİĞER SBRT'DE 4D-CT, NORMAL-CT VE BREATHHOLD-CT TARAMALARININ PLANLAMA VE FRAKSİYON İÇİ (İNTRAFAKSİYON) HAREKETE ETKİSİ
- AAPM TASK GROUP 113 NO'LU RAPOR: KLİNİK ÇALIŞMALARIN FİZİK YÖNLERİ İÇİN REHBER
- MEDİKAL FİZİKTE UYGULAMALI MONTE CARLO METODU KURSU
- AAPM: GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ LİSTESİ: 1.1 PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİ İÇİN ONLINE ADAPTİF PLANLAMA GEREKLİ VE GÜNÜMÜZE HAZIRDIR
- NATIONAL AUDIT OF QUALITY ASSURANCE FOR INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY
- SERBEST KÜRSÜ: BİSİKLET "UMUDA PEDAL"



BAŞ EDITÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDITÖR GRUBU

Boran Güngör
borgun@gmail.com
Ertuğrul Ertürk
mehmet.ertugrul@mmt.com.tr
Fadime Alkaya
alkayafadime@hotmail.com
Mertay Güner
mertay.guner@okanhastanesi.com.tr
Nadir Küçük
nadir.kucuk@anadolusaglik.org
Türkay Toklu
turkaytoklu@yahoo.com

DERGİ TASARIM VE YAZI

Mertay Güner
Esra Küçükmorkoç
Mustafa Çağlar

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

ALPAY LEVENT
BORAN GÜNGÖR
EMİN TAVLAYAN
GÖKAY CEYRAN
İSMAİL FARUK DURMUŞ
KEMAL AY
KUBİLAY ÖNER
MURAT KÖYLÜ
NUR KODALOĞLU
SİNAN HOCA
ŞERİFE İPEK KARAASLAN
TOLGA İNAL
TÜLAY MEYDANCI
YILMAZ ŞAHİN

(Yazarlar harf sıralamasına göre
sıralanmıştır.)

WEB TASARIM VE DİZAYN

Adil Merih
Cem Gökşen
Mümin Eray Ergen

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **IAEA HUMAN HEALTH REPORTS NO. 15: TANISAL GÖRÜNTÜLEME VE RADYONÜKLİD TEDAVİDE MEDİKAL FİZİKÇİ İHTİYAÇLARI FAALİYETE DAYALI BİR YAKLAŞIM**
- **AYIN KLİNİĞİ: EMSEY HOSPITAL**
- **THE INTERNATIONAL MEDICAL PHYSICS CERTIFICATION BOARD**
- **RAMAN SPEKTROSKOPİSİ VE UYGULAMALARI**
- **SU FANTOMLARINDA KULLANICI TECRÜBESİ**
- **AAPM TG-218: IMRT KALİTE GÜVENCESİNDE ÖLÇÜM TABANLI DOĞRULAMA İÇİN TOLERANS SINIRLARI VE METODOLOJİLERİ**
- **TÜM CİLT IŞINLAMALARI**
- **KULLANICI TECRÜBESİ: AKCİĞER SBRT'DE 4D-CT, NORMAL-CT VE BREATHHOLD-CT TARAMALARININ PLANLAMA VE FRAKSİYON İÇİ (İNTRAFRAKSİYON) HAREKETE ETKİSİ**
- **AAPM TASK GROUP 113 NOLU RAPORU: KLİNİK ÇALIŞMALARIN FİZİK YÖNLERİ İÇİN REHBER**
- **MEDİKAL FİZİKTE UYGULAMALI MONTE CARLO METODU KURSU**
- **AAPM, GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ LİSTESİ: 1.1 PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİ İÇİN ONLINE ADAPTIF PLANLAMA GEREKLİ VE GÜNÜMÜZE HAZIRDIR**
- **NATIONAL AUDIT OF QUALITY ASSURANCE FOR INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY**
- **BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ SİSTEMLERİNDE SON GELİŞMELER**
- **RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER**
- **SERBEST KÜRSÜ: BİSİKLET "UMUDA PEDAL"**

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medfizonline.org

BASIM

e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MERHABA

16. Sayımız ile yine karşınızdayız. 3. Yılımıza süratle ulaşıyoruz. Uzun soluklu bir e-dergi yolculuğumuz önümüzdeki 2019 yılında da sizden gelen öneri ve değerlendirmeler ışığında yine devan edecek. MedFiz@Online dergisinin temel yapı taşları şüphesiz meslektaşlarımız ve okuyucularımızdır.

AAPM (The American Association of Physicists in Medicine), ESTRO (European Society for Radiotherapy and Oncology), İngiltere gibi Avrupa ülkelerinin web sitelerinde gezindiğiniz zaman oldukça fazla medikal fizikçi arayan iş ilanlarına rastlayabilirsiniz. Özellikle dikkat edilirse radyoloji alanında çalışacak medikal fizikçi iş ilanlarının çokluğu görülebilir.

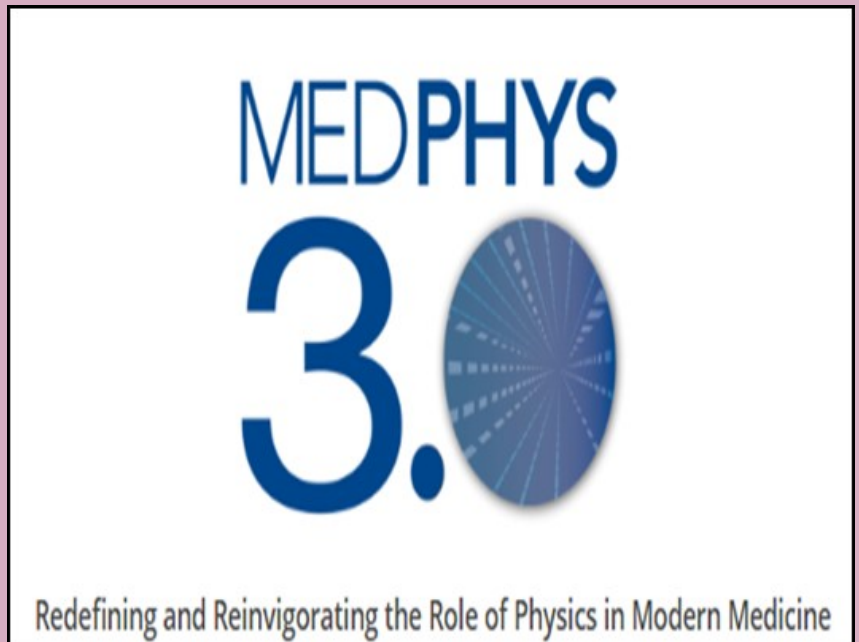
Bunun nedeni, medikal fizik alanının tüm dünyada yükselen bir meslek dalı olduğu gerçeğidir.

Özellikle, görüntüleme tekniklerindeki teknolojinin çok hızlı gelişmesi, görüntü kalitesinin optimum seviyeye çıkarılması, hastaların gereksiz yere radyasyona maruz kalmamalarının sağlanması, görüntü alma protokollerinin hassas seviyede uygulanması ve yeni protokollerinin oluşturulması, cihazların her seviyede kalite kontrollerinin yapılması medikal fizik alanında çalışan fizikçilerin bu alandaki bilgi birikimlerinin artırılmasını zorunlu kılmaktadır.

Tüm bu sayılan görüntü kalite optimizasyonu aşamalarında hasta güvenliğinin sağlanması en önde durmaktadır.

Radyoterapi uygulamalarında görüntü rehberliğinin ileri teknoloji kullanılarak sağlanması, bu bölümde de görüntü optimizasyonunun, hasta güvenliğinin hayata geçirilmesini mevcut zorunlu görevlere ek olarak radyoterapi alanında da zorunlu kılmaktadır.

Hem görüntüleme hem de radyoterapi uygulamalarına saydığımız yeni teknolojiler, medikal fizikçilerin bilimsel donanımlarını yükseltmelerini getirmekte, bu alanlarda mevcut rehberlerin izlenmesi ve uygulanması zorunluluğu sorumluluklarını arttırmaktadır. Doğal olarak, saydığımız gerekçelerle, medikal fizik mesleği aranan, yüksek donanımlı uluslararası düzeyde bir meslek haline gelmektedir.



Resim 1. AAPM, MEDPHYS 3.0 programı logosu.

Bu arada, yukarıdaki saptamalarımıza paralel olarak, AAPM'in medikal fiziğin gelecek vizyonunu belirlemek amacıyla hazırladığı MEDPHYS 3.0: Medikal Fizik nedir? Modern tıpta Medikal Fiziğin yeniden tanımlanması ve güçlendirilmesi programından bahsetmek istiyoruz.

MEDPHYS 3.0 raporunun ana temalarını şöyle sıralayabiliriz; birinci olarak "bilimsel özellikleriyle medikal fizikçiler olarak, radyoterapi, radyoloji, nükleer tıp gibi alanların dışındaki uzmanlıklara daha fazla katkı yapmalıdırlar. Özellikle, hasta sağlığına yönelik çalışmaların içinde yer almalıdırlar." İkinci olarak, "ana görevleri olan teknolojik kaynakların seçimi, kullanımı ve yönetimi, çalışma programları ile yasal düzenlemeler içinde yeni tanımları ile daha fazla ve daha güçlü olarak yer almalıdır."

Medikal Fiziğin gelecekteki vizyonlarının tartışıldığı MEDPHY 3.0 programı, ülkemizdeki medikal fizik ortamında da tartışılmalı, izlenmeli, değerlendirilmeli ve bu gündemin içinde yer alınmalıdır diye düşünüyoruz.

2018 yılı sonu itibarıyla MedFiz@Online web sitesini, yeniden düzenlenen Medikal Fizik Derneği web sitesinde dergimize ayrılan bölüme taşıyoruz. İlginizi eskisi gibi bekliyoruz.

Görüşmek üzere, Saygılarımızla.

Haluk ORHUN

IAEA HUMAN HEALTH REPORTS NO. 15 TANISAL GÖRÜNTÜLEME VE RADYONÜKLİD TEDAVİDE MEDİKAL FİZİKÇİ İHTİYAÇLARI: FAALİYETE DAYALI BİR YAKLAŞIM

Prof. Dr. Şerife İpek KARAASLAN

1. Giriş

Medikal fizikçi, iyonize ve iyonize olmayan radyasyonla hastaları teşhis etme ve tedavi etmede görev yapan multi-disipliner ekibin bir üyesidir, hastanelerde ve kliniklerde yüksek bir hizmet kalitesi standardının sağlanmasına katkıda bulunur. Bu yayında, bir medikal fizikçinin "tıpta fizik uygulama ve uygulama tekniğinde uzman eğitimi olan ve medikal fiziğin alt alanlarının (uzmanlıklarının) bir ya da daha fazlasında bağımsız olarak uygulama yetkinliğine sahip sağlık profesyoneli" olduğu düşünülmektedir.

İhtiyaç duyulan medikal fizikçi sayısının tespiti için diagnostik görüntüleme ve radyoterapi kadrolarında kullanılmak üzere detaylı bir algoritma geliştirilmiştir. Birkaç senaryo da burada sunulmuştur. Algoritmanın bileşenleri olarak girdi değişkenleri, ağırlık faktörleri ve çıktı değişkenleri olmakla birlikte çıktı, gerekli servisi sağlayacak medikal fizikçi sayısını vermektedir.

Medikal fizikçi sayısını tespit etmek amaçlı oluşturulmuş olan bu algoritma IAEA İnsan Sağlığı Raporu no:15 kullanılarak derlenmiştir.

2. Personel İhtiyaç Algoritması

2.1 Algoritmanın Formülasyonu

Basit anlamda algoritma toplam gerekli medikal fizikçi sayısını vermektedir.

$$N_{MP} = N_{sum} \cdot \varepsilon = \left(\sum_{X=1}^6 N_X \right) \cdot \varepsilon \quad (1)$$

Burada N_1 den N_6 'ya kadar takip eden 6 faktörün her biri için gerekli tahmini Tam-Zamanlı Eşdeğeri (TZE) medikal fizikçi sayısıdır. Bu faktörler: ekipman bağımlılığı, hasta bağımlılığı, radyasyondan korunmayla ilgili, servisle ilgili, eğitimle ilgili ve akademik öğretim ve araştırmayla ilgili olarak sıralanır. Faktör ε ise ölçeğin verimliliğini kompanse eder.

Her bir N_X değeri de aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$N_X = \sum_i w_i \cdot n_i \quad (2)$$

Burada w_i her giriş değeri için TZE cinsinden ilgili ağırlıklı faktördür. N_i de birleşik girdi parametresini temsil eder.

Alt bölümlerde anlatılacağı gibi ilave durumlar da hesaba katılmıştır.

2.2. Algoritmanın girdileri

2.2.1. Girdi değişkenleri kategorileri

Birbirine bağlı veya ilişkili 6 kategori faktör şöyle tanımlanabilir;

- Ekipman
- Hastalar

- Radyasyondan korunma
- Servis
- Eğitim
- Akademik öğretim ve araştırma

İlk iki faktör için nükleer tıp ve radyoloji için ayrı ağırlık faktörleri tablosu gereklidir. Geri kalan dört kategori için de her iki tür için aynı tablolar olmakla birlikte bazı girdi verileri için farklılıklar bulunmaktadır.

2.2.2 Girdi Değişken Türleri

Girdi değişkenlerinin özgün her kategori için içerdikleri;

- Ekipman birimlerinin sayısı
- Yılda yapılan hasta prosedürü sayısı
- Hamile hasta doz hesaplama sayısı veya yılda olası cilt doz reaksiyonları
- Medikal fizikçiler tarafından servis verilen departman sayısı
- Mesleki ışınlamaya maruz kalınmasını takip edilen çalışan sayısı
- Yıllık alınan ve kurulan ekipman sayısı
- Fizikçi başına yılda gereken sürekli mesleki gelişim saati
- Yılda verilmesi gereken eğitim saati
- Kadroda bulunan medikal fizikçi sayısı

2.2.3 Ağırlık Faktörleri

Ağırlık faktörleri her girdi miktarı için TZE cinsindendir. Tablo 1 de verilen TZE değerleri 220 çalışma günü (44 çalışma haftası, 10 gün tatil ve 30 gün yıllık izin ve günde 8 saat çalışma) esas alınarak oluşturulmuştur.

Tam-Zamanlı Eşdeğeri (TZE)	Gün	Saat
0,1	22	176
0,01	2,2	18
0,005	1,1	9
0,001	-	2

Tablo 1. Gün ve saatlerde TZE değerlerinin ve eşdeğerinin örnekleri

2.3 Çıktı Değişkeni

Oluşturulan algoritmanın çıktısı nükleer tıp ve/veya radyoloji hizmetleri için gerekli tam zamanlı medikal fizikçi sayısını vermektedir. Ayrıca önemli olan bir diğer nokta da bu kişilerin yardımcı personel (bilgisayar uzmanları, idari personel, radyasyon teknikerleri vb.) tarafından desteklenme ihtiyacıdır. Bu algorithmada en sık yapılan rutin kalite kontrol testlerinin nükleer tıp ve radyoloji departmanında görevli teknikerler tarafından medikal fizikçinin gözetiminde yapıldığı varsayılmaktadır. Medikal fizikçiye destek veren personel sayısının, en az toplam medikal fizikçi sayısı kadar olması ön görülür.

3. Girdi Değişkenlerinin Tanımı ve Birleşik Ağırlık Faktörleri

3.1 Ekipmana bağlı faktörler

Tablo 2’de nükleer tıp için Tablo 3’te de radyoloji departmanları için kullanılan değişkenler ve ağırlık faktörleri verilmiştir.

Medikal fizikçinin bütünlük görevleri şu durumları içerir:

- En az yılda bir kere yapılan belli bir prosedürün takip edildiği düzenli performans testleri
- Hasta dozlarının belirlenmesini ve görüntü kalitesini etkileyen bakım sonrası prosedür testleri
- Rutin kalite kontrol testlerinin tekrarı

Girdi değişkeni	Ağırlık faktörü (TZE)	İlave yorumlar
Planar gama kamera	0,02	
SPECT	0,06	
SPEC/CT veya PET/CT	0,1	CT içeren tüm sistemlere uygulanır. Bu bütünlük görüntü sistemlerinin kalite kontrolünü içerir.
PET/MR	0,1	Manyetik rezonansın güvenlik değerlendirmesini içermez.
Siklotron	0,5	Radyofarmasi ile birlikte medikal fizikçinin departmanlara bütünlük görevini içerir. Eğer departman başka birimlere radyofarmasi dağıtımını gerçekleştiriyorsa bu bağlamda ayarlama yapılmalıdır.
Diğer Ekipmanlar (Birim başına)	0,005	İçerik: Tiroid problemleri, radyonüklid kalibratörler, senminel lenf nodu problemleri, gama sayaçları, farklı türden izotop jeneratörleri vb.

Tablo 2. Nükleer Tıp İçin Ekipmana Bağlı Faktörler

3.2 Hastaya Bağlı Faktörler

Tablo 4 ve 5’te hastaya bağlı girdi değişkenlerinin ağırlık faktörleri belirtilmiştir. Medikal fizikçinin hasta prosedürleri içinde yer alan tüm görevlerin kapsanmasına dikkat edilmiştir.

Bütünlük görevleri;

- Radyonüklid tedavide hasta yönetimi için gereken radyasyon güvenliği
- Radyonüklid tedavide hastaya özgün dozimetri
- Her hasta (arzu edilmeyen ışınlama, pediyatrik, emziren ve hamile hastalar) için hasta dozimetrisi ve risk analizi
- Teknik sorun çözme ve hasta muayenesi ile ilişkili klinik fiziki durumlar (normalden düşük görüntü kalitesi, artefat-lar)

Girdi değişkeni	Ağırlık faktö-	İlave yorumlar
CT tarayıcı	0,04	Radyoterapi ve radyoloji için kullanılan sabit ve hareketli tarayıcılar için kullanılır. Anjiyografi ve diş için kullanılan konik ışın CT (CBCT) taramasını kapsamaz.
Sabit Radyografi Ünitesi	0,01	Panoramik diş ve CBCT birimleri bu kapsama alınır. Eğer varsa dijital dedektörler ayrı sayılmalıdır.
Mamografi birimi	0,02	Tomosenmez ve biyopside kullanılanlarla birlikte Ekran film
Biyopsi analizi için örnek kabin birimleri	0,001	
Floroskopi birimi	0,01	Temel floroskopide kullanılan sabit ve hareketli C-kolu birimini kapsar.
Girişimsel floroskopi birimi	0,02	Bu amaca hitap eden sabit ve hareketli birimleri ihtiva eder.
Taşınabilir radyografi	0,004	Varsa dijital dedektörler ayrı sayılır.
Ağız içi diş X-ışını birimi, DEXA (çift enerjili x ışını absorptiometri)	0,001	
Bilgisayarlı tomografi dedektörleri (plaka başına)	0,001	
Diyagnostik radyoloji dedektörleri (dedektör başına)	0,004	
Görüntü Görüntülen	0,004	Sadece birincil yorumlama istasyonlarına uygulanır.
Manyetik Rezonans	0,04	Güvenlik görevlerini kapsamaz.
Ultrason birimi	0,002	Klinik olarak kullanılan tüm problemleri kapsar.
Okuma ve yazma aletleri	0,002	Laser yazıcılar ve bilgisayarlı tomografi okuyucularını kapsar.

Tablo 3. Diyagnostik ve Girişimsel Radyoloji İçin Ekipmana Bağlı Faktörler

3.3 Radyasyondan Korunmaya Bağlı Faktörler

Algoritmada kullanılan radyasyondan korunma ağırlık faktörleri, departmana bağlı faktörler ile personele bağlı faktörler cinsinden ifade edilir.

İlgili görev kapsamı:

- İlgili radyasyon yönetim planlarının geliştirilmesi;
- Hastanede risk yönetimi ve radyasyondan korunma denetimlerini kapsayan, iyonize ve iyonize olmayan radyasyon için genel korunma yöntemlerinin belirlenmesi;
- Ulusal düzenlemelerle uyumlu olabilmek ve gerekli aksiyonlar için tavsiyelerde bulunmak;
- Radyasyon lisanslama ve tescilleme ile ilgili idari görevler;
- Radyoaktif atık yönetimi;
- Hamile personel danışmanlığı;
- Personelin görev dozunun takibi;

Girdi değişkeni (yıllık)	Ağırlık faktörü (TZE)	İlave yorumlar
Görüntü verisi olmayan prosedürler (her 1000 hasta için)	0,01	Kan örneği alımı, tiroid uptake, senminel lenf modu haritalanması gibi
Görüntü prosedürleri (her 1000 prosedür için)	0,02	Planar, SPECT/CT, PET/CT gibi görüntüleme prosedürlerini kapsar
Hasta dışı radyonüklid terapi (I-131 tiro-toksikosis) (her 100 prosedür için)	0,05	Radyasyon güvenliği ve hasta dozimetrisi için
Hasta için radyonüklid terapi (I-131 tiroit karsinoma) (prosedür başına)	0,001	Radyasyon güvenliği ve hasta dozimetrisi için
Karışık radyonüklid terapi (I-131 mIBG, Lu-177, Y-90) (prosedür başına)	0,005	Radyasyon güvenliği ve hasta dozimetrisi için
Risk yönetimi hamile ve emziren hastalar için (hesaplama başına)	0,002	Doz değerlendirmesi ve sonuçların raporlanmasını içerir

Tablo 4. Nükleer Tıp İçin Hastaya Bağlı Faktörler

Girdi değişkeni (yıllık)	Ağırlık faktörü (TZE)	İlave yorumlar
CT prosedürleri	0,01	
Girişimsel radyoloji ve kardiyoloji prosedürleri (her 1000 hasta için)	0,02	
Planar prosedürler (radyografi, floroskopi, mamografi,vb) (her 1000 hasta için)	0,001	
Yüksek doz prosedürleri için hasta başına dozimetri (cilt dozu) (hesaplama başına)	0,002	Hasta doz değerlendirmesi için ilgili parametrelerin yanısıra hasta demografik verilerini ve projeksiyon oryanmasyon verilerini temel alır.
Hamile hastalar için risk yönetimi (hesaplama başına)	0,002	Doz değerlendirmesi ve sonuçların raporlanmasını içerir

Tablo 5. Diyagnostik ve Girişimsel Radyoloji İçin Hastaya Bağlı Faktörler

- Yüksek görev dozu ve diğer radyasyon kazalarının araştırılması;
- Teşhis ve ölçme cihazlarının kontrol ve kalibrasyonu.

Tablo 6'daki departmanlara bağlı faktörler durum özelinde belirtilmiştir. Birden fazla ya da daha büyük departmanların olduğu durumlarda, departman birimlerinin sayısı kullanıcıya göre oranlanmalıdır.

Girdi değişkeni	Ağırlık faktörü (TZE)	İlave yorumlar
Departmana bağlı faktörler		
Diyagnostik Radyoloji Departmanı	0,05	Bu ağırlık faktörü, tipik bir radyoloji departmanında olduğu kabul edilen birimler içindir; 3 CT tarayıcı, 10 x-ray odası gibi içerikleri vardır. Daha büyük ya da küçük departmanlara göre departman birimleri oranmılanır.
Girişimsel Radyoloji Departmanı	0,05	Bir kateterizasyon laboratuvar biriminin iki girişim odası olması beklenir. Daha büyük ya da küçük departmanlara göre departman birimleri oranmılanır.
Nükleer Tıp Departmanı	0,2	Tipik bir nükleer tıp departmanı biriminin dört temel görüntüleme sistemini kapsaması beklenir. Daha büyük ya da küçük departmanlara göre departman birimleri oranmılanır.
Siklotron	0,1	Siklotronun çalışmasıyla bağınmıli radyasyondan korunma sorumluluklarını içerir.
Nükleer Tıp Radyonüklid Terapi Kısım	0,1	Tipik nükleer tıp radyonüklid terapi kısmının 2-4 yatak içermesi beklenir. Daha büyük ya da küçük departmanlara göre departman birimleri oranmılanır.
Manyetik Rezonans güvenliği (tarayıcı başına)	0,1	
Personele bağlı faktörler (Yıllık)		
Personel Dozimetri Kontrolü (100 personel için)	0,01	İzlene personel sayısı
Kompleks Personel Maruz Kalma Olaylarının Değerlendirmesi (olay başına)	0,005	Olay yönetimini içerir (ör. Kişisel kirlenme) ya da tanımlanmış birimi aşan meşguliyet dozunu aşan vakalar.
Personel İçin Risk Değerlendirmesi (vaka başına)	0,001	Kümülatif doz raporları veya hamile çalışanlardaki fetal dozun değerlendirilmesi örnek olarak verilebilir.

Tablo 6. Radyasyondan Korunmaya Bağlı Faktörler

3.4 Servis İle İlgili Faktörler

Algoritmada kullanılan servis ile ilgili ağırlık faktörleri Tablo 7’de verilmiştir.

İlgili görev kapsamı;

- Düzenli denetimleri de içerecek şekilde, ulusal düzenleme ve akreditasyon gereklilikleri arasında uyumu sağlama;
- Standart radyolojik muayenelerdeki tipik doz ve verilen aktivitelerin denetimi ve raporlanması;
- Klinik denetimleri de kapsayan kalite yönetimi;
- Ekipman spesifikasyonu ve değerlendirilmesi;
- Ekipman kabul testleri;
- Yeni donanımlar için radyasyondan korunma yönergeleri;
- Protokol testlerinin geliştirilmesi;

Girdi değişkeni	Ağırlık faktörü (TZE)	İlave yorumlar
Departman Yönetimi	0,2	Bütçe için iç toplanmalar, faaliyetlerin planlanması ve personel sorunlarını kapsar. Sadece bağımsız bir tıbbi fizik bölümü durumunda geçerlidir.
Doz Yönetim Programı (Departman başına)	0,04	Orta ölçekli bir departman için standart radyolojik incelemelerde tipik dozların ve uygulanan aktivitelerin değerlendirilmesi. Belirlenen tipik hasta doz göstergeleri, ilgili diagnostik referans seviyeleri ile karşılaştırılmalıdır.
Klinik Denetimleri İçeren Kalite Yönetimi (uygulama başına)	0,1	Dokümanasyon geliştirme ve kalite güvence politikalarının, prosedürlerinin ve ilgili kayıtların gözden geçirilmesi, kalite güvence ve güvenlik komitelerine katılım, denetimlere hazırlık ve katılım ve akreditasyon süreçleri. Bu ağırlıklandırma faktörü, her bir uygulama için geçerlidir (diagnostik radyoloji için 0,1 ve nükleer tıp için 0,1) ve tek bir kompozit bölüm için geçerli değildir.
Ekipman özellikleri ve değerlendirmesi (ihale başına)	0,02	Bir ortalama karmaşıklık birimi varsayarsak.
Ekipman Kabul Testi (birim başına)	0,02	Kalite güvence temel değerlerinin devreye alınmasını ve geliştirilmesini içerir. Bir ortalama karmaşıklık birimi varsayarsak.
Yeni sabit kurulumlar için radyasyon koruma tavsiyesi (ekipman kurulumu başına)	0,02	Zırlama planı ve ortalama kurulum için onaylama dahil.
Protokol geliştirme-nin test edilmesi (protokol başına)	0,02	Ekipman test protokolü, ilgili yazılım geliştirme, fantomların geliştirilmesini içerir.

Tablo 7. Servis ile İlgili Faktörler

3.5 Eğitim ile İlgili Faktörler

Medikal fizikçiler, diğer medikal fizikçilerin ve sağlık profesyonellerinin klinik eğitiminde önemli bir rol oynamaktadır. Medikal fizikçiler, tıp pratisyenleri, teknoloji uzmanları ve hemşireler ile öğrenciler ve teknik bakım personeli için eğitim materyalleri geliştirir ve sunar. Algoritmada kullanılan eğitim ağırlıklı faktörler Tablo 8'de açıklanmıştır.

3.6 Akademik Eğitim ve Araştırma Faktörleri

Medikal fizikçiler, sağlık profesyonelleri ve öğrencilerin akademik eğitiminde, araştırma ve geliştirmede etkin rol oynarlar. Akademik eğitim, araştırma ve geliştirmeye katılım, algoritma tarafından kapsanmayan ama bir medikal fizikçinin çalışmalarına ek görevlerdir. Bu görevler, belirli bir içeriğe bağlı olarak oldukça değişkendir ve tekdüze bir şekilde ölçülemez. Bu nedenle, bu gibi durumlarda yer alan iş yükünün ölçümü sadece yerel bazda yapılabilir ve algoritmanın sonuçlarına ek TZE'ler olarak eklenmelidir. Bu yayında yer almayan bu ilave görevler şunları içerebilir:

- Akademik eğitimin sağlanması.
- Hizmet tarafından yürütülen araştırmayı yürütmek.
- Araştırma etik komitelerine katılım.
- Dış araştırma projelerine destek sağlanması.
- Klinik araştırmalara katılım (ör. ek kalite güvence ve dozimetri gereksinimleri, modelleme, veri yönetimi, tıbbi istatistikler).

Girdi değişkeni	Ağırlık faktö-	İlave yorumlar
Gerekli sürekli eği- tim sayısı (Medikal	0,02	Ağırlık faktörü, yılda 40 saatlik sürekli eğitim gereksinimi ni varsayar. Ulusal gereklilikler farklı olduğunda, ağırlık faktörü
Eğitim Verme	0,002	Sağlık çalışanlarına eğitim (eğitim verilmesi ve hazırlık aş-
Eğitim verme – me- dikal fizikçi kayıt memuru (yerleşik)	0,1	Her medikal fizikçi, algoritmada destekleyici medikal fizik personelinin 0,5 TZE'si olarak kabul edilir.

Tablo 8. Eğitim ile İlgili Faktörler

4. Diyagnostik görüntülemelerde klinik medikal fizik için servis modelleri

Diyagnostik görüntüleme, sağlık hizmetleri en az Seviye I ve II olan ülkelerde bile modern tıbbın vazgeçilmez bir hizmetidir. Daha yaygın ve daha yoğun olarak radyoloji uygulamaları, sıklıkla medikal fizikçilerin genellikle üniversite eğitim hastaneleriyle ilişkili büyük merkezlerde çalıştırılmasıyla sonuçlanır. Çoğunlukla birden fazla radyoloji merkezine küçük medikal fizik bölümleri tarafından hizmet verilir.

4.1 Servis Destek Personel Düzeyleri

Önceki bölümlerde belirtildiği gibi, diagnostik görüntüleme fizik hizmetlerinde, literatürde de önceden farkedilmiş olan, medikal fizik hizmetlerinin etkin bir şekilde sunulması için medikal olmayan personelin destek gerekliliği işgücü tespitlerinde ve tanımlamalarında hesaba katılmalıdır. Bu kişiler medikal fizik departmanında ya da diğer departmanlarda görev alabilirler. İhtiyaç duyulabilecek farklı destek personelinin örnekleri arasında; sekreterlik, idari destek, teknoloji uzmanları, medikal fizik çalışanları, IT desteği, atölye ve mühendislik desteği olarak tanımlanabilir.

4.2 Ölçek Verimliliği

Yukarıda belirtildiği gibi, radyoloji uygulamalarının çoğu, gerekli medikal fizik hizmetlerinin 1 TZE'den daha az olabileceği daha küçük kliniklerde verilmektedir. Bu gibi durumlarda, medikal fizikçinin kısmi hizmetlerinin küçük bir merkez tarafından kullanılması, uzmanlık, uzmanlıktaki çeşitlilik ve yönetimdeki verimlilik gibi daha büyük medikal fizik merkezi hizmetlerinde bulunabilecek etkinliklerde yoksunluk oluşturmaktadır.

Bir medikal fizik servisi daha büyük olduğunda, istenilen verimliliğe ulaşılabilir. Bu, bir hizmet departmanında tanı amaçlı radyoloji ve nükleer tıp hizmetlerinin bir araya getirilmesi, kaynakların paylaşılması ve hizmet kalitesinin iyileştirilmesi amacıyla bir grup hastaneye bölgesel hizmetler sağlanarak gerçekleştirilebilir. Bu nedenlerle medikal fizikçilerin tahmin edilen sayısı N_{sum} 4 ten büyük olduğunda bir etkinlik ölçeği uygulanabilir. Bundan dolayı ε (denklem 1'e bakınız.) faktörü aşağıdaki gibi hesaplanır;

$$\varepsilon = \begin{cases} 1, & \text{ğer } N_{sum} \leq 4 \\ \frac{4 + (N_{sum} - 4)RF}{N_{sum}}, & \text{ğer } N_{sum} > 4 \end{cases} \quad (3)$$

Burada RF azaltma faktörü olup, medikal fizik personelinin uzmanlık ve deneyimine bağlıdır. Bu faktör ek medikal fizikçi ihtiyacında uygulanır. Bu faktör 0,6-0,8 aralığında olup, 4 değerini geçen TZE değerinde %40'a kadar düşme sağlar.

5. Kadro Örnek Algoritmaları

Üç değişik senaryoda kadro ile ilgili örnekler sunulmuştur.

Küçük Ölçekli Departman

Bu varsayımsal işletmenin 1 CT taratıcısı, 2 sabit dijital ekipmanlı X ışını odası, 1 dijital mamografisi, 2 taşınır dijital radyolografi ünitesi ve 2 çift birincil raporlama iş istasyonu olan bir radyoloji departmanı bulunmaktadır.

Ekipmana bağlı faktör değeri için 5 dedektör olduğundan TZE'nin 0,11 olarak alınması gerekmektedir. Eğer bu departmanda 8.000 planar tetkik ve 5.000 CT tetkiki yapılıyorsa, hastaya bağlı faktörlerde ek olarak 0,06 TZE'nin kullanılarak toplam DR yakalık olarak medikal fizikçi için 0,17 TZE olmaktadır.

Toplamda 50 radyasyona maruz kalan işçinin bulunduğu bu iki bölüm için radyasyon koruma sorumlulukları, bir medikal fizikçinin 0,25 TZE daha fazlasını gerektirir.

Hem diyagnostik radyoloji hem de nükleer tıp departmanları için devam eden denetimler ile kalite yönetimi gibi diğer hizmet unsurları, yılda 1 yeni ekipmanın tedariki (yeni kurulumlar için ilgili kabul testleri ve radyasyondan korunma tavsiyeleri ile birlikte) ve 10 saatlik 1 ders ile personele, bir medikal fizikçinin ek bir 0,36 TZE'sini gerektirecektir.

Bu nedenle, tipik bir küçük ölçekli kurumun bu örneği için, medikal fizik hizmetleri, tavsiye edilen 1 TZE destek personeli ile bir medikal fizikçinin 1 TZE'sini (yılda 40 saatlik CPD gereksinimi varsayarak) gerektirecektir.

Orta Ölçekli Departman

Varsayımsal orta ölçekli kurumun bir radyoloji bölümü (tamamen dijital, 2 CT tarayıcı, 1 manyetik rezonans (MR) tarayıcı, sabit ekipmanlı 10 X ışını odası, 2 mamografi ünitesi, 5 taşınabilir radyografik ünite, 1 floroskopi C-kol ve 10 çift birincil raporlama iş istasyonları) ve 2 girişimsel floroskopi ünitesine sahip bir girişimsel radyoloji bölümünden oluşmaktadır. Bu DR bölümünün ekipmana bağlı faktörler (17 DR dedektörleri dahil) için yaklaşık 0,41 TZE gerekli olacaktır. Bu bölüm 50.000 planar prosedür, 10.000 CT ve 1.000 girişimsel prosedür ve hamile hastalar için 5 risk değerlendirmesi gerçekleştirirse, hastaya bağlı faktörler için medikal fizikçinin yaklaşık 0,18 TZE'sine ihtiyaç duyacaktır. DR'nin toplamı, bir medikal fizikçinin yaklaşık 0,59 TZE'sidir.

Buna ek olarak, bu varsayımsal kurumun 1 planar, 1 SPECT gama kamera, 1 SPECT / CT bir dizi radyonüklid, 1 PET / CT, 1 aktivite kalibratörü, 1 tiroid uptake probu ve 1 gama sayacı ile bir radyoizotop jeneratörü olan nükleer tıp departmanı vardır. Bu nükleer tıp bölümünün ekipmana bağlı faktörleri için yaklaşık olarak 0,3 TZE gerekli olacaktır. Bu bölüm, 6.000 görüntüleme gerektirmeyen prosedürleri (tiroid alımları ve radyoimmunoassay analizi dahil) ve 13.000 görüntüleme prosedürünü gerçekleştirirse, hastaya bağlı faktörler için bir medikal fizikçinin yaklaşık 0,32 TZE'sini gerektirecektir. NM için toplam, daha sonra bir medikal fizikçinin yaklaşık olarak 0,62 TZE'sidir.

Bu üç bölümün (diyagnostik radyoloji, nükleer tıp ve girişimsel radyoloji) radyasyondan korunma sorumlulukları, toplamda 150 radyasyona maruz kalan işçinin, bir medikal fizikçinin ek bir 0,32 TZE'sini gerektirecektir.

Her üç bölüm için devam eden denetimler ile tipik dozlar ve kalite yönetimi kurulması gibi diğer hizmet unsurları, yılda 1 parça yeni ekipman alımı (yeni kurulumlar için ilgili kabul testi ve radyasyondan korunma tavsiyesi ile), 1 protokol geliştirme ve 20 saat verilen eğitim, bir medikal fizikçinin ek bir 0,47 TZE'sini gerektirecektir.

Bu nedenle, tipik bir orta ölçekli kurumun bu örneği için, medikal fizik servisinin tavsiye ettiği 2 TZE destek personeli ile 2 TZE medikal fizikçisine (yılda 40 saatlik CPD gereksinimi varsayarak) ihtiyaç vardır.

Bir Hastaneden Fazlasında Verilen Medikal Fizik Hizmetleri

Varsayımsal üçüncül ve ikincil bakım kurumlarının bir bölümü, toplam 12 adet BT tarayıcı, 7 adet MR tarayıcı, sabit ekipmanlı 90 adet X ışını odası, 13 adet mamografi olmak üzere 7 adet diyagnostik radyoloji departmanından sorumlu bir medikal fizik birimidir. Diğer üniteler ise, 20 taşınabilir radyografik ünite, 20 floroskopi C-kol ünitesi, 8 girişimsel floroskopi ünitesine sahip 4 girişimsel radyoloji laboratuvarı, 50 çift birincil raporlama iş istasyonu, 120 CR plakası ve 40 diyagnostik radyoloji detektörüdür.

Bu diyagnostik radyoloji bölümünün ekipmana bağlı faktörleri için, yaklaşık 2,7 TZE gerekli olacaktır. Bu ağırlıklı kurum 100.000 planar, 55.000 CT ve 3200 girişimsel prosedür, hamile hastalar için 10 risk değerlendirmesi ve 10 cilt doz değerlendirmesi gerçekleştirirse, hastaya bağlı faktörler için medikal fizikçinin yaklaşık 0,75 TZE'sini gerektirecektir. Diyagnostik radyoloji için toplam personel yaklaşık 3,45 TZE'dir.

İkinci ve üçüncü, 3 PET / CT, 5 aktivite kalibratörü, 2 tiroid uptake problemleri için kullanılan toplam 5 SPECT ve bir dizi radyonüklid kullanılan 3 SPECT/CT gama kameralı iki nükleer tıp departmanıdır (bunlardan biri tedavi bölümüne sahiptir). 2 gama sayacı ve 6 senminel lenf düğümü problemleri ve 2 farklı tipte jeneratör kullanılmaktadır. Bu nükleer tıp bölümünün ekipmana bağlı faktörleri için yaklaşık olarak 0,98 TZE gerekli olacaktır.

Bu bölüm, 10.000 görüntüleme gerektirmeyen prosedürü (tiroid alımları ve RIA analizi), 25.000 görüntüleme prosedürü, 200 ayakta radyonüklid tedavisi, 200 basit yataklı radyonüklid tedavisi, 60 kompleks radyonüklid tedavi (örn. 90Y mikroküreler ile radyo-embolizasyon) ve 5 risk değerlendirmesini gebe hastalar için yaparsa, hastaya bağlı faktörler için yaklaşık 3,21 TZE medikal fizikçiye ihtiyaç duyacaktır. Nükleer tıp için toplam yaklaşık 2,2 TZE medikal fizikçidir.

Toplamda 1.000 radyasyona maruz kalan işçinin kadrosuyla tüm departmanlar için radyasyon koruma sorumlulukları, yılda 5'ten fazla radyasyona maruz kalınmanın araştırılması, bir medikal fizikçinin 0,89 TZE daha fazlasını ihtiyaç olarak meydana getirir.

Diyagnostik radyoloji ve nükleer tıp için devam eden denetimler ile tipik dozların ve kalite yönetiminin kurulması gibi diğer hizmet unsurları, 4 yeni ekipmanın tedarik edilmesi (ilgili kabul testleri ve yeni tesisler için radyasyondan korunma tavsiyeleri ile birlikte), 4 protokol geliştirme, 50 saat eğitim verilmesi ve 2 dahili medikal fizik çalışanına ek olarak, 1.66 TZE medikal fizikçiye daha ihtiyaç duyulacaktır.

Bu nedenle, bir üniversite veya genel hastaneler ağı örneği için, medikal fizik bölümü yaklaşık 8,4 TZE medikal fizikçiye (yılda 40 saatlik CPD gereksinimi varsayarak) ve ek 7,4 TZE destek ekibine ihtiyaç duyacaktır. Bununla birlikte, buranın büyük bir medikal fizik bölümü olduğu varsayılarak, bir azaltma faktörü $RF = 0,7$ ile gerekli TZE medikal fizikçilerinin sayısını 7'ye (destek personeli için 6 TZE ile) düşürerek ölçek ulaşılabilir bir değere getirilebilir.

6. Diyagnostik Görüntüleme ve Radionüklid Tedavisinde Klinik Medikal Fiziğin Tespiti için Sonuçlar

Bu yayında açıklandığı gibi, IAEA, hastaların güvenli, etkili ve etkin tanısal görüntüleme ve radyonüklid tedavisini sağlamak için gereken medikal fizikçilerin sayısı hakkında rehberlik sağlamak amacıyla bir algoritma geliştirmiştir. Çok sayıda girdi sınıfı ve değişken tipten faydalanmakta, bu da çok çeşitli tesis boyutları ve yerel ortamlarda uygun personel seviyelerini verebilmek için gerekli esnekliği sağlamaktadır.

Algoritma, medikal fizik hizmetlerinin zaten kurulmuş olduğu ve hizmet departmanlarına seyahat süresinin asgari olduğu varsayımına dayanmaktadır.

Bu algoritmada kullanılan ağırlık faktörleri, şu anda mevcut olan en iyi tahminlerdir. Bunlar, farklı bölgeleri ve farklı ülke sağlık seviyelerini temsil eden, dünyadaki medikal fizikçilerden alınan girdilerle bu yayına katkıda bulunanların deneyimine dayanmaktadır.

Gelecekte, görüntüleme yönmemlerinde yeni hizmetlerin veya gelişmelerin kurulmasını sağlamak için ayarlamalar yapılması gerekebilir. Ağırlık faktörlerinin, bazı görevler için alınan sürenin, yerel koşullardan dolayı önerilenlerden farklı olarak belgelenebileceği belirli yerlerde değiştirilebileceği belirtilmelidir. Bu gibi durumlarda, bu değiştirilmiş ağırlık faktörlerinin kullanımı, algoritmanın kullanımına daha gerçekçi bir yaklaşım kazandırabilir.

Özetle, mevcut kılavuzların medikal fizik hizmet ihtiyaçlarını doğru bir şekilde yansıtabilmesi için şu hususlar önerilmektedir:

- Herhangi bir tesis büyüklüğünde medikal fizik servisi için yeterli personel sayılarını belirlemede algoritma uygulanmalıdır.

- Ek olarak dikkate alınacaklar;
- ⇒ Yeni medikal fizik servisleri kuruluyorsa,
- ⇒ Ekipman rutin olarak daha fazla denetim ve bakım gerektirdiğinde (örneğin, ekipman eskiyse),
- ⇒ Hastane bilgi sistemleri, radyoloji bilgi sistemleri ve resim arşivleme ve iletişim sistemlerine kapsamlı destek sağlandığında,
- ⇒ İşletmeler arasında önemli bir seyahat süresi gerektiğinde,
- Büyük veya bölgesel hizmetler durumunda elde edilebilecek verimlilikler göz önünde bulundurulmalıdır.
- Hizmet akademik eğitim veya klinik araştırmaya katılıyorsa, ek personel gereksinimleri, yerel faktörlere büyük ölçüde bağlı olduğundan ayrı olarak tahmin edilir.



Prof. Dr. Şerife İpek KARAASLAN

1976 yılında Kırklareli'nde doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Kırklareli'nde tamamladı. 1998 yılında Marmara Üniversitesi, Fizik Öğretmenliği bölümünden mezun oldu. 1999 yılında The University of Liverpool'da yüksek lisans eğitimini tamamladı. İTÜ Enerji Enstitüsü Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalından 2006 yılında doktor derecesini aldı. 2009 yılında "Atom, Molekül ve Plazma Fiziği" alanından doçentlik unvanını elde etti. 2018 yılında Yeditepe Üniversitesinde profesörlük unvanı aldı. 1999 yılında araştırma görevlisi olarak başladığı Yeditepe Üniversitesi Fizik Bölümü öğretim üyeliğini şu anda profesör olarak devam ettirmektedir. Birçok bilimsel kongre, konferans ve sempozyumlara katılmıştır. Davetli olarak konuşmalar yapmıştır. Uluslararası indekslere kayıtlı dergilerde yayınlanmış 20 makalesi bulunmaktadır. Başlıca çalışma alanları: Moleküler Spektroskopi, Nükleer Tıp'taki teşhis ve tedavilerin Monte Carlo simülasyonlarının yapılmasıdır. Halen Yeditepe Üniversitesi Sağlık Fiziği A.D. Başkanlığı ve Rektör Yardımcılığı görevini yürütmektedir. Evli ve iki çocuk annesidir.

AYIN KLİNİĞİ

EMSEY HOSPITAL

Med. Fiz. Uzm. Kubilay ÖNER

Dünya standartlarında kaliteli sağlık hizmeti ile yurtiçi ve yurtdışından gelen hastalarını kabul eden Emsey Hospital, Uluslararası JCI Akreditasyon (Joint Commission International) belgesine sahiptir. Alanında uzman hekimleri ve tecrübeli sağlık profesyonelleri ile multidisipliner hasta bakımı yaklaşımını benimseyen Emsey Hospital "güven" denilince akla gelen ilk hastane olmayı kısa sürede başarmıştır. 29 Mayıs 2012 yılında hizmet vermeye başlayan Emsey Hospital; uzman hekim kadrosu, ileri tıp teknolojisi, tam donanımlı tanı ve tedavi üniteleri, hasta güvenliği odaklı modern mimarisi ve misafirlerinin tüm ihtiyaçları düşünülerek dizayn edilmiş hasta odaları ile 7/24 sağlık hizmeti sunmaktadır. Emsey Hospital 33.000 m² kapalı alanda 254 yatak kapasitesi, 9 ameliyathane, normal doğum salonu, suda doğum odası, helikopter pisti, 10.500 m² Araç Otoparkı bulunmaktadır. Akıllı Bina Sistemi, Özel İklimlendirme Sistemi ve Kojenerasyon Sistemi altyapılarına sahiptir. Emsey Hospital, kanserin bütüncül tedavisi (ameliyat, kemoterapi ve radyoterapi), kök hücre nakli, kalp ve damar cerrahisi, tüp bebek, jinekoloji, obezite cerrahisi, omurga cerrahisi, nükleer tıp tedavileri gibi alanlarda referans merkezidir. Uluslararası standartlarda sağlık hizmeti sunan Emsey Hospital, dünyanın birçok ülkesinden gelen hastanın tercihi haline gelmiştir. Emsey Hospital Radyasyon Onkolojisi Bölümü 2016 yılında hizmete açılmış olup, yılda ortalama 700 hasta tedavi edilmektedir. Bölümümüzde 6MV, 6MV SRS, 15 MV foton ve 6 farklı elektron enerjisine sahip VARIAN TRILOGY marka 120 MLC ' li Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazı ve 1 adet GE Brightspeed Select Series BT simülatörü bulunmaktadır. Kliniğimizde 1 Radyasyon Onkoloğu Uzmanı, 2 medikal fizik uzmanı, 1 radyoterapi hemşiresi, 4 radyoterapi teknikeri ve 3 sekreterimizle birlikte hastalara hizmet vermekteyiz.



Radyasyon Onkolojisi Uzmanı

Dr.Elnur SAHİBOV

Medikal Fizik Uzmanları

Kubilay ÖNER
Onur ÜNLENEN

Radyoterapi Teknikerleri

Murat ÇELİK
Murat SERİN
Şeyma DEMİRHAN
Büşra KILAVUZOĞLU

Radyoterapi Hemşiresi

Sema SARI

Sekreterler

Esra GÖKERİ
Burcu YENİ
Hüsniye GÜMÜŞ

Med. Fiz. Uzm. Kubilay ÖNER



1985 yılında VAN/Erciş'te doğdu. İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Fakültesi Fizik bölümünden 2011 yılında mezun oldu. 2012 yılında İstanbul Ticaret Üniversitesi Endüstriyel Fizik bölümünde yüksek lisansını yaptı. 2010 yılında Anadolu Sağlık Merkezi'nde, 2012 yılında Avrasya Hospital'da staj yaptı. 2012 yılında Avrasya Hospital'da Medikal Fizik Uzmanı olarak göreve başladı. 2013-2016 yılları arasında Diyarbakır Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde çalıştı. 2016 Ocak ayından itibaren İstanbul Emsey Hospital'da sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.

THE INTERNATIONAL MEDICAL PHYSICS CERTIFICATION BOARD

Med. Fiz. Uzm. Nur KODALOĞLU

2017 yılında dünya çapında ilk kez yapılan Uluslararası Medikal Fizik Belgelendirme Kurulu sınavında başarılı olmuş ilk Türk medikal fizikçisi Nur Kodaloğlu sınav ile ilgili görüşlerini bizimle aşağıdaki gibi paylaşmıştır.

Uluslararası Medikal Fizik Belgelendirme Kurulu (IMPCB), 23 Mayıs 2010 tarihinde medikal fizikteki 11 kurucu üye tarafından oluşturulmuştur. Kuruluşundaki amaçlar şu şekilde sıralanabilir:

- Medikal fiziğinin profesyonel standartlarını tanımlamak ve medikal fiziğin uygulamalarını geliştirmek ki burada medikal fizik ile kastedilen fizik ve ilgili bilimlerin, tıbbın klinik pratiğine uygulanmasıdır. (Örneğin, Radyasyon Onkolojisi Fiziği, Tanısal Radyoloji Fiziği, Nükleer Tıp Fiziği, İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon Fiziği, Tıbbi Sağlık Fiziği ve Fizyolojik Ölçümler).
- Daimî Yönetim Kurulu Üyeleri tarafından sunulan medikal fizik sertifika programlarının akreditasyonu için altyapı, ihtiyaçlar ve değerlendirme prosedürlerinin oluşturulması.
- Medikal fizikçilerin sertifikasyonu için altyapı, ihtiyaçlar ve sınav prosedürlerinin oluşturulması.
- Medikal fizik alanında belgelendirilmek amacıyla adaylarının yeterliliğini test etmek için sınavlar yapmak.
- Medikal fizik alanında, Kurulca yeterli bulunmuş adaylara sertifika vermek.
- Bu tür sertifika sahiplerinin kayıtlarını tutmak ve Kurul tarafından yeterli bulunmuş medikal fizikçilerin listelerini hazırlayarak ve sunarak kamuya hizmet etmek.
- Sertifikalı medikal fizikçiler için sürekli bir eğitim ve mesleki gelişim sistemi kurmak.

Yukarıda bahsedilen amaçların arasında en önemlisi kendi sertifika programları ve sınavları olmayan ülkelerde bu kültürü oluşturup düzenli bir hale getirmektir. Bu amaçla başlatılan bu sınavlar ilk kez 2017 yılında yapılmıştır. Bu sınavlarla beraber medikal fizikçilerin sertifikalandırılmasının yanı sıra ülkelerin kendi programlarını oluşturmaları ve bu sayede dünya genelinde belli bir ortak dil ve bilimsel seviye oluşturulması beklenmektedir.



Resim1. Nur Kodaloğlu'na ait IMPCB (The International Medical Physics Certification Board)'dan alınan sertifika.

Sınavlar, ikisi yazılı ve biri sözlü olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır. Her bir aşamaya bir önceki sınavda başarılı olmak şartı ile girilebilmektedir. Klasik ve Rölativistik Mekanik, Elektrik ve Manyetizma, Optik, Kuantum Mekaniği, Termodinamik, Lineer Cebir, Matematik, Diferansiyel Denklemler, Nümerik Metotlar gibi konuların yanı sıra Biyofizik, Medikal fizik için Temel Biyomedikal Bilimler, Klinik Tıbbi Cihazlar, İyonlaştırıcı Radyasyon Fiziği ve Dozimetrisi, Araştırma Metotları ve İstatistikleri, Biyomedikal Sinyal ve Görüntü İşlemenin Prensipleri, Radyasyon Onkolojisi, Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, Nükleer Tıp Fiziği vb. konular sınavların konularını oluşturmaktadır.

Ülkemizin de kendine ait ve diğer ülkelere örnek teşkil edecek bir ulusal belgelendirme sınav sisteminin oluşturulmasını temenni ederim.

Med. Fiz. Uzm. Nur KODALOĞLU

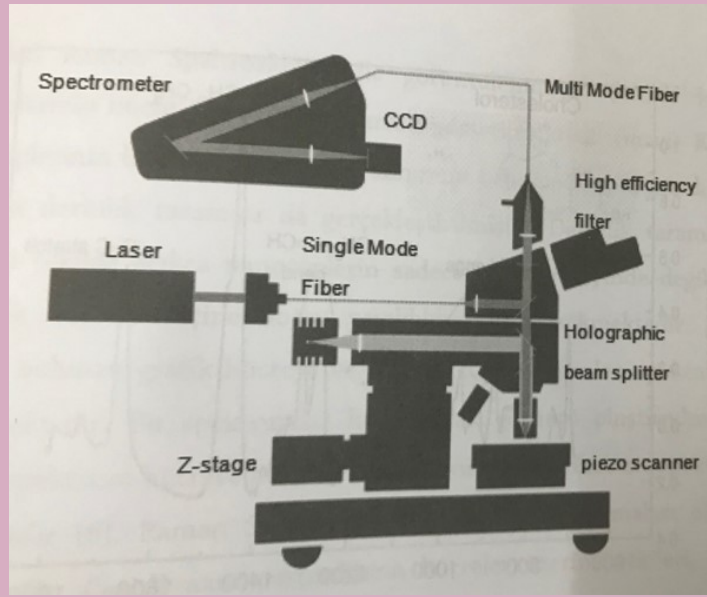
Lisans eğitimini Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü'nde tamamlamıştır. Yüksek lisans eğitimini ise Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği Programında tamamlayıp aynı bölümde doktora eğitimine devam etmektedir.

RAMAN SPEKTROSKOPİSİ VE UYGULAMALARI

Öğr. Gör. Fiz.Yılmaz ŞAHİN

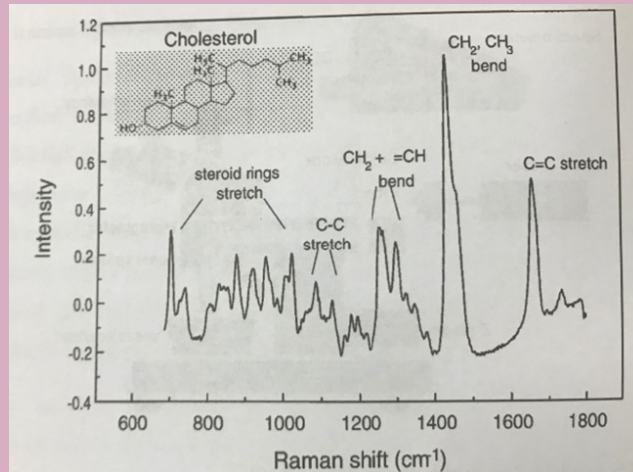
Raman spektroskopisi atomların, moleküllerin titreşim (fononlar) enerjileri hakkında bilgi verdiği için birçok alanda kullanılmaktadır. Bu moleküler titreşimler onları oluşturan kimyasal bağlar ve simetrisi için özel olduğundan dolayı kolaylıkla birçok yapı ve molekül için ayırt edilebilmektedir. Dolayısıyla araştırılacak moleküllerin izlerini bulmak için oldukça uygun bir spektroskopidir. Bu anlamda temelde fizik, kimya ve biyoloji gibi temel bilim dallarının hepsinde etkin bir biçimde uygulama alanlarına sahiptir.

Raman spektroskopisi aynı zamanda eş odaklı bir şekilde mikroskopa birleştirilerek yüzey haritalamasında da etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Şekil 1 bir eş odaklı raman mikroskopisini göstermektedir [1]. Son yıllarda özellikle bu haritalama özelliği ile Raman Spektroskopisi birçok biyoteknolojik alanda sıkça ihtiyaç duyulan bir teknik olmuştur. Bu anlamda çeşitli malzemelerin yüzeyde nerelere yerleştikleri, ilaç tedavisinde kullanılan ilacın nasıl yayıldığının takip edilmesi, kanserli ve kansersiz hücrelerin belirlenmesi gibi birçok moleküler biyoloji uygulama alanlarında bilgi edinilebilmektedir.



Şekil 1: Eş odaklı Raman mikroskopi düzeneği [1].

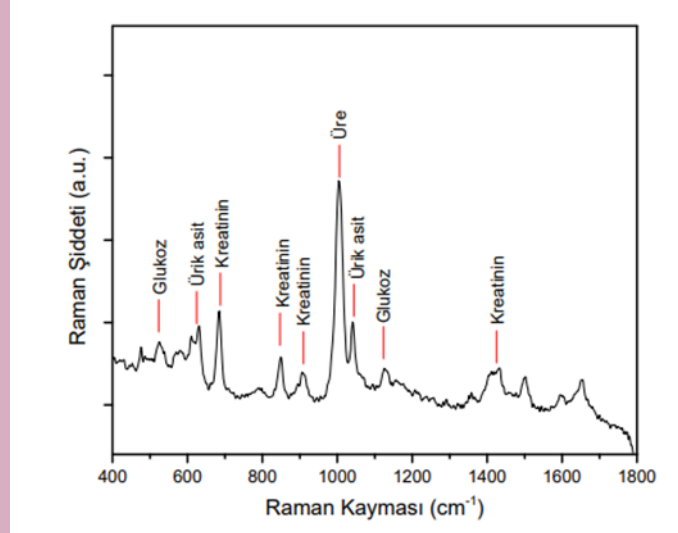
Şekil 2'de kolesterolün Raman Spektrumu görülmektedir. Aşağıdaki grafikte verilen spektrum kolesterol için karakteristiktir. 1440 cm^{-1} 'de gözlenen Raman piki CH_2 ve CH_3 moleküllerinin titreşimlerinden kaynaklanmaktadır. 1670 cm^{-1} 'de gözlenen Raman piki ise $\text{C}=\text{C}$ gerilme titreşimlerine karşılık gelmektedir. Eğer biyolojik bir doku kolesterol içerirse bu yukarıda bahsedilen karakteristik pikler gözlenecektir. Dolayısıyla Raman spektrumu moleküler içeriğin belirleneceği maddelerin izleri hakkında bilgi sağlamaktadır [2].



Şekil 2: Kolesterolün Raman Spektrumu

Genel olarak bir dokunun Raman spektrumu oldukça dar $10\text{-}20\text{ cm}^{-1}$ birçok biyokimyasanın Raman sinyallerini içermektedir. Tabi bu kimyasalların dokuda bulunma miktarları Raman spektrumları ile orantılıdır. Bu durum genel olarak Raman spektrumunun biyolojik örneklerle kullanılmasında kantitatif bilgi sağlayabilir. Sağlanan bu kantitatif bilgi ile dokuda bulunan biyokimyasanın yapısı birleştirildiğinde, Raman spektroskopisinin doku analizinde amaca ve tanıya yönelik bilgiler sağlayabilmektedir.

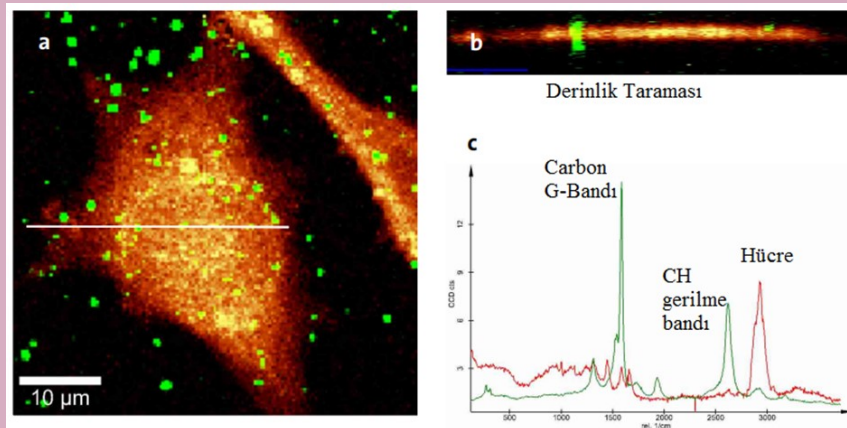
Aşağıda verilen örnekte, sentetik idrar içerisinde farklı konsantrasyonlarda ayrı ayrı hazırlanan üre, kreatinin, glikoz ve ürik asit çözeltilerinin 785 nm dalga boyunda Raman Spektrumunda ölçümleri alınmıştır [11]. Şekil 3'te üre, kreatinin, glikoz ve ürik asit metabolitlerini aynı anda içeren sentetik idrarın Raman spektrumu ve eş zamanlı tespiti gösterilmiştir.



Şekil 3: Üre, kreatinin, glikoz ve ürik asit metabolitlerini aynı anda içeren sentetik idrarın Raman spektrumu ve eş zamanlı tespiti gösterimi

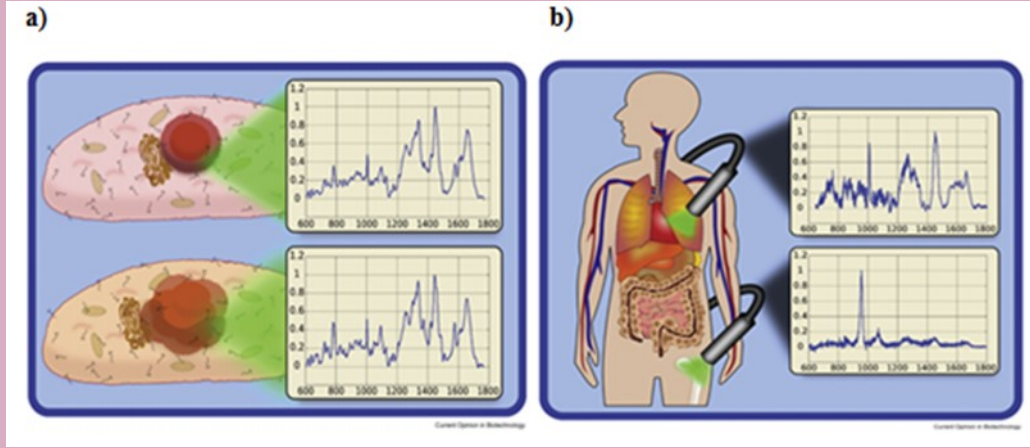
Bu çalışmada kronik böbrek hastalıklarının tanısı için tahribatsız, kolay, hassas ve hızlı bir metot geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla idrardaki potansiyel hastalık biyobelirteçlerinden olan üre, kreatinin, glikoz ve ürik asitin konfokal Raman Spektroskopisi ile tespiti gerçekleştirilmiştir. Yine bu çalışmada konfokal Raman Spektroskopisinin ileri teknolojisi sayesinde idrarda bulunan üre, kreatinin, glikoz ve ürik asit metabolitlerinin analizleri ile beraber eş zamanlı tespiti 45 saniye gibi kısa bir sürede yüksek hassasiyet ve kesinlikle gerçekleştirilebilmiştir [11].

Aşağıda verilen örnekte ise (Şekil 5) karbon nano-tüplerinin biyomedikal bir uygulaması gösterilmektedir. İlaç taşıyıcı olarak gelecek uygulamaları için karbon nano-tüplerin kullanılabilmesi düşünüldüğünden, karbon nano-tüplerin hücre ile olan etkileşimlerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu örnekte, karbon nano-tüpler epitel fare hücrelerine uygulanmıştır ve konfokal Raman Spektroskopisi ile görüntülenmiştir. Şekilde karbon nano-tüplerinin hücre üzerinde dağılımları gösterilmektedir (yeşil). Karbon nano-tüplerinin hücreler tarafından alınımını belirlemek için, x-z düzlemi boyunca derinlik taraması da gerçekleştirilmiştir. Derinlik taramasının verildiği şekilde açıkça nano-tüplerin sadece hücre yüzeyinde değil, aynı zamanda hücrenin içine doğru yayıldıkları da görülmektedir. Şeklin sağında bulunan grafik hücreye ve karbon nano-tüplere ait olan spektrumları göstermektedir. Bu spektrumlar kullanılarak görüntü oluşturulmuştur. Raman spektroskopisinin bu tür uygulamaları oldukça çoğaltılabilir. Çeşitli nanoparçacıkların hücreler üzerine etkileri, çeşitli ilaçların uygulandıkları bölgelerde yayılmaları ve istenilen bölgelere ulaştırılmalarının belirlenmesi gibi çalışmalarda oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.



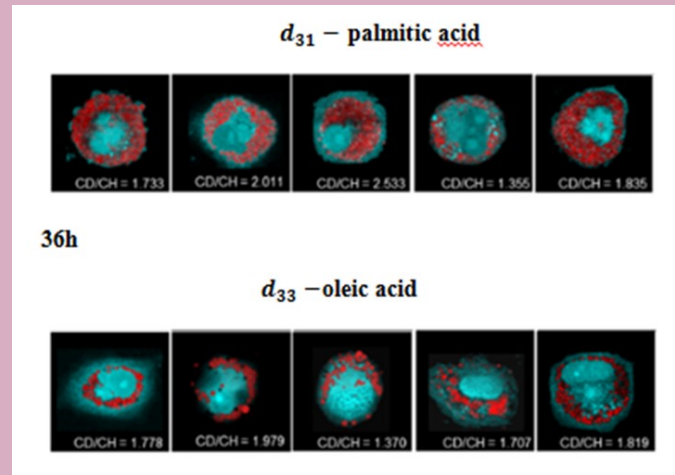
Şekil 5: Eş odaklı Raman mikroskopi düzeneği ile alınmış karbon nano-tüp hücre etkileşimi [3]

Aşağıda verilen Şekil 6 (a) ve Şekil 6 (b)'deki iki örnekte Raman Spektroskopisinin biyolojik uygulamaları gösterilmiştir. Şekil 6 (a)'da üstteki şekilde ve kanser dokusu içeren, alttaki şekilde ise hücre kültürlerinin diyagramı ve Raman Spektroskopileri verilmiştir. Ölçümler 785 nm dalga boyu lazer kullanılarak Raman sinyalleri elde edilmiştir. 1442 cm^{-1} ve 1001 cm^{-1} civarında tipik protein pikleri gözükmemektedir. 785 cm^{-1} , 1090 cm^{-1} , 1575 cm^{-1} civarında ise DNA pikleri gözlemlenebilir [3]. Normal ve kanserli hücreler arasındaki önemli farklar 1575 cm^{-1} ve 1090 cm^{-1} dalga sayısında gözlenen piklerin şiddetlerinde görülebilmektedir. Şekil 6 (b)'de akciğer (üstte) ve kemik (altta) alınan Raman Spektroskopileri ve şematik diyagramı görülmektedir. Akciğer ve kemik örnekleri fare doku örneklerinden elde edilmiştir. Akciğer spektrumu tek kültürlü hücre spektrumuna sahip önemli benzerlikler gösterir. Kemik spektrumunda ise kalsiyum fosfat grubunun özel Raman pikleri görülmektedir.



Şekil 6: a) Kanserli ve normal hücrenin Raman Spektroskopisi b) Kemik ve akciğer üzerinde gerçekleştirilmiş Raman Spektrumları

Son olarak Şekil 7'de bir insan makrofajının d_{33} -oleik asit ve palmitik asitin dinamiği ve hücresel dağılımı Raman Spektroskopisi ile 36 saat boyunca takip edilmesi mümkün olmuştur. Bütün hücreler ya fatty asite ya da kolesterole maruz bırakılmıştır. Şekil 7, CD/CH oranı hücrenin normalize edilmiş protein içeriğine göre deuterate olmuş fatty asit moleküllerinin miktarını göstermektedir. Buna göre beş farklı hücre seçilmiş ve bunların Raman görüntülenmesi gerçekleştirilmiştir. Aşağıdaki şekilden de görüleceği gibi oleik asit ve palmitik asitlerin alınımları birbirleriyle benzerlik göstermektedir [10].



Şekil 7: THP-1 makrofajlar serum albümin ile inkübasyonu, üstteki d_{31} -palmitik asit, alttaki d_{33} oleik asit için Raman görüntüleri. CD/CH şiddet oranları her bir figürün sağ alt köşesinde gösterilmiştir. Bu CD/CH oranı hücrenin normalize edilmiş protein içeriğine göre deuterate olmuş fatty asit moleküllerinin miktarını göstermektedir. Hücre proteini mavi ile palmitik ve oleik asitler ise kırmızı ile renklendirilmiştir.

KAYNAKLAR

1. NDT education center, www.nde-ed.org
2. Optical Properties of Solides, Mark Fox, Oxford University Press Newyork,2001.
3. Ahmet Serdar Erim,Tabakalı Yarıiletkenlerin Konfokal Raman ve fotolüminesans spektrumları, Yüksek Lisans Tezi,2001 Edirne.
4. Tuğçe Pınar ÖZTÜRK, Embriyo Atık Kültür Sıvısının Raman Spektroskopisi ile Analizi,Yüksek Lisans Tezi,2015.
5. Gülsu Şimşek, Alkali ve Kurşun alkali sırların yapısının raman spektroskopisi ile karakterizasyonu, Doktora Tezi,2011.
6. Witec,raman spektroskopisi üreticisi, www.witec.de/products/raman/alpha300.
7. E B Hanlon, R Manoharan, T-W Koo, K E Shafer, J TMotz, M Fitzmaurice, J R Kramer, I Itzkan, R R Dasari and M S Feld, 2000. Prospect for in vivo Raman Spectroscopy, Phys.Med.Biol.,45:R1-R59
8. Witec uygulama notları, www.witec.de/assets/Literature/Files/WITec-AppNote-CNTs-Raman.pdf
9. Wachsmann-Hogiu S, Weeks T, Huser T, 2009. Chemical analysis in vivo and in vitro by Raman spectroscopy –from single cells to humans,Curr.Opin.Biotechnol.,20:63-73.
10. Matthaus C, Krafft C, Dietzek B, Brehm BR, Lorkowski S, Popp J., 2012. Noninvasive Imaging of Intracellular Lipid Metabolism in Macrophages by Raman Microscopy in Combination with Stable Isotopic Labeling, Anal Chem. 84(20):8549-56.
11. Emine Feride KAHVECİ, Böbrek Hastalıkları Belirteci Olan Ürün Metabolitlerinin Raman Spektroskopisi İle Hızlı Ve Eş Zamanlı Tespiti, Yüksek Lisans Tezi,2016,Ankara



Öğr. Gör. Fiz.Yılmaz ŞAHİN

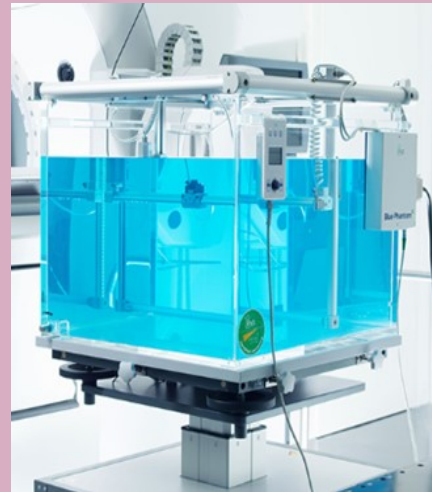
2010 yılında Atatürk Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2013 yılında yüksek lisansını tamamladı. 2009-2011 yılları arasında Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'da stajyer fizikçi olarak çalıştı. 2015 yılında Öğretim Görevlisi olarak atandı. Halen Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'da Öğretim Görevlisi olarak görevine devam eden Yılmaz Şahin'in ulusal ve uluslararası dergilerde yayınlanmış 20'den fazla makale, bildiri ve bilimsel araştırma projesi bulunmaktadır. Ayrıca Atatürk Üniversitesi SHMYO Tıbbi Görüntüleme Teknikleri bölümünde alanında dersler vermektedir. Atatürk Üniversitesi Fizik bölümünde Yoğun Madde Fiziği alanında doktora eğitimi devam eden Yılmaz ŞAHİN aynı zamanda İş Sağlığı ve Güvenliği Uzmanıdır.

SU FANTOMLARINDA KULLANICI TECRÜBESİ

Med. Fiz. Uzm. Alpaz LEVENT

Su fantomu sistemleri, su ve hava ortamında tarama (scanning) ve noktasal doz ölçümünde kullanılan, elektronik ve mekanik bileşenlerin bir arada çalıştığı farklı tasarımlara sahip dozimetre cihazlarıdır. Rezervuar, asansör, tank gibi ana bileşenlerden oluşur. Ölçüm öncesi suyun saklandığı kapalı bir depo olan rezervuardan, ölçümün gerçekleştirileceği su ortamının sağlandığı tank kısmına su aktarılır. Su tankı, ölçüm sırasında dedektörün motorlar ve hareket yolları ile farklı eksenlerdeki hareketinin sağlandığı hareket sistemini barındırır. Tank, ölçüm yapılacak eksternal radyoterapi sistemine tabandaki tekerlekli ayağı sayesinde hizalanır ve altındaki asansör (lift) sayesinde vertikal pozisyonu ayarlanır. Su fantomları, kullanılan dedektörün hareket kontrolünü sağlayan bir hareket kontrolcüsü ve gerilim sağlama/sinyal toplama işlemi için bir elektrometre ile çalışır.

Bu makalede, ülkemizdeki pazarda mevcut olan, tecrübe ettiğim dört büyük üreticiye ait: Blue Phantom 2 (IBA), MP3-M (PTW), DoseView 3D (Standard Imaging) ve 3D Scanner (Sun Nuclear) model, biri silindirik şekilli diğer üçü kare olan 3 boyutlu su fantomlarını, tasarım özellikleri ve teknik yapıları açısından karşılaştırmaya çalıştım.



Resim 1. PTW, Standard Imaging, Sun Nuclear, IBA firmalarına ait su fantomları

Bu 3 boyutlu su fantomları dışında, bu yazının içeriğinde olmayan ARM marka Mini-tank M3000ISO model alan dedektörünün 2 boyutlu hareket yeteneğine sahip olduğu ancak tabandaki hareket mekanizması ile döndürülerek 3 doğrusal eksende ölçüm yeteneği kazandırılan su tankı gibi, alışılmışın dışında modeller de mevcuttur. 64 litre kadar suya gereksinim duyan bu model tedavi masası üstüne kurularak kullanılıyor.



Resim 2. ARM Mini-tank M3000ISO

Kullanılmakta olan su fantomları ve tedavi cihazları farklı geometri skalalarına sahip olabileceğinden, IEC 61217 koordinat sistemine göre tariflenen X, Y ve Z eksenleri bu makalede sırasıyla Cross (Crossline), In (Inline) ve Vertikal olarak adlandırılacaktır.

1. Su Tankının Pozisyonlanması

Silindirik tasarıma sahip su tankı 3D Scanner, polar koordinatlarda hareket ettiğinden dolayı sadece radyal hareket merkezi, izomerkez ekseninde olacak şekilde kurulurken, kare fantomlarda eksen dışı setup ve ölçüm yapılabilir. tedir.

Yapacağımız ölçüme bağlı olarak kare su tanklarında yönün önceden belirlenmesi önemlidir. Derin doz ölçümlerinde en derinden sığ yöne doğru tarama yapılması gerektiği gibi transvers düzlemdeki (profil) ölçümlerde de dedektör yapısına ve hareket mekanizmasına bağlılık vardır.

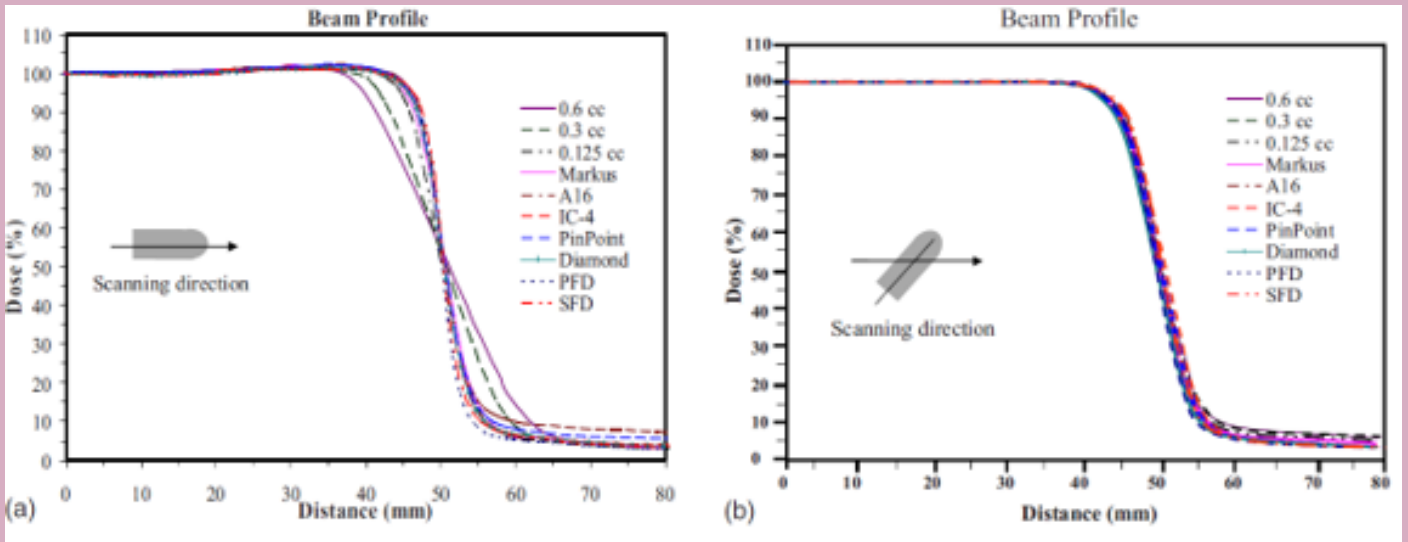
Su tankının içinde alan (field) veya örnekleme (sampling) dedektörünün hareketi, motor ve mekanik bileşenlerle sağlanır. Bunlardan transvers bar, su tankının içindeki alan dedektörünün kendi lateral yönlerinde hareketini gerçekleştirdiği eksenindeki hareket yolunu sağlar. Bu bar, tasarıma bağlı olarak tek ya da iki yanda vertikal yöndeki hareketin sağlandığı barlara bağlıdır.

PTW markası su fantomu tasarımlarında tekli vertikal barı kullanırken diğer büyük üç üretici ikili barı tercih etmektedir. Tek taraflı vertikal barın bulunduğu tasarımda dikkat edilmesi gereken nokta; uzun yıllar kullanılmış su fantomlarında transvers barda zamanla oluşabilecek sarkma denilebilir. Transvers bar, vertikal bar üzerindeki eklem yerindeki vidasından sıkılaştırılarak tekrar sabitlenebilir.

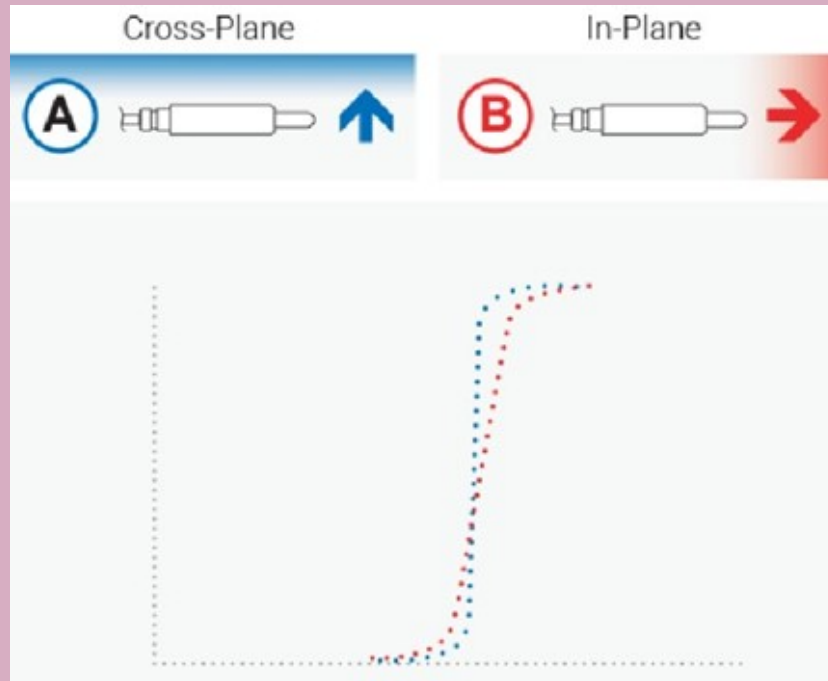
Marka	Model	Şekil	Hareket Eksenleri	Terazi	Transvers Bar	Beraberindeki İyon Odası	Hareket Hassasiyeti
IBA	Blue Phantom 2	Kare	Kartezyen	4 Nokta	2	0.13 cc	0.1 mm
PTW	MP3-M	Kare	Kartezyen	3 Nokta	1	0.125 cc	0.1 mm
Standard Imaging	DoseView 3D	Silindirik	Kartezyen	3 Nokta	2	0.125 cc	0.1 mm
Sun Nuclear	3D Scanner	Kare	Polar	3 Nokta	2	0.125 cc	0.1 mm

Tablo 1. Su fantomlarının teknik özellikleri

Kare tanklarda, alan dedektörünü kendi lateral ve longitudinal yönünde hareket ettirmek mümkündür. Bu sayede aynı setup'ta crossline ve inline tarama yapılabilir. Ancak dedektörün longitudinal hareketinde karşılaşılabilecek iki soruna dikkat etmek gerekir. Profil taramasında kullandığımız bir iyon odası ise hacimsel ortalama etkisini (Volume Averaging Effect) azaltmak için dedektörün kendi lateral yönlerinde hareket edecek şekilde kullanılması tercih edilmelidir.

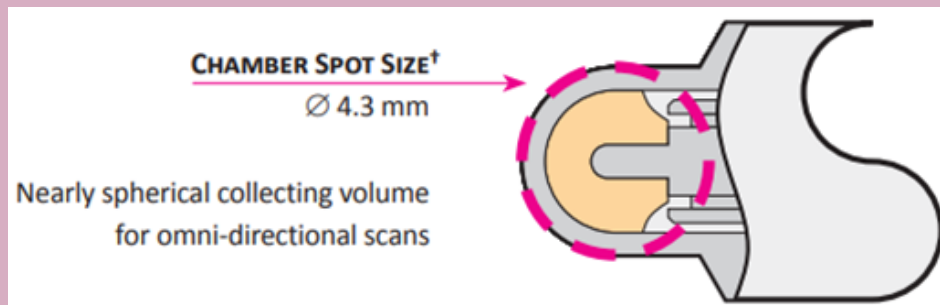


Resim 3. Bazı dedektörlerde tarama yönüne bağlılık (Referans: AAPM TG-106)



Resim 4. Transvers düzleme paralel ve crossplane yönüne dik pozisyonlanmış bir iyon odasının crossplane ve inplane yönlerindeki hareketinin profil grafiğindeki etkisi

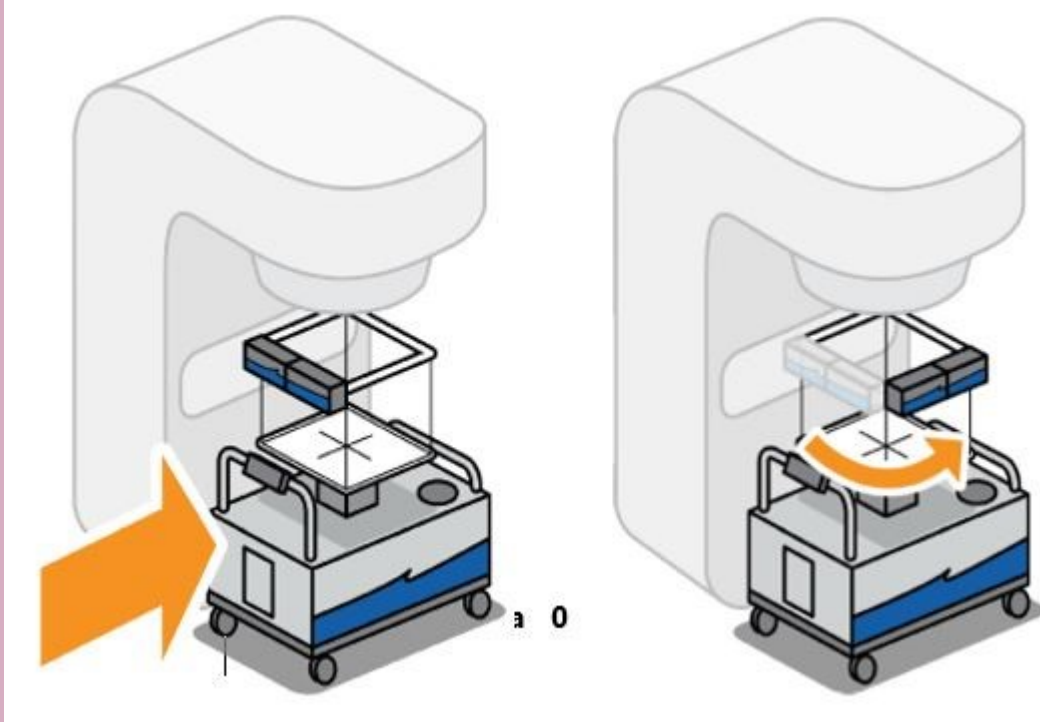
Bu etkinin, geleneksel silindirik tasarım yerine küresel şekilli tasarımıyla minimize edildiği Exradin A26 isimli 0.015 cc toplama hacmine sahip patentli bir iyon odası da mevcuttur.



Resim 5. Standard Imaging Exradin A26 kesitsel görünüm

Ayrıca dedektör hareketi, özellikle sıg derinliklerdeki profil taramalarında suda dalgalanmalara sebep olabilir. Su fantomunun hareketli düzeneğinin, su içinde mümkün olan en küçük hacminin hareketiyle yapılacak taramayla bu sorun minimize edilebilir (AAPM TG-106). Bunu sağlamak için profil taramalarında dedektörün transvers bar üzerinde hareket ettirilecek yönde kullanılması gerekir. Kare fantomlarda setup değiştirilmeden cross yönündeki taramada yalnızca transvers bar üzerindeki dedektör tutucu (holder) hareket eder. In yönünde ise vertikal barlar ve transvers bar beraber hareket eder. Su içinde hareket eden hacim fazla olduğundan dalgayla sebep olabilir.

Bu sebeplerden ötürü alınacak ölçüme tankın pozisyonlanmasından önce karar vermek zaman kazandıracaktır. Örneğin; modelleme için crossline profil ölçümleri alınacaksa, yukarıdaki sebeplerden dolayı su tankını transvers barın crossline ekseninde olacağı yönde pozisyonlamak tercih edilir. Masa ile tedavi cihazı arasındaki mesafe fantomunuzu tek yönde yerleştirmenize izin veriyorsa, Standard Imaging gibi markalarda tank kısmını döndürerek istenilen yönelimi sağlayabilirsiniz.



Resim 6. Su fantomunun masa 0 derece açıdayken yerleştirilmesi ve tankın döndürülmesi

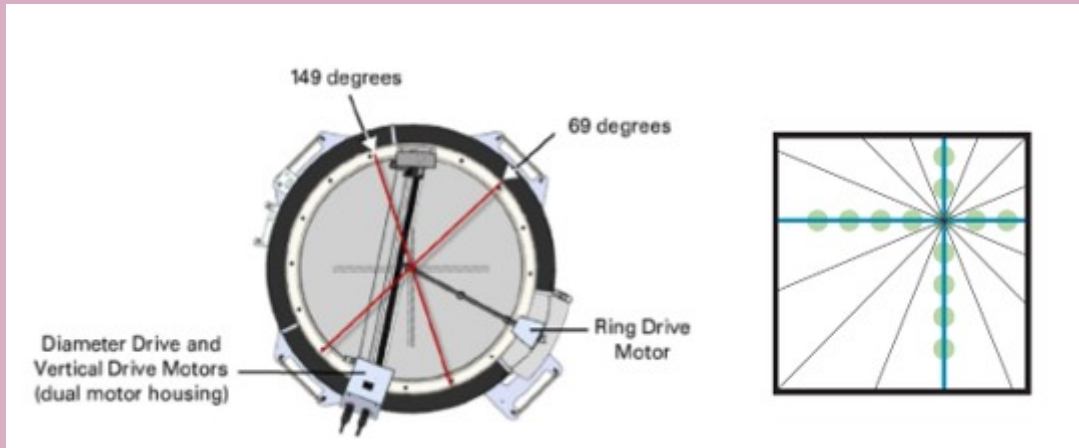
Su tankının döndürülemediği bir model kullanıyorsanız ya da döndürmeyi tercih etmezseniz, tedavi masasını 90° ya da 270° derece açıya getirerek yine crossline ekseninde tarama yapabilecek şekilde fantomunuza çalışma alanı yaratabilirsiniz.



Resim 7. Tedavi masası döndürülerek su fantomunun yerleştirilmesi

Silindirik fantom tasarımında, alan dedektörü her zaman lateral yönünde hareket ederken, crossline ve inline yönlerindeki taramalarda transvers barın rotasyonel (ring) hareketi ile tarama eksenı değiştirilir.

Hareket kabiliyetlerini özetlersek kare fantomlar kartezyen hareket yönleri olan X, Y ve Z eksenlerinde hareket ederken; silindirik fantom, polar hareket sergileyerek r (Yarıçap), θ (Teta) ve Z eksenlerinde hareket eder. Polar hareketinden ötürü silindirik fantomda eksen dışında(off-axis) profil taraması yapılamaz.



Resim 8. Çap merkezinde polar koordinatlarda hareket yeteneğine sahip silindirik ve kartezyen hareket yeteneğine sahip kare su tankı tasarımlarının transvers grafikleri

Sun Nuclear haricindeki üreticiler su tanklarının tabana yakın yan duvarında su doldurma/boşaltma bağlantı noktası kullanmaktadır. Sun Nuclear markası, bu işlemi üst çerçevesine bağlanılanarak sabitlenen harici bir boru ile yapmaktadır. Bu tasarım, boru çapının da etkisiyle hızlı su akışı sağlarken, her ne kadar tankın su boşaltma tarafına eğildiği bir su boşaltma pozisyonu olsa da suyun tankın üst kısmına kadar dik şekilde çekildiği tasarımından dolayı boşaltma işlemi sonunda diğer fantomlara kıyasla tankta daha fazla su bırakmaktadır. Standard Imaging markası ise diğer tasarımlardan farklı olarak tank tabanını U şeklinde dolanan bir kanal kullanmakta, su boşaltma işlemi sonunda kalan su, bu kanal vasıtasıyla toplama haznesine akmakta ve boşaltma işlemi sonunda nispeten en az suyu bırakmaktadır. 0.1 mm hareket hassasiyeti ile çalışan ürünler Tablo 2'deki gibi farklı tarama hacimlerine sahiptir.

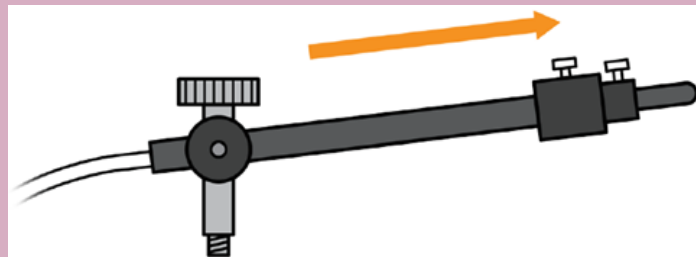
Marka	Model	Eksenlerdeki Tarama Boyu		
		X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
IBA	Blue Phantom 2	478	478	410
PTW	MP3-M	500	500	408
Standard Imaging	DoseView 3D	500	500	410
Sun Nuclear	3D Scanner	650 (Çap)		400

Tablo 2. Su fantomları ve tarama boyutları

2. Dedektörlerin Kurulumu ve Elektrometre

Bağlantı noktaları uygun olmak kaydıyla tüm üreticiler kendi dedektörleri dışında diğer markaların da yaygın kullanılan dedektörlerinin kendi fantomlarında kullanılmasına olanak sağlamaktadır. IBA markası CC13 model 0,13 cc toplama hacmine sahip iki adet iyon odası ile setini tamamlarken diğer markalar SNC125 (Sun Nuclear), Exradin A28 (Standard Imaging) ve Semiflex 31010 (PTW) model 0,125 cc'lik iyon odaları sağlamaktadır. İyon odalarının referans dedektör olarak kullanımında build up sağlayarak sinyal arttırmak için kullanılan kapaklar (cap) SNC125 modelleriyle gelmemektedir.

Alan ya da örnekleme (Field, Sampling) ve referans dedektörlerin kullanımı için her markanın kendi çözümü bulunmaktadır. Referans dedektörün pozisyonlanması için kare tank üreten markalarda katı bir boru veya çubuk şeklinde tutucu aparat bulunurken, silindirik tank üreten Sun Nuclear markasında kıvrılabilen bir destek kullanılmıştır.



Resim 9. Referans dedektör tutucu kol

Alan dedektörlerinin su seviyesine göre hizalanmasında farklı tasarımlar mevcuttur. PTW TrueFix sistemi kullanırken, Sun Nuclear ve IBA setup cap kullanmaktadır. Standard Imaging, setup cap'e ek olarak dedektör fantoma yerleştirilmeden yapılan bir uygulama da sağlamaktadır.



Resim 10. PTW ve Standard Imaging dedektör pozisyonlama sistemleri

PTW, IBA ve Sun Nuclear markaları, alan dedektörü yerine ayrıca doğrusal dedektör sisteminin kullanıldığı ölçüm seçeneği de sunmaktadır.

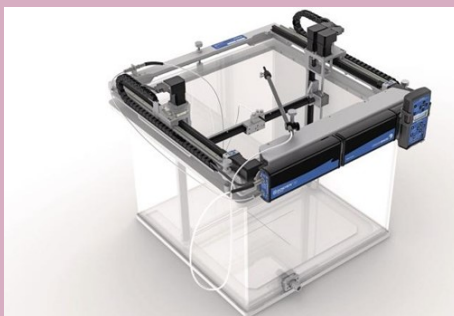
Fantomlar, kontrol bilgisayarları ile aralarındaki veri aktarımlarını bir veri kablosu aracılığıyla yaparlar. Standard Imaging markası, bu tasarıma ek olarak kablosuz veri transferi özelliği de sunmaktadır. Bu özellik sayesinde su fantomu etrafında çalışırken ayağınızın takılabileceği sadece güç kablosu bulunur. Cihazın, hareket kontrol kumandası da diğer modellerden farklı olarak kablosuzdur.

PTW ve IBA üreticileri harici, Sun Nuclear tank ile bütünleşik elektrometre ve kontrol düzeneğine sahipken, Standard Imaging istenildiğinde ayrılabilen bir tasarıma sahiptir. Bütünleşik yapılarda arıza durumunda, parça değişiminin montaj ihtiyacından doğan zorluklar vardır.

Sun Nuclear haricindeki markalar çok kanallı elektrometre özelliği ile voltaj uygulanan bir iyon odası ile voltaj uygulanmayan bir diyodun kullanımına olanak sağlamaktadır. Sun Nuclear 3D Scanner üzerindeki elektrometre ise alan ve referans kanallarına aynı voltajı uygulamaktadır. Bu sebeple bu fantomla diyot dedektör ile iyon odası kullanmak istenildiğinde sadece, ters akımın önlendiği bir tasarıma sahip kendi geliştirdikleri diyot dedektör kullanılabiliyor.

3. Terazî Ayarı

Sun Nuclear, Standard Imaging ve PTW markalarında üç noktadan ayarlı terazileme sistemi kullanılırken, IBA tasarımında hareketli sistemin bağlı olduğu üst çerçevenin köşelerinde dört noktadan ayarlanan bir sistem kullanılmaktadır. Otomatik setup özelliği sunan Sun Nuclear fantomunda terazi ayarını alan dedektörünün bağlandığı bölgedeki sensör ile su yüzeyini farklı noktalarda algılayarak yapmaktadır (Bu özellik PTW yeni ürünü Beamscan'de de bulunmaktadır.). Diğer kare su tanklarında hareketli sistemin terazi ayarı için farklı tasarımlar kullanılmaktadır. Terazî ayarı, hareketli sistemin doğrudan tank duvarına monte edildiği PTW'da, tankın alt kısmındaki üç vidanın döndürülmesi ile yapılırken, IBA ve Standard Imaging'de bu ayar tankın üstündeki hareketli sistemin bağlı olduğu çerçevenin ayarlanması ile sağlanmaktadır. Standard Imaging'de su tankının üstüne üç noktadan basan ve buralardaki vida ayakların döndürülmesiyle terazisi ayarlanan hareketli sistemin bağlı olduğu yekpare bir çerçeve vardır. Üç noktadan bir düzlem geçer yaklaşımını kullanmayan IBA ise benzer şekilde çerçeve ayaklarından ayarlamaya olanak verirken, bunu köşelerde eklemlere bağlı dört kenar profilden oluşan, toplamda dört vida üzerinde duran bir yapıyla sağlamaktadır.



Resim 11. Standard Imaging - DoseView 3D terazi çerçevesi



Resim 12. IBA - Blue Phantom 2 terazi çerçevesi

4. Yazılım

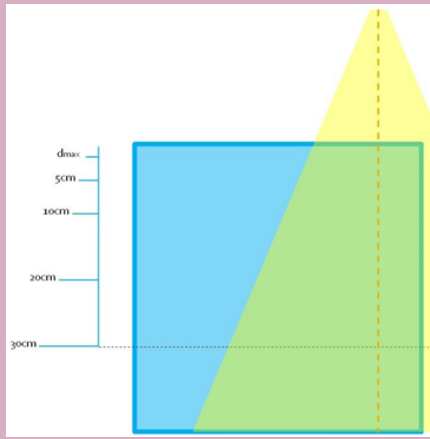
Diğer markalar arasında en modern arayüze sahip yazılım Sun Nuclear markasına ait diyebiliriz. Eski versiyonlarda yaşanan yazılım sorunlarıyla güncel versiyonlarda karşılaşmamakta. PTW ise Mephysto mc² isminde çok kararlı çalışan ama eski arayüzlü bir yazılıma sahip. Bu yazılımı yeni tasarımı Beamscan'de de sürdürmekte. IBA ürünü ile kullandığım OmniPro yazılımının ise diğer tasarımlara kıyasla pek kullanıcı dostu olduğunu söyleyemeyeceğim. Standard Imaging markasının DoseView 3D yazılımı da PTW gibi modern olmayan bir arayüze sahip. Yazılımın yetersizliğinin farkında olan firma, benim de ürün geliştirmeye destek verdiğim modern bir arayüze sahip 2. versiyon yazılımını hazırlamakta.

Bu makalede değerlendirilen tüm markalar güncel yazılımlarında, continuous (devamlı) ve step by step (adım adım) tarama seçeneklerini sunmaktadır. Aynı şekilde değişken adım boyutlu tarama yapmaya izin verilmekte ve böylece doz gradyentinin yüksek olduğu bölgelerde nokta sıklığı arttırılabilmektedir.

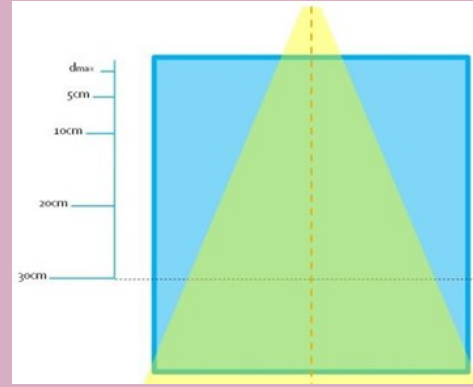
Sun Nuclear 3D Scanner fantomu, SSD = 100 cm setup pozisyonunda, 40 cm x 40 cm gibi büyük alan boyutlarında in ve cross yönlerinde tüm alanı tarayabilmek için Offset Holder isimli dedektörü transvers bar ekseninde lateralde öteleyen bir parça kullanmaktadır. Bu parça, normal dedektör tutucu parça ile değiştirilip yazılımda aktif edilir. Profilin önce bir yarısı alındıktan sonra 180 derece ring hareketi olur ve dedektör ikinci yarısı alacak pozisyona getirilir. İki yarı profilin ölçümü arasındaki dönme hareketi sırasında sinyal toplanmaz. Hareket tamamlandığında, yazılım üzerinde profil grafiğinin kaldığı yerden (merkez eksenden) devam ettiği görülür. Bu parçanın kullanılmasıyla dedektör normalden daha fazla (yaklaşık 2 cm) tank duvarına yaklaşabilir. Yine de bu tasarım, aynı setup koşullarında 40 cm x 40 cm boyutundaki alanın diagonal profil ölçümüne (~ 56.57 cm doğrusal yol) izin vermez. Buna çözüm olarak üretici SSD çevrimi (conversion) algoritmasını kullanarak, ölçümün SSD = 80 cm'de alınarak SSD = 100 cm'ye yazılımla çevrilmesini çözüm olarak sunmaktadır. Kullanım kolaylığı sağlayan benzer uygulama, PTW markasının güncel versiyonlarında da bulunurken Standard Imaging markasının 2. versiyon yazılımının henüz tamamlanmakta olan beta versiyonuna eklenmiştir.

SSD çevriminin kullanılmadığı uygulamalarda ise yarım profil ölçümü yapılır. Su fantomunun eksen dışı (off axis) setup yapılarak pozisyonlandığı bu yöntemde, profilin bir yarısı ölçülüp, tam profil isteniyorsa yazılımda aynalanarak (mirror) ya da diğer yarısının ölçülmesi sonrası iki yarı toplanarak tam profilin elde edilmesi sağlanır. Bu yöntem SSD çevrimi uygulamasıyla karşılaştırıldığında meşakatlidir ve setup sırasında yüksek hassasiyet gerektirir.

Özellikle yarım profil ölçümünde dikkat edilmesi gereken bir husus, lateral build up mesafesidir. AAPM TG-106 referansına göre iyon odasının ölçüm yaptığı ortam lateral yönlerde 5 cm'den daha kısa olmayan bir mesafeye kadar uzamalıdır. Bu da eksen dışı setup yaptığımızda dedektörün, alan merkezinde ve hareketi boyunca su tankı duvarlarına en az 5 cm uzaklıkta olması gerektiğini gösterir.

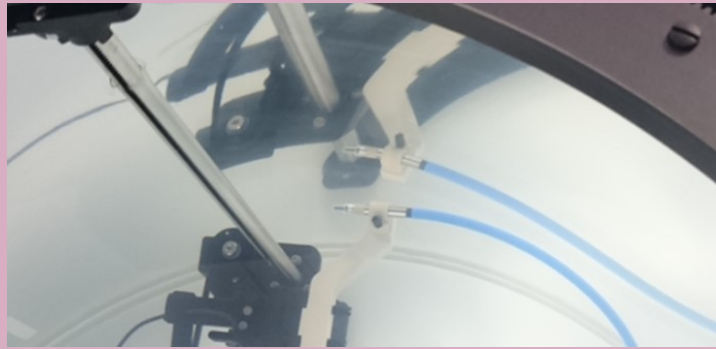


SSD=100cm yarım profil



SSD=80cm tam profil

Resim 13. Yarım ve tam profil ölçüm düzenekleri



Resim 14. Offset holder kullanılan uygulama

Yukarıda, offset holder kullanılan Sun Nuclear tasarımında dedektörün tank duvarına yaklaşık 2 cm kadar yaklaştığını belirtmiştim. Lateral build up mesafesi konusundaki referansımıza uygun olmadığını düşünerek görüşüğüm 35. ESTRO Kongresi'ndeki (Torino, İtalya) Sun Nuclear çalışanlarından, ölçüm yapılan bu bölgenin profil kuyruğu olduğundan lateral build up mesafesinin dikkate alınmayabileceği şeklinde bir dönüş aldım.

5. Tercihler ve Kullanıcı Alışkanlıkları

Bu dört büyük üreticinin su fantomlarının karşılaştırıldığı makalelerde fantomların güvenilirlikleri eşdeğer görülmüştür. Bir çok gereksinime benzer çözümler üretilmiş olsa da bazı konularda markaların özgün tasarımları akılcı çözümler ortaya çıkarmaktadır.

Su fantomu ve benzer sistemlerin tercihinde, kararlı çalışma ve kullanıcı dostu tasarımın aranan özellikler olması yanında, ülkemizde fantom seçiminin tedavi cihazıyla paket yapıldığı pazar dinamikleri sebebiyle marka bağlı kullanıcı alışkanlıklarının göz ardı edilemeyeceğini olduğunu düşünüyorum.

Su fantomlarının karşılaştırıldığı makaleler:

1. Yuichi Akino, John P. Gibbons, Daniel W. Neck, Connel Chu, Indra J. Das, Intra- and intervariability in beam data commissioning among water phantom scanning systems, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 15, No. 4, 2014
2. Daniel Saenz, Joseph Roring, Wilbert Cruz, Vikren Sarkar, Niko Papanikolaou, Sotirios Stathakis, Commissioning and cross-comparison of four scanning water tanks, International Journal of Cancer Therapy and Oncology, 2015, ISSN 2330-4049



Med. Fiz. Uzm. Alpay Levent

Lisans eğitimini Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünde, yüksek lisansını Acıbadem Üniversitesi Medikal Fizik bölümünde tamamladı. 2011-2013 yıllarında Varinak Onkoloji Sistemleri şirketinde medikal fizik uzmanı olarak Ankara Numune E.A. Hastanesi ve Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji E.A. Hastanesi'nde görev yaptı. 2013 yılı itibarıyla bulunduğu; proje yönetimi, hizmet alımı, cihaz devreye alma, beam data ölçümleri -modelleme, klinik destek, eğitim organizasyonları gibi konularda medikal fizik hizmetleri veren Medideal Medikal Projeler ve Çözümler şirketinde Medikal Fizik Müdürü olarak çalışmakta ve Hacettepe Üniversitesi Biyomühendislik A.D.'nda doktora eğitiminin tez çalışmasını sürdürmektedir.

AAPM TG-218: IMRT KALİTE GÜVENCESİNDE ÖLÇÜM TABANLI DOĞRULAMA İÇİN TOLERANS SINIRLARI VE METODOLOJİLERİ

Med. Fiz. Uzm Gökay Ceyran

Hastaya özgü IMRT kalite güvencesi (QA), hesaplanan ve uygulanacak radyasyon dozları arasındaki uyumsuzlukları tanımlamak için tasarlanan sürecin önemli bir bileşenidir. Tolerans sınırlarında ise hala tutarsızlıklar olduğu bilinmektedir. Kesin veriler olmamakla birlikte bu veriler her klinikte farklılıklar gösterebilmektedir. 2018 yılında yayınlanan AAPM TG-218 raporu, bu sürecin anlaşılmasının ve tutarlılığın artırılmasına yönelik kapsamlı bir araştırma olmasının yanı sıra, hastaya özgü IMRT kalite güvencesinde metodoloji ve tolerans limitleri için öneriler sunmaktadır. Bu yazıda tedavi öncesi yapılan hastaya özgü IMRT kalite güvence süreci kısaca özetlenmeye çalışılmıştır.

Bu raporda, doz farkı/mesafe uyumu (distance to agreement, DTA) ve γ doz dağılımı karşılaştırma ölçüsü değerlendirilmiş, ölçme yöntemlerinin her biri artıları ve eksileriyle tartışılarak gözden geçirilmiştir. Mutlak doz doğrulamasına yönelik metodolojiler tartışılarak yeni IMRT QA için doğrulama araçları sunulmuştur. Farklı planlama ve uygulama sistemleri için yapılmakta olan ölçüm ve hesaplamalar arasındaki beklenen ya da ulaşılabilir uyuma ait literatür gözden geçirilerek analiz edilmiştir. Referans alınan durumlarda γ doğrulama algoritmasının uygulanması test edilmiş ve sonuçlar paylaşılmıştır. IMRT QA için, γ doğruluğunu azaltabilecek uygulamaya dair eksiklikler açıklanmış, uzaysal çözünürlük, normalizasyon, doz eşiği ve veri yorumlaması tartışılmıştır. IMRT QA üzerine yayınlanan veriler ve grup üyelerinin klinik tecrübeleri IMRT QA için tolerans ve eylem limitleri üzerine rehber ve önerilerin geliştirilmesi için kullanılmaktadır. Ayrıca, başarısız IMRT QA planlarını kontrol etmek için de gerekli adımlar açıklanmıştır.

Kısaca hastaya özgü IMRT planlarının doğrulanması için yapılan QA ölçümleri;

- Planlanan ve uygulanan dozlar arasındaki uyumsuzlukları tespit etmek için tasarlanır.
- Radyasyonun iletimindeki toplam hatanın dedekte edilmesini sağlar.
- IMRT sürecindeki tüm olası hata kaynaklarının bilindiği, karakterize edildiği ve içerildiği kavramına olan güveni minimuma indirir.
- Hastanın ve tedavinin uygunluğunun güvenliğini sağlar.

Literatüre baktığımızda, 2003 yılında çıkarılan AAPM raporu ile uygulanma sistemleri ve tedavi öncesi QA'yı açıklayan IMRT klinik uygulaması yayınlanmış, 2009 yılında farklı IMRT planlama ve uygulama sistemleri için testler ve örnek doğrulama sonuçlarını içeren ilave detaylar paylaşılmış, 2011 yılında ise farklı dozimetrik yöntemlerin güçlü ve zayıf yönleri ile hastaya özgü ölçümlerin uygulanabilmesi için doğru verilerin alınması gerektiği belirtilmiştir. Sadece AAPM değil, aynı zamanda diğer organizasyonlardan American College of Radiology (ACR), American Society for Radiation Oncology (ASTRO) da IMRT uygulamasında hastaya özgü IMRT QA yapılması gerektiğinin önemini belirtmiştir. Pek çok klinikte bu ölçüm, hastanın tedavi planı yapıldıktan ve doktor onayladıktan sonra homojen bir fantom kullanılarak yapılmaktadır. Fakat QA için hazırlanan fantom planı algoritmanın heterojenite yönetimi, segmentasyon hataları ya da hasta konumlandırma hataları gibi durumları kontrol edememektedir.

TG-218 Raporu;

- Sabit gantry IMRT, VMAT ve tomoterapi teknikleri için ölçüm ve hesaplamalar arasındaki uyum hakkında veri içeren literatür raporlarını gözden geçirmiş,
- Uygulanmakta olan tedavi parametrelerini ve yaygın olarak kullanılan ölçüm yöntemlerini gözden geçirip, her yöntemin artı ve eksilerini tartışmış,
- Temel olarak, doz farkı karşılaştırmalarında, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasındaki DTA karşılaştırmasında ve bu iki yöntemin kombinasyonunda (γ yöntemi) kullanılan iyon odası ve 2 boyutlu detektör dizileleriyle mutlak doz doğrulaması için tek-nokta (küçük ortalama hacim), 1 boyutlu ve 2 boyutlu analiz metodolojilerini incelemiş,
- IMRT QA analizini gerçekleştirmek için kullanılan çeşitli parametrelerin seçimi de dahil olmak üzere doz farkı/DTA ve γ doğrulama yöntemlerini, kullanımlarını ve satıcı-uygulama (marka-yazılım) değişkenliğini araştırmıştır.

Dolayısıyla da bu rapor tolerans limitleri ve ölçüm yöntemlerinin yanı sıra tolerans ve eylem limitlerinin seçilmesinde hem random hem de sistematik hatayı dikkate alan öneriler sunmuştur. Eylem limiti hastaya zarar vermeden sapmalarına izin verilen kalite ölçüm miktarı iken, tolerans sınırları bir işlemin normal olarak çalıştığı kabul edilen, yani sadece rastgele hatalara tabi olan sınırlar olarak tanımlanmıştır.

IMRT planlama ve uygulanmasında çeşitli belirsizlikler söz konusudur;

1. Tedavi Planlama Sisteminde; MLC lif sonu, MLC tongue-and-groove etkileri, lif/kolimatör geçirgenliği, kolimatör/MLC penumbra, kompensatör sistemleri, küçük alan boyutları için output faktörleri, geri saçılma, ek-sen-dışı profiller, doz hesaplama grid boyutu ve heterojenite düzeltme modellemesi.
2. Uzaysal ve dozimetrik uygulama sisteminde; MLC lif pozisyon hataları, MLC lif hızı hızlanması/yavaşlaması, gantry rotasyon stabilitesi, masa hareket stabilitesi ve demet stabilitesi (düzlük, simetri, doz verimi, doz hızı, düşük MU'larla segmentasyon)
3. IMRT QA programlarında; Farklı kliniklerde farklı programların kullanılması nedeniyle de bir belirsizlik meydana gelmektedir. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarını karşılaştırmak için ya global ya da yerel doz normalizasyonu kullanma tercihi bu duruma bir örnektir.

Hastaya özgü IMRT QA'sında önemli faktörler ve karşılaşılan problemler aşağıda ana başlıklarla özetlenmiştir;

Doz Farkı, DTA, γ Analizi ve Doğrulama Yöntemleri

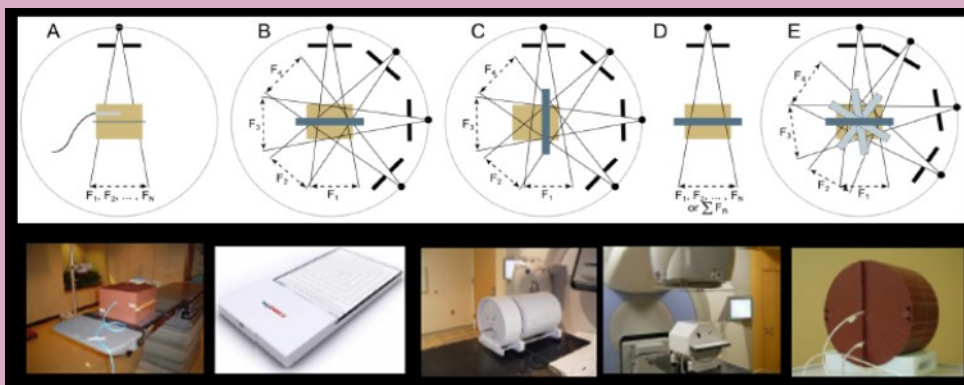
Doz karşılaştırma teknikleri "Referans" ve "Değerlendirilen" dozlar olmak üzere ikiye ayrılırken, bu doz dağılımlarının klinik olarak geçerli limitler içerisinde uyumlu olmaları gerekir. Ancak bu doz dağılımlarının karşılaştırmalarında hem uzaysal hem de dozimetrik belirsizlikleri anlamak gerekmektedir.

Doz dağılımlarını karşılaştırmada kullanılan en geçerli, hızlı ve niceliksel yöntem konturları üst üste bindirerek karşılaştırma yöntemidir. Ancak dozdaki farklılıklar ve lokal doz gradyentleri doz dağılımlarında farklılıklara neden olmaktadır. Bu durum, QA ölçümü yapılırken homojen fantom kullanılması hasta ve fantomun atenuasyon ve saçılma özelliklerinin farklı olması sebebiyle de açıklanabilir.

Doz farkı testi, düşük doz gradyentlerinin olduğu bölgelerde başarılı iken keskin doz gradyentlerinin olduğu bölgede değerlendirme için yeterli değildir. Keskin doz geçişlerinin olduğu bölgelerde γ analizi testi, doz farkı testiyle farklı sonuçlar verebilmektedir. DTA testi için ise durum tam tersidir. Doz farkı testi ile DTA testinin birleşimi olarak kullanılan kompozit testte ise belirlenen bir referans noktasında doz farkı testi ya da DTA testinden biri başarıyla geçmiş ise başarılı kabul edilirken ikisi de başarısız olursa bu test de başarısız olmaktadır. Bu bir avantaj olarak görülse de başarısızlıkla sonuçlanan bir durumda bu başarısızlığın ne kadar olduğu hakkında bir bilgi vermemektedir.

Keskin doz gradyenti olan bölgelerdeki doz dağılım karşılaştırmalarının duyarlılığını otomatik olarak azaltan γ testi ise karşılaştırmalarda bir avantaja sahiptir. Bu test, değerlendirilmiş doz dağılımının referans doz dağılımına göre en yakın yaklaşımını nümerik olarak gösteren bir yöntemdir. Fakat γ testinin etki ve doğruluğunu azaltabilecek bazı uygulama detayları vardır ki bunlar; normalizasyon, uzaysal çözünürlük ve yorumlamadır. Global ya da lokal normalizasyon tercihi, fantom ve hedef hacim şekillerindeki farklılık, uzaysal çözünürlükte doğru interpolasyonun uygulanmaması gibi etmenler γ testinin başarısını düşürmektedir. Gamma analizi değerlendirmede bu etmenlerin önemli rol oynadığı ve dikkatli uygulanması gerektiği vurgulanmıştır.

1. Ölçüm Yöntemleri



Şekil 1. a) Belirli bir derinliğe yerleştirilmiş bir iyon odası ve koronal düzlemde radyografik filmin olduğu bir fantom üzerinde, True Composite (TC) metodu, b) Tedavi masası üzerindeki koronal düzlemde yerleştirilen sabit 2 boyutlu (2B) array üzerinde TC metodu, c) Tedavi masasında sagittal doğrultuda yerleştirilen sabit 2B array üzerinde TC metodu, d) Tedavi masasında koronal düzlemde yerleştirilmiş sabit 2B array üzerinde Perpendicular field-by-field(PFF) ya da Perpendicular composite (PC) metodu, e) Tedavi kafasına monte edilmiş 2B array üzerinde PFF veya PC metodu (<http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/124-34859-405535-125518.pdf>)

IMRT QA için klinik rutinde en çok kullanılan ölçüm yöntemleri; yukarıdaki şekilde de belirtildiği gibi TC, PFF ve PC yöntemleridir. TPS'te gerekli ölçümün yapılabilmesi için aynı geometrideki fantomda doz hesaplanmalıdır. TC metodunda radyasyon demeti, MU, gantry, kolimatör, masa açısı ve MLC lif pozisyonları dahil edilerek sabit bir ölçüm cihazı ya da fantoma iletilir. Bu yöntemin 3 önemli avantajı vardır. Birincisi gantry, kolimatör, masa açısı, gantry açısına bağlı MLC lif pozisyonlarındaki hataları ve hatta masadan gelen saçılmaları da hesaplar.

İkincisi, elde edilen doz dağılımının hastaya verilecek doz ile yakından ilişkili olmasıdır, böylece yüksek doz bölgesi ve aynı düzlemde yer alan risk altındaki organlar arasındaki ilişki değerlendirilebilir. Son olarak da, analiz edilecek tek bir doz görüntüsü vardır. En büyük dezavantajı ise; pek çok demet huzmesinin film veya detektör düzlemini geçememesidir. PFF metoduna baktığımızda, gantry tüm demetler için 0°'de (aşağıya doğru) sabitlenir ve kolimatör nominal açıda sabitlenir. Bu yöntemde genellikle diyot ve 2B arrayler kullanılırken film ve EPID de kullanılmaktadır. Bu yöntemin avantajı, her bir alanın her bir kısmını, her bir IMRT alanındaki dozu ayrı ayrı iletip ve analiz ederek örnekler. Problem, her bir demetteki doz dağılımı çok fazla modüle edilmiştir ve dozdaki küçük farklılıklar analiz sonuçlarında büyük farklılıklara neden olabilmektedir. Ayrıca yaygın olarak ortaya çıkan, her demet görüntüsünde ayrı doz hatalarının toplamının önemi genel olarak bilinmemektedir. Son yöntem olan PC metodu, PFF yöntemine benzerdir. Ancak doz analiz için tek bir doz görüntüsü oluşturarak tüm dik alanlar için tamamlayıcıdır ve bu da yöntemi PFF'den daha hızlı hale getirir. Yani, her bir demetin tüm kısımları tek bir görüntüde birleştirilmiştir ki bu da bu yöntemin avantajıdır. Fakat bu yöntemde, saçılan bölgelerdeki gibi bazı doz iletim hataları maskelenebilir ve kompozit içindeki herhangi bir demetten gelen doz hataları diğer demet dozlarının üst üste bindirilmesiyle gizlenebilir. Sonuç olarak en iyi ölçüm yöntemini seçmede en büyük kıstas, iletilen ve hesaplanan dozlar arasındaki önemli farklılıkları en iyi tanımlayanı tercih etmek olacaktır.

2. Mutlak Doz Doğrulama Yöntemleri

İyon odaları nokta doz ölçümlerine olanak sağlarken diyotlar, 2B arrayler, EPID, radyografik ve radyokromik filmler, iki boyutlu doz dağılımlarının, jel ve diğer 3 boyutlu (3B) dozimetreler de üç boyutlu doz dağılımlarının ölçülmesine olanak sağlamaktadır.

Kliniklerde mutlak doz doğrulama ölçümleri genellikle nokta doz tekniği ve 2B ölçümlerle yapılırken, 3B ölçüm yöntemlerinin kullanımı da giderek artmaktadır. Genel olarak bakıldığında her bir yöntemde dikkate alınması gereken önemli noktalar olduğu bilinmektedir. En büyük sıkıntı, küçük hacimli iyon odalarının hemen yanlarında doz gradyentlerinin bulunması halinde, küçük pozisyon hatalarının ölçülen ile hesaplanan dozlar arasında büyük farklılıklara yol açmasıdır. EPID ve filmler her bir kullanım öncesi kalibrasyon ve devreye alma (commissioning) işlemlerinin yapılması gerektiğinden ideal mutlak doz dozimetreleri değildirler. 3 boyutlu dozimetrelerin ise jelin doğru hazırlanması, ışınlandıktan sonra okunma prosedürü ve tek kullanımlık olmaları gibi dezavantajları vardır.

Genel olarak özetleyecek olursak, iyon odaları sadece tek bir nokta hakkında bilgi verirken tüm plan doğrulaması için yeterli bilgiyi sağlamaz. 2B dozimetrelerde genellikle doğrultu düzeltmesi uygulanmalıdır. 2B ve 3B dozimetrelerin her zaman doğru kalibre edildiklerinden emin olmak gerekmektedir.

3. Rapor Edilen Ölçülmüş ve Hesaplanmış IMRT Uyumu

Hastaya özgü IMRT QA, çeşitli yöntemlerle gerçekleştirilip analiz edilmektedir;

- Düşük doz gradyentli yüksek doz bölgesinde ölçülen mutlak doz,
- Lokal olarak hesaplanmış bir nokta dozuna normalize edilen mutlak düzlemsel doz, düzlemin global olarak hesaplanan maksimum dozu veya tüm tedavi planının maksimum dozu,
- DTA ölçümü,
- γ analizi.

Bu IMRT QA raporunda ölçüm ve hesaplamalar arasındaki uyumu genel olarak özetleyen kapsamlı bir tablo bulunmaktadır (Tablo 2). Bu tablo, %5 içerisinde beklenen değerlerle uyumlu iyon odası ile mutlak doz ölçümlerini ve %3/3 mm DTA kullanarak >%90 γ geçiş oranına sahip 2B ölçümleri göstermektedir.

Bu raporda çeşitli kliniklerde kullanılan yöntemler ile birlikte elde edilen sonuçlar değerlendirilmiş ve özetlenmiştir. Bu çalışmalar daha sıkı doz toleransları benimsemenin, kapsamlı bir analiz yapmanın, linak ve MLC'nin rutin kalite güvencesi için kullanılan programların ve ölçüm tabanlı hastaya özgü QA'yı destekleyebilmek için yeni yöntemler geliştirmenin önemini vurgulamıştır. Ayrıca, bu çalışmalar tedavi planı kabul edilebilirliğini değerlendirmek için γ testi geçme oranlarını kullanmanın zorluklarını vurgulamış ve IMRT planlarının kalite güvence işleminde elde edilebilecek başarısız sonuçların klinik analizinin zorlu bir görev olduğunu göstermiştir. γ testi toplu olarak analiz edildiğinde ya da dağılımın detaylı incelemesi yapılmadığında, belirli doz iletim hatalarının klinik sonuçları da hafife alınmış olmaktadır. Çünkü γ testi geçme oranı özeti, DVH benzeri bir uzaysal duyarlılığa sahip değildir. Dolayısıyla da başarısız noktaların konumu ve kümelenmesi oranın geçmesi ile dikkate alınmaz. Ayrıca, alan içinde alan değerlendirilmesi ve dozimetrik karşılaştırma kliniksel doz hatalarını gölgeleyebilir ve klinik kabul edilebilirlikle alakalı korelasyon test sonuçlarını da zorlaştırabilir. Bu özellikle önemlidir çünkü çoğu karşılaştırma %100'e ulaşamayacak ve bu nedenle klinik kriterler, noktaların bir kısmının γ testinde başarısız olmalarına izin verecektir. Düşük doza sahip geniş bölgeleri olan planların IMRT QA değerlendirmesi, yüksek doz bölgeleriyle karşılaştırıldığında başarısız noktaların bölgeleri büyük olsa bile onların küçük görünmesine neden olur bu da γ testinin kolaylıkla geçmesini sağlar. Ayrıca raporda Tablo 3, farklı çalışma gruplarının önerdikleri IMRT planlarının QA analizinin kliniksel kabul edilebilirlik kıstaslarını özetlemektedir ve literatürde belirtilen güven limitleri (CL), eylem limitleri (AL), tolerans limitleri (TL) ve γ eşik değerlerini göstermektedir. Kısacası her bir klinikte IMRT QA için benzer ya da farklı dozimetre, uygulama metodu kullanılsa bile belirtilen/önerilen değerlendirme limitlerin farklı ve çeşitli oldukları görülmektedir.

4. Firma Araştırması ve Algoritma Testleri

TG-218 araştırma grubu tarafından, IMRT QA γ analiz yazılımının uygulanmasına yönelik 2014 yılında sekiz üretici firmaya araştırma anketi uygulanmış ve sonuçlar ayrı bir tabloda (Tablo 5) özetlenmiştir. Burada iki nokta dikkat çekmektedir; ilki her üretici firmanın doz haritalarındaki noktalar arası interpolasyonu, diğeri ise her firmanın doz farkı/DTA analizini sağlayamamasıdır. Bir diğer önemli nokta ise farklı üretici ürünlerinde olduğu gibi aynı üreticinin kullanılan farklı ürünlerinde de analiz sonuçlarında farklılıklar görülmektedir. Dozimetre yazılımındaki doz analiz yöntemlerini test eden spesifik genel bir uygulama olmadığı için, matematiksel olarak tanımlanan dağılım testi ve klinik tedavi planına dayanan dağılım testi olmak üzere iki test önerilmiştir. Kullanıcıların firmaların algoritmayı nasıl uyguladıklarını anlaması gerektiği ve doğruluğunu değerlendirmek için algoritmalarına karşı referans test senaryoları çalıştırmaları gerektiği gerçeği vurgulanmıştır.

5. İşlem Tabanlı Tolerans ve Eylem Limitleri

IMRT QA değerlendirmesi, QA yapılacak olan hastanın tedavi bölgesinin kompleksliği ve insan faktörünün de dikkate alınması gerektiği varyasyonları meydana getirir. Örneğin, bir IMRT QA ölçümü tolerans limitlerinin dışındaysa, ancak eylem limitleri dahilinde ise tedavinin yapılıp yapılmaması gerektiğini belirlemek klinik fizikçiye bırakılır. Klinik fizikçinin izlemesi gereken yol ise aşağıdaki şekilde özetlenmiştir (Şekil 2).



Şekil 2. IMRT QA için tolerans ve eylem limitlerini ayarlama izlenecek işlem sırası

Bu raporun sunduğu öneriler de alt ana başlıklarla aşağıda belirtilmiştir:

6. IMRT QA, Tolerans ve Eylem Limitleri

IMRT QA ölçümleri, QA cihazının ihmal edilebilir açılabilir bağımlılığa sahip olması veya açılabilir bağımlılığın üretici yazılımında doğru bir şekilde hesaba katılması şartıyla TC yöntemi kullanılarak yapılmalıdır. Eğer QA cihazı TC ölçümü ya da TC hata analizi için uygun değil ise PFF yöntemi kullanılmalıdır. IMRT QA ölçümleri PC yöntemi kullanılarak yapılmamalıdır çünkü iletim hatalarını gölgelemeye yatkındır. IMRT QA ölçümü ve ilgili tedavi planı analizleri rölâtif değil mutlak doz modunda yapılmalıdır. IMRT QA ölçümlerine başlamadan önce detektör cevabını ve cihaz verimini hesaba katmak için doz kalibrasyonu önerilmektedir. Global normalizasyon kullanılmalı, bu normalizasyon noktası ölçüm düzlemindeki maksimum dozun $\geq 90\%$ olan en mümkün düşük doz gradyent noktası olarak seçilmelidir. Lokal normalizasyon gerek görüldüğünde IMRT devreye alma işlemi ve sorun gidermede kullanılabilir. Doz eşliği, klinik önemi olmayan veya düşük doz alanlarını dışlamak için ayarlanmalıdır, analize önemli ölçüde etkisi olabileceğinden dikkatli kullanılmalıdır.

Mutlak doz için global normalizasyonu kullanan γ analizi için; evrensel tolerans limitlerinde γ geçme oranı 10% doz eşliği kullanılarak $3/2$ mm ile $\geq 95\%$ olmalıdır. Evrensel eylem limitleri ise sırasıyla, 10% doz eşliği kullanılarak $3/2$ mm ile $\geq 90\%$ olmalıdır. Plan eylem limit değerlendirmesinde başarısız olursa doz farklılıklarının klinik olarak ilgisiz olduğu bölgelerinde γ analiz noktalarının olup olmadığını belirleyerek plan klinik olarak kabul edilebilir. γ analiz değerlendirmesinin başarısız olduğu doz bölgesi kritik organlar veya hedef içerisinde ise plan kullanılmamalı, klinik fizikçi bir sonraki başlıkta özetlenen adımları uygulamalıdır.

Kullanılacak ekipman ve spesifik limitler de bir önceki bölümde gösterilen çizelge kullanılarak ayarlanmalıdır. Eğer eylem limitleri yukarıda önerilen evrensel eylem limitlerinden çok düşük olarak belirlenmişse IMRT QA işleminin kalitesini arttırmak için de bir sonraki başlıkta özetlenen adımlar uygulanmalıdır. Hassas bölgesel hataları tespit etmek için %2/1 mm veya %1/1 mm gibi daha sıkı kriterler kullanılmalı ve hatalar belirli bir tedavi bölgesi veya uygulanacak cihaz için sistematik ise anlaşılmalıdır. İyon odası kullanılarak gerçekleştirilen IMRT QA için tolerans ve eylem limitleri sırasıyla $\leq 2\%$, $\leq 3\%$ olmalıyken film kullanıldığında ise yukarıda bahsedilen γ geçme oranı limitlerinde olmalıdır. Eğer iyon odası ölçüm hatası ya da γ geçme oranı evrensel eylem limitlerini aşarsa IMRT tedavi planı uygulanmamalıdır.

%100'den daha düşük γ geçme oranı olan durumlar için; γ analiziyle elde edilen veriler γ hesaplamasının başarılı ve başarısız olduğu bölgelerde dikkatlice incelenmeli sadece istatistiksel değerlendirme olarak bırakılmamalıdır. IMRT tedavi işlemi izlenmeli ve γ geçme oranı tolerans limitlerinden daha düşük veya eylem limitlerinden daha yüksekse kapsamlı olarak araştırılmalıdır. Bu, γ kriterleri olmadan doğrudan doz farklılıklarını gözden geçirmeyi lokal doz normalizasyonunu, daha sıkı doz farkı ve DTA kriterlerini kullanmayı içerebilir. Eğer kullanıcı yazılımı izin veriyorsa γ istatistiği organ bazlı incelenmelidir. Sistemdeki sistematik hataları aramak için, özellikle aynı tümör alanlarında hastalar arasında γ geçme oranları izlenmelidir.

Bu raporda önerilen tolerans ve eylem limitlerini karşılayamayan IMRT QA sonuçları olan merkezler bu farklılıkların kaynaklarını belirlemek ve bunları düzeltmek için TG-119'da önerilen testleri gerçekleştirebilir ve daha sonra yayınlanan sonuçları karşılaştırabilir veya IROC Houston IMRT fantomlarını kullanarak bağımsız testler yapmalıdır.

Hatalı ya da Sıra Dışı IMRT QA Sonuçlarını Değerlendirmek ve Kontrol Etmek için İzlenmesi Gereken Yollar

Aşağıda verilen her bir nokta dikkate alınmalıdır.

a. Setup ve Demet

Fantom setup; alınan ve/veya onaylanan doğru plan versiyonu; oluşturulan doğru QA planı, kesir başına doğru doz, doğru iletim tekniği ve TPS'den IMRT QA doğrulama yazılımına aktarılan veriler; ölçüm günündeki, flatnes, simetri ve output; düşük MU ile çok sayıda segment uygulanırken demet stabilitesi; ölçüm cihazının doğruluğu, kararlılığı ve kalibrasyonu; özellikle SRS ve SBRT vakaları için IMRT alanlarının boyutuna göre detektör boyutu ve iç detektör aralığı; global normalizasyon noktasının doz değeri.

b. IMRT QA Yazılımı

Ölçülen ve planlanan verilerin doğru şekilde değerlendirilmesi; kullanılan doz ve DTA toleransı ile doz eşliğinin, ölçülmüş ve hesaplanmış doz dağılımlarının kontrol edilmesi.

c. MLC

MLC toleransları; hız, konum, hızlanma, yavaşlama; yüksek çözünürlüklü bir detektöre komşu MLC çiftleri arasındaki sızıntı ölçümü hem kolimatör hem de MLC kullanılan alanlar için demet profili verileri; lif ve lif arası geçirgenlik; yuvarlak lif uçları geçirgenliği; kolimatör çenesi izleme pozisyonları.

d. TPS

Plandaki modülasyon miktarı ve yoğunluk desenlerinin karmaşıklığı; planda küçük uzun alanlar da dahil olmak üzere toplam küçük segment sayısı; toplam uygulanan dozu etkileyen ve karmaşıklığı ilgilendiren toplam MU sayısı; output faktörleri, profiller ve penumbra dahil olmak üzere küçük alanlar için TPS modelleme doğruluğu; MLC iletim, boşluk ve yuvarlak lif uçları dahil olmak üzere TPS'de lif parametrelerinin karakterizasyonu; minimum MU sayıları; TPS'teki minimum segment boyutu; Monte Carlo algoritması kullanmayan TPS'teki doz hesaplama grid boyutu ile MC algoritmaları için varyans ayarı; IMRT QA cihazındaki BT numarasının elektron yoğunluğuna dönüştürülmesi; çoklu demet kullanımı; VMAT iletimi için gantry açısı aralığı.

IMRT plan QA'nın başarısız olması durumunda, yukarıda bahsedilen tüm önerilerin birçoğunun IMRT uygulamasını devreye alma sürecinde yapıldığını varsayarak, planlamacının olası setup hatalarını kontrol etmesi ve yeni bir plan yapması gerektiğini düşünmekteyim.



Med. Fiz. Uzm. Gökay CEYRAN

1987 Adana doğumludur. 2009 yılında Çukurova Üniversitesi (Ç.Ü.) Fizik Bölümünden mezun oldu. 2011 yılında mezun olduğu İstanbul Tic. Üni. Fen Bilimleri Enstitüsü Endüstriyel Fizik YLP'nin ardından Ç. Ü. Radyasyon Onk. ABD' da 6 ay stajyerlik ve 2015 yılına kadar Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2015 yılında Ç. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Sağlık Fiziği YL eğitimini tamamladı. 2015-2017 yılları arasında Elekta Medikal Sistemler şirketine bağlı olarak Adana Numune EAH' de çalıştı. Şu an Attila Özel Sağlık Hizmetleri Şirketine Bağlı olarak Adana Şehir Hastanesi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine devam etmektedir. Farklı lezzetler tatmak ve balık tutmaya çalışıp, tutamamaktan oldukça keyif almaktadır.

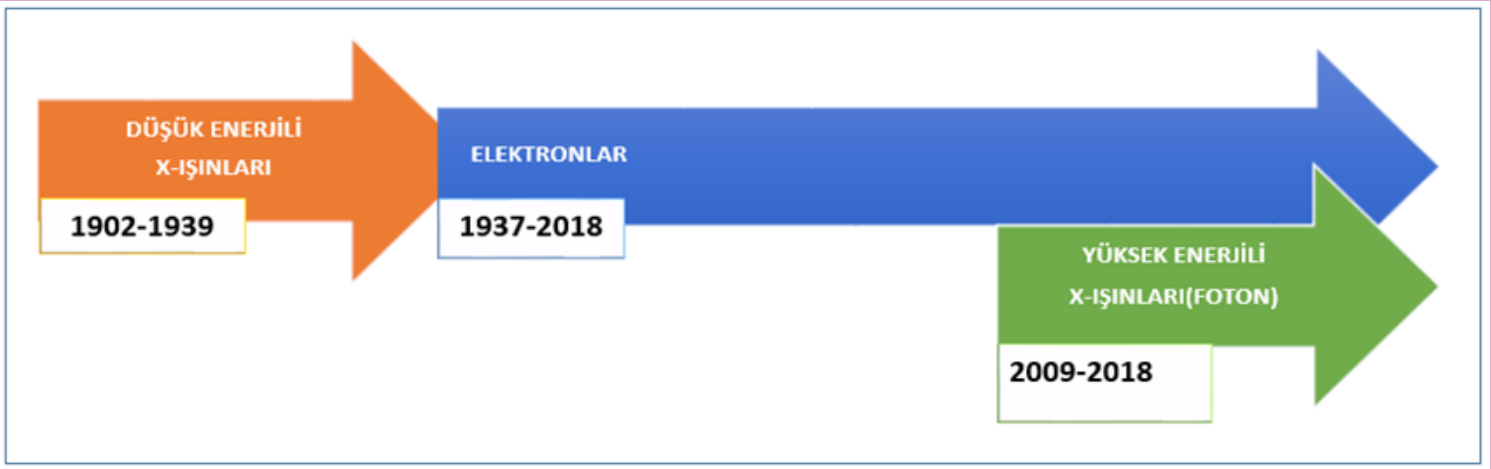
TÜM CİLT IŞINLAMALARI

Med. Fiz. Uzm. Murat KÖYLÜ

Tüm cilt ışınlamaları; geniş cilt alanlarını tutan malignitelerde (cilt lenfoma ve lösemileri) tüm cildin elektron veya foton ışınları kullanılarak tedavi edildiği radyoterapi (RT) tekniğidir. Standart RT alanlarından daha geniş tedavi alanları kullanıldığından dolayı tüm cilt ışınlamaları özel bir RT tekniğidir. Bu ışınlamalarda amaç, tüm cilde homojen radyasyon dozunun verilmesiyken cilt altındaki doku ve organların maksimum seviyede korunarak radyasyondan etkilenmemesidir. Tüm cilt ışınlamaları T-hücreli deri lenfomaları (Mycosis Fungoides ve Sezary Sendromu), deri lösemileri ve Kaposi sarkomu tedavisinde kullanılmaktadır. En sık görülen tür T-hücreli deri lenfomalarıdır (Mycosis Fungoides). Mycosis fungoidesyama, plak, tümör ve nekroz olmak üzere dört fazda görülür.

a. Tarihçe

Radyasyonun T-hücreli deri lenfomalarının tedavisinde ilk kullanıldığı 1902 yılından günümüze kadar geçen zamanda gelişen teknolojiyle paralel olarak çeşitli radyasyon türleri kullanılmıştır (Şekil 1).



Şekil-1: Tüm cilt ışınlamasında kullanılan radyasyon türleri

Mycosis Fungoidesismi, ilk olarak 1806 yılında "Jean Louis Marc Alibert" tarafından kullanıldı. 1870 yılında ise kutanöz T-hücreli deri lenfomalarının bir türü olarak tanımlandı. Wilhelm Conrad Röntgen x-ışınıını 8 Kasım 1895'te gözlemlemesiyle radyasyonun hayatımıza girmesinin ardından kanser tedavilerinde radyasyonun kullanılmasına 1899 yılında başlandı. Kutanoz T-hücreli deri lenfomaları tedavisinde radyasyonun ilk kullanımı Berlin'de 1902 yılında Scholtz tarafından düşük enerjili x-ışınları (40-70 kV) ile Mycosis Fungoides tedavisiyle gerçekleşti. Scholtz'un tedavi şemasında alan çakışması, ışın geometrisi ve geniş alan problemleri yaşanarak ağır yan etkiler görüldü (6-8 Gy). F. Dessauer tarafından İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde 1935 yılında hasta rotasyonu tekniği ve düşük enerjili x-ışınları kullanılarak Türkiye'de ilk Mycosis Fungoides ışınlaması uygulandı.

Elektronların tüm cilt ışınlamalarında kullanılmaya başlanması Trump ve Van de Graaff tarafından 1937'de geliştirilen 3 MeV enerjili "Van de Graaff Hızlandırıcıları" ile olmuştur. Sommerville J. tarafından 1939 yılında geliştirilen x-ışını banyosu tekniği ile toplam 9 Gy uygulandı. Ancak kemik iliği baskılanması gibi ağır yan etkilere yol açması sebebiyle sınırlı sayıda uygulanabildi. Elektronların kullanıldığı ilk Mycosis Fungoides ışınlaması Boston'da Trump tarafından 1951 yılında 2,5 MeV elektron enerjili "Van de Graaff Hızlandırıcıları" ile toplam 6-8 Gy vererek gerçekleştirildi. *Tüm cilt elektron ışınlaması (TCEI)* ilk olarak 1953'de Trump tarafından tanımlanmıştır. Günümüzde en yaygın kullanılan teknik olan "Stanford Tekniği" ilk kez 1958 yılında Stanford Üniversitesi tarafından lineer hızlandırıcı kullanılarak uygulandı. Karzmark ve arkadaşlarının uyguladığı dört alanlı teknikte, alan birleşme bölgelerinde oluşan yüksek dozlar fibroz ve nekrozlara sebep oldu. Karzmark ve arkadaşları tarafından 1970 yılında uygulanmaya başlanan altı alanlı Stanford tekniği ile yüksek doz problemleri en aza indirildi. TCEI uygulama standartları 1987 yılında yayınlanan AAPM 23 numaralı raporu ile belirlendi.

Ülkemizde tüm cilt elektron ışınlamaları ilk kez 1988 yılında İstanbul Onkoloji Enstitüsünde 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak çift açılı 4 alanlı hasta rotasyonu tekniğiyle gerçekleştirildi. GATA'da tüm cilt elektron ışınlamaları ise 1993 yılında transasyon tekniği kullanılarak uygulanmaya başlandı. Uludağ Üniversitesinde Stanford tüm cilt elektron ışınlaması tekniği kullanılmaya 2002 yılında başlandı. Ege Üniversitesinde 2011 yılından günümüze kadar 6 MeV yüksek doz hızlı elektron modu (HDRE) ile 12 alan Stanford tekniği kullanılarak yapılan tüm cilt elektron ışınlamaları halen aktif olarak uygulanmaktadır.

b. Işınlama Teknikleri

Cilt altındaki yapıların daha iyi korunması, cilt dozu homojenliği, yan etkilerin azaltılması ve hasta konforu bakımından mümkün olan en iyi sonuç için birçok ışınlama tekniği geliştirilmiştir. TCI teknikleri genel olarak "geniş elektron alanı teknikleri", "rotasyonel teknikler" ve "ışınlama sırasında hastanın konum değiştirmesini içeren teknikler" olarak üç ana başlıkta incelenebilmektedir.

Kaynak cilt mesafesi (SSD), hasta pozisyonu, kullanılan radyasyon türü ve tedavi yardımcı aparatları bakımından farklılıklar gösteren bu teknikler hastaların yatar veya ayakta durur pozisyonunda olmasına ve farklı karakteristiklere sahip olan x-ışını ve elektron türü radyasyonların kullanılmasına bağlı olarak farklılaşmıştır. Uygulanacak tedavinin her gün tekrar edilebilir olması, tedavi süresince hasta konforunun sağlanması, kısmi organ korumalarının yapılabilmesi ve cilt dozunu artırmak amacıyla yardımcı saçıcı aparatların kullanılması için farklı tedavi yardımcı aparatları ve dolayısıyla farklı ışınlama teknikleri üretilmiştir. Elektronlar derin doz dağılımı karakteristikleri sayesinde yüzeysel lezyonun hemen altında hızlı doz düşüşüne sahip olduğundan, kemik iliği ve diğer organların aşırı doz almasını engellediğinden x-ışınlarına oranla belirgin avantaja sahiptir. Hasta dönüşünü içeren ve çoklu tedavi alanlarının kullanıldığı tekniklerin vücut yüzeyinde daha homojen doz dağılımı elde edilmesini sağladığı belirlenmiştir. Gelişen teknoloji ile daha kabiliyetli tedavi cihazları üretilmiştir. Özellikle *Tomoterapi* cihazlarının hasta etrafındaki dönüşler ile cildi tanjansiyel gören ışınları kullanması sayesinde cilt ışınlamalarında yüksek enerjili x-ışınlarının kullanılması yeniden gündeme gelmiştir. Literatürde tomoterapi cihazlarıyla helikal ışınlamaların yapılabilirdiği bildirilmekle birlikte daha fazla araştırma yapılması gerektiği bildirilmektedir.

Beta Parçacıklarıyla Işınlama: Stronsiyum-90 radyoaktif kaynağından elde edilen beta parçacıkları (ortalama 1.12 MeV) kullanılır. Düşük ortalama enerjileri sebebiyle penetrasyonları düşük ve dokuda sınırlı derinliğe kadar etkili olduğundan TCEI için uygundur. Tedavi mesafesi 40 cm iken 2Gy doz için 15 dakika çalışması gerekir.

Dar Dikdörtgen Işınlama: Van de Graff Hızlandırıcılarıyla 1,5-4,5 MeV enerjilerde yukarı-aşağı doğrultuda ışınlama yapılabilir. Hasta motorlu düzeneğe çevrilerek tedavi edilir.

Tek Alan Işınlama: Lineer hızlandırıcı kullanılarak Tetenes ve Goodwin tarafından geliştirilen ve hastanın ayakta konumlandırılmasıyla uygulanan TCEI tekniğidir. SSD=7 metre mesafede 6 MeV'lik elektron enerjisi kullanılır.

Paralel Işın Çifti ile Işınlama: Kısa tedavi mesafesi gerektiren bu teknikte birbirine paralel iki yatay ışın, 2 metre tedavi mesafesi ve 8 MeV'lik elektron enerjisi kullanılır.

Sarkaç Ark Işınlama: Bu teknikte 8 MeV elektron kullanılarak ayakta duran hastanın kafa tepesinden ayaklarına doğru tedavi boyunca 50 derecelik ark dönüşüyle doz verilir. Vertikal ekseninde daha düzgün doz dağılımı elde etmek için tedavi süresince doz hızı ve gantri dönüş hızı değiştirilebilir.

Açılı Işın Çifti ile Işınlama: Tüm cilt ışınlamasında büyük alanları elde etmek için kullanılan açılı ışın çifti tekniğinde 2 ila 8 arasında değişen sayıda alan çifti kullanılır. İleriye yönelik oluşan x-ışını kontaminasyonunu engellemek için ışık merkezi eksenlerinin hastanın ayağının altı ve başının üstünden geçmesi hedeflenir.

Hasta Rotasyonu Tekniği: Bu teknik hastanın dikey bir eksen etrafında dönmesi esasına dayanır. Tedavi mesafesi 7 metredir. Oluşan x-ışını kontaminasyonu %2,2 - %4 arasında değişmektedir. Rotasyon tedavisi ile hasta set-up ve tedavi süreleri kısalmış ve hastanın hareket etmesinden kaynaklanan hataları kompanse edilmiştir. Her merkez kendi cihaz ve oda koşullarını göz önünde bulundurarak kullanacağı en uygun tedavi yöntemini seçer. Günümüzde en yaygın kullanılanı "Stanford Tekniği" olarak da bilinen "Altı çift Alanlı Işınlama Tekniği"dir.

Altı Çift Alan (Stanford) Tekniği: Bu teknikte hastalar 4 metre mesafede, 6 farklı pozisyonunda ve her pozisyonunda alt ve üst olmak üzere iki farklı gantri açısı kullanılarak ışınlanmaktadır. Geniş alan ve uzak SSD mesafesi nedeniyle yüksek doz çıkışına (output) sahip cihazlar kullanılmaktadır (HDR elektron modu-2300 Mu/dk). Bu teknikte hastaya 1 Gy/fraksiyon olmak üzere haftada 5 gün uygulanarak toplamda 30-36 Gy doz verilmektedir.

Helikal Işınlama Tekniği: Rando insan fantomu kullanılarak T. Piotrowski ve arkadaşlarının 2009 yılında tomoterapi ile tüm cilt ışınlamasının yapılabilirliğinin araştırıldığı çalışma ile başlamıştır. Tomoterapi cihazı ve yüksek enerjili x-ışınlarını kullanarak tüm cilt ışınlamaya çalışılmıştır. Tüm cilt helikal ışınlama tekniğinde hem tedavi planlama sistemine sahip olması hem de hastaların yatarak tedaviye girmesi TCEI'larına göre avantaj sağlamaktadır. Bu çalışmayı takiben yapılan rando fantom ve hasta ışınlamaları ile bu tekniğin güvenilirliği belirlenmeye çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlar umut verici olsa da bu tekniğin güvenilirliği henüz kanıtlanamamış ve daha birçok araştırma yapılması gerektiği belirtilmiştir.

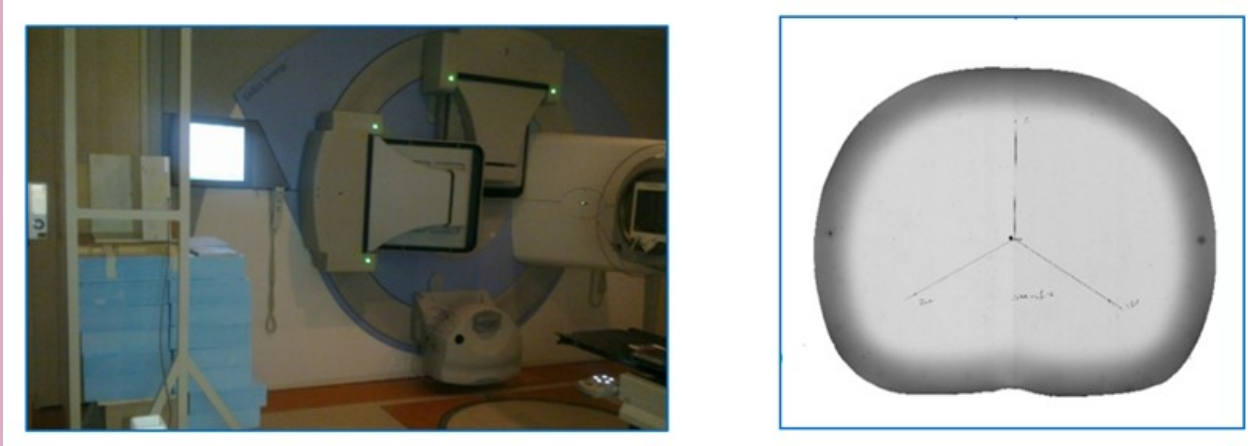
c. Dozimetri

Tüm cildin ışınladığı büyük alanlarda absorbe dozu ölçmenin zorluğu ve elektronların kısa menzilli olmaları nedeniyle dozimetri ölçümleri karışıktır. TCEI için en çok paralel plak iyon odaları, film dozimetreler ve termoluminesans dozimetreler (TLD) kullanılmaktadır. Yüksek duyarlılıkta, iyon odaları kadar hassas olmaları, kablo bağlantısız ve küçük olmaları nedeniyle TCEI için kullanılması en uygun dozimetreler TLD'lerdir.

Stanford tekniği kullanarak TCEI'ni uygulayabilmek için yapılacak başlangıç ölçümlerini 6 başlık altında toplayabiliriz. Bunlar; tedavi gantri açılarının belirlenmesi, tedavi mesafesindeki derin doz eğrisinin belirlenmesi ve absorbe doz kalibrasyonu, tedavi MU değerinin belirlenmesi, film ile tedavi derinliğinin ölçümü, x-ışını kontaminasyonu enerjisi ve miktarının ölçülmesidir (Şekil-2). Bu ölçümlerin ardından dozimetrik olarak hastaların tedaviye alınması için bir engel kalmaz.

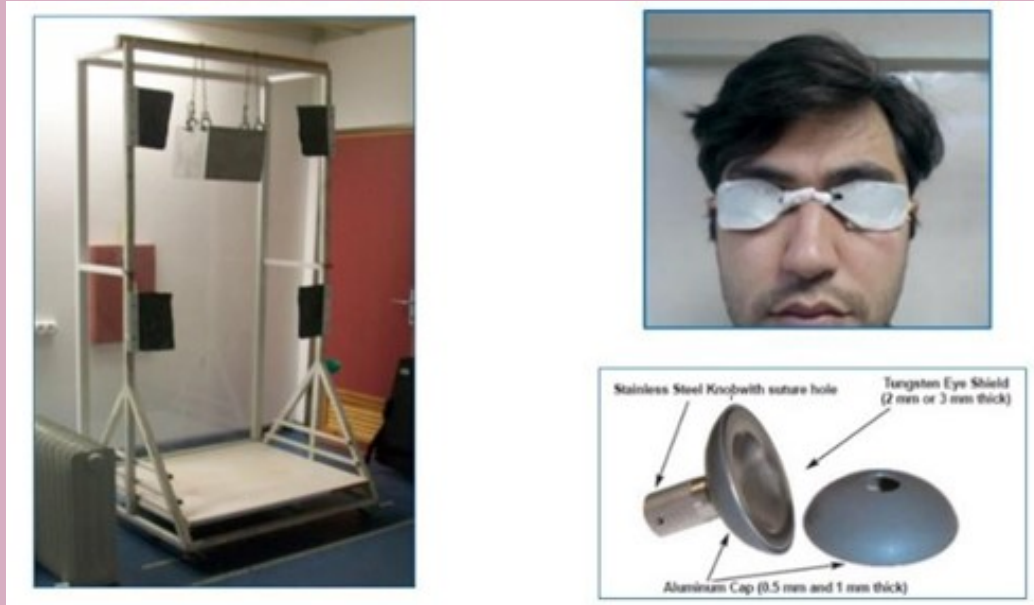
d. Yardımcı Aparatlar

TCEI'larında hastaların tedavi edilebilmeleri için gerekli yardımcı aparatlar ve koruma gereçleri vardır. Bunlardan en önemlisi tedavi platformudur. Alüminyumdan yapılmış platform sayesinde el ve kafa bloklarının konumlanması, tedavi mesafesinin doğru ayarlanması ve azaltıcı (saçıcı) pleksiglas materyalin konumlandırılması sağlanır.



Şekil-2: Başlangıç ölçümleri

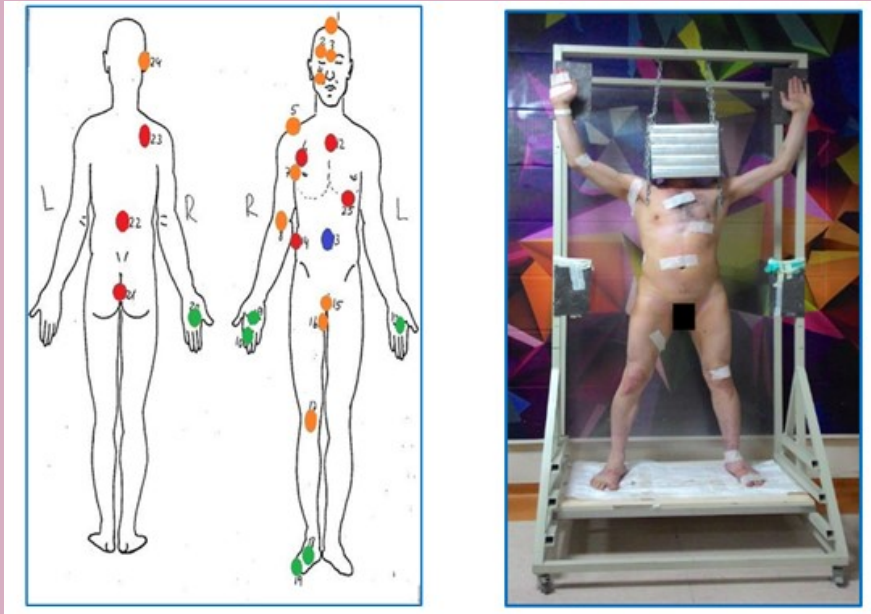
Diğer bir tedavi yardımcı aparatı ise el korumalarıdır. El korumaları hem gerekli olduğunda hastanın ellerinin korunması hem de hastanın pozisyonunu koruması için destek olarak kullanılır. Ayak korumaları ise ek bir platforma sahiptir, ana platformun hemen önüne yerleştirilir. Kafa koruma bloğu ise ana platforma asılarak takılıp çıkarılabilir. Gözler için ise özel standart korumalar kullanılmaktadır (Şekil-3).



Şekil-3: Tedavi yardımcı aparatları

e. Tedavi Kalite Kontrolü

TCEI tedavisinin belirli fraksiyonlarında tüm vücut yüzeyinde belli noktalarda TLD ölçümleri yapılarak; tedavi dozu doğruluğu, hasta pozisyon doğruluğu ve eksik veya fazla doz alan bölgeler için koruma ya da ek tedavi(boost) yapılması gerekliliği kontrol edilir. Gövde noktaları için doz doğruluğu limiti %10, ekstremiteler için ise %15'tir (**Şekil-4**). İlk ölçüm 2. fraksiyonda yapılır. İlk ölçüm sonuçlarında limit doz sınırını aşan tedavi bölgelerinin hastanın duruş hatasından kaynaklandığı varsayılır. Gerekli düzeltmeler yapılarak hastanın pozisyon hatası giderilir ve 4. fraksiyonda ikinci doz kontrolü yapılır. İkinci ölçüm sonuçlarında düşük doz alan bölgeler varsa ek tedavi tasarlanır, yüksek doz alan bölgelerde ise koruma yapılarak tedavinin geri kalan kısmının güvenle uygulanması sağlanır.



Şekil-4: in-vivo kalite kontrol ölçümü



Med. Fiz. Uzm. Murat Köylü

1981 yılında İzmir'de doğdu. 1999-2004 yılları arasında Ege üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde okudu. 2006 yılında Ege üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsünde yüksek lisans programını tamamladı. 2016 yılında başladığı doktora programına devam ediyor. Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi anabilim dalında çalışmaya devam

KULLANICI TECRÜBESİ: AKCİĞER SBRT'DE 4D-CT, NORMAL-CT VE BREATHHOLD-CT TARAMALARININ PLANLAMA VE FRAKSİYON İÇİ (İNTRAFRAKSİYON) HAREKETE ETKİSİ

Med. Fiz. Uzm. İsmail Faruk DURMUŞ

Solunum kaynaklı hareket, akciğer radyoterapisinde en önemli problemlerden biridir. Bu hareket akciğer SBRT gibi yüksek dozların birkaç fraksiyonda uygulandığı ve küçük alanların kullanıldığı tedavilerde çok daha büyük belirsizliklere ve hatalara yol açabilmektedir. Bu nedenle, akciğer SBRT'de tedavinin doğruluğunu artırmak için solunum kaynaklı hedef ve hedefe komşu normal dokuların hareketleri dikkate alınmalıdır. Genel olarak üç temel yöntemle solunum hareketi dikkate alınarak tedavi uygulanmaktadır. Bu yöntemler:

1. Solunumun tüm fazlarında dört boyutlu bilgisayarlı tomografi (4D-CT) ile tümördeki hareketi tespit edip emniyet marjlarının ona göre verilmesi,
2. Solunum takip sistemleri ile dinamik olarak tümör takibi yapılması,
3. Solunumun belirli bir fazında nefes tutma IGRT teknikleri ile solunum kontrollü bir tedavi yapılması

Farklı IGRT teknikleri için farklı CT taramaları yapılmaktadır. Bu yazıda farklı CT çekimlerinin planlama üzerine etkileri ve IGRT tekniklerinin hedefin intrafraksiyon hareketine etkileri konusunda klinik deneyimlerimiz paylaşılacaktır.

1. Farklı CT taramalarının Hedef Hacim, Elektron Yoğunluğu (ED) ve Hounsfield Unit (HU) Değerlerine Etkisinin Analizi

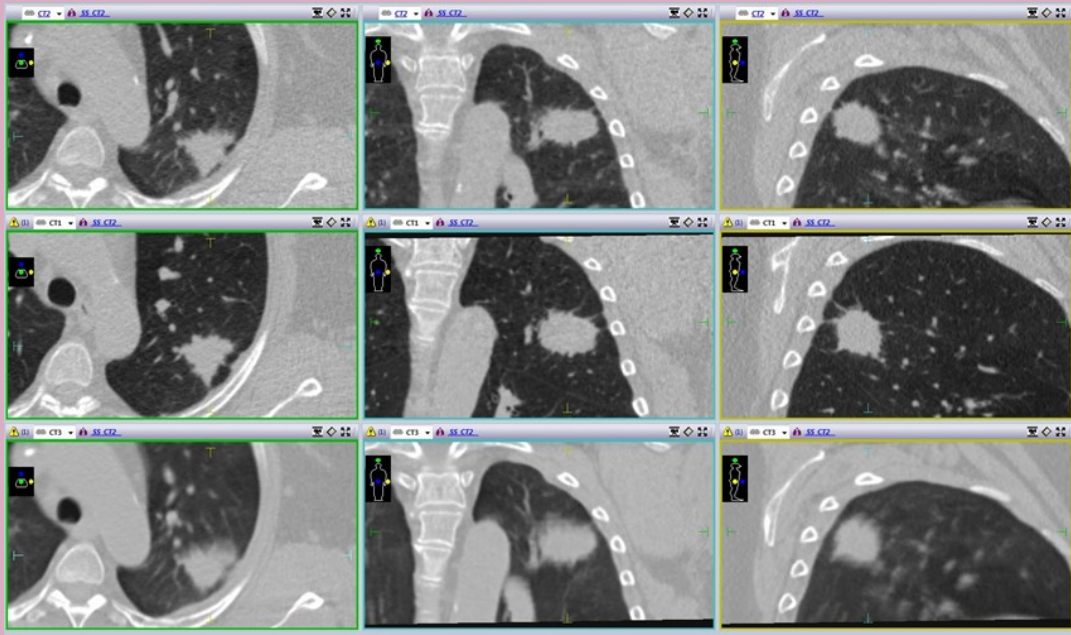
Bu yazıdaki görüşlerime kaynak olabilmesi için 4D-CT, Normal-CT ve BreathHold-CT tomografi görüntüleri alınan 13 akciğer SBRT vakası incelenerek solunum kaynaklı hareketin hedef hacim, elektron yoğunluğu, Hounsfield Unit değerlerini nasıl etkilediğine bakılmıştır. Ayrıca GTV merkezinden 10 cm çapında alan oluşturularak, alan içinde ED ve HU değerleri üç farklı CT taraması için karşılaştırılmıştır.

Tüm vakalar 1 mm kesit aralığında 120kVp, 75mAs çekim protokolünde Siemens® Biograph mCT (Knoxville, TN, USA) cihazı kullanılarak yapılmıştır. Tümörün lokalizasyonu sağ-sol ve üst-orta-alt lob olarak gruplandırıldı. Normal-CT veri setleri tomografi cihazının en yavaş modu ile (kesit başına 0.13sn) elde edilmiştir. 4D-CT veri setleri, solunum döngüsü 10 eşit zaman aralığına bölerek ve solunumun %10'luk dilimlerle maksimum soluk alma ve maksimum soluk verme arasındaki tüm fazlarda kesitsel tarama yapılarak oluşturulmuştur. 4D-CT ile elde edilen solunumun tüm fazlardaki görüntülerinden, solunum döngüsü boyunca hedefin zaman ortalamalı pozisyonları dikkate alınarak yazılım yardımıyla Average-CT görüntüleri elde edilmiştir. BreathHold-CT taramaları Catalyst™ (C-RAD AB, Sweden) yüzey tarama sistemiyle, hasta belirlenen faz aralığına kadar nefes almakta ve solunumu o faz aralığında kısıtlanarak tomografi taramaları yapılmıştır. Böylece yavaş modda çekilen Normal-CT, solunumun tüm fazlarını dikkate alınarak ortalama görüntü sağlayan Average-CT (4D-CT) ve solunumun belirlenen faz aralığında sabitlenerek çekilen BreathHold-CT olmak üzere üç farklı teknikte tomografi görüntüleri elde edilmiştir.

Hasta	Tümör Lokalizasyonu	BreathHold-CT	Normal-CT	4D-CT
		Hacim (mL)	Hacim (mL)	Hacim (mL)
1	Sağ Alt Lob	0,31	0,52	0,66
2	Sol Orta Lob	0,82	0,86	1,99
3	Sol Üst Lob	1,03	1,30	1,42
4	Sol Orta Lob	1,22	1,29	1,60
5	Sol Alt Lob	1,38	1,50	1,78
6	Sağ Üst Lob	1,63	1,78	2,22
7	Sol Alt Lob	3,60	4,05	6,96
8	Sol Orta Lob	5,73	5,90	6,31
9	Sağ Üst Lob	15,38	17,19	20,17
10	Sol Üst Lob	16,30	17,32	20,30
11	Sağ Üst Lob	18,21	19,67	19,79
12	Sağ Orta Lob	45,15	48,40	59,49
13	Sağ Alt Lob	110,75	144,45	148,39
Ortalama		17,04	20,33	22,39

Tablo 1 Üç farklı CT taraması ile GTV hacimleri

Yukarıdaki tablodaki veriler analiz edildiğinde BreathHold-CT görüntülerinde hedef hacim en küçük olarak belirlenmiştir. Normal-CT ve Average-CT görüntüleri üzerinde hedef hacim BreathHold-CT'den sırasıyla %19.3 ve %31.3 daha büyüktür. Friedman istatistik analizine göre üç CT çekim tekniğine göre tümör hacimleri arasında bulunan farklar anlamlıdır ($p < 0.001$).



Şekil 1. Normal-CT (a), BreathHold-CT (b), Average-CT (c) ile koronal, sagittal ve transvers ekseninde tümör görüntüsü

Solunum kaynaklı hareketi dikkate alarak doz dağılımını hesaplamak için HU değerleri ED dönüştürülerek hesaplanmaktadır. HU veya ED değerlerindeki belirsizlikler direkt tedavi planında doz dağılımını etkilemektedir. Hem hedef bölge hem de hedef bölgenin etrafında (özellikle yüksek doz alan bölgede) bu değerlerdeki belirsizliğin azaltılması gerekmektedir.

BreathHold-CT ile solunum kaynaklı hareket kısıtlandığı için GTV içerisinde ED ve HU değerleri su eşdeğeri ortama daha yakın sonuçlar vermiştir. Su için elektron yoğunluğu yaklaşık 1.0 gr/cm^3 kabul edildiğinde CT çekimleri yapılan 13 hasta için ortalama elektron yoğunluğu BreathHold-CT için 0.85, 4D-CT için 0.79 ve Normal-CT için 0.82 bulunmuştur ($p:0.11$).

Median elektron yoğunluğu ise BreathHold-CT için 0.94, 4D-CT için 0.84 ve Normal-CT için 0.92'dir (p:0.006). Su için HU değeri yaklaşık olarak sıfır kabul edilirse 13 hastalı CT veri setlerinde ortalama HU değeri BreathHold-CT için-179.3, 4D-CT için-253.3 ve Normal-CT için-212.8 olarak hesaplanmıştır (p:0.02). Median HU değeri ise BreathHold-CT için-89.6, 4D-CT için-208.9 ve Normal-CT için-125.1 bulundu (p:0.06). GTV de HU ve elektron ED değerleri bakımından su eş değeri ortama en yakın sonuçlar BreathHold-CT taramaları ile elde edilmiştir.

Eksternal Radyoterapi ile hedefe optimum belirlenen doz ile ışın verilirken, etrafında bulunan sağlıklı doku ve organlar maksimum seviyede korunmaktadır. Bu amaca yönelik olarak planlama sırasında hedefin ve etrafının doz dağılımını doğru hesaplamak için radyasyonun etkileşime girdiği her bir noktanın ED ve HU değerinin doğruluğu önemlidir. Doz hesaplama algoritmalarının doğru hesaplaması için ışının görüş alanındaki, yani etkileşime girdiği tüm doku ve organların fiziksel özellikleri doğru belirlenmeli ve varsa belirsizlikler azaltılmalıdır.

Hanley ve ark. (1999) küçük hücreli dışı akciğer kanseri 5 hastada 4 farklı solunum koşullarında CT taraması yapmışlardır. Serbest solunum, derin solunum nefes tutma, derin olmayan nefes tutma ve derin olmayan nefes vererek tutma teknikleri ile CT görüntüleri elde etmişlerdir. Serbest solunum ve derin solunum nefes tutma tomografi görüntülerine 3B konformal planlama yapmışlardır. Derin olmayan soluk alma ve verme teknikleri ile serbest solunumda tümör hareketinin miktarı belirlemişlerdir. Derin solunum ile özellikle 25Gy daha fazla doz alan bölgenin serbest solunuma göre %30 azaldığını bulmuşlardır (1).

Aarup ve ark. (2009) sanal akciğer fantomunda farklı akciğer yoğunluklarında, farklı doz hesaplama algoritmalarının 6MV ve 18MV enerjilerinde doz dağılımlarını karşılaştırmışlardır. Akciğer lobunun merkezinde 2 cm çapında tümör oluşturulmuş ve akciğer yoğunluğunu 0.01, 0.1, 0.2, 0.4 gr/cm³ ayarlayarak hesaplamalar yapmışlar. Akciğer yoğunluğunu 0.1-0.4 gr/cm³ arasında değiştirdiklerinde, Monte Carlo algoritmasında 6MV için hedef doz %89.2-%74.9 arasında, 18 MV için %83.3-%61.6 arasında değiştiğini bulmuşlardır. Pencil Beam algoritmasında akciğer yoğunluğu değişimi ile doz dağılımında anlamlı bir fark bulamamışlar (2).

Sonuç olarak, solunum hareketinden kaynaklı distorsiyon ve artefaktlar BreathHold-CT ile minimize edilmektedir ve daha solid sınırlara sahip daha belirgin görüntüler elde edilmektedir. BreathHold-CT ile ED ve HU değerleri solunum kaynaklı hareketten bağımsız olarak daha doğru hesaplanabilmektedir. BreathHold-CT'ye göre Normal-CT ve 4D-CT de akciğer yoğunluğu artmakta ve böylece sağlıklı akciğerin aldığı dozu etkilemektedir (3). Normal-CT ve 4D-CT arasında sağlıklı akciğerde yoğunluk farkı çok azdır, ED ve HU değerleri ise benzerdir (4,5). GTV'de ED ve HU, BreathHold-CT de su eşdeğeri ortama en yakın bulunurken, Normal-CT de 4D-CT'ye göre daha yüksek ED ve HU değerleri elde edildi. BreathHold-CT referans alındığında, Normal-CT de hedef hacim %19.3, 4D-CT de %31.3 daha büyük olarak hesaplanmıştır (p<0.001) (6).

1. Farklı CT taramalarının hedefin intra-fraksiyon hareketine etkisi

Farklı CT tarama tekniklerinin hedefin fraksiyon içi hareketine etkisi merak edilen bir konudur. Konuyu inceleyebilmek için tedavi edilen 15 akciğer SBRT hastasının toplam 76 fraksiyonda intra-fraksiyon takip yapılmıştır. Bu vakalardan 9 tanesi 4D-CT ve diğer 6 tanesi BH-CT IGRT teknikleri ile tomografi taramaları yapılmıştır. Monaco TPS'de non-coplanar VMAT alanları kullanılarak planlar hazırlanmıştır. Tedavide masa açısı olmayan 200° veya 360°'lik VMAT alanları ışınlanırken eş zamanlı olarak CBCT ile 3 boyutta görüntü toplanmıştır.

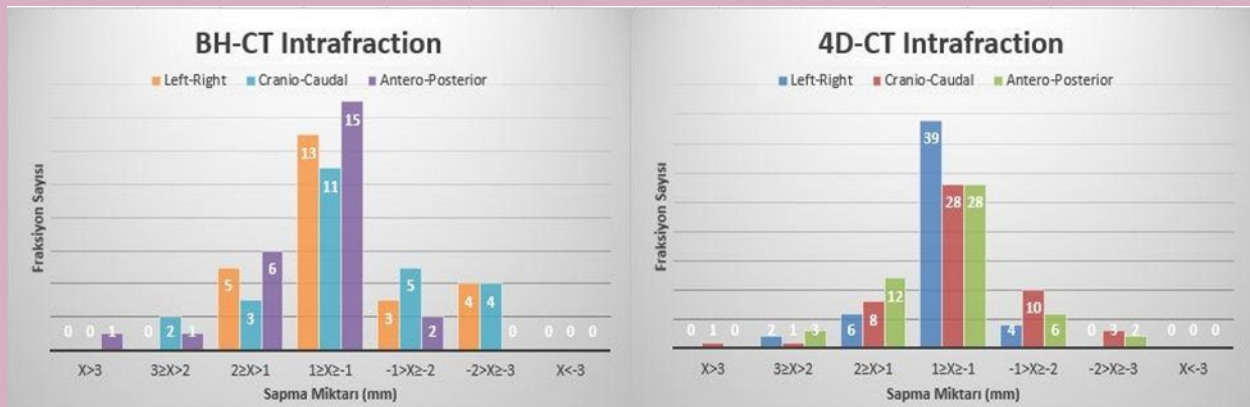
Dokuz hastada solunumun tüm fazları dikkate alınarak 4D-CT ile taraması yapılmış ve GTV'nin hareket miktarına göre marj verilerek ITV oluşturulmuştur. ITV'ye emniyet marjları dahil edilerek PTV oluşturulmuştur. Tedavi öncesi 4D-CBCT çekilerek hasta pozisyonlandırması ve hedef bölge verifikasyonu sağlanmıştır. Daha sonra en yüksek dozun uygulandığı VMAT alan ışınlanırken eş zamanlı olarak CBCT taraması yapılmıştır. Tedavi esnasında eş zamanlı olarak görüntü toplanmıştır. VMAT alanı tamamlandıktan sonra XVI programında görüntüler değerlendirilerek ve hedefteki hareket miktarı tespit edilmiştir. Bu teknikle 9 hastada 51 fraksiyonda intra-fraksiyon takip yapılmıştır.

6 hasta da Catalyst yüzey tarama sistemi yardımıyla solunumun belirlenen faz aralığında nefes tutturularak hareket kısıtlanmış ve Catalyst yüzey tarama sistemiyle hastanın yüzey hareketleri takip edilmiştir. BH-CT taraması yapılan hastalarda solunum hareketi kısıtlı olduğu için GTV'ye sadece emniyet marjları verilerek PTV oluşturulmuştur. Tedavi öncesi CBCT çekilerek hasta pozisyonlandırması ve hedef bölge verifikasyonu sağlanmıştır. Daha sonra en yüksek dozun uygulandığı VMAT alan ışınlanırken eş zamanlı olarak CBCT taraması yapılmış ve tedavi esnasında eş zamanlı olarak görüntü toplanmıştır. VMAT alanı tamamlandıktan sonra XVI programında hedefteki hareket miktarı tespit edilmiştir. Bu teknikle 6 hastada 25 fraksiyonda intra-fraksiyon takip yapılmıştır.

Intra-Fraction CBCT		Lateral (cm)	Longitudinal (cm)	Vertikal (cm)
4D-CT (51)	Ortalama	0.07±0.07	0.10±0.08	0.10±0.09
	Maksimum	0.3	0.35	0.29
BreathHold-CT (25)	Ortalama	0.11±0.08	0.14±0.09	0.10±0.09
	Maksimum	-0.23	-0.29	0.4

Tablo 2. Average-CT ve BreathHold-CT taraması yapılan hastalarda intra-fraksiyon takip sonucu ortalama ve maksimum sapma değerleri

Tedavi esnasında ortalama sapma ($\pm$ yönden bağımsız) 4D-CT ile üç ekseninde en fazla 0.1 cm iken BH-CT ile en fazla 0.14 cm olmaktadır. 76 Fraksiyonun genelinde maksimum sapma değeri 0.3 cm'den daha küçük bulunmuştur. Sadece BreathHold-CT ile vertikal ekseninde bir fraksiyonda ve 4D-CT ile longitudinal ekseninde bir fraksiyonda 0.3 cm den büyük bulunmuştur.



Şekil SEQ Şekil * ARABIC 2. Average-CT ve BreathHold-CT ile üç boyutta sapma miktarları

Average-CT ile 51 ve BreathHold-CT ile 25 fraksiyonda sapma miktarı ± 1 mm, 1 mm ile 2 mm, 2 mm ile 3 mm, >3 mm, -1 mm ile -2 mm, -2 mm ile -3 mm ve <-3 mm olarak sapma aralıklarına bölünerek hesaplanmıştır. Üç ekseninde her bir fraksiyonda sapmanın hangi aralıkta olduğu tespit edilmiştir.

	Left-Right		Cranio-Caudal		Antero-Posterior	
	4D-CT (51)	BH-CT (25)	4D-CT (51)	BH-CT (25)	4D-CT (51)	BH-CT (25)
± 1 mm	76.4%	52%	54.9%	44%	54.9%	60%
± 2 mm	96.07%	84%	90.2%	76%	90.16%	92%
± 3 mm	100%	100%	98.03%	100%	100%	96%

Şekil SEQ Şekil * ARABIC 2. Average-CT ve BreathHold-CT ile üç boyutta sapma miktarları

Akciğer SBRT de hareket yönetimi çok önemlidir. Tedavinin başarısını direkt olarak etkilemektedir. Her bir fraksiyonda hedef ve hasta aynı pozisyonda mı? Yani hedefi ıskalama ihtimali var mı veya hastanın pozisyon farklılıkları doz dağılımını değiştirir mi? Bunlar göz önüne alınarak tedavinin doğruluğu için PTV emniyet marjları verilir ve ona göre tedavi uygulanır. Verilen emniyet marjlarının yeterli olup olmadığını kontrol etmek için tedavi esnasında intra-fraksiyon CBCT ile takip edilmiştir.

Average-CT ve BH-CT teknikleri ile 76 fraksiyonda fraksiyon içi sapma miktarları incelendiğinde her iki IGRT tekniğinde ITV 3 mm emniyet marjı verilmesi tedavinin güvenilir olarak uygulanabileceğini göstermiştir.

Tedavi esnasında hedefin maksimum 2 mm sapma içerisinde olduğu fraksiyonlar:

- Average-CT ile lateral yönde tüm fraksiyonların 96.07%, longitudinal yönde tüm fraksiyonların 90.2%, vertikal yönde tüm fraksiyonların 90.16%.
- BreathHold-CT ile lateral yönde tüm fraksiyonların 84%, longitudinal yönde tüm fraksiyonların 76%, vertikal yönde tüm fraksiyonların 92% olarak hesaplanmıştır.

Lan ve ark. (2018) Akciğer ve karaciğer SBRT de aktif solunum kontrol sistemi ile tedavi uygulamışlardır. 19 karaciğer ve 15 akciğer hastasında inter- ve intra-fraksiyon takip ederek maksimum sapma miktarlarını belirlemişlerdir. BreathHold-CT ile tedavi edilen hastalarda kV-CBCT ile her tedaviden önce ve tedavi esnasında takip yapmışlar. Karaciğer SBRT de inter-/intra-fraksiyon sapmalar; left-right yönde 0.75/0.39 mm, anterior-posterior yönde 1.36/1.41 mm, superior-inferior yönde 1.55/1.41 mm bulmuşlardır. Akciğer SBRT de sapmalar; left-right yönde 0.71/0.54 mm, anterior-posterior yönde 1.45/1.10 mm, superior-inferior yönde 3.95/1.93 mm bulmuşlardır. İntrafraksiyon hareketi >3 mm'den karaciğer hastalarının %26.3, Akciğer hastalarının da %46.7 de bulmuşlardır. İnterfraksiyonel sapmaları daha fazla gözlemişlerdir. Fakat bu sapmaları tedavi öncesi düzeltildiği için tedavi açısından risk oluşturmamaktadır. Lu ve ark ABC solunum kontrol sistemi ile intrafraksiyonel hareketi yeterince kontrol edemedikleri görülmektedir. Yukarıda bahsettiğim klinik deneyimlerimizde daha düşük emniyet marjları ile tedaviyi daha güvenli olarak uygulamaktayız (7).

Purdie ve ark. (2007) akciğer SBRT tedavisinde inter ve intra-fraksiyon takip için CBCT ile yapmışlardır. İnterfraksiyon sapma miktarı; üst lob da bulunan hedeflerde (21 hasta) üç boyutta ortalama 4.2 mm ve orta veya alt lob da bulunan hedeflerde (7 hasta) üç boyutta ortalama 6.7 mm olarak bulmuşlardır. İntra-fraksiyon sapma miktarı ortalama 1.9 mm (maksimum sapma 4.4 mm), özellikle toplam tedavi süresinin 34 dakikayı aşması durumunda intra-fraksiyon sapmanın daha da arttığını gözlemlemişlerdir (8).

Corredetti ve ark. (2012) 84 akciğer SBRT hastasında, tedavi öncesi x-ışın tüpü ile kemik yapılarına göre hastayı pozisyonlandırmışlar, intra-fraksiyon tümör hareketinin büyüklüğünü araştırmışlar ve hastanın kişisel özelliklerinin intra-fraksiyon hareketle ilişkisini araştırmışlardır. Hastaya tedavi öncesi ve sonrasında CBCT taraması yapılmış ve 4D-CT taramasıyla karşılaştırmışlardır. Tedavi öncesi 335 CBCT taramalarında kayma miktarları ortalama vertikal yönde 2.2 mm, longitudinal yönde 1.8 mm ve lateral yönde 1.6 mm olarak bulmuşlardır. 3 mm'den büyük sapmalar tüm fraksiyonların %39'da, 5 mm den büyük sapmalar tüm fraksiyonların %17 olarak bulmuşlardır. Tedavi sonrasında çekilen 343 CBCT taramalarında ortalama vertikal yönde 1.6 mm, longitudinal yönde 1.5 mm ve lateral yönde 1.1 mm sapma bulmuşlardır. 3 mm'den daha büyük sapma tüm fraksiyonların %27'si, 5 mm büyük sapma tüm fraksiyonların %10 olarak bulmuşlardır (9).

Akciğer SBRT de tedavi öncesi üç boyutlu CBCT görüntüleme yapılarak hem tümörün hem de hastanın pozisyonunun doğruluğundan emin olmalıyız. Akciğer SBRT de tedavi esnasında hareket olabilmektedir. BreathHold-CT ile hareket kısıtlanmakta fakat tedavi esnasında minimalde olsa hedef hareket edebilmektedir. 4D-CT ile hedef hareketi göz önüne alınıp emniyet marjlarımız ona göre verilmekte, fakat yine tedavi esnasında minimal hareket olabilmektedir. 2 mm'nin üzerindeki sapma miktarı tedavinin tamamı göz önüne alındığında 4D-CT ile en fazla 8%, BreathHold-CT ile en fazla 24% kadar olabilmektedir. ITV belirlendikten sonra PTV için 3-5 mm arası marj verilmesi emniyet sınırları içerisinde güvenli bir tedavi için yeterli olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Hanley, J, Debois, M.M, Mah, D Et Al, Deep Inspiration Breath-Hold Technique For Lung Tumors (The Potential Value Of Target Immobilization And Reduced Lung Density İn Dose Escalation) . Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1999;45:603–611
2. Lr Aarup, Ae Nahum, C Zacharatou, Etal: The Effect Of Different Lung Densities On The Accuracy Of Various Radiotherapy Dose Calculation Methods: Implications For Tumour Coverage Radiother Oncol 91: 405–414,2009
3. Hedin E, Back A, Chakarova R.Impact Of Lung Density On The Lung Dose Estimation For Radiotherapy Of Breast Cancer.Physics And Imaging İn Radiation Oncology;2017;3;5-10
4. Tian, Y. Et Al. Dosimetric Comparison Of Treatment Plans Based On Free Breathing, Maximum, And Average Intensity Projection Cts For Lung Cancer Sbirt. Med. Phys;2012: 39, 2754–2760.
5. Zvolanek K, Ma R, Zhou C, Liang X, Wang S, Verma V, Zhu X, Zhang Q, Driewer J, Lin C, Zhen W, Wahl A, Zhou Sm. Zheng D. Still Equivalent For Dose Calculation İn The Monte Carlo Era? A Comparison Of Free Breathing And Average Intensity Projection Ct Datasets For Lung Sbirt Using Three Generations Of Dose Calculation Algorithms. (İn Press) Medical Physics;2017: Doi 10.1002/Mp.12193
6. Rietzel E. Chen Gt. 4d İmaging And Treatment Planning. İn New Technologies İn Radiation Oncology;2006: Pages 81–97. Springer, Berlin-Heidelberg, Germany.
7. Lan L, Claudiu D, Toufik D, Gregory Mmv, May Aw, Naichang Y, John G, Kevin Ls, Ping X. Intra- And Inter-Fractional Liver And Lung Tumor Motions Treated With Sbirt Under Active Breathing Control. Appl Clin Med Phys 2018; 19:1: 39–45.
8. Purdie Tg, Bissonnette Jp, Kevin F, Bezjak A, Payne D, Sie F, Sharpe Mb, Jaffray Da. Cone-Beam Computed Tomography For On-Line Image Guidance Of Lung Stereotactic Radiotherapy: Localization, Verification, And Intrafraction Tumor Position. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 68, No. 1, Pp. 243–252, 2007
9. Corradetti, M.N., Mitra, N., Bonner Millar, L.P. Et Al, A Moving Target: Image Guidance For Stereotactic Body Radiation Therapy For Early-Stage Non-Small Cell Lung Cancer. Pract Radiat Oncol. 2013;3:307–315

**Med. Fiz. Uzm. Dr. İsmail Faruk DURMUŞ**

2009 yılında Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde Medikal Fizik Bilimsel programı bitirdikten sonra İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde Sağlık Fiziği Yüksek Lisans programını 2013 yılında tamamladı. 2018 yılında Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Fizik Doktora programını tamamladı. Halen Yeni Yüzyıl Üniversitesi Özel Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.

AAPM TASK GROUP 113 NO'LU RAPOR: KLİNİK ÇALIŞMALARIN FİZİK YÖNLERİ İÇİN REHBER

Med. Fiz. Uzm. Tülay MEYDANCI

RAPORUN KISA ÖZETİ HAKKINDA

AAPM TG 113'ün Klinik Çalışmaların Fizik Yönleri İçin Rehber adlı tam raporu AAPM Raporları web sitesinde mevcuttur. Bu özetle, raporun ana başlıklarına genel bir bakış sunmaya çalışmakla birlikte pratik ve faydalı içeriğine rağmen, özeti daha uzun tutmamak adına EK'leri dahil etmedim. Ancak tüm meslektaşlarıma özellikle EK B'ye mutlaka göz atmalarını önermek isterim.

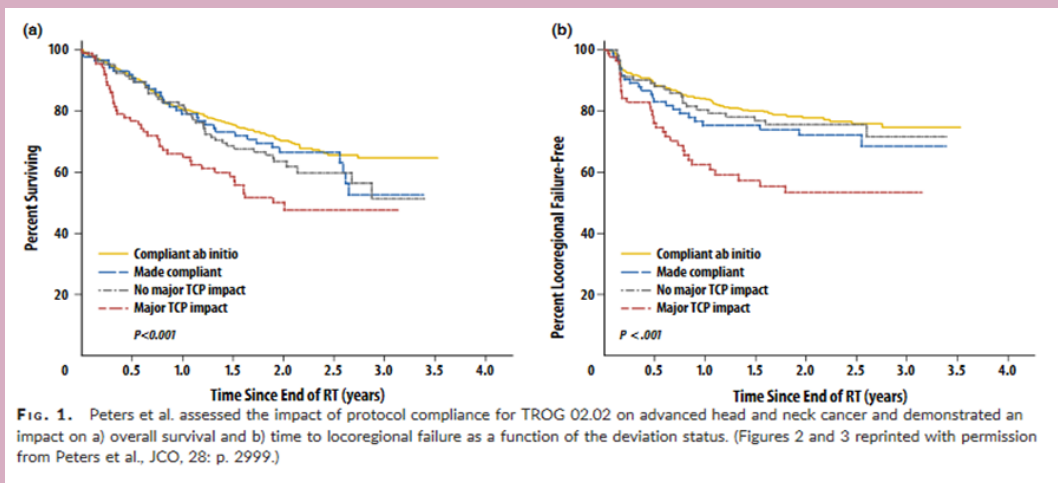
1. ÖZET

AAPM TG 113'ün amacı, foton ve elektronları içeren ışınlar için planlama aşamasındaki ve verilen dozdaki değişkenliği en aza indirmek için klinik çalışmalara fizik açısından rehberlik sağlamaktır. Birçok çalışma, protokol uyumunun hasta sonuçları üzerindeki önemini göstermiştir. Farklı merkezlerdeki tedaviler için değişkenliği en aza indirmek, klinik çalışmaların kalitesini ve etkinliğini artırır. Protokollerin ve klinik çalışmaların tüm yönleriyle süreçlerin standardizasyonu yoluyla değişkenliklerin en aza indirilebileceği alanlara dikkat çekilmiştir. Ayrıca, klinik araştırma tasarımcıları, kendi kliniklerinde klinik çalışmaları destekleyen fizikçiler, kalite güvence merkezleri ve üreticiler için öneriler sunulmaktadır.

2. GİRİŞ VE RAPORUN AMACI

Çok kurumsal ortamlarda yeni güvenli ve etkili tedavilerin ve/veya değerlendirme yöntemlerinin araştırılmasının desteklenmesine yardımcı olmak amacıyla, klinik çalışmalarda kaliteyi sağlamak için tedavi planlamasının ve uygulanma yöntemlerinin standardizasyonuna ihtiyaç duyulmaktadır. Bu standardizasyon, hastalar tarafından alınan radyoterapinin uygunluğunu ve belirli bir klinik çalışma için sunulan radyoterapi verisini geliştirecektir. Bu veriler, belirli bir çalışmanın her bir kolundaki tüm hastaların tedaviyi amaçlandığı şekilde aldığı doğrulamak için gereklidir. Bu varsayımı ihlal etmek, deneme grubu tarafından rapor edilen sonuçların geçerliliğini tehlikeye atabilir.

Genel kaliteyi etkilediği söylenen önemli bir nokta ise, klinik çalışmalarda yer alanların, standart klinik özelliklerinin bir parçası olarak, protokolün şartları ile uyumlu ve optimal planlar oluşturma yeteneğidir. Çalışmalara uyumun önemi ve sonuçlardaki değişikliklerin saptanması üzerindeki etki, TROG 02.02 gibi ileri baş-boyun kanserleri (Şekil 1) ve diğer çalışmaların meta-analizleri gibi bir dizi denemede gösterilmiştir.



Bir çalışma tasarlarken, klinik araştırma sorularını cevaplayabilmek için planlama yönergeleri belirlenir. Bununla birlikte, planlama yöntemlerinde farklılıklar olabilir ve planlayıcı, planlama süresince gerçek zamanlı geri bildirim olmadan, daha iyi (normal dokulara azaltılmış dozla daha iyi hedef kapsama) bir planın makul bir şekilde elde edilebileceğini bilmeyebilir. Her yeni hastanın DVH'ini tahmin etmek için önceki hastalardan elde edilebilecek doz ölçümlerinin kullanılabildiği bilgi tabanlı planlama, klinik olarak kabul edilebilir olan ve ancak bir çalışma bağlamında optimal olmayan planları retrospektif olarak tanımlamıştır.

Örneğin, plan kalitesi ve rektal toksisite arasındaki ilişkiyi araştıran RTOG 0126 ile tedavi edilen hastalar için plan kalitesi analiz edildi. Optimum olmayan planlar, 219 IMRT hastası için bir çalışmanın parçası olarak, hedef ve riskli organ doz tahminlerini karşılaştırarak tanımlandı. Kütüphane, bir risk değerlendirmesine dayanan protokollerin en iyi olarak tanımladığı planlardan oluşturulmuştur. Bu çalışma, bir tedavi planı oluşturmak için birincil rehber olarak tek başına bir dizi DVH noktası kullanmanın zorluğunu vurgulamaktadır. Yeni planı, daha önce optimal ve protokolle uyumlu olarak belirlenmiş bir plan kütüphanesi ile karşılaştırırken bir bilgi zenginliği vardır. Bilgiye dayalı planlama gibi iyileştirilmiş planlama araçlarına, sadece tedavi planlarının DVH gereksinimlerini karşılayıp karşılamadıklarını anlamak için değil, aynı zamanda klinik çalışmalarda kullanım için uygun olup olmadığına dair kurumlara ayrıntılı geri bildirim sağlamak için bir süredir ihtiyaç duyulmaktadır. Kalite güvence gereksinimleri ile ilgili olarak, kalite güvencesinin küresel uyumlaştırılmasına yönelik önemli çabalar vardır (örneğin AAPM Task Group 263 tarafından radyasyon terapisi klinik denemeleri için ele alınan yapı terminolojisi gibi).

AAPM TG 113'ün amacı:

- (1) Klinik çalışmalarda veri kalitesi için asgari standartları sağlayan foton ve elektron ışını radyasyon tedavisini içeren klinik çalışmalar için fizik uygulamalarını önermek.
- (2) Tedavi planlama ve tedavinin uygulanması süreçlerinin her bir bölümünde uygunluğu artırmaya yönelik durumları tanımlamak.
- (3) Temel uygulamalardan gelişmiş teknolojilere kadar radyoterapi alanında klinik testlerde en iyisinin nasıl yapılacağına yönelik QA düzenlemelerine rehberlik etmek.
- (4) Radyoterapi sürecindeki potansiyel tutarsızlıkları azaltmaya yönelik uygunluk/yeterlilik şartlarıyla ilgili önerilerde bulunmak.

Klinik çalışmalarda proton veya brakiterapinin kullanımı bu dokümanın kapsamı dışındadır. Rapor boyunca, klinik denemeler bağlamında simülasyondan tedavinin uygulanmasına sürecin her bölümüne ait ana konularla ilgili öneriler sunulmuştur.

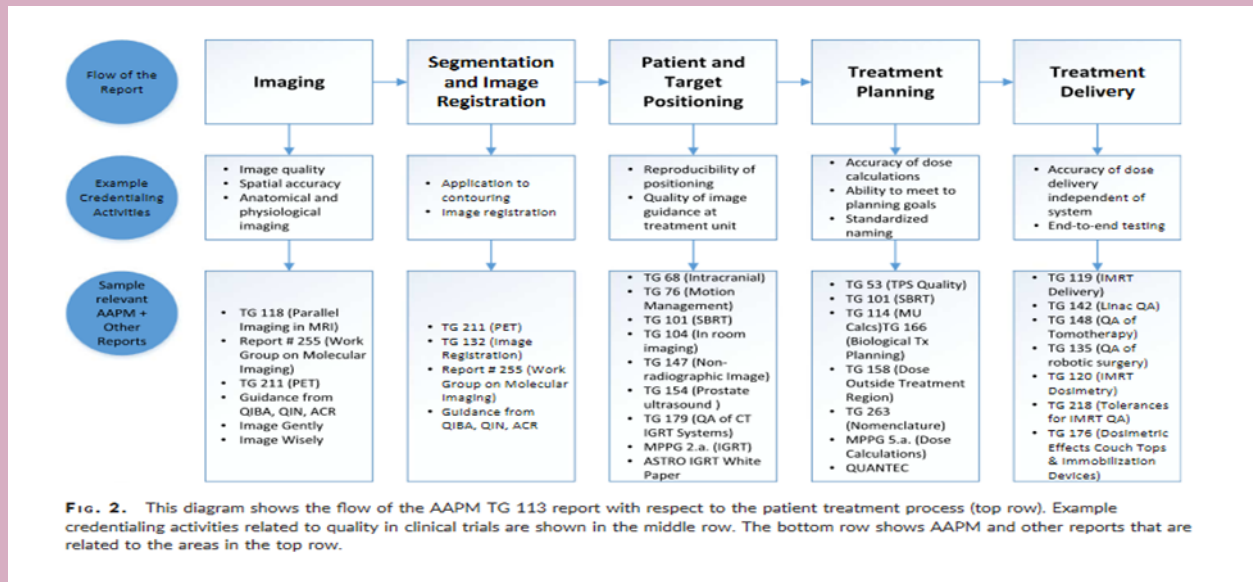
3. KLİNİK ÇALIŞMALARDA FİZİKÇİNİN ROLÜ

Fizikçiler klinik çalışmalarda farklı roller oynarlar. Kurumsal, ulusal ve uluslararası düzeylerde, fizikçiler klinik ve teknik bileşenleri temsil eden lider veya yardımcı araştırmacılar olabilir. Klinik çalışma grupları bağlamında, fizikçiler klinik bir araştırmayı yönetebilir veya kodlayabilir. Bireysel kurumlarda desteklenen ulusal denemeler için, fizikçiler protokol uyumunu sağlamada hekimler ile birlikte kilit rol oynarlar. Ayrıca fizikçiler, QA merkezlerinde ve klinik çalışmaları desteklemek için ürünleri kullanılan bir üreticinin çalışanları olabilirler.

TG 113, bir çalışmayı tasarlayanın tüm sürecini ve QA'ini ekibin etkinlikleri aracılığıyla simülasyondan planlamaya ve tedavinin uygulanmasına kadar tüm süreçleri değerlendirir ve geliştirir. Birçok AAPM raporu, TG 113'ün çalışmasıyla ilgilidir. Şekil 2, bir hastanın klinik araştırmaya katılmasıyla ilgili ana alanların bir genel görünümünü göstermektedir. Her alan için, hem örnek olarak ilgili görev grubu raporları hem de yeterlilik türleri not edilir. Başvurulan görev grubu raporlarının birçoğu, radyoterapi de klinik medikal fizik pratiği ile ilgili olan ve daha sonra klinik çalışmalarda kayıtlı hastaların tedavisi üzerinde etkili olan raporlardır. Bu nedenle, bu raporda diğer görev grubu raporlarına fazla atıfta bulunulmamıştır.

4. GÖRÜNTÜLEME

Görüntü kalitesi hem hedef tanımı hem de tedavi değerlendirmesi için çok önemlidir. Rapor bu bölümde klinik çalışmalar için tutarlı ve doğru hacim tanımını kolaylaştırmak için önerilerde bulunur. Ortak yürütülen çok sayıda çalışma, nicel uygulamalar da dahil olmak üzere görüntüleme standardizasyonuna odaklanmıştır. 2008 yılında oluşturulan Quantitative Imaging Biomarkers Alliance (QIBA) ilaç, ekipman şirketleri ve görüntüleme ile ilişkili toplulukları içermektedir ve klinik çalışmalarda volümetrik bilgisayarlı tomografi (BT), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) kullanımı için standartlar geliştirir.



QIBA dinamik kontrast geliştirilmiş MRI gibi analitik araçları doğrulamak için kullanılan doğrulanmış veri kümeleri (içlerinden bir tanesi akciğer nodüllerini değerlendirmek kullanılabilir) ve fantom veri kümeleri oluşturur. The Uniform Protocols for Imaging in Clinical Trials (UPICT) girişimi, FDG-PET / CT ile görüntülemeyi içeren çalışmalar için bir protokol oluşturdu. AAPM içindeki birçok grup, nicel görüntüleme bilgilerinin kullanımını aktif olarak ilerletmektedir ve bu alanda rehberlik gelişmeye devam edecektir.

Bazı klinik çalışmalar, IROC Ohio, IROC Philadelphia (DI) ve IROC Rhode Island gibi kantitatif görüntülemeye uzmanlığa sahip QA merkezlerinin yeterlilik veya merkezi bir görüntüleme incelemesini gerektirir. Yeterlilik, görüntü kalitesi, boyutsal bütünlük ve kontrast gibi özellikleri (belirli bir çalışmada görüntülemenin amacına bağlı olarak istenen özellikleri) değerlendirebilir.

5. SEGMENTASYON

Doğru segmentasyon klinik çalışmalarda kritik bir görevdir. Segmentasyondaki önemli teknik değişkenler arasında; değişken pencere ve seviye ayarları, girdi parametrelerinin otomatik segmentasyon algoritmalarını kullanımı, duyarlılığı ve marj genişletme algoritmaları yer almaktadır. Uygun olmayan pencere ve seviye parametreleri, klinisyen tarafından %42'ye varan oranlarda değişikliklere yol açan faktörleri tanımlayan bir çalışma ile hacim tanımında önemli sapma ve hatalara yol açabilir. Konturlu yapıların tedavi öncesi değerlendirmeleri protokolün asıl araştırmacıları tarafından yapıldığında, konturların tutarlılığında iyileşme görülmektedir. Yapıların betimlenmesinde önemli bir değişkenlik varsa, belirli bir deneme için hekimlere ve web seminerlerine yönelik eğitim verilmelidir.

Doz-hacim histogramları (DVH'ler) ile değerlendirilecek organlar için protokol, organın ne kadarının konturlanması gerektiğini belirlemelidir. Örneğin, PTV'nin üst ve alt sınırlarına göre şekillendirilecek bir omurilik bölgesi belirtmek uygun olabilir. Ortalama doz hedeflerine sahip yapılar bütünüyle konturlanmış olmalıdır. Tümünün planlama taramasına dahil edilemediği yapılar için protokol, oransal hacim (%) yerine mutlak (cc) cinsinden doz limitlerini belirtmelidir.

Protokol tasarımcılarının, özellikle çoklu yapılar söz konusu olduğunda yapıların nasıl tanımlandığı konusunda açık bir rehberlik sağlaması çok önemlidir. Akciğer kanseri için normal akciğerdeki farklı tanımlar, gros tümör hacmi (GTV), klinik hedef hacmi (CTV), iç hedef (ITV) veya planlama hedef hacmi (PTV) açısından önemli farklılıklar gösterilmiştir. Klinik bir çalışmada bu tür tanımların değişkenliği, araştırmacının çalışma sorusunu çözme becerisi üzerinde önemli ölçüde zararlı bir etkiye sahip olacaktır. Ayrıca, bir çalışmadan diğerine farklı tanımlanan aynı doz hedefleri kullanıldığında, doz hedeflerinin uygulanmasında tutarsızlığa yol açabilir. Bu nedenle, aynı vücut bölgesine yapılan çalışmalarda, tanımlar ve doz hedefleri, zaman içinde gelişim göstereceği beklentisiyle mümkün olduğunca standartlaştırılmalıdır. Ek olarak protokol, tedavi alanı dışındaki organlara herhangi bir ek sınır belirlemelidir. Son derece önemli bir sorun, bazı sistemlerin doz-hacim parametrelerini bildirirken doz hesaplama çerçevesi dışındaki bir organın hacmini dikkate almamasıdır. Bu tür sistemler için, doz-grid ilgilenilen tüm organı kapsamalıdır. Böylece tedavi planlaması için kullanılan türetilmiş doz-hacim parametreleri tüm organı temsil eder.

6. İMAJ ÇAKIŞTIRMA (IMAGE REGISTRATION)

Çoklu görüntü veri kümeleri gerektiren klinik çalışmalar, görüntüleri çakıştırmak için yazılım kullanmalıdır. Tedavi planlaması için çoklu görüntü modaliteleri kullanıldığında, protokol tasarımcıları tedavi planlaması için çakışmanın uygunluğunu doğrulayabilecek iç veya dış yer işaretleri/referanslar için özel öneriler sunmayı düşünmelidir.

Her hasta için görüntü çakıştırmanın doğruluğu, çalışmanın kalitesini etkiliyorsa (hedef hacminin belirlenmesi gibi), protokol tasarımcıları ve QA merkezleri, bilinen geometrinin fantomlarını kullanarak görüntü çakıştırmaya yazılımının yeterliliğini talep etmeli ve AAPM TG 132'nin rehberliği izlenmelidir. Hekimin talimatı, görüntü çakıştırmaya hedeflerini, metodu ve çakıştırmaya yapılırken hangi anatomik bölgenin vurgulanması gerektiğini belirlemelidir. Tedavi ünitesinde görüntü çakıştırmalarının nasıl kullanıldığına bağlı olarak, çalışmayı yürütenler gerektiğinde günlük çevrimiçi tedavi rehberliği ile karşılaştırarak hedef ve normal dokuyu ayırt etme uygulamaları arasındaki farkı belirlemelidir. Raporun tam metninde belirtildiği şekilde görüntü çakıştırmaya değerlendirmeleri, adaptif plan uyarlaması kullanıldığında farklılık gösterebilir.

7. HASTA VE HEDEF POZİSYONLAMA

Hasta ve hedef pozisyonlama, immobilizasyon ve tedavi ünitesinde kullanılan görüntü kılavuzunun sıklığı ve türünden etkilenir. Tedavi planlamasında verilen marjlar, hem hasta tedavilerini tasarlamak ve değerlendirmek için kullanılan multimodaliteli görüntülemeler kullanarak elde edilen görüntü çakışmasının doğruluğundan hem de özellikle doz-cevap çalışmalarından etkilenir.

Klinik araştırmalar bağlamında, belirli bir araştırmada tarif edilen ve/veya gerekli olan immobilizasyon türü (a) potansiyel olarak kliniklerde kullanılan mevcut ve kabul edilebilir ekipmana, (b) protokolün gerektirdiği doğruluğa; (c) hasta tedavisi boyunca önerilebilecek tedavi rehberliği yöntemlerinin sıklığı ve doğruluğuna bağlıdır. Deney tasarımcıları, belirli bir denemenin stereotaktik radyocerrahi veya stereotaktik vücut radyasyon tedavisi gibi spesifik immobilizasyon gerektirip gerektirmediğini belirlemelidir.

Protokoller, görüntü rehberliğinin türü ve sıklığına göre özel olmalıdır. Klinik çalışmaların planlamasında, lokalizasyon yöntemleri ve uygun PTV marjı arasındaki ilişki dikkate alınmalıdır. Örneğin, meme kanserinin tedavisini içeren bir çalışma, haftalık portal görüntülemeyi içerebilir, oysa SBRT'yi içeren bir çalışma, günlük volümetrik görüntüleme gerektirebilir. Tam raporda açıklandığı gibi, klinik çalışmaların tasarımcılarının, belirli bir çalışma için tutarlılık ve tekrarlanabilirlik açısından intra ve inter tedavi marj önerileri özel olmalıdır.

8. HAREKETİN DEĞERLENDİRİLMESİ VE KONTROLÜ

Birçok tedavi bölgesinde, segmentasyon ve tedavinin uygulanması için hareketin yönetilmesi gerekliyse fizyolojik hareketin mutlaka tayin edilmesi gerekir. 2006 yılında yayınlanan AAPM Task Group 76, simülasyonda ve tedavi planlamasında dikkat edilmesi gereken hususlar için rehberlik sunmaktadır. Bu rapor klinik araştırmalar için bugün ihtiyaç duyulan rehberlikle güncellenmeye devam ediliyor. 2017 yılında, NRG Onkoloji Tıbbi Fizik Komitesi'nin birkaç üyesi, torasik ve üst abdominal tümörler için stereotaktik vücut radyoterapisi bağlamında rehberlik edip klinik çalışmalara yönelik önerilerde bulunmuşlardır. Hem hareketin değerlendirmesi hem de hareketin yönetimi ile ilgili hususlar açıklanmıştır.

9. TEDAVİ PLANLAMASINDA DİKKAT EDİLECEK HUSUSLAR

Bu bölümde hem tedavi planlama sisteminin kendisi ile ilgili hem de belirli bir klinik çalışma için tedavi planlarının oluşturulması ile ilgili hususlar vardır. Örneğin, klinik çalışmalarda hastaları planlamak için pencil beam algoritmaları yerine daha doğru model tabanlı algoritmalar kullanılmalıdır.

Protokol tasarımcıları ve üreticileri, klinik araştırma kılavuzlarının benzer uygulamalarını desteklemek için kullanılabilecek şablonlar ve araçlar sunabilirler. Bu araçlar, AAPM TG 263'ün yapı şablonu (structure template) önerilerini ve bir protokolün dozimetrik gereksinimlerini karşılamaya yardımcı olan gelişmiş planlama araçlarını içerebilir.

Planlama için ve önceki klinik çalışmalarla ilgili olarak bir tedavi planının tutarlılığının değerlendirilmesi için otomatik araçların kullanımında ilerleme kaydedilmektedir. Bu ilerlemenin hem ikincil analizler için hem de bir çalışmanın uygulanması aşamasında plan kalitesini daha iyi bir şekilde değerlendirmek açısından önemli klinik sonuçları vardır. Bilgi temelli yöntemler kullanılarak plan kalitesini geliştirme becerisi, tahmin edilen DVH'lerin bir grup plan ile normal dokuların daha fazla korunabileceğinin gösterildiği RTOG 0126 için değerlendirilmiştir (Şekil 3). Şekil 3 (e), "düşük kalite" olarak tanımlanan planların, her bir plan için hesaplanan normal doku karmaşık olasılık değerlerine dayanarak tahmin edilen rektal toksisiteye göre önemli iyileşmelere sahip olduğunu göstermektedir.

Bu araçlar, hem protokol hastaları için tedavi planlama yapan kurumdaki ekipler için hem de QA merkezlerindeki plan kalitesinin analizi için değerli olacaktır

Ek hususlar, adaptif tedaviye ve yeniden ışınlamaya özgü hususları içerir. Radyasyon tedavi planlamasında ve görüntü rehberliğiyle tedavide yeni teknolojilerin ortaya çıkması, TPS'nin yeteneklerine ek gereksinimler getirecektir. Araştırmacılar ve üreticiler adaptif terapiyi daha iyi destekleyebilmek için deforme edilebilir görüntü kaydı ve hastanın almış olduğu doza dayalı bir modelin oluşturulması gibi araçlar geliştirmektedir. Bu değerlendirmelerin birçoğu yeniden radyoterapi alan hasta tedavileri için yararlı olmaktadır. Deforme edilebilir imaj kayıt ve füzyon algoritmaları şu anda araştırılmaktadır. Bu araştırmaların sonucunda özel kuruluşlarda ve QA merkezlerinde bulunan yazılım araç setine dahil edilmelidir. Bu algoritmalar, tedavi süresince hastaya verilen dozun doğru bir şekilde değerlendirilmesinin ve rapor edilmesinin ayrılmaz bir parçasıdır. Klinik bir çalışmada olgu incelemesinde anatomik değişikliklerin etkisini tam olarak değerlendirmek için en iyi yol verilen kompozit dozun değerlendirilmesi olabilir. Ancak bu mümkün değilse çoklu görüntüleme çalışmaları, bunların kronolojisi ve tüm tedavi planları QA merkezine gönderilmelidir.

10. TEDAVİYLE İLGİLİ DÖKÜMANTASYON

Tedavi yönetim sistemleri, bireysel hasta tedavileri için doğru enerjinin, ışın modifikasyonlarının, monitör unitlerin, tedavi tarihlerinin ve fraksiyon sayısının kullanıldığı doğrulamaya imkan verir. Bu bilgilerin bir özeti, klinik çalışmalar için standart bir formatta dışa aktarılabilir olmalıdır. Bu bilgi çok önemlidir. Çünkü bazı hastaların aldığı eksik veya başarısız radyoterapinin sonucu da başarısızdır. Bu tedaviler, belgelenmemişse ve dikkate alınmamışsa, bir klinik araştırmanın etkililiğinin yorumlanmasını da etkileyebilir. Klinik çalışma grupları, gözden kaçan tedavilerin sonuçlarını ve en iyi bilgiyi nasıl toplayacağını dikkate almalıdır.

11. QA CORE FUNCTION VE KURUMSAL HAZIRLIK

Klinik çalışmalar için yeterlilik; belirli bir protokol veya tedavi modalitesi için hastaları doğru bir şekilde planlama ve tedavi etme yeterliliklerini göstermek için bir kurum ve ekibi tarafından belirli işlemlerin performansı ve dokümantasyonudur. Buna ek olarak, yeterlilik işlemlerinin bir parçası olarak kurum QA merkezine gerekli verileri gönderebileceğini doğrulamalıdır/söylemelidir/beyan edebilmelidir. Yeterlilik süreci, tüm katılımcı kurumların protokol kurallarına uygun şekilde başvurabilmelerini ve bir klinik araştırmada karşılaştırılabilir dozlar sunabilmelerini sağlamak için tasarlanmıştır. Bu durum, belirli bir çalışmadaki sonuç farklılıklarını daha iyi tespit etmeye yarar.

Klinik çalışma grupları hem mevcut hem de yeni geliştirilen klinik çalışmalarda, yeni teknolojileri benimsemenin ve bu çalışmaları yeni teknolojilerle birleştirmenin en güvenli yolunu belirlemede zorluklarla karşı karşıyadır. Klinik çalışmalarda yeni veya daha az benzer teknolojiler kullanıldığında, güvence testlerinin sonuçları, katılımcı kurumlar tarafından değişken, aykırı veya uyumsuz performansın keşfedilmesine ve düzeltilmesine yardımcı olur ve bu, tüm kurumlarda protokol performansındaki değişkenliğin azaltılmasına yardımcı olur. Test, anketlerden, karşılaştırma planlarından, deneme dijital veri gönderimlerinden ve fantom ışınlamalarının birleşiminden oluşur. Kurum testi geçerse, daha sonra ilgili protokol ve belirtilen tedavi modalitesi için hastaların kayıtları onaylanır. Raporun tamamı, kriterlerin amacı ve türleri, kimlik bilgisi teknikleri, fantom incelemeleri, tedavi öncesi ve tedavideki kontroller hakkında detaylara sahiptir.

Hastaların protokole kaydedilmesinden önce uygun araştırma personeli, klinik araştırma koordinatörü, asıl araştırmacı, fizikçi, dozimetrist ve terapist ile bir başlangıç toplantısı yapılması önerilir. Başlangıç toplantısında tartışılacak olan şeylerin örnekleri raporun tam halinde yer almaktadır.

12. ÖZET

Araştırmanın kalitesi ve tutarlılığının hasta sonuçlarını etkilediği gösterilmiştir. Bu rapor, klinik araştırmalar için tedavi planlaması ve tedavinin uygulanması verilerini özel olarak geliştiren fizik ve diğer takım üyeleri için uygulamaları tanımlamaktadır. Radyoterapi süreçlerindeki ve tedavideki tutarsızlıkları en aza indirmek için klinik çalışmalar tasarlayan ve uygulayan gruplar için karşılaştırmalar ve kalite güvence önerileri sağlar. Önerilerle birlikte her bir büyük bölümün detayları tam raporda verilmektedir. Tam raporun önerileri, klinik araştırma tasarımcıları için (Ek A), bireysel kurumlardaki fizikçiler için (Ek B), Kalite Güvence Merkezleri için (Ek C) ve üreticiler için (Ek D) eklerinde sunulmuştur.

Bir klinik araştırmada/çalışmada istenen istatistiksel güç seviyesine ulaşmak için Kalite Güvence Merkezi, teknolojinin düzgün bir şekilde uygulandığını doğrulamalıdır. QA merkezleri, yeni teknolojiler piyasaya çıktıkça ve klinik pratiğe uygulandıkça hızla adapte olmak zorunda kalmıştır. Güncel ileri teknolojiler olgunlaştıkça ve diğer teknolojiler geliştikçe yeni rehberlerin geliştirilmesi gerekecektir.

Teknolojik gelişmeler sayesinde üreticiler, gelişmiş teknolojinin geliştirilmesinde ve klinik çalışmaların yürütülmesini geliştirmek için yazılım araçlarında güncelleme yapılmasında rol oynarlar.

Son olarak, başarılı klinik deneyler, katılanların tümü arasında bir ortaklık ilişkisini içerir. Klinik çalışmaların fizik yönlerinin tasarımındaki ve performansındaki gelişmeler, verilerin yüksek doğrulukta olmasını sağlamaya yardımcı olacak ve klinik araştırmaların sorularını cevaplamak için ve sonuç olarak klinik uygulamayı etkilemek için kullanılabilecektir.

**Med. Fiz. Uzm. TÜLAY MEYDANCI**

Medikal fizikle ilk tanışması 2003 yılı lisans 3. sınıf yaz tatilinde Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi AD'daki stajıyla oldu. 2004 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi fizik bölümünden mezun oldu. Aynı yıl İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik programını kazandı. Yüksek lisans eğitimi sırasında stajyer olarak başladığı Uludağ Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi'nde profesyonel çalışma hayatına ilk adımını attı. 2006 yılında meslek yaşamında, Kocaeli Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi'nde 9 yıl sürecek olan yeni bir sayfa açıldı. 2007 yılı içinde yüksek lisansını tamamladı. Kısa ama çok keyifli bir süre Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi'nde çalıştı. Halihazırda Göztepe Medical Park Hastanesi'nde çalışmaktadır.

MEDİKAL FİZİKTE UYGULAMALI MONTE CARLO METODU KURSU

Geçtiğimiz günlerde İzmir’de “**Medikal Fizikte Uygulamalı Monte Carlo Metodu Kursu**” yapıldı.

Monte Carlo simülasyonu olasılık hesaplamasına dayanır. Üst üste bozuk parayı atıp her defasında yazı gelmesi, eğer zorlama yoksa mümkün değildir. 2, 3, 5, hatta 10 kez yazı gelebilir. Sayı arttıkça büyü bozulur ve yazı ve turların oranı %50’ye yaklaşır. Doğa, deneme sayısı çok olduğunda öngördüğü dağılımı tutturuyor. Bu gözlem yeni değil. Örneğin; Buffon 18.yy.’da, paralel çizgiler arasına serbest düşmesi sağlanan iğnelerin çizgileri kesenlerinin oranlarını saymasıyla pi sayısının hesabını yapmıştır. (Örneğin hesaplama yöntemi; <https://mste.illinois.edu/activity/buffon/> adresinde bulunabilir.)

Rastgele üretilen sayılardan problemin doğasına uygun olanlarının belirlenmesi ile problemin çözümü mümkün olmaktadır. II. Dünya savaşı sırasında, Von Neumann ve Ulam geliştirdikleri yöntemle nükleer bomba yapımına katkı sağlamıştır. Stanislaw Ulam’ın amcasının (veya dayısının) rulet oyununa düşkün olmasının verdiği fikirle, kumarhanelerle ünlü Monte Carlo (MC) şehrinin adını bu yöntemle vermişlerdir. Savaştan sonra ise 1949’da bu metodu tanıtan ilk makaleyi yayınlayarak çok parçacıklı veya etkileşimli sistemlerin çözüm yöntemi olarak MC kullanılmaya başlamıştır. Problemde değişken ve/veya etkileşen parçacık sayısı az ise analitik olarak çözümden söz edilebilir. Ancak sistem çok parçacıklıysa, örneğin; ortamdaki atom ve molekül sayısı ve gelen ışıınımdaki foton sayısı gibi oldukça büyük ise, etkin bir şekilde kullanılabilecek yöntemdir Monte Carlo.

İlk kez 1954’de Florida’da Monte Carlo Sempozyumu’nda toplanan 70 katılımcının çoğu daha sonra MC uygulamalı radyolojik bilimlerin kurucu ataları olarak anıldı. (Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy’, Ed. J. Seco F. Verhaegen, 2013) Florida’da atılan temelden sonra Pubmed’de ilk makale 1967 yılında yayınlandı (2006, D.W.O. Rogers “Medikal Fizikte MC Simülasyonunun 50 Yılı”). 1960-65 yılları arasında ilk elektron-foton taşınım denklemi çözen program geliştirildi. Bugünlerde Pubmed’de MC isim içeren makale sayısı 50000’i aşmış durumdadır.

Kısaca tanımlamak gerekirse, bir MC simülasyonu, yani gerçeğe yakın benzetim, için; ortama, deney düzeneğine gelen parçacıkların oluşabildiği enerjisi, momentumu, yönelimi ile birlikte bir üretece ve bu parçacıklarla ortamın etkileşimlerini içeren fizik süreçlerine ihtiyaç vardır. Yani, geometri, malzeme, üreteç, fizik girdileri olarak özetlenebilir. Bunların uygun bir şekilde bir araya gelmesinin yanında, sonuçları istenilen verileri de (scoring) kayıt etmek bir MC simülasyonunun olmazsa olmaz bileşenidir. Tabii bütün bunların bir araya geldiği bir program, bu programın çalıştığı bir bilgisayar, bu bilgisayarı işleten bir sistem ve bütün bunları kullanmayı isteyecek, heyecan dolu, sabırlı, ihtiyaç sahibi kişiler gerekli MC simülasyonu için.

Simülasyonu yapabilecek çeşitli MC paket programları var; MCNP, EGS, Fluka, GEANT4, ... Bu paketlerin pek çoğu açık kaynak kodlu olup (open source code), ücretsiz olarak internet sayfalarından indirilerek derlenip kullanılabilir. Biraz bilgisayar bilgisi, biraz da MC bilgisi, simülasyon yapmak için yeterli olmaktadır. Bu düşünceyle Medikal Fizik Derneği ve Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı öncülüğünde ve Medideal Medikal Projeler ve Çözümler San. Tic. A.Ş., Elekta Medikal Sistemler Tic. A.Ş. ve Varinak Onkoloji Sistemleri Satış ve Servis A.Ş. firmalarının desteğiyle “Medikal Fizikte Uygulamalı Monte Carlo Metodu Kursu” organize edildi. 15 kişilik olarak kurgulanan bu kurs, başvuranların sayısının daha fazla olması sebebiyle ikinci kez açıldı. Birincisi 9, 10, 11 Mart ve 6, 7, 8 Nisan 2018 tarihlerinde, diğeri ise 29, 30 Haziran, 1 Temmuz ve 13, 14, 15 Temmuz 2018 tarihlerinde her biri 3 er günlük ikişer oturumlu kurs olarak Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsünde gerçekleştirildi.

Birinci üç günlük kursun ilk gününde daha önce hazırlanmış olan Linux sanal (virtual) işletim sistemi, Octave, Paraview ve Gamos simülasyon programları ile beraber katılımcıların dizüstü bilgisayarlarına kuruldu, daha sonra bilgisayarın yapısı, işletim sistemi (Linux) ve Octave’da programlama ile temel algoritmalar (kök bulma, türev, integral...) işlendi. İkinci gün simülasyon için gereklilikler ve bu gereklilikleri sağlayan paket program (Gamos) tanıtıldı, örnekler sunuldu. Üçüncü gün ise katılımcıların temel düzeyde simülasyon yapmaları hedeflendi. Programlama ve algoritma geliştirmek için Matlab özdeşi sayılabilecek Octave (v.4.4), işletim sistemi için kullanıcı dostu olduğu söylenen Linux Mint 18.3 “Sylvia”- Mate (64-bit), paket program için GEANT4’un türevi olan GAMOS (v5.1.0) seçildi ve üç boyutlu görüntüleme için Paraview kullanıldı. Kısa sürede katılımcıların kendi bilgisayarlarında temel düzeyde simülasyon yapıp analiz edebilmeleri hedeflendi.



Resim 1: Birinci kurs, Mart-Nisan 2018 katılımcıları.



Resim 2: İkinci kurs, Haziran-Temmuz 2018 katılımcıları.

İkinci üç günlük kursun ilk gününde bu kez Linux yerleşik işletim sistemi olarak gerekli diğer programlarla beraber katılımcıların bilgisayarlarına kuruldu. MC simülasyonu için temel kavramlar, oluşturulan parçacığa enerji ve konum dağılımları, set-cut, filtre, classify gibi kavramlar ve kullanılışları, veri kaydı (scoring) konuları işlendi. İkinci günde daha detaylı örnekler sunuldu ve son günde ise katılımcıların kendi örneklerini yapmaları hedeflendi. Günün sonunda katılımcılara sertifikaları sunuldu.

Monte Carlo simülasyon programları temelde geometri ve fizik dosyasına ihtiyaç duyar. Bu nedenle hesap yapan kişi önce modelinin geometrisini ardından bu geometri içerisinde oluşacak fizik işlemlerini tanımlamalıdır. Kursiyerlerin kendi bilgisayarlarında bu dosyaları oluşturmaları, çalıştırmaları ve görüntülemeleri sağlandı. Öncesinde örnekler tanıtıldı ve simülasyonun nasıl yapılacağı ve programın yetenekleri ortaya konmaya çalışıldı.



Resim 3: Kurulum ve teorik dersler.



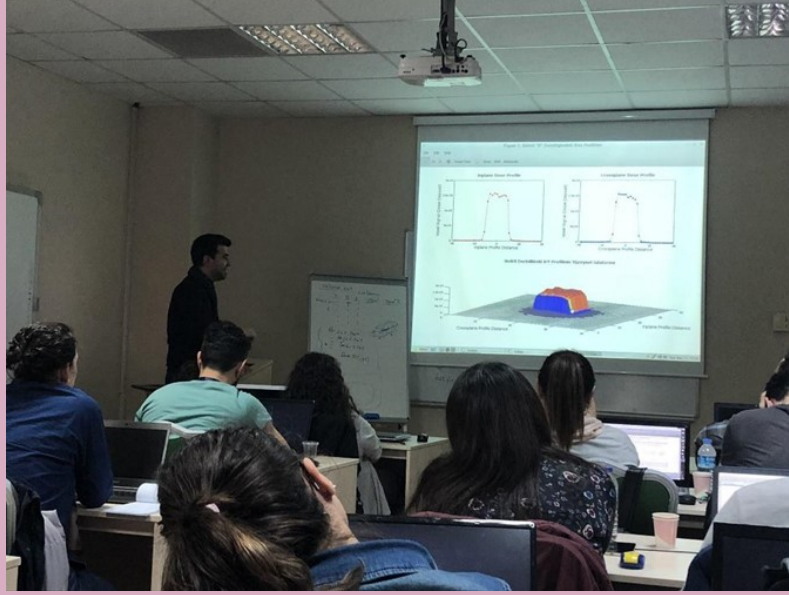
Resim 4: Örnek uygulama, kompleks geometri tasarımı.

Kursun ilk üç günlük bölümünde teorik derslerin ardından yapılan ilk uygulamalar basit geometri yaratma ve oluşturulan geometrinin Paraview adlı programda görüntülenmesi oldu. Bu ilk örneğin geometrisinde ışın demetini sınırlayıcı bir kolimatör, kolimatör sonrasında ışında soğurucu etki yaratacak bir filtre (malzemesi alüminyum olan) ve gelen ışını sayacak bir dedektör (malzemesi su olan) hacmi oluşturuldu. İkinci örnekte, benzer bir geometri kullanılarak kaynaktan (jenaratör) çıkan gama ışınlarının enerji, konum ve yönelim dağılımları üzerinde duruldu. Bu işlemler fizik işlemlerinin yazıldığı bir dosyada kurgulandı. Sunulan son örnekte ise, uzayda belirli bir pozisyonda konumlandırılmış 3-boyutlu su fantomu diye adlandırılan bir hacim oluşturuldu ($40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$) ve bu su fantomunun tamamının da sayma (scoring) işlemini yapılabilir hale dönüştüren (parametrizasyon) $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ hacminde vokseller yaratıldı. Bu sayede oluşturulan su fantomu içerisinde derin doz eğrilerinin hesaplanma işlemi yapıldı. Simülasyon sonucunda elde edilen doz bilgisini analiz etmek gerekti ve bu nedenle Octave'da çalışan bizim tarafımızdan algoritması geliştirilen bir analiz hesabı ile toplanan doz dosyası analiz edildi.

Kursun ikinci üç günlük bölümünde hareket edebilen kaynak ve dedektör tasarımı ile devam edildi. Takip eden örneklerde daha çok fizik dosyası üzerinde duruldu. Burada farklı sayma (scoring) türleri (doz, akı, enerji gibi) sunuldu. Bir simülasyonda elde edilecek sonuçlara birebir etki edecek filtreleme, sınıflandırma, set-cut gibi fizik işlemlerin fizik dosyasında nasıl tanımlandığı anlatıldı. Ayrıca simülasyon devam ederken veya bittiğinde kullanıcıya ekstra bilgi sunan UserAction olarak adlandırılan işlemlerin üzerinden geçildi.

Son kısımda ise MC hesaplamalarında faz-uzayı olarak adlandırılan ve simülasyonlarda kaynak olarak kullanılan dosyaların nasıl oluşturulduğu ve sonrasında nasıl kullanıldığı anlatıldı. Gösterilen örneklerin ardından katılımcılara belirli görevler içeren yönergeler eşliğinde simülasyon yapabilecekleri geniş bir zaman dilimi tanındı ve bu süre içerisinde hep beraber uygulamalı olarak alıştırmalar yapıldı.

Kurs sonrası, katılımcılara kursun içeriği ve sosyal hizmeti kapsayan konularda anket yapılarak kursun genel değerlendirilmesi yapıldı. Katılımcıların büyük bir çoğunluğu kursun içeriğinden memnuniyetlerini dile getirdiler. İhtiyaç doğrultusunda tekrarlanması düşünülen MC simülasyon kursu, öneriler doğrultusunda programlanacaktır. Yapılan bu MC simülasyon kursunun güzel bir başlangıç olması dileklerimizle.



Resim 6: Örnek uygulama, sonuçların Octave ile analizi.



Yazıya emeği geçenler;

Deniz Elmalı¹, Gizem Şişman¹, İsmail Özsoykal¹, Oğuzhan Ayrancıoğlu¹, Recep Kandemir¹, Hakan Epik², Hatice Bilge Becerir³, Ayşe Nur Demiral^{1,4}, Kadir Akgüngör²

¹ Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, İzmir

² Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, İzmir

³ İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsü, Temel Onkoloji Anabilim Dalı, İstanbul

⁴ Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İzmir

AAPM: GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ LİSTESİ

1.1 PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİ İÇİN ONLINE ADAPTİF PLANLAMA GEREKLİ VE GÜNÜMÜZE HAZIRDIR

(X. Allen Li and Qiuwen Wu)

Med. Fiz. Uzm. Emin TAVLAYAN

a. Genel Bakış

Prostat kanseri için lineer-hızlandırıcı tabanlı radyoterapide hem hedef hem de normal dokuların, tedavinin bir fraksiyonu boyunca, önemli ölçüde pozisyon ve şekil değiştirdiği bilinmektedir. Bu hareketleri takip ve telafi etme ihtiyacı olduğu fikri iyice benimsenmiştir ve adaptif radyoterapi (ART) yaygın bir şekilde kabul görmektedir. Bazıları, bunun hasta tedaviyi beklerken yani tedavi masasında yattığı sırada online bir şekilde yapılması gerektiğini iddia etmektedir.

b. Görüş (X. Allen Li, PhD.)

X. Allen Li açılış bildirimine prostat kanseri radyoterapisi sırasında hem hedefte hem de risk altındaki organlarda meydana gelen interfraksiyon değişikliklerin önemli derecede olduğunu; yerdeğiştirme, rotasyon, deformasyon (ör. Hacim ve şekil değişiklikleri) ve bağımsız organ hareketleri dahil olmak üzere bu değişimlerin sistematik ve rastgele olabileceğini belirterek başlamaktadır. Bu değişimleri hesaba katarak yeterli hedef hacim dozu elde edebilmek için yüksek klinik hedef hacim (CTV)/planlanan hedef hacim (PTV) marjları verilmekte ve bu da kritik organ dozlarını arttırmaktadır. Sonuç olarak hasta daha fazla tedaviye bağlı yan etki ile yüzleşmekte ve bu durum belki hasta için daha etkin veya sosyo-ekonomik açıdan daha faydalı olabilecek yüksek doz RT, hipofraksiyone RT veya stereotaktik RT gibi özel tedavilerin güvenli bir şekilde verilebilmesini engellemektedir.

Belirtilen bu negatifliklerle mücadele edebilmemizi sağlayacak yeni teknolojiler ve stratejiler geliştirilmesi için son yıllarda muazzam bir çaba gösterilmiştir. Tedaviden hemen önce alınan görüntüler sayesinde hastanın yeniden pozisyonlandırıldığı görüntü kılavuzluğunda RT (IGRT), şu anki altın standarttır ve yerdeğiştirme ve rotasyon kaymalarını düzeltmekte kullanılmaktadır. Ancak bu yaklaşım ile anatomik deformasyonlar veya bağımsız organ hareketlerinin yol açtığı hatalar düzeltilememektedir. Bu problemi ortadan kaldırmak için online veya offline uygulanabilen Adaptif RT (ART) tekniği öne sürülmüştür. Offline ART sistematik hataları düzeltmeye yardım ederken, online ART ile tedavi günü anatomisine göre adapte edilmiş yeni bir dozimetrik tedavi planı üretildiği için sistematik ve rastgele tüm deformasyonlar ve bağımsız organ hareketleri gibi tüm interfraksiyon değişimleri hesaba katılmış olmaktadır.

Online yeniden-planlama hızlı olmalı ki hasta masada yatmış tedaviyi beklerken, yani dakikalar içinde hazırlanabilsin. Halihazırda elde bulunan konvansiyonel planlama teknikleri ile bu mümkün olmasa bile, bu yeniden planlama işlemi tamamiyle sıfırdan başlamak zorunda değildir. Mesela aynı hastanın ilk görüntüleri kullanılarak elde edilmiş detaylı bir planı başlama noktası olarak kullanabilir. Tedavi odası görüntülerin kalitesi, görüntü eşleştirme ve segmentasyon, plan optimizasyon algoritmaları ve hesaplama donanımları alanlarındaki teknolojiler çok hızlı bir şekilde gelişmektedir.

Örneğin, cone-beam CT (CBCT) 'nin iyileştirilmiş kalitesi, tedavi odasındaki diagnostik BT veya MRG'nin eklenmesi veya entegrasyonu, grafik işleme ünitesi (GPU) ile hızlandırılmış otomatik konturlama ve doz hesaplamaları, segment şekli morflama algoritmaları ile hızlı plan modifikasyonu ve önceki bilgilere veya önceden oluşturulmuş bir plan kütüphanesine dayalı olarak plan adaptasyonu adaptif planlamayı önemli ölçüde hızlandıran teknolojik gelişmeler arasındadır. Bu ilerlemelerden bazılarını barındıran ticari tedavi planlama sistemleri mevcut hale gelmektedir.

Nichol ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada prostat RT'si esnasında alınan MRG görüntülerinin incelenmesi ile prostatın hacminin %20 değişebildiği ve şeklinin 13 mm'ye kadar deforme olabildiği ortaya konmuştur.

Bu değişiklikleri tam olarak hesaba katmak gerekli ve güncel online adaptif yeniden planlama teknikleri kullanılarak mümkündür. Online ART ile böylesi bir durumda gereken CTV-PTV marjının 3 mm'ye kadar indirmek olasıdır ve bu tedaviye bağlı toksisiteyi azaltma anlamında çok arzu edilen bir gelişmedir.

Sonuç olarak, X. Allen Li'ye göre prostat RT'de özellikle orta ve büyük deformasyonların yaşandığı vakalarda kullanılmak üzere online adaptif RT teknikleri çok gerekli ve hazırdır.

c. Karşıt-Görüş (Qiuwen Wu, PhD)

Qiuwen Wu da açılışı bildirimine, gelişmiş onboard görüntüleme sistemleri sayesinde birçok klinikte uygulanan standart online görüntü kılavuzluğu tekniklerinin, setup hataları ile rijit organ hareketlerini hesaba katan düzeltmeler yapmada etkin ve yeterli olduğunu belirterek başlıyor ve sözlerine şöyle devam ediyor:

Rotasyonlar, deformasyonlar ve rasgele organ hareketleri gibi geriye kalan hata kaynakları için de tedavi planlama sırasında emniyet marjları bırakmaktayız ve bu marjlar IGRT öncesi kullandıklarımıza göre oldukça küçültülmüşlerdir. Prensip, online ART ile IGRT'ye ek olarak hem hedef hem de kritik organların interfaksiyon deformasyonları hesaba katılabilir ve potansiyel olarak daha da küçük marjlar kullanılmasına olanak sağlanmış olur. Ancak bunun için önümüzde hem pratik hem de teknik açıdan aşılması gereken ciddi engeller bulunmaktadır.

Öncelikle tedavi planlamanın en önemli aşamalarından birisi konturlamadır ve ne yazık ki günümüzdeki en son teknoloji CBCT'ler bile prostat kanseri tedavileri konturlaması için yeterli değildir. Radyasyon Onkologları'nın bu görüntüler üzerinde konturlama yapmak için hem kısıtlı zamanları vardır hem de kullanılan görüntüler tedavi başlangıcı görüntülerine kıyasla çok kalitesizdir. Ayrıca bilgisayar destekli konturlama ve deforme edilebilir görüntü eşleştirme algoritmalarının hassasiyeti ağırlıkla görüntü kalitesine bağlı işlemlerdir ve sırf bu yüzden yeni bir belirsizlik marjı eklenmelidir. Bunlara ek olarak online adaptif planlama, görüntü alımı ile tedavi arasında geçen süreyi uzattığı için intrafaksiyon organ hareketleri ve deformasyon için eklenen marjlar geçen sürenin bir fonksiyonu olarak artırılmalıdır.

Böylece bu yöntem ile elde etmeyi umduğumuz fayda daha tedavi başlamadan kaybedilmiş olacaktır. Ayrıca artan tedavi süresi ekonomik açıdan da hiçbir fayda sağlamaz. Pratik açıdan planlamanın hızlı bir şekilde online olarak yarattığı yeni planı ve yeni konturları değerlendirmek ve onaylamak için halihazırda bir radyasyon onkoloğu beklenmelidir. Ek olarak fizikçi de orada olmalı ve hem planı onaylamalı hem de "yaratıcı" fikirlerle hasta tedavi masasında yatarken plan kalite kontrolü yapmalıdır. Bu sırada tekniker de yeni planın tüm parametrelerini kontrol etmelidir. İletişimin etkin olması ve olası hataların önüne geçmek adına bu işlemlerin hepsinin aynı yerde yani tedavi konsolunda yapılması gerekmektedir. Bu da birçok klinik için çok gerçekçi olmayan bir yaklaşımdır.

Ancak rijit olmayan bu organ hareketlerini hesaba katmada başka yöntemler mevcuttur. Mesela hibrit yaklaşımda teknikerler alışık oldukları gibi hasta tedaviye girmeden online olarak yeni görüntüler alırlar, adaptif planlama ile ilgili işlemler offline olarak daha sonra yapılır. Böylece hasta tedavi akışına hiçbir müdahale yapılmamış olur ve adaptif planı yapan, konturlayan ve onaylayan çalışanlar üzerinden stres kaldırılmış olur. "Offline" ya da "Hibrit ART" denilen bu yöntem ile hastanın tedavisinin ilk başlarında alınan görüntüler incelenerek ve tedavi planlama sürecine dahil edilerek eşdeğer marjin azaltma değerleri elde edilebilir.

Özet olarak, Qiuwen Wu'ya göre, online adaptif planlama teknik ve pratik anlamda klinik olarak uygulanmaya hazır değildir. Yeniden konturlama belirsizliği ve arada geçen süre için eklenmesi gereken belirsizlik marjları, deformasyondan elde etmeyi umduğumuz marj azaltma değerlerini sıfırlamaktadır. Bu arada klinik olarak doğrulanmış offline ve hibrit ART teknikleri halihazırda kullanılmaktadır ve en az online yöntemler kadar etkin oldukları ispatlanmıştır.

KAYNAK

Medical Physics 41, Issue 8 Part1, 2014 (080601-1-3)

(<http://dx.doi.org/10.1118/1.4883875>)

NATIONAL AUDIT OF QUALITY ASSURANCE FOR INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY

Med. Fiz. Uzm. Sinan HOCA

Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS) tarafından Mart 2018'de hazırlanan bu rapor, Hollanda'da 22 bölgedeki 21 Radyoterapi (RT) merkezinde klinik olarak kullanılan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve Volumetrik Ark Terapi (VMAT) tekniklerinin hasta tedavi planları kalite güvence (QA) yöntemlerini bağımsız olarak doğrulamak için yapılmış bir denetime aittir.

Amaç

Raporun amacı, Hollanda'da klinik olarak kullanılan IMRT ve VMAT planları doz dağılımı ölçüm yöntemlerini tüm katılımcı merkezler için **aynı tedavi plan setlerini** kullanarak bağımsız olarak doğrulamaktır. Ortak bir tedavi planı seti kullanmanın, plan kalitesine veya optimizasyon metodlarına dayalı farklılıkları haliyle bertaraf edeceğinden basit ve karmaşık IMRT ve VMAT planları hem Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, California) hem de Elekta (Elekta Instrument AB, Stockholm, Sweden) Linakları için denetim ekibi tarafından oluşturulmuştur.

Tedavi plan setleri katılımcılara, denetim fantomunun (Octavius® II, PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) bilgisayarlı tomografi (CT) taraması ile birlikte iletilmiştir. Her merkez CT taramasını ve planları kendi planlama sistemine aktarmış ve dozları klinik ayarlarına göre hesaplamışlardır. Ayrıca denetimden önce her merkezden kendilerine ait dozimetri ekipmanı ve QA prosedürüne göre denetim planlarını ölçmeleri de istenmiştir. Her bir planın denetim ölçümleri, farklı özelliklere sahip üç farklı ölçüm yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir; Absolut doz ölçümleri için bir Pinpoint iyon odası, 2D ölçümleri için yüksek uzaysal rezolüsyonlu radyokromik film ve 2D ölçümler için yüksek yeniden üretilebilirlik özellikli 2D-Array. Denetim sonuçları her merkezin gerçekleştirdiği kendi QA ölçüm sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

1. DENETİM HAZIRLIĞI VE GELİŞİMİ

1.1 Hazırlık

Denetimden önce tüm merkezlere tedavi planlama sistemlerinin DICOM seçenekleri, uygulama için tercih ettikleri tedavi plan türleri, QA ekipmanları ve prosedürler ile ilgili ayrıntılar hakkında bilgi toplamak için kısa bir anket gönderilmiştir. Gelen bilgilere göre denetimin yapısı; ölçüm ve analiz protokolleri, tedavi planları ve denetimin lojistik altyapısının organizasyonu gibi bileşenlerle yaklaşık 6 ayda tasarlanmıştır.

1.2 Ekip ve Eğitim

Denetim ölçüm ekibi; radyasyon dozimetrisi ve QA konularında denetçi olmaya yetkili sayılabilmek için yeterli bilgi ve deneyime sahip toplam 11 medikal fizik uzmanından oluşturulmuştur. Denetim ölçümlerinde her zaman 2 denetçi hazır bulunmuştur. Denetim sürecinin başlamasından önce birçok eğitim oturumuyla hem denetim ekibine ölçüm ekipmanı tanıtılmıştır hem de ölçüm protokolünün anlaşılabilirliği ve uygulanabilirliği test edilmiştir.

1.3 Ölçüm Protokolü

Mevcut QA ölçüm cihazlarının çeşitli avantajları ve dezavantajları dikkate alınarak denetimin 3 farklı dozimetri ile yapılmasına karar verilmiştir: İyon odası (Absolut doz ölçümü), 2D-Array (yüksek yeniden üretilebilirlik) ve radyokromik film (yüksek uzaysal rezolüsyon). (Ölçüm protokolünün geniş detayları raporun Ek-1A bölümünde verilmiştir.)

1.4 Denetime Hazırlık

Tedavi planları ve denetim fantomunun CT'si ile birlikte merkezlere, linaklara göre (Elekta veya Varian) denetime hazırlık kılavuzları (Raporda Ek-B1 ve B2) gönderilmiştir. Kılavuzlara, doz hesaplamalarının nasıl gerçekleştirileceğine ve denetim ekibine hangi verilerin gönderileceğine dair ayrıntılı talimatlar eklenmiştir. Her merkezin gönderilen tedavi planlarına ait QA ölçümlerini önceden yapması istenmiş ve böylelikle planların o merkezde uygulanabilir olduğu teyit edilmiştir. Ayrıca denetim planlarının DICOM dosyaları, plan parametrelerinde olası beklenmedik değişiklikler açısından tekrar kontrol edilmiştir.

1.5 Planlama, Lojistik ve Maliyetler

Ölçüm ekipmanının her hafta ilgisine geri iadesi ve radyokromik filmlerin ışınlanmasını takiben bir hafta içinde taranması gibi gereklilikler dolayısıyla bir haftada birkaç denetim planlaması yapılmıştır. Tüm ölçümler Ekim 2014-Ağustos 2015 arasında denetleyicilerin müsaitlik ve yerel lokasyonlarına göre 2 denetçiyle yapılmış ve bağımsız ölçümleri garanti etmek için hiçbir denetçi kendi kurumunu denetlememiştir. Ölçüm ekipmanı merkezlere, denetimden en az bir gün veya daha öncesinde kurye şirketi veya denetleyici tarafından iletilmiştir. Ayrıca ölçüm ortamına gerekli uyumu sağlamak için ölçüm yapılacak Linak odasında en az birkaç saat bekletilmiştir. Denetime katılmak için merkezlerden bir ücret ödemeleri istenmiştir ve bununla film alımı, ölçüm ekipmanının kalibrasyonu, taşınması ve denetçilerin seyahatleri gibi masraflar karşılanmıştır. Fantom, iyon odası, 2D-Array ve dizüstü bilgisayar bir RT merkezi tarafından ücretsiz olarak verilmiştir.

2. MATERYAL ve METOD

Hollanda'da klinik kullanımda çeşitli Linak-Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) mevcuttur (**Tablo 1**). Tüm merkezlerde daha yüksek enerjili fotonlar bulunmasına rağmen, karşılaştırma ve lojistik gibi nedenlerden dolayı denetim sadece 6 MV enerji için gerçekleştirilmiştir ve bu enerjiye göre denetim başarılı olursa daha yüksek enerjiler için de QA prosedürünün güvenli kabul edilebileceği varsayılmıştır.

Linac vendor	TPS system	Number of institutes	RTP import
Elekta	Elekta, Monaco	2	Not possible*
Elekta	Elekta, Oncentra	2	DICOM
Elekta	Philips, Pinnacle	10	Pinnacle file format
Elekta	Raysearch, Raystation	1	DICOM
Varian	Varian, Eclipse	5	DICOM
Varian	BrainLab, iPlan	1	Not possible
Tomotherapy**	Accuracy, Tomotherapy	1	-
* DICOM import is possible from version 5.1			
** Tomotherapy was not included in this audit.			

Tablo 1. Denetim esnasında (Ekim 2014-Ağustos 2015) Hollanda'daki Linak (6 MV) –TPS içeriği.

2.1 Tedavi Planlama ve Genel Planlama Parametreleri

Uygulaması yapılacak tedavi planları şu şekilde oluşturulmuştur: Basit IMRT ve VMAT (basit servikal tümör), kompleks IMRT ve VMAT (baş-boyun tümörü) ve stereotaktik VMAT (beyin tümörü). Mevcut tüm Elekta ve Varian Linak çeşitleri denetime dahil edilmeye çalışılmış ve cihazlar, teknik gelişmişliklerine göre iki türlü gruplandırılmıştır; Tip 1: Elekta MLCi(2) veya Varian Clinac, Tip 2: Elekta Agility veya Varian Truebeam. Genellikle basit planlar Tip 1 cihazlarla, kompleks ve stereotaktik planlar ise Tip 2 cihazlarla uygulanmıştır. Mümkün olduğunca benzer planlama parametreleri kullanılarak Elekta ve Varian için ayrı tedavi planları oluşturulmuş, Varian için aynı tedavi planları (jaw tracking olmadan) her iki tip cihaz (Clinac-TrueBeam) için de uygulanabilirken, Elektada Linak kafası dizayn farklılıklarından dolayı her iki tip için (MLCi(2)-Agility) farklı planlar oluşturmak zorunda kalınmıştır. Planlarda Elekta için Pinnacle (Philips Medical Systems International B.V. , Best, the Netherlands) ve Varian için de Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, California) kullanılmıştır. Bunun seçimi Hollanda'daki bu kombinasyonların kullanım sıklığına göre yapılmıştır (**Tablo 1**).

IMRT planları ya step-and-shoot (Elekta) ya da dinamik lif (Varian) tekniği kullanırken, stereotaktik planda ise doğru ölçüm için yeterli genişliği sağlamak amacıyla yüksek doz bölgesi en az 3 cm çapında tasarlanmıştır (**Tablo 2**). Planların karmaşıklık seviyesini belirlemek için; segment şekli, lif hareketi ve doz dağılımları gibi parametreler görsel olarak değerlendirilmiştir. Denetim fantomunda doz ölçümlerinin doğruluğunu sağlamak için, fantomun merkezindeki planlama dozu keskin doz gradyanlarından kaçınmak için mümkün olduğunca homojen hale getirilmiştir ve eşmerkez de yüksek doz hacmine yerleştirilmiştir.

Parameter	Simple		Complex		Stereo-tactic
Technique	IMRT, 5 beams	VMAT, 1 arc	IMRT, 7 beams	VMAT, 2 arcs	VMAT, 1 arc
Preferable linac	type 1:	type 1:	type 2:	type 2:	type 2:
Elekta	MLC(2)/	MLC(2)/	Agility/	Agility/	Agility/
Varian	Clinac	Clinac	TrueBeam	TrueBeam	TrueBeam
Energy (MV)	6	6	6	6	6
Gantry angles (°)	-144, -72, 0, 72, 144	178-182	-150, -110, -50, 0, 50, 110, 150	178-182, 182-178	178-182
Collimator angle (°)	20	20	20	20	20
Dose (cGy) at isoc					
Elekta plans	184.5 /	193.2 /	144.8 /	146.3 /	353.8 /
Varian plans	188.5	181.5	146.5	143.6	357.5
Total # MU *					
Elekta plans	418.6 /	391.4 /	511.7 /	388.8 /	675.0 /
Varian plans	878.3	565.0	1313.1	461.8	710.5
CPs / segments **					
Elekta plans	35	90	60	180	90
Varian plans	643	178	1632	356	178

* 1 MU = 1 cGy @ SSD = 100 cm @ dmax

** Number of segments for Step and Shoot (Elekta) IMRT, number of control points for dynamic leaf (Varian) IMRT and VMAT (Elekta, Varian).

* 1 MU = 1 cGy @ SSD = 100 cm @ dmax

** Number of segments for Step and Shoot (Elekta) IMRT, number of control points for dynamic leaf (Varian) IMRT and VMAT (Elekta, Varian)

Tablo 2. Plan karakteristikleri.

2.2 Denetime Hazırlık, Merkezlerde Doz Hesaplamaları ve Merkez QA Aşamaları

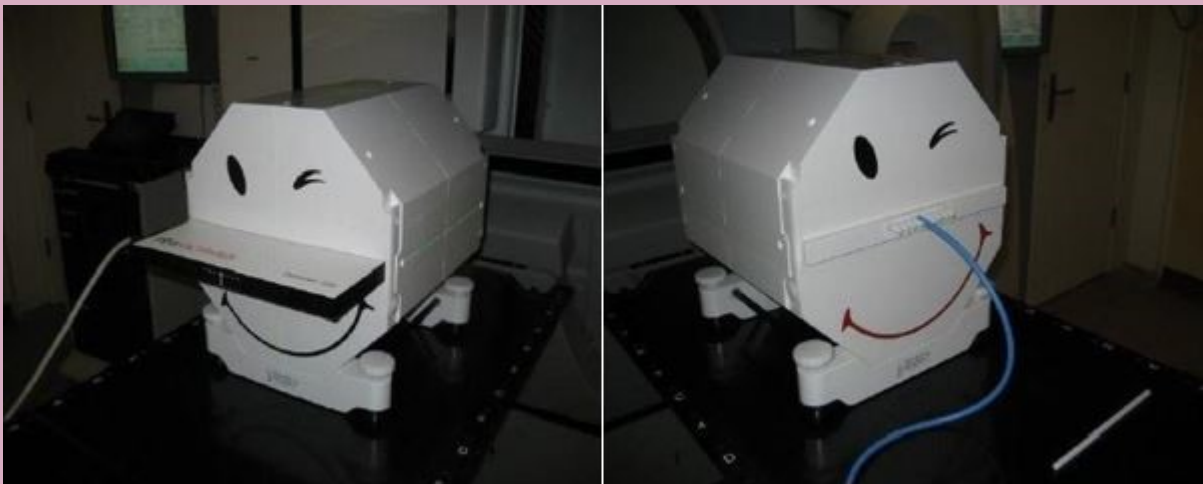
Merkezlere fantom CT taraması ve içerik yapıları ait veri setleri, denetim planları (Pinnacle dosya veya DICOM formatı) ve kalibrasyon için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ hazır alan ile 2D-Array ön ışınlama için $25 \times 25 \text{ cm}^2$ hazır alan dosyaları da iletilmiştir ve TPS'lere aktarılarak doz hesapları $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ gridle yapılmıştır. Fantom CT için, tavsiye edilen rölatif elektron yoğunluğu 1.016 g/cm^3 (veya kütle yoğunluğu $= 1.04 \text{ g/cm}^3$) değeri kullanılmış; doz algoritması, tedavi masası düzeltme faktörleri gibi diğer tüm hesaplama ayarları merkezlerin klinik protokollerine göre yapılmıştır. Kendi ulusal tavsiye standartlarına göre hesaplarda genellikle $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$; d_{max} , $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ kullanılmıştır fakat bu standardı esas almayan merkezler için ise MU'lara düzeltme faktörü uygulanarak, hesaplanan hedef doz dağılımlarının karşılaştırılabilir olması sağlanmıştır ki bu durum, verilen doz ile Linak dinamik davranışı arasındaki bağımlılık göz önüne alındığında, dinamik planlar için özellikle önemlidir. Denetimden önce her merkez, denetim planlarının QA ölçümlerini kendi protokol ve ekipmanlarına göre yapmıştır (**Tablo 3**). Merkezlerin QA sonuçlarını denetim sonuçlarıyla karşılaştırabilmek için denetim ekibi, her bir plan için, denetim ölçümlerinde uygulananlarla aynı kriterleri kullanarak ek bir global gama analizi gerçekleştirmeyi talep etmiştir (Raporda Ek 1B).

QA equipment	Vendor	Number of institutes
ArcCHECK	Sun Nuclear Corporation	2
Delta4	Scandidos AB	5
EPIDdosimetry	Elekta	1
EPIDdosimetry	Varian	1
Film (EBT3) and point dosimetry	PEQ/PTW	2*
MatriXX	IBA	5
Octavius-2D	PTW	4**
Octavius-4D	PTW	2
* Film and ionisation chamber are used in combination with a slab phantom or the Octavius phantom.		
** In one institute, the PTW 729 array is used in combination with a slab phantom.		

Tablo 3. Merkezlerde kullanılan QA ölçüm cihazları.

2.3 Denetim Ekipmanı ve Ölçüm Metodları (Fantom, İyon Odası-Array-Film Ölçümleri)

Tüm ölçümler için; güvenilir, array-nokta dozu-film ölçümlerine uygunluk, kolay taşınabilme, kullanımı ve kalibrasyon basitliği gibi özellikleri nedeniyle Octavius fantomu kullanılmıştır (**Resim 1**).



Resim 1. Octavius Fantomu; Array (solda), iyon odası-film (sağda).

Nokta dozları $0,016 \text{ cm}^3$ Pinpoint iyon odası (TN31016 PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) ve elektrometre (Unidos^{Weblne}, PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) ile ölçülmüş, her ölçüm öncesi iyon odası yaklaşık 8 Gy ile ışınlanmıştır ve 30 saniye arka plan düzeltmesi yapılmıştır. Ardından referans alanla ($10 \times 10 \text{ cm}^2$, 200 MU) iki uygulama okuması alınmıştır ve akabinde denetim planları ışınlanarak tüm planların total okuması kaydedilmiştir. Son aşamada ise referans alanla tekrar iki kerelik ışınlamayla cihazda output varyasyonu olup olmadığı kontrol edilmiştir. Okumalar k_Q formalizmine ($D_W = M_{\text{cor}} N_{D_W, \text{Co60}} k_Q$) göre Absolüt doza çevrilmiştir. Pinpoint iyon odasının kendi doz protokollerinde (NCS-18) olmaması nedeniyle k_Q faktörü (0,998); birisi 6 MV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ Linak referans alanı diğeri ise $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ^{60}Co alanı olmak üzere bir Farmer iyon odasına (TN 30013, PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) karşı elde edilen iki çapraz kalibrasyon oranı kullanılarak doğrudan ölçülmüştür. Ayrıca nokta dozlarının, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ referans alanından oldukça farklı, standart olmayan alanlarda ölçülmesi nedeniyle, denetim planları ile referans alanların arasındaki iyon odasına yanıt farklılıklarını değerlendirmek için Alfonso ve ark. 'larının önerdiği yöntem uygulanmıştır.¹ Bu amaçla, PinPoint ve bir elmas dedektör (TN 60019, PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) için düzeltilmiştir. Okumaların oranı çeşitli denetim planları ve referans alan için kübik bir su fantomundaki ölçüm noktasında belirlenmiştir. İlgili denetim planına ait belirli bir ölçülmüş oran ile referans alan oranı arasındaki farkın, ilgili denetim planı için iyon odası cevabına karşılık olarak 'standart-dışı alan etkisi' değişiminin bir tahminini vereceği vurgulanmıştır. Tahmini standart-dışı alan etkisi maksimum %0.9 bulunmuş ki bu değer literatürde % 1.9'a kadar çıkabilen farklara göre oldukça küçük olduğu değerlendirilmiştir. Noktasal ölçümlerin total belirsizlik değeri de %2.1 olarak verilmiştir (tolerans seviyesi $\pm \%3$).

Array ölçümlerinde 729 paralel-plak iyon odası 2D-Array (Octavius[®] II 729, PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) ve VeriSoft (VeriSoft[®], version 6.1, PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) programı kullanılmıştır. Octavius fantoma yerleştirilip $25 \times 25 \text{ cm}^2$ alanla 800 MU ön ışınlama ve akabinde arka plan doz düzeltmesi yapıldıktan sonra referans alanla 200 MU ışınlanmış. Takiben, denetim planları ışınlanıp kaydedilmiştir ve son olarak da cihazın out-put varyasyonu kontrolü için referans alan tekrar ışınlanmıştır.

TPS, Array ve film 2D doz datalarının karşılaştırılması 3D global gama analizi ile yapılmıştır. Basit ve karmaşık IMRT-VMAT planları için 3 mm ve %3, stereotaktik plan için de geometrik doğruluğun dozimetrik doğruluktan daha önemli olması nedeniyle 1 mm ve %5 kabul kriterleri seçilmiştir, değerlendirilen ölçüm noktalarının %95'inden fazlasının kriterleri karşılaması beklenmiştir. Maksimum ölçülen dozun %10'luk eşiğinin altındaki doz bölgeleri analize dahil edilmemiştir. Gama karşılaştırmasından önce, ölçülen ve hesaplanan doz düzlemleri otomatik kayıt optimizasyonu ile geometrik olarak hizalanmıştır. Aradaki farka göre kaydırma değeri 1 mm'den fazla çıkanlarda (total 90 ölçümün 19'unda) kayma miktarı hesaplanan doz planlarına aynen uygulanmış ve bu farkların fantomun hizalanmasında kullanılan lazerlerden kaynaklandığı düşünülmüştür.

Her denetim planı için bir film (Gafchromic EBT3, Ashland Specialty Group, Wayne USA) ölçümü yapılmıştır ve ayrıca kalibrasyon filmleri için de çeyrek filmler denetim yapılan merkezlerde kullanılan bir Linakta $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanla sırasıyla 0, 200, 400 ve 600 MU ile ışınlanmıştır. Filmler ışınlamadan en az 1 hafta sonra, yazılımdaki tüm veri değiştirme seçenekleri kapalı modla Epson 10000 XL (Epson Seiko Corporation, Nagano, Japan) tarayıcıda film oryantasyonu yatay modla, uzaysal rezolüsyon 72 dpi (0,35 mm) ve her renk kanalında optik rezolüsyon 16 bit değeriyle taranmıştır. Array ölçümünün aksine, film ve ölçümler arasındaki otomatik hizalama her zaman uygulanmıştır, çünkü filmin üstüne merkezini tanımlamak için konulan işaretler Verisoft' ta her zaman doğru tanımlanamamıştır. Gama analizi, Array ölçümlerindeki aynı gama kriterleriyle yapılmıştır.

2.4 Sonuçların Analizi

Her bir ölçüm yöntemi için denetim sonuçları ve merkezlerin QA sonuçlarının uyumu kullanılan dozimetreler ve plan tipleri açısından ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Ayrıca, planların Elekta ve Varian özelinde ayrı ayrı oluşturulması nedeniyle, ölçümlerin analizleri de cihazlara özgü olarak ayrı ayrı yapılmıştır. Ortalama gama değerinin ve plan kabul oranının medyanları da dahil olmak üzere tüm ölçüm sonuçlarının, ölçüm yöntemi ve plan tipi başına medyan değerleri hesaplanmıştır.

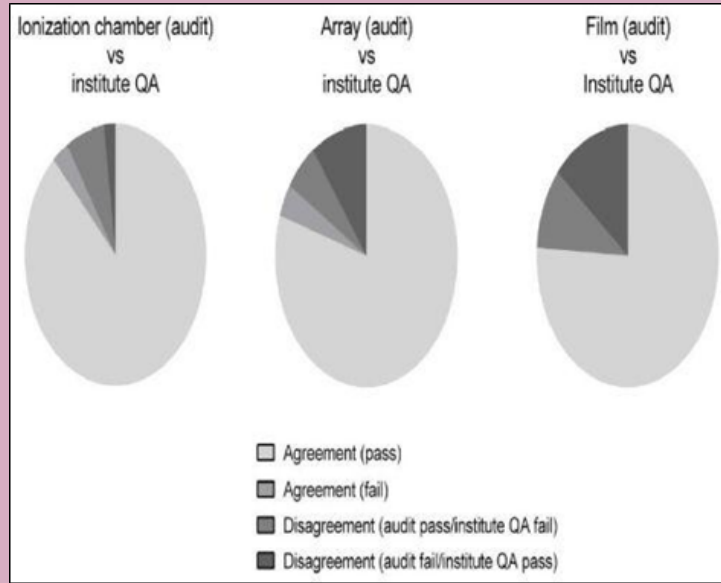
Her plan tipi için en az 3 ölçümün olmaması istatistiksel açıdan yetersiz kabul edildiğinden ve Varian Clinac ve Truebeam cihazlarında aynı planların ışınlanması nedeniyle, bu cihazların sonuçlarının birlikte değerlendirilmesine izin verilmiştir. 3 merkez basit ve kompleks IMRT, 2 merkez basit VMAT ve 1 merkez kompleks VMAT planlarını rutin olarak yapmamasına rağmen sonuçları analize dahil edilirken, tedavi planlama sistemlerinde DICOM imkanı olmayan ve kendi oluşturdukları planlarla denetime katılan 3 merkezin sonuçları grup analizlerine dahil edilmemiştir.

3. SONUÇLAR

3.1 Plan Tipi ve Dozimetre Temelli Analizler

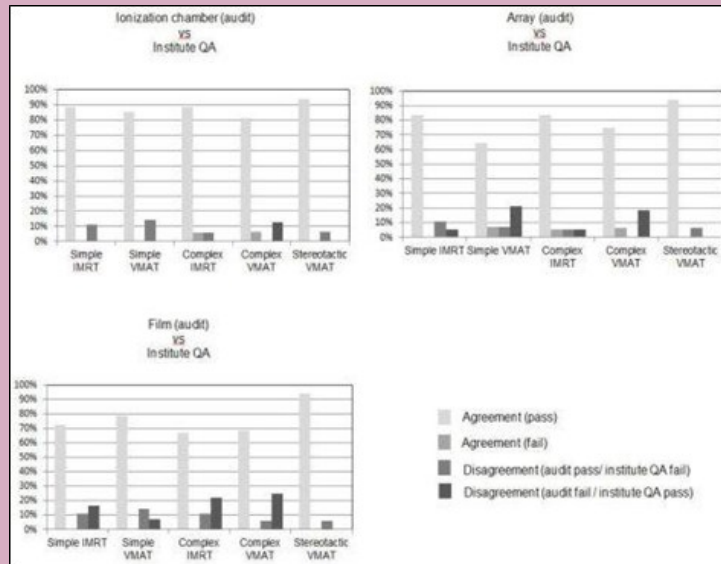
22 merkezde 3 ölçüm metoduyla ölçülen total 82 plan: 18 basit IMRT, 14 basit VMAT, 18 kompleks IMRT, 16 kompleks VMAT ve 16 stereotaktik VMAT olarak belirlenmiştir. Ölçümlerin çoğunluğu, merkezlerin QA sonuçlarıyla uyumlu bulunmuştur (iyon odası: 74/82; Array: 69/82; film: 62/82). Denetimle uyumlu olup kabul kriterlerini karşılama/karşılamama oranları; iyon odası 72/2, Array 66/3 ve film 62/0 iken denetimle uyumsuz iyon odası:8, Array:13, ve film:20 ölçüm içinden iyon odası:6, Array:5, film:8 ölçüm denetimde başarısız fakat merkez QA başarılı, iyon odası:2, Array:8 ve film:12 için de denetim başarılı fakat merkez QA başarısız bulunmuştur (**Şekil 1**).

Denetimde başarılı fakat merkez QA başarısız olanlarda sonuçlar her 3 dozimetre için tutarlı iken, denetimin başarısız fakat merkez QA başarılı olanlarda ise büyük varyasyonlar gözlenmiştir.



Şekil 1. Tüm planlar için denetim-merkez QA uyumu.

Genel olarak en uyumlu sonuçlar 1 merkez hariç stereotaktik VMAT planları için bulunmuştur. Uyumsuzluk oranlarının planlara göre dağılımı ise basit VMAT için; iyon odası:0, Array:1, film:0, kompleks IMRT için; iyon odası:1, Array:1, film:0 ve VMAT için; iyon odası:1, Array:1, film:8 olarak verilmiştir. Plan tipine veya ölçüm metoduna göre değişebilen uyumsuzluk (denetim başarılı-merkez QA başarısız veya tam tersi) oranları en fazla film sonuçlarında kompleks IMRT için %33'e kadar görülmüşken, daha azı Array ölçümlerinde (basit VMAT için %29'a kadar) ve en azı da iyon odası sonuçlarında (basit IMRT için %11'e kadar) görülmüştür (**Şekil 2**). Array sonuçları değerlendirildiğinde diğer plan tiplerine oranla basit VMAT planlarında büyük oranlı ölçüm başarısızlığı gözlenmiştir ve bu durumun MU'ların önemli miktarının dedektör cevabının azaldığı 90° ve 270° lere denk gelmesi nedeniyle Array cevabının açısal bağımlılığından kaynaklandığı düşünülmüştür.²⁻⁴



Şekil 2. Plan tipi ve ölçüm metodu açısından denetim-merkez QA sonuçları.

Her plan tipi için hesaplama ve iyon odası ölçümleri arasındaki rölatif farkların ortalama medyanı ($\Delta_N = -1.3 \pm 0.6$), gama başarı oranlarının medyanı film için (99.1 ± 0.6), Array için (99.7 ± 0.4) ve merkez QA için de (99.7 ± 0.3) olarak %100'e oldukça yakın bulunmuştur. Array ölçümlerinde başarı oranı aralığı basit ve kompleks VMAT için sırasıyla (75.8%- 100%) ile (83.3%- 100%) bulunmuş (**Tablo 4, Tablo5**), film ölçümlerinde ise diğer yöntemlere göre çok daha fazla sayıda aykırılıklar elde edildiğinden (başarı oranı <50%), sonuçlar güvenilir bulunmamıştır ve cihaz tipi temelli analizlere dahil edilmemiştir.

Plan type	Array	Film
Mean gamma value		
	Median (min – max)	Median (min – max)
Simple IMRT	0.3 (0.2 – 0.5)	0.4 (0.3 – 1.3)
Simple VMAT	0.4 (0.2 – 0.8)	0.3 (0.2 – 1.3)
Complex IMRT	0.3 (0.2 – 0.8)	0.3 (0.2 – 1.2)
Complex IMRT	0.4 (0.2 – 0.7)	0.3 (0.3 – 1.5)
Complex VMAT	0.2 (0.1 – 0.4)	0.2 (0.1 – 0.4)
Stereotactic VMAT	0.3 (0.2 – 0.5)	0.4 (0.3 – 1.3)

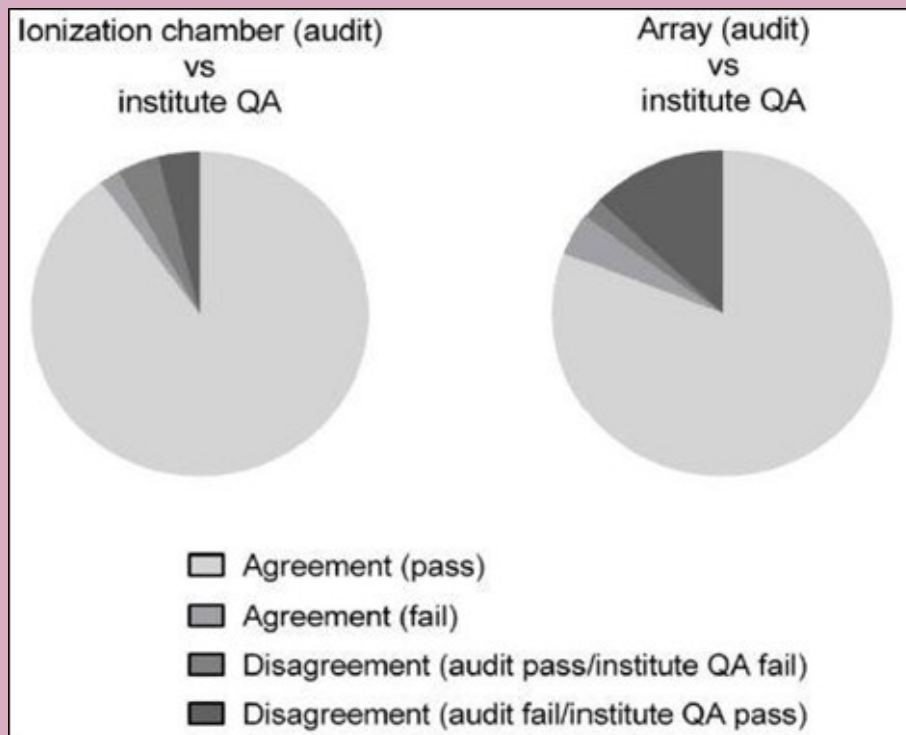
Tablo 4. Tüm planlar için denetim-merkez QA

Plan type	Number of measurements	Ionization chamber	Array	Film	Institute QA
		Δ_N (%)			
		Median (min – max)	Median (min – max)	Median (min – max)	Median (min – max)
Simple IMRT	18	-1.5 (-2.8 – +0.4)	100.0 (93.5 – 100.0)	98.8 (36.3 – 99.9)	99.5 (92.4 – 100.0)
Simple VMAT	14	-0.2 (-2.5 – +1.8)	99.1 (75.8 – 100.0)	99.5 (35.2 – 100.0)	100.0 (80.3 – 100.0)
Complex IMRT	18	-1.3 (-3.3 – +1.9)	99.8 (65.8 – 100.0)	98.8 (41.0 – 99.9)	99.5 (79.0 – 100.0)
Complex VMAT	16	-1.6 (-3.7 – +1.8)	99.5 (83.3 – 100.0)	98.6 (27.1 – 100.0)	99.4 (93.2 – 100.0)
Stereotactic VMAT	16	-1.8 (-2.9 – +1.3)	100.0 (96.9 – 100.0)	100.0 (99.4 – 100.0)	100.0 (94.1 – 100.0)

Tablo 5. Tüm planlarda denetim Array ve film medyan değerleri ölçümleri ortalama gama medyan değerleri.

3.2 Linak Temelli Analizler-Elekta

Tip 1 (MLCi) için 23, Tip 2 (Agility) için 29 olmak üzere toplamda 52 plan ölçümü yapılmıştır. Array ve iyon odası için sırasıyla 42 ve 47 ölçüm denetimle uyumlu ve başarılı iken, yine sırasıyla 2 ve 1 ölçüm uyumlu fakat başarısız olmuştur. Uyumsuz kabul edilen Array için 8 ve iyon odası için de 4 sonuç denetim ölçümü veya merkez QA için tek yönden başarı sağlamıştır (**Şekil 3**). Plan tiplerine göre ise iyon odası ölçümleri medyan rölatif farkları (Δ_N) Tip 1 ve Tip 2 cihazlar için sırasıyla %-1 ve %-2, Array ölçümlerinde genel medyan başarı oranları da basit VMAT'lar hariç oldukça iyi (>%95) bulunmuş (**Tablo 6**), Agility kompleks VMAT için hem denetim hem de merkez QA sonuçları geniş bir aralığa yayılmıştır.



Şekil 3. Elekta planlarında iyon odası ve Array ölçümleri için denetim-merkez QA uyumu sonuçları.

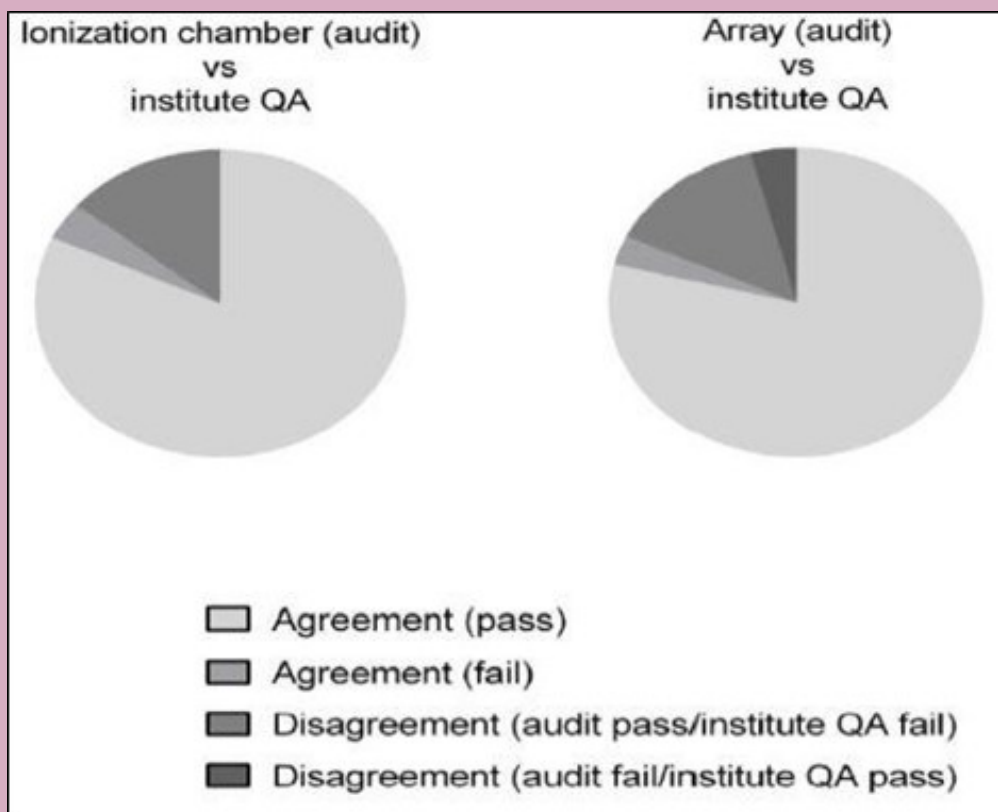
Plan type	Linac type	Number of measurements	Ionization chamber	Array	Institute's QA
			Δ_N (%)	Pass rate (%)	
			Median (min - max)	Median (min - max)	Median (min - max)
Simple IMRT	MLCi(2)	12	-1.5 (-2.8 - +0.4)	100.0 (98.1 - 100.0)	99.5 (92.4 - 100.0)
Simple VMAT	MLCi(2)	8	-0.6 (-2.5 - +1.2)	94.0 (75.8 - 99.6)	99.9 (80.3 - 100.0)
Complex IMRT	MLCi(2)	3	-1.4 (-1.4 - +0.1)	100.0 (99.8 - 100.0)	99.5 (99.3 - 100.0)
Complex IMRT	Agility	10	-1.7 (-2.4 - +1.3)	99.6 (79.0 - 100.0)	99.6 (95.6 - 100.0)
Complex VMAT	Agility	9	-2.7 (-3.7 - -1.4)	96.3 (83.3 - 100.0)	98.8 (93.2 - 100.0)
Stereotactic VMAT	Agility	10	-2.2 (-2.9 - -0.9)	99.6 (96.9 - 100.0)	100.0 (97.7 - 100.0)

In this table only plans that were measured in at least 3 institutes were included. Therefore, the complex VMAT plan for the Elekta MLCi(2) linac and the simple IMRT plan for the Elekta Agility linac were not included in this table.

Tablo 6. Elekta planlarında denetim-merkez QA sonuçlarının medyan değerleri.

3.3 Linak Temelli Analizler-Varian

Tip 1 (Clinac) ve Tip 2 (True Beam) cihazıyla total 28 planla Array 22 ve iyon odası 23 ölçüm kabul toleranslarını sağlarken, sadece 1 merkez her iki metod için de uyumsuz bulunmuştur. Denetim veya merkez QA'den herhangi biri için de Array 5 ve iyon odası 4 sonuçta ise uyumsuzluk gözlenmiştir. 4 ölçümde hem Array hem de iyon odası denetim ölçümünde başarılı iken, merkez QA başarısız olmuştur. Sadece 1 ölçümde (kompleks IMRT), Array denetimi başarısız iken, merkez QA başarılı olmuştur (**Şekil 4**). Tüm plan tipleri için 28 ölçümün iyon odasına sonuçlarına göre medyan rölatif farkların ortalaması ($\Delta_N = 0.8 \pm \%0.6$) olarak verilmiştir (**Tablo 7**). Elekta ile kıyaslandığında IMRT plan sonuçlarında merkez QA sonuçlarıyla da desteklenen geniş bir aralık gözlenmiştir.



Şekil 4. Varian planlarında iyon odası ve Array ölçümleri için denetim-merkez QA uyumu sonuçları.

Plan type	Linac type	Number of measurements	Ionisation chamber	Array	Institute QA
			Δ_N (%)	Pass rate (%)	
			Median (min - max)	Median (min - max)	Median (min - max)
Simple IMRT	Clinac/TrueBeam	5	-0.2 (-2.1 - +0.2)	99.1 (93.5 - 100.0)	100.0 (93.8 - 100.0)
Simple VMAT	Clinac/TrueBeam	6	+1.4 (-0.1 - +1.8)	100.0 (99.2 - 100.0)	100.0 (92.1 - 100.0)
Complex IMRT	Clinac/TrueBeam	5	+0.8 (-3.3 - +1.9)	99.5 (65.8 - 100.0)	97.4 (79.0 - 100.0)
Complex IMRT	Clinac/TrueBeam	6	+1.2 (-0.9 - +1.8)	100.0 (99.5 - 100.0)	99.7 (95.0 - 100.0)
Complex VMAT	Clinac/TrueBeam	6	+0.6 (-0.8 - +1.3)	100.0 (98.1 - 100.0)	99.7 (94.1 - 100.0)
Stereotactic VMAT	Clinac/TrueBeam	5	-0.2 (-2.1 - +0.2)	99.1 (93.5 - 100.0)	100.0 (93.8 - 100.0)

Tablo 7. Varian planlarında denetim-merkez QA sonuçlarının medyan değerleri.

4. TARTIŞMA

4.1 Tedavi Planları

Farklı linak tipleri (Elekta MLCi veya Agility ve Varian) için ayrı planların yapılmasının doğası gereği, planlar arasında cihaz temelli kaçınılmaz varyasyonlar oluşmuştur. Örneğin, Varian planları için MU sayısı, Elekta planlarından önemli ölçüde daha yüksek bulunmuş (**Tablo 2**), Elekta 'da, kullanılan TPS 'den bağımsız olarak, belirli makine ayarları ve limitlerinin kullanıcı tarafından seçme opsiyonlu olması nedeniyle, merkezlerden elde edilen anket bilgilerine göre, planların tüm Elekta cihazlarında sorunsuz uygulanabilmesi için en klasik ayarlar kullanılmıştır. Varyanda ise makine ayarları ve limitlerde böyle bir seçme özelliğinin olmamasından dolayı, standart ayarlar kullanılmıştır.

4.2 Denetim Sonuçları

Tüm plan tipleri için 2D-Array ve film ölçümlerinin gama analizlerinin medyan başarı oranlarının %100 yakınlığında, nokta doz değerleri için de medyan ortalamasının %-1.0 olması sonucuna göre Hollanda'da IMRT ve VMAT plan QA metodlarının genel olarak mükemmel bir standart yakaladığı belirtilmiştir. Genel olarak denetim ölçümüyle merkez QA ölçümlerinin karşılaştırılması uyumlu bulunmuş, Hem denetim ölçümünde hem de merkez QA'da başarısız olan planların genellikle kompleks plan tiplerinde görülmesinin, Lafond ve Ark.'larının çalışmasında baş-boyun planları için gama başarı oranlarının prostat planlarına göre daha düşük bulunması sonucuyla uyumlu olduğu vurgulanmıştır.⁵

Denetim ve merkez QA sonuçları arasındaki uyum/uyumsuzluk düzeyinin denetim ölçüm yöntemi dolayısıyla kullanılan ölçüm cihazının karakteristik ve limitasyonlarına (2D-Array açısal bağımlılığı), TPS karakteristiklerine ve hatta daha da önemlisi analizlerde seçilen başarılı/başarısız limitleri için kabul kriterlerine bağlı olduğu düşünülmektedir. Örneğin gama için kabul limitinin %95'den %90'a çekilmesinin bile denetim ölçümü-merkez QA başarısını %91'e yükselteceği (her ikisi de başarılı), başarısızlığını (her ikisi başarısız) %1'e, uyumsuzluğu da %8'e düşüreceği (%7'si denetimden, %1'i merkez QA'den başarısız) belirtilmiştir.

Denetimin Array ve iyon odası ölçümleri sonuçları ile Elekta veya Varian temelli merkez QA sonuçları arasındaki uyum/uyumsuzluk derecesi her iki linakta farklı plan serileri kullanılmasına rağmen karşılaştırılabilir bulunmuştur. Bu açıdan sonuçların Clark ve ark.'larının çalışmasındaki, Elekta ve Varian için benzer gama başarı oranları elde edilmesiyle uyumlu olduğu belirtilmiştir.⁶ Bununla birlikte denetimde başarılı olup, merkez QA'da başarısız olan ölçüm oranı Varian merkezlerinde daha yüksekken (Array ve iyon odası sonuçları ortalaması: %14), denetimde başarısız fakat merkez QA'da başarılı olan ölçüm yüzdesi ise Elekta merkezlerinde daha yüksek çıkmıştır. Array ölçümlerinde, basit ve kompleks VMAT planlarında gözlenen oldukça fazla sayıda ölçüm uyuşmazlığının (denetim başarısız, merkez QA başarılı) sebebinin büyük olasılıkla ölçüm cihazının kendisinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Elekta'da bu iki plan tipinin ölçümlerinde 2D-Array cevabının açısal bağımlılığından etkilenen açılarda (90^0 ve 270^0) önemli sayıda MU verilmesinden dolayı sonucu etkilediği düşünülmüş, Varian planlarında ise plan optimizasyonu sırasında dedektör cevabının açısal bağımlılığı hesaba katılmamasına rağmen, MU'lar planlardaki tüm açılardan daha dengeli bir şekilde dağıldığından etkisinin daha az olduğu belirtilmektedir.

Varian cihazlarda hem basit hem de kompleks IMRT için sonuçlar, Elekta'ya göre daha geniş bir skalaya dağılmış ve bu durum merkez QA sonuçlarıyla da paralellik sağlamıştır. Bu durumun sebebinin; sliding window tekniği kullanımından kaynaklanan ve step-and-shoot tekniğinin aksine, dinamik hareketin neden olduğu değişken yaprak hızı kontrolü ve gap separasyon stabilitesi gibi zorluklara bağlı olabileceği düşünülmektedir.^{7,8} Film sonuçlarında, diğer ölçüm yöntemlerine göre çok daha fazla aykırılıklar bulunmuştur, özellikle 4 merkezde çok düşük gama başarı oranları gözlenmiştir. Filmler, planlama dozlarına göre ortalama 10 cGy (%5) daha düşük dozlar kaydetmiştir ve bu eksiklik 3 mm ile %3 kabul kriterlerine göre %80'in altında bir gama başarısına denk gelmiştir. Bu soruna, denetim film kalibrasyon eğrilerinin %5 düzeyindeki varyasyonları dışında net bir açıklama getirilememiştir ve araştırılması gerektiğinin altı çizilmiştir. Her ne kadar film ölçümlerini absöüt bir şekilde analiz etmek için standardize bir prosedür kullanılmış ve literatür verileri paralelinde daha düşük varyasyonlar (~%1.5) beklenmiştir fakat film ile Absolüt dozimetrisinin rölatif film dozimetrisine göre daha kompleks olduğu vurgulanmıştır.^{9,10}

Kullanılan QA yöntemleri; doz hesaplama özellikleri (TPS tipi ve versiyonu), doz algoritması (su-medyum), HUElektron dansitesi dönüşümü ve tedavi masası faktörü gibi farklılıklara karşı duyarsız olacak şekilde tasarlanmıştır. Farklı plan tipleri için tüm merkezlerin iyon odası ölçümleri Δ_N değerindeki küçük varyasyonların, "doz hesaplama parametrelerindeki farklılıklar tedavi planı verifikasyonu için yapılan QA metodları üzerinde önemli bir etki yaratmaz", görüşü ve bu parametrelerin doz dağılımına etkisinin ayrıca test edilmesi gerektiği vurgulanmıştır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Diğer ulusal denetimlerin aksine bu denetimde, tüm merkezler için aynı tedavi plan setleri kullanıldığından, tedavi zincirinin planlama protokolü ve optimizasyon yöntemleri gibi adımlarından etkilenmeden çeşitli QA yöntemlerinin karşılaştırılmasına olanak sağlanmıştır.

Sonuçlara göre, Hollanda'da IMRT ve VMAT için QA sürecinde mükemmel bir standart yakalandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, farklı QA yöntemleri arasında varyasyonlar gözlemlendiğinden kullanıcılara; her yöntemin sınırlamalarının farkında olunması gerektiği, tedavi zincirinde majör modifikasyonlardan sonra özellikle hastaya özgü QA yöntemlerini bağımsız olarak doğrulamak için çeşitli sistemlerin kullanılması ve bağımsız denetimler yapılması tavsiye edilmektedir.

REFERANSLAR

1. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008;35:5179–86.
2. Van Esch A, Basta K, Evrard M, Ghislain M, Sergent F, Huyskens DP. The Octavius1500 2D ion chamber array and its associated phantoms: dosimetric characterization of a new prototype. *Med Phys* 2014;41:91708.
3. Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med Phys* 2007;34:3825. doi:10.1118/1.2777006.
4. Hussein M, Adams EJ, Jordan TJ, Clark CH, Nisbet A. A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14:4460.
5. Lafond C, Chiavassa S, Bertaut C, Boussion N, Chapel N, Chapron L, et al. DEMAT: A multi-institutional dosimetry audit of rotational and static intensity-modulated radiotherapy. *Phys Medica* 2016;32:664–70.
6. Clark CH, Hussein M, Tsang Y, Thomas R, Wilkinson D, Bass G, et al. A multiinstitutional dosimetry audit of rotational intensity-modulated radiotherapy. *Radiother Oncol* 2014; 113:272–8.
7. Buckey CR, Stathakis S, Papanikolaou N. The inter- and intrafraction reproducibilities of three common IMRT delivery techniques. *Med Phys* 2010;37:4854–60.
8. Alaei P, Higgins PD, Weaver R, Nguyen N. Comparison of dynamic and step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy planning and delivery. *Med Dosim* 2004; 29:1–6.
9. Tamponi M, Bona R, Poggiu A, Marini P. A new form of the calibration curve in radiochromic dosimetry. Properties and results. *Med Phys* 2016; 43:4435–46.
10. Wen N, Lu S, Kim J, Qin Y, Huang Y, Zhao B, et al. Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using GafchromicTM EBT3 films. *Radiat Oncol* 2016; 11:1–11.



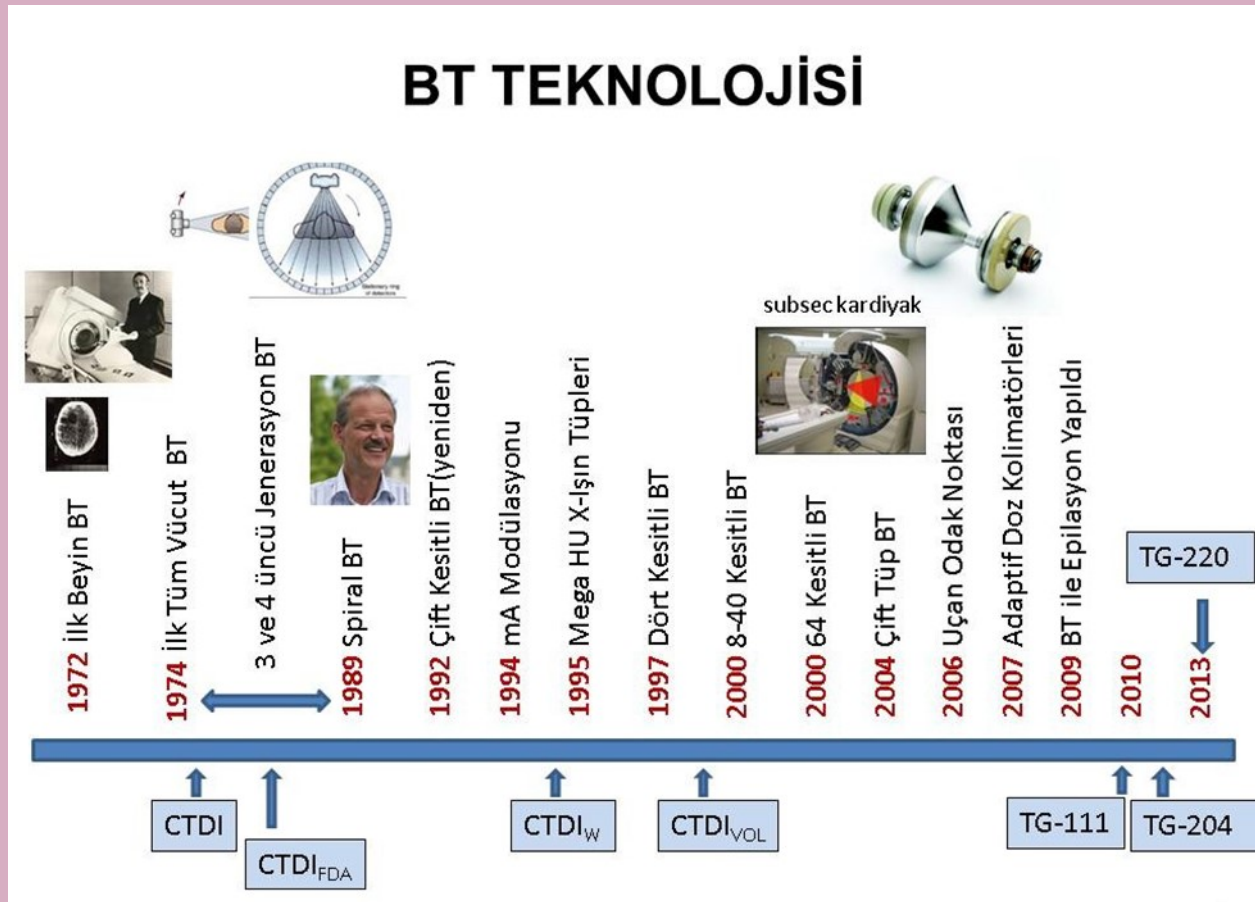
Med. Fiz. Uzm. Sinan HOCA

Ege Üniversitesi Fizik bölümünü 2004'te, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Yüksek Lisans programını 2007'de tamamlamış ve 2016'da başladığı Tıbbi Radyofizik doktora programına tez aşamasında devam etmektedir. Ege Üniv. Hastanesi Radyasyon Onkolojisi'nde Öğr. Gör. kadrosunda medikal fizik uzmanı olarak görev yapmaktadır.

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ SİSTEMLERİNDE SON GELİŞMELER

Med. Fiz. Uzm. Tolga İNAL

Bilgisayarlı tomografi sistemlerinin ilk medikal uygulamaları, A.M.Cormack tarafından, üzerinde çalışmakta olduğu radyoterapi planlamalarının iyileştirmeye çalıştığı çalışmalardır. Daha önce bu konuda yapılan çalışmalardan habersiz bir şekilde, 1957-63 arasında yürüttüğü bu çalışmalarda insan vücudunda radyasyon soğurum dağılımının hesaplanmasını sağlayan bir yöntem geliştirmiştir. Kendisi, ilk önce Lorentz, daha sonra Lorentz'in çalışmalarından habersiz Radon'un geliştirdiği yöntemlerden haberdar olsaydı, kendisini birçok çalışmadan kurtaracağını belirtmiştir. İlk pratik uygulama, BT'nin mucidi olarak da bilinen İngiliz mühendis G.N.Hounsfield tarafından 1973 yılında yapılmıştır. Bu ilk uygulamayı İngiliz BMI şirketi ile yapmış ve bu, şirkete markette 2 sene monopol olma şansı vermiştir. 1974 yılında, Siemens ikinci büyük oyuncu olarak markete girmiş ve ardından bir patlama yaşanarak üretici sayısı 18'e çıkmıştır. 1979 yılında Cormack ve Hounsfield bu başarılarından ötürü tıpta Nobel ödülünü paylaştılar. 1989 yılında benimde şahsen tanıdığım ve çok değer verdiğim değerli hocam Prof.Dr.Willi A.Kalender'in spiral BT'yi icat etmesi ile BT sistemlerinde yeni bir çağ başlamıştır. 2010 yılına gelindiğinde dünya üzerinde 50 binin üzerinde BT cihazı olduğu tahmin edilmektedir ve BT sistemleri yeni fikirlerle gelişerek tanısal radyolojideki önemini halen korumaktadır.



Şekil 1: BT sistemlerinin teknolojik gelişim kronolojisi

Şekil 1'de görülen bütün bu teknolojik gelişmeler yaşanırken günümüze yakın tarihlerde aşağıdaki gelişmeler yaşandı:

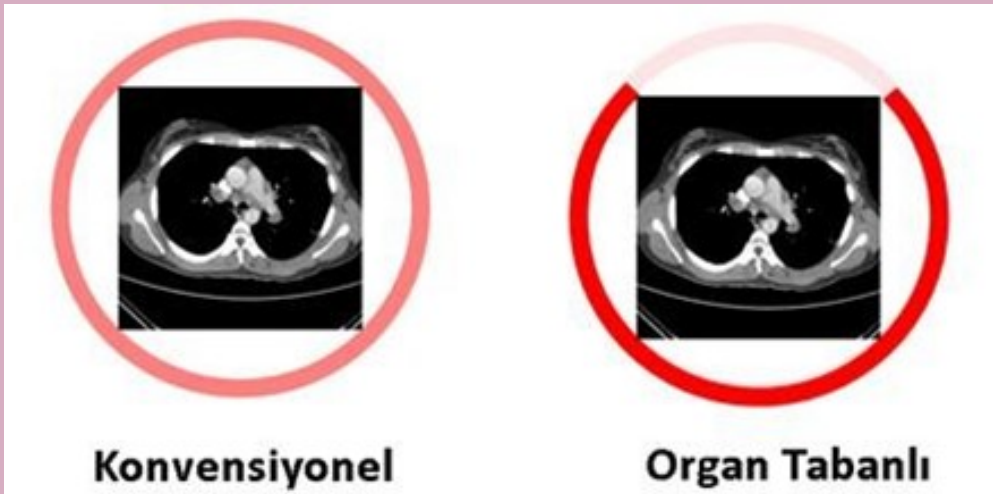
- Hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu üreticiler tarafından ilk defa bu kadar ciddiye alındı ve yeni ve daha akıllı otomatik ışınlama algoritmaları geliştirildi.
- Dozu sadece göstermekle ve DICOM'a kaydetmekle kalmayan, dozu yeni doz tahmin yöntemlerine göre hesaplayan yazılımlar BT konsollarına entegre edildi.
- Pediatrik incelemeler için bir üretici 70 kV opsiyonunu piyasaya sundu.
- Cihaz teknolojisinde, kesit sayısı savaşları, yerini etkin BT sistemlerine bıraktı.
- Gantri rotasyon hızında mekanik olarak sınıra ulaşılması sebebiyle rekonstrüksiyon algoritmaları ve çift tüplü çözümlere gidildi.

- Detektör teknolojisinde malzeme anlamında çok kayda değer gelişmeler olmasa da daha iyi geometriler ve hafif/küçük DAS (Data Acquisition System) çözümleri üretildi
- Rekonstrüksiyon algoritmaları CPU yerine GPU'larda koşularak yıllardır iyi bilinen iteratif algoritmalar klinik BT'de yeniden hayat buldu, gürültü ve doz azaltıldı.
- Flat-panel BT teknolojileri, konik demet BT sistemleri kliniklerde kullanılmaya başlandı.
- Meme BT cihazı gibi spesifik görüntüleme cihazları FDA onayı aldı ve piyasaya sürüldü.
- Spektral BT uygulamaları yaygınlaşmaya başladı.
- Geliştirilen yeni teknoloji ve sistemlerin ihtiyaçlarını karşılamak üzere AAPM doz ve görüntü kalite ölçümlerinde yeni rehberler yayınladı.

Yukarıda bahsettiğim bu gelişmelerden en ilgi çekici olanlarını aşağıda özetlemeye çalıştım.

Organ Bazlı Tüp Akım Modülasyonu

Çeşitli üreticiler günden güne artan radyasyondan korunma ve hasta dozunun belirlenmesi kamuoyunu ve bilimsel çalışmaları dikkate aldı ve en son sistemlerinde radyasyona görece daha hassas organların korunmasını sağlayan organ bazlı tüp akım modülasyonu algoritmalarını piyasaya sürdü. Bu algoritma hastanın rehber görüntüsünü takip ederek, mesele göğüs bölgesine geldiğinde sadece o bölgede ışınlamayı durarak radyasyona hassas organın daha az ışınlamaya maruz kalmasını sağlamaktadır.



Şekil 2: Organ bazlı tüp akım modülasyonu

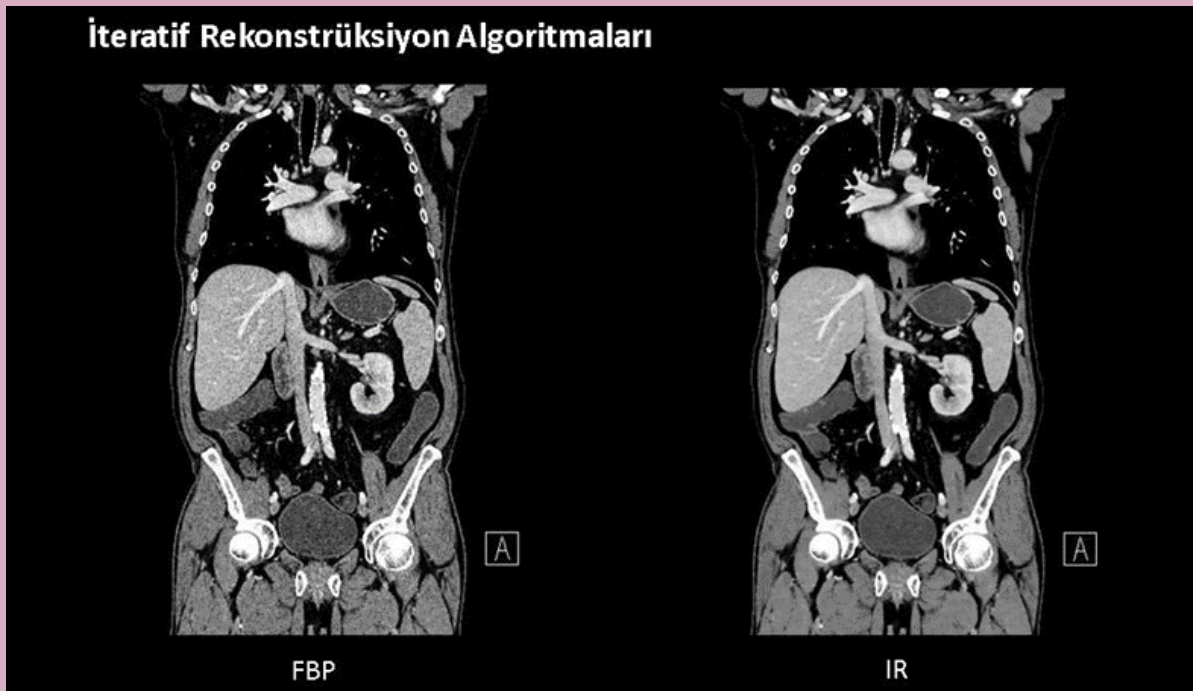
Her ne kadar fayda sağlıyor gibi gözükse de bu algoritmanın doğru kullanılması ve hastanın gantri merkezine doğru konumlandırılması çok önemlidir, aksi durumda hastanın cilt giriş dozları düşerken periferideki diğer organ dozları artabilir.

İteratif Rekonstrüksiyon Algoritmaları

Elektronik donanımda yaşanan teknolojik gelişmeler, işlem gücünün artması, CPU yerine GPU kullanımı gibi faktörlerin etkisi ile hepimizin nükleer tıp görüntüleme sistemlerinden çok iyi tanıdığımız iteratif rekonstrüksiyon algoritmaları BT sistemlerinde neredeyse bir standart haline gelen filtre geri projeksiyon algoritmalarının yanında opsiyon olarak sunulmaya başlandı. Hemen hemen tüm üreticiler kendi yaklaşımlarını piyasaya sundu ve sıra ile FDA onayı almak için yarışmaya başladı.

Günümüzde FDA, VEO ve SAFIRE'i onaylamıştır. Görüntüdeki gürültüyü yüksek oranda azaltan iteratif rekonstrüksiyon algoritmaları ışınlama parametrelerinin azaltılması ile hasta dozlarında düşüş vaat etmektedir. Bu iddia kimi klinik ışınlama protokolleri için geçerliken, kimi ışınlama protokolleri için geçerli değildir ve hastanın vücut kitle indeksinin de etkisi büyüktür.

ÜRÜN	KISALTMA	ÜRETİCİ	YAYINLANDIĞI YIL
ASIR	Adaptive statistical iterative reconstruction	GE	2008
VEO	Model based iterative reconstruction	GE	2009
iDose	-	Philips	2009
IRIS	Image reconstruction in image space	Siemens	2009
SAFIRE	Affirmed iterative reconstruction	Siemens	2010
AIDR	Adaptive iterative dose reduction	Toshiba	2010



Şekil 3: İteratif rekonstrüksiyon algoritması ve filtre geri projeksiyon algoritması karşılaştırma

Malzeme Teknolojileri

Malzeme teknolojilerindeki gelişmeler ile birlikte görüntüde düşük artefakt veren koruyucu zırhlar geliştirildi. Genellikle Bizmut maddesi kullanılan bu zırhlar, özellikle genç hastalarda radyasyona hassas organların üzerine yerleştirilerek organın korunması amaçlanmaktadır. İyi konumlandırılmış bir gonad zırhı ile 95% oranında organ dozunda düşüş raporlayan çalışmalar vardır.

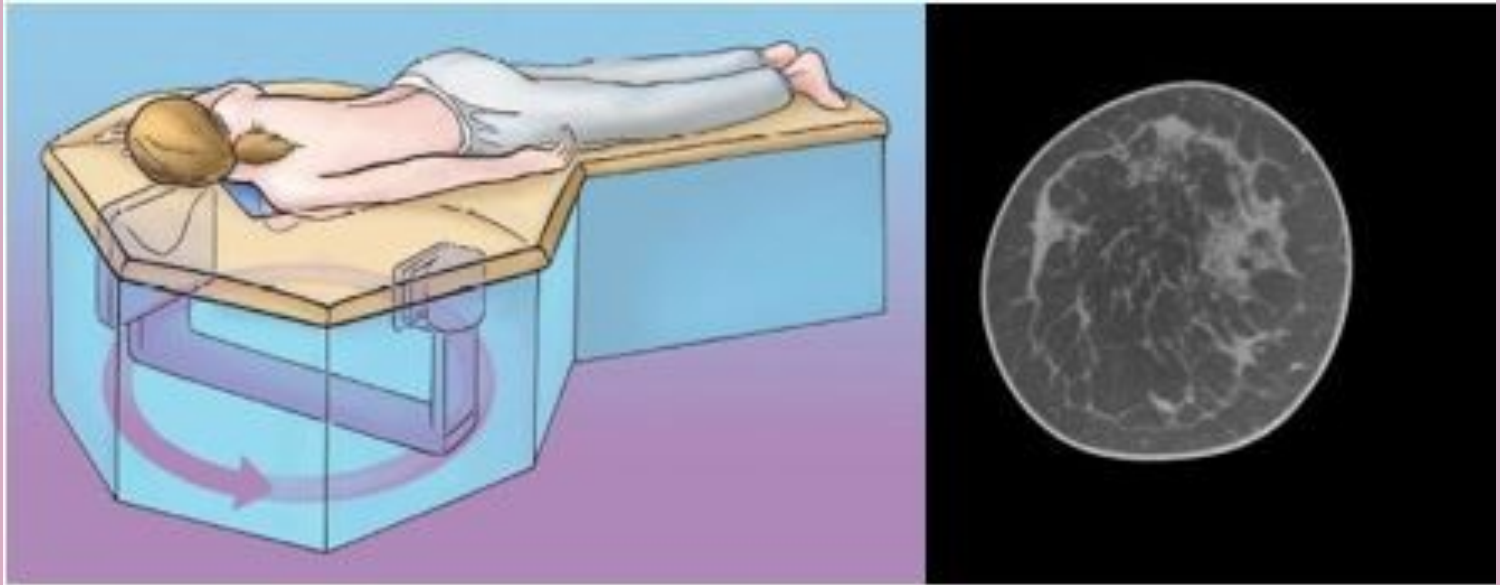


Şekil 4: Bizmut koruyucu zırhlar; göz, meme, tiroit ve gonad zırhları

Yukarıda bahsettiğim bu üç teknolojik gelişmeyi, optimize ışınlama protokolleri ile kullanarak mSv altı doz veren ışınlamalar günümüzde artık bir gerçektir. Önümüzdeki dönemde yetişkin kardiyak ve pediatrik ışınlamalarda mSv altı dozlara ulaşılabilirliğini müjdeleyen bilimsel çalışmalar vardır. Yalnız bu bilimsel çalışmaların hepsi bu hedefin sadece teknoloji ve donanım işi olmadığını, aynı zamanda BT kullanan personelin eğitimi işi olduğunun altını kalın çizgilerle çizmektedir.

Meme BT

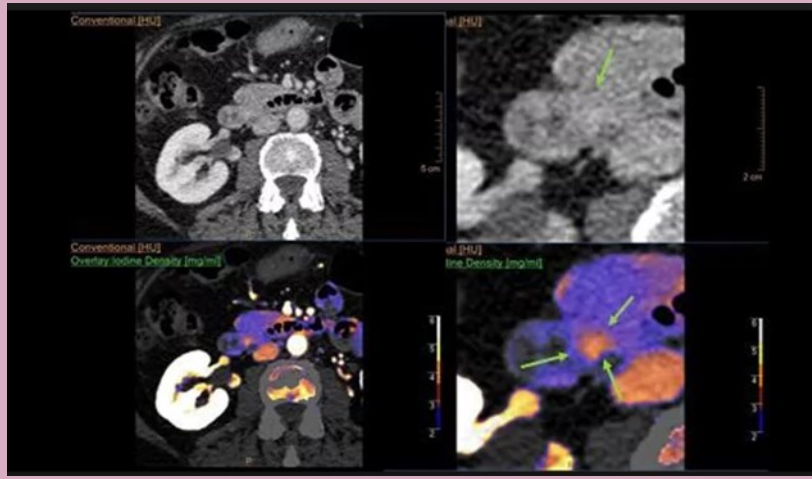
Bilgisayarlı tomografi alanında son yıllardaki en heyecan verici gelişmelerden biri olan Meme BT sistemleri, aslında üzerinde 10 yılı aşkın süredir çeşitli araştırma gruplarında yoğun bir şekilde çalışılan bir teknolojidir. 2008 yılında, eğer kabul etmiş olsaydım, Almanya'daki bir grubun yanında, bende bu sistem üzerine doktoramı yapacaktım. Bana kısmet değilmiş, ama benim sisteme olan ilgim o günden beri hiç dinmedi. Hatta geçtiğimiz Mart ayında artık seri üretime hazır cihazı görmek üzere Almanya'ya kısa bir seyahatim oldu. Adı üzerinde olan bu sistemler, sadece memenin görüntülenmesinde kullanılan ve klinik BT sistemlerine göre hem detektör, hem de görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları anlamında farklılaşan sistemlerdir. Amaç, memeyi sıkıştırmadan görüntülemek ve standart mamografide dokuların süper poze olması sebebiyle gözden kaçabilecek mikro kalsifikasyonları görüntüleyebilmektir. Sistemin en büyük iddiası kesin tanı koyulmasına olanak sağlamasıdır. Bu konuda kesin bir söyleme girmek istemiyorum ama bu iddiayı güçlü şekilde destekleyen bilimsel çalışmalar mevcuttur. Standart mamografi sistemlerinde aksilla bölgesi rahatlıkla görüntülenebilirken, bu sistemlerde hasta yatar pozisyonda olduğu için ve sistemin geometrisi sebebiyle aksilla görüntülenememektedir. Şu anda piyasada FDA onaylı Amerikan meşeli ve Flat-Panel detektör kullanılmış bir sistem ve bir de Almanya meşeli foton sayan CdZn:Te detektörlü CE belgesi almayı bekleyen bir sistem mevcuttur. Piyasadaki diğer sistemler araştırma amaçlı sistemlerdir.



Şekil 5: Meme BT sistemi ve elde edilen kesit görüntüsü

Spektral BT

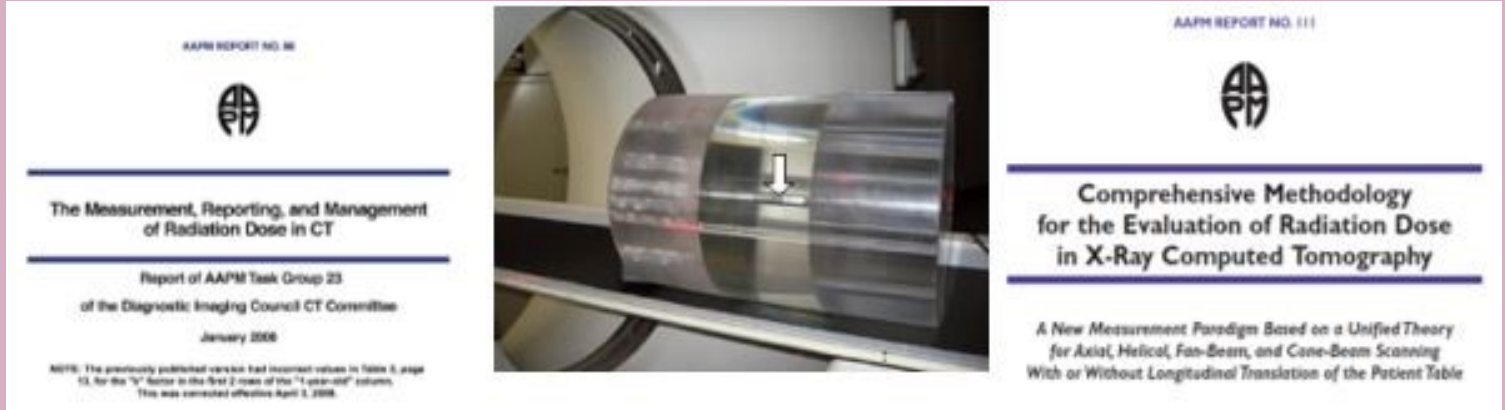
Son yıllarda enerji hassas detektör setlerine sahip ve spektral BT ismi verilen sistemler piyasaya sürülmeye başlanmıştır. Bu sayede polikromatik olan x-ışın demetinde detekte edilen x-ışın fotonları enerji gruplarına ayrılarak dileyen enerji penceresinden görüntü incelenebilir hale gelmiştir. Özellikle kontrast maddelerinin K kenar enerjilerine yakın pencereler seçilerek kontrastı çok yüksek görüntüler elde edilebilir. Çift tüplü sistemler spektral BT sistemlerinin ilk örneklerindendir ve ardından detektör setinin önüne çeşitli filtreler koyan sistemler piyasaya sürülmüştür. Spektral BT sistemleri sayesinde incelenen bölgenin kütle azalım katsayılarının dağılım haritası daha detaylı olarak çıkarılabilmektedir. Bu özelliğin hastanın maruz kalacağı radyasyon dozunun azaltılmasından tutunda hastanın kemik yoğunluğunun ölçülmesine ve lezyon deteksiyonuna kadar birçok faydası vardır.



Şekil 6: Spektral BT görüntülerinde örnekler, lezyon deteksion kabiliyetine dikkat!

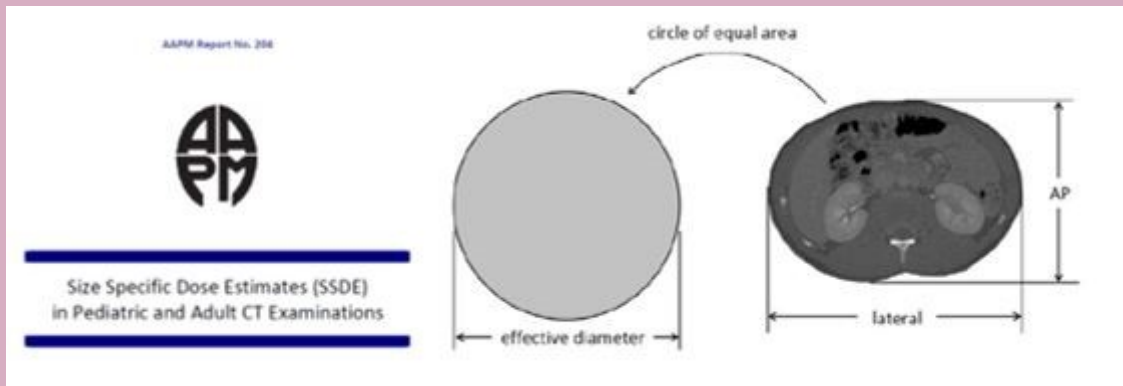
Doz Ölçüm Yöntemlerindeki Gelişmeler

Her şey John Boone'un 2005 yılında Medical Physics dergisinde yayınladığı "The trouble with the CTDI₁₀₀" adlı makalesi ile başladı. Özetlemek gerekirse Boone bu makalesinde, sistemlerde kesit sayılarının çok artması, demetin giderek süpürge ucu geometrik şeklinden konik geometriye benzemesi sebebiyle 40 mm'yi aşan kolimasyonlarda mevcut 100 cm'lik iyon odaları ile yapılan ölçümlerde, CTDI değerini olduğundan daha az ölçeceğimizi gösterdi. Bunun hemen üzerine AAPM bir çalışma grubu kurdu ve kesit sayısı 256'ları bulan BT sistemlerinde doz ölçümlerinin nasıl daha doğru yapılacağı ile ilgili olarak 2010 yılında rapor 96'yı ve rapor 111'i yayınladı. Rapor 96'da çeşitli düzeltme faktörleri önerildi. Rapor 111'de ise birbirine geçen 3 tane vücut CTDI fantomu ve oldukça uzun bir iyon odası önerildi ama bu pratik olmadığı için meslektaşlar arasında pek kabul görmedi. Sadece bu uzun vücut fantomunun ağırlığı 34 kg'dı.



Şekil 7: AAPM Rapor 96, Rapor 111 ve 34 kg'lık 3 tane peşe peşe vücut CTDI fantomu

Son olarak, AAPM CTDI fantomları ile yapılan tüp çıkışı ölçümlerinden değişen hasta vücut yapısına uyumlu bir doz değeri elde edebilmek için yine birkaç çalışma grubunun ortaya attığı boyut spesifik doz tahmini raporu yani Rapor 204'dü 2011 yılında yayınladı. Bazı BT üreticileri bu hesaplamaları otomatik olarak yapan ve kendi fabrika çıkışı CTDI fantom ölçümlerini düzelten yazılımları kendi BT yazılım konsollarına eklemiş durumdalar. Bu rapor büyük bir heyecanla karşılandı ve üzerine birçok bilimsel makale yayınlandı.



Şekil 8: AAPM Rapor 204 Boyut Spesifik Doz Tahmini

Görüntü Kalite Ölçümlerindeki Gelişmeler

AAPM'in desteği ile 2002 yılında beri ACR (American College of Radiology) BT alanında akredite olmak isteyen kliniklere, her iki kurumun uzmanlarının beraberce geliştirdiği ACR akreditasyon fantomunu göndermekte ve bu fantomdaki parametrik ölçümlerin beklenen sonuçlarla karşılaştırılması ile doz ve görüntü kalite optimizasyonu yapılmaktadır. Benimde zamanında kullanma şansı bulduğum bu fantom özellikle ışınlama protokolü optimizasyonunda çok faydalı bir fantom ve hekimler içinde kullanımı kolay.



Şekil 9: ACR Akreditasyon Fantomu

Son Söz

Ülkemizde pek ilgi çekmese de BT sistemleri halen gelişime çok açık bir araştırma alanıdır. Özellikle yeni Meme BT gibi spesifik BT sistemleri halen emekleme aşamasındadır ve bırakın sadece teknolojisinde araştırılacak konuları, standart doz ve görüntü kalite ölçümlerinin nasıl yapılacağı halen araştırılmakta olan bir alandır. Spektral BT sistemleri enerji ayırma gücü sebebiyle tam bir fizik araştırma alanıdır. Klinik BT sistemlerinde yaşanan gelişmeler, doz ve görüntü kalite ölçümlerinde önerilen yeni yöntemlerin hepsi araştırmaya açık alanlardır. Sözlerimi, çok sevgili hocam Prof.Dr. Willi A.Kalender'in, Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri isimli kitabının, bendeki kopyasına attığı imza da yazdığı gibi sonlandırmak istiyorum, "Have fun with CT". Sağlıcakla kalın.

REFERANSLAR

1. "Patient Dosimetry in CT" John M. Boone, ICTP/IAEA Training Course on Radiation Protection of Patients, 2013, Trieste, Italy
2. "AAPM Computed Tomography Radiation Dose Education Slides" www.aapm.org
3. Beister, Kolditz, Kalender. Iterative reconstruction in X-ray CT. Ejmp 2012; 28:94-108
4. Willi A Kalender. New developments in CT technology. IAEA Conference, Bonn, 3-7.12.2012
5. "Radiation Protection in Pediatric CT" Whal Lee, IAEA Conference, 2012, Bonn, Germany
6. "The Trouble With the CTDI₁₀₀" John M. Boone, Medical Physics Vol.34(4): 1364-1371 (2007)
7. AAPM Report No:96 "The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT"
8. AAPM Report No:111 "Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography"
9. AAPM Report No:204 "Size Specific Dose Estimates in Pediatric and Adult CT Examinations"
10. ACR (American College of Radiology) "CT Accreditation" <https://www.acraccreditation.org/modalities/ct>
11. "Computed Tomography, Fundamentals, System Technology, Image Quality Applications 3rd Edition" Willi A. Kalender



Med. Fiz. Uzm. Tolga İNAL

1980 yılında Almanya'nın Bavyera eyaletinin, gözde şehirlerinden biri olan Nürnberg'de doğdum. İlk, orta ve lise eğitimimi Ege bölgesinin incisi, İzmir şehrinde tamamlamanın ardından, hayatımdaki en doğru kararlarından biri ve şansım olan, Ankara Üniversitesi Fizik bölümünde okumak üzere 1998 yılında Ankara'ya geldim. O dönemlerde iki aşamalı sınav vardı ve tercihler puan gelmeden önce yapıldı. Benim 18 tercihimin 13'ü Fizik ve Fizik Mühendisliği bölümleriydi. 2003 yılında lisans eğitimini tamamladım. Ardından 2005 yılında Ankara Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsünden Fizik Öğretmenliği alanında yüksek lisans derecesi ve 2007 yılında da Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Medikal Fizik opsiyonundan yüksek lisans derecesi aldım. 2005-2008 yılları arasında yeni kurulmakta olan Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik ABD'da araştırma ve eğitim asistanı olarak çalıştım. 2009 yılından bu yana Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünde doktora çalışmalarına devam etmekteyim. 10 yılı aşkındır özel bir firmada AR-GE mühendisi olarak çalışmaktayım. Evli ve iki çocuk babasıyım. Yarışmacı arkadaşlara başarılar dilerim.

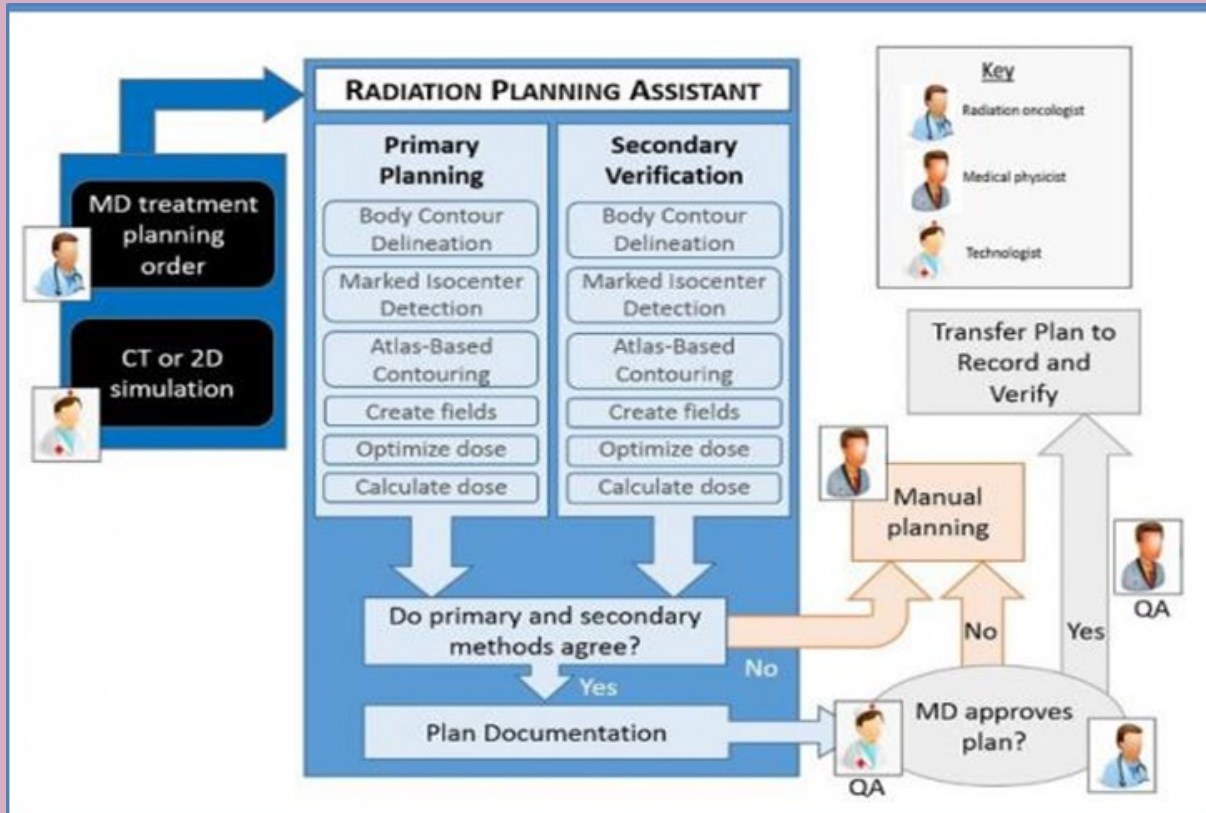
RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER

Med. Fiz. Uzm. Boran GÜNGÖR

Bu bölümün amacı, radyoterapi ve ilgili alanlardaki güncel gelişmeleri derleyerek kısaca özetlemek ve okuyucuların bilgi sahibi olmasını sağlamaktır. Bu bağlamda, firma veya üretici kaynaklı haberlere yer verilebilmektedir. Bu haberler kesinlikle reklam veya tavsiye amacı taşımamakla beraber, yalnızca bilgi vermek ve teknik bazlı paylaşım yapmak amaçlıdır.

RT iş akışını kolaylaştırma amaçlı Otomatik Tedavi Planlama Sistemi Geliştirilmesi (Temmuz 2018)

Yakın zamanda geliştirilen ve MD Anderson Kanseri Merkezi'nde test edilen yazılım sayesinde RT tedavi planlama aşamasının büyük oranda otomatize edilebileceği açıklandı. Klinikteki tedavi planlama sistemi (Varian Eclipse) ve ikinci doz verifikasyon yazılımı (Mobius 3D) ile beraber çalışan ve Radyasyon Planlama Asistanı (RPA) olarak isimlendirilen sistemin çalışabilmesi için radyasyon onkoloğu tarafından onaylanmış tedavi plan emir ve BT teknikleri tarafından onaylanmış simülasyon imajlarının yeterli olduğu, sonrasında ise otomatize sistemin tedavi planı oluşturmak için gerekli tüm diğer veriye (temel hasta verisi, doz reçetelendirmesi veya tedavi tipi vb.) sahip olduğu vurgulandı (**Şekil 1**). Baş-boyun kanseri VMAT tedavisi ve servikal kanser 4 alan box durumu için test edildiği açıklanan sistemde, başlangıç girdileri oluşturulduktan sonra RPA sistemi otomatik plan üretmeye konturlama işleminden başlamaktadır. Bu aşama insan müdahalesi gereken tek aşama olarak belirtilmektedir. Baş-boyun durumu için doktor onayı gerektiren bu aşamada servikal kanseri için doktor onayı gerekmeyişi belirtilmiştir. Açıklanan sonuçlara göre baş-boyun VMAT 2 ark planları ortalama 46 dakika, 4 alan box planları ortalama 21 dakika sürmüştür. Planların %90-96 oranında kabul edilebilir olduğu vurgulanmıştır. Buna ek olarak sistemin kullanılabilirliğini test etmek amacıyla sistemin ürettiği 16 adet servikal kanser plan dökümanları, RT tecrübesi daha az ve klinik personeli olmayan 4 farklı ekip tarafından incelenmiş ve önceden bilinen mevcut plan hataları yakalanabilmiştir. Sonuç olarak, belli bir kısım plan incelemelerinin genel personel tarafından yapılabileceği fakat son inceleme ve kabullerin yeterlilik sahibi doktor ve fizikçiler tarafından yapılması gerektiği belirtilmiştir.



Şekil 1: Radyasyon Planlama Asistanı(RPA) çalışma şeması

Elekta Unity MR-Linak CE Sertifikası Aldı (Haziran 2018):

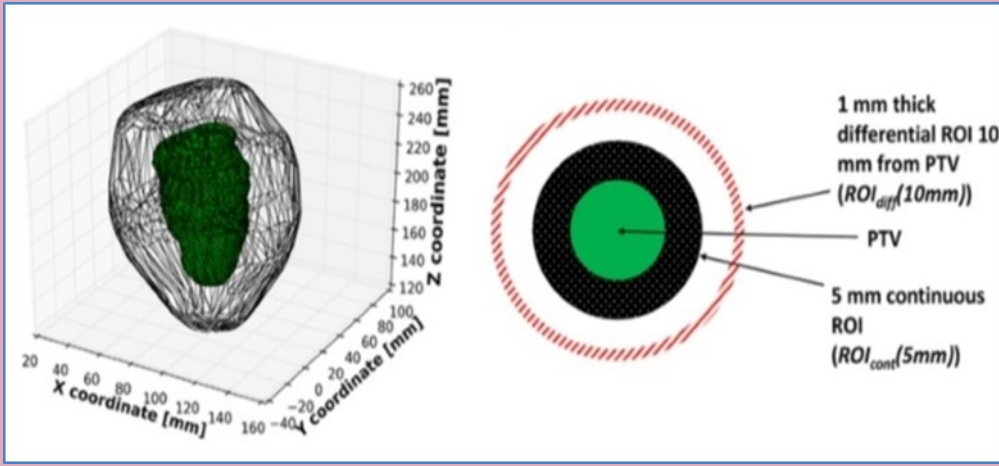
Elekta (Stockholm/İsveç) firması Manyetik Rezonans (MR) Teknolojisi Rehberliğinde radyoterapi (MR/RT) sisteminin, Avrupa'da ticari satış ve klinik kullanım izni hakkı elde edilen CE sertifikasını aldığı açıklandı. "Unity" adı verilen ilk yüksek alanlı MR-linak sistemi ile 1.5 Tesla MR özelliğinin radyoterapide entegrasyonu sağlanmakta (**Şekil 2**). 2012 yılında dünya genelinde 7 farklı merkezin katılımı ile başlatılan süreç içerisinde 15'den fazla merkezin katkı verdiği ve Elekta Linak ile beraber MR ortağı olarak Philips firmasının yer aldığı belirtildi.



Şekil 2: Elekta Unity Yüksek Alan MR-Linak

Hedef Çevresi Ek Marj Bölgesi Işınlamasının Uzak Metastaz Azaltımı Üzerine Etkisi (Haziran 2018)

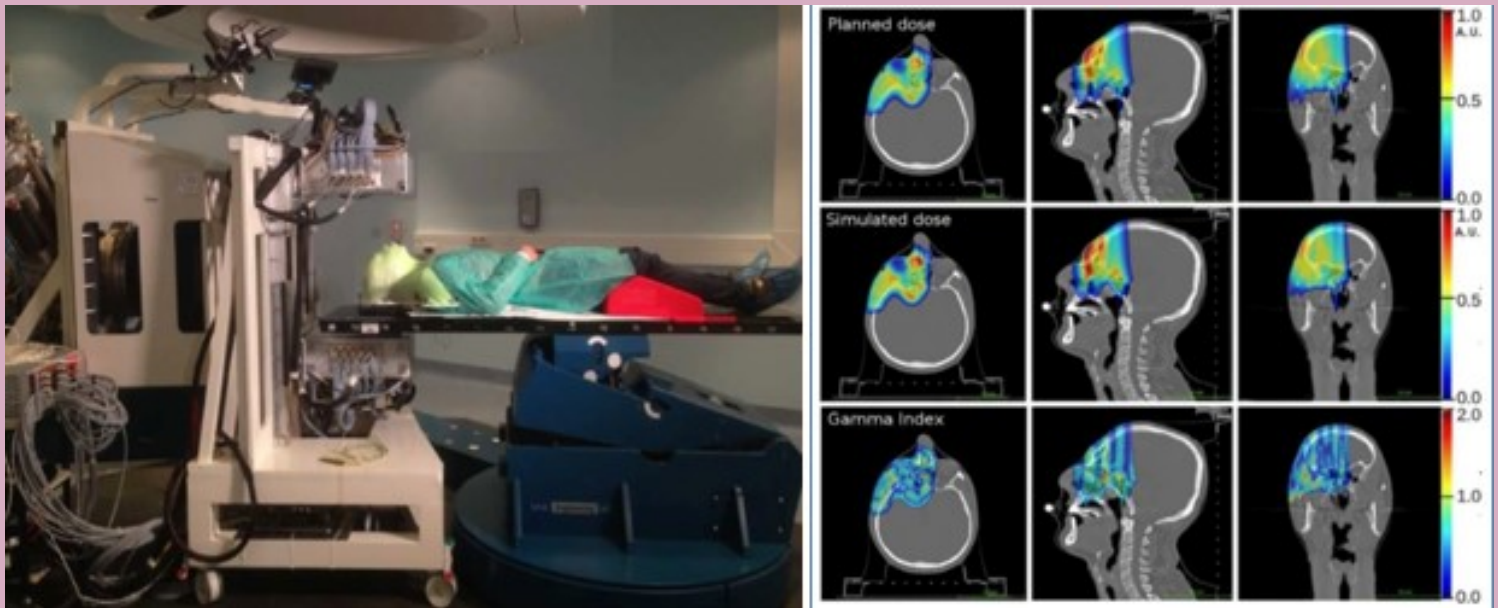
Potansiyel kanserli dokulara ulaşan ortalama dozun yeterli olmaması durumunda uzak metastaz gelişim riski bulunduğu bilinmektedir. Kanada'da küçük hücre dışı akciğer kanseri (NSCLC) hastaları üzerinde yapılan çalışmaya göre, planlanan tümör hacmi (PTV) dışındaki ikinci bir volümetrik marj verilerek yapılan tedavilerde, uzak metastaz oranının dramatik olarak azalırken başka negatif bir etkiye rastlanmadığı belirtilmiştir. Çalışmada, PTV dışındaki ikinci marj bölgesi kullanımı (**Şekil 3**) ve bu bölgeye en az ortalama (mean) 20.8 Gy[2] (2 Gy fraksiyon doz eşdeğeri) doz önerilmiş ve bu sayede mikroskopik malign hücrelerin yok edilmesinin sağlanacağı belirtilmiştir. Kanada McGill Üniversitesi ve Montreal Üniversitesi'nde toplamda 217 tek primer tümörlü hasta üzerinde yapılan analizlerde (96 hasta 3D konformal ve 121 hasta VMAT) 37 hastada (%17) 2 yıl sonrasında uzak metastaz geliştiği, PTV dışı ek marj bölgesinin ortalama 20.8 Gy[2] altında doz aldığı hasta grubunda %60 oranında uzak metastaz görüldüğü buna karşın 20.8 üzeri mean doz verilen hasta grubunda ise bu oranın %5 olduğu belirtilmiştir. PTV dışı ek marj bölgesinin 30 mm kalınlığında kabuk şeklinde oluşturulması tavsiye edilmekte uzak metastaz riski açısından en aktif bölgeyi kapsamada yeterli olacağı vurgulanmaktadır. Ayrıca, gros tümör sınırlarından en az 26 mm dışı olarak belirlenen mikroskopik hastalık uzanımı bölgesinin yüksek ortalama doz değerleriyle daha etkili şekilde tedavi edildiği de açıklanmıştır.



Şekil 3: PTV ve 3 mm kalınlıkta kabuk şeması 3 boyut(sol) ve 2 boyutta(sağ) gösterim.

Proton Tedavi Verifikasyonu Amaçlı PET Tarama Simulasyonu (Haziran 2018)

Pavia (İtalya) Onkolojik Hadronterapi Merkezi'nde geliştirilen INSIDE adı verilen Monte Carlo (MC) tabanlı sistem ile parçacık yörüngesinin tedavi sırasında ölçülerek hesaplama ile karşılaştırılabildiği ve gerçek zamanlı verifikasyon imkanı sağlanabildiği belirtilmiştir. Sistemin PET tarayıcı kullanılarak tedavi sırasında üretilen pozitron yayımlayıcıları gözlediği ve özel bir dedektör ile ağır parçacıklar tarafından üretilen ikincil yüklü parçacıkları tespit ettiği açıklanmıştır (**Şekil4-a**). Yörünge takibi imkanı ile tedavi anındaki anatomik değişimlerin tespit edilerek müdahale edilmesi sağlanabildiği ve proton/ağır iyonların sağladığı keskin doz gradyent özelliğinin daha verimli kullanılabileceği vurgulanmıştır. Sistemin simülasyon aracı tedavi plan parametrelerinden (enerji, spot pozisyonları vb.) 4D PET görüntüleri üretmekte ve BT taramalarından da hasta geometri ve bileşen bilgileri sağlanmaktadır. Bu bilgileri kullanarak sistem parçacıkların hasta içindeki ilerleyişini ve sonraki nesil izotoplar, pozitron yayım süreçlerini hesaplayarak oluşturulan gama ışınlarını PET taraması inşa etmek için kullanmaktadır. Son kısımda ise demet modelleri ve karakteristiği ile hasta geometrik ve bileşen bilgileri birleştirilmektedir. Yapılan bir ön çalışmada, 56 yaşındaki karsinom hastasının 2 proton terapi fraksiyonu boyunca PET taramaları alınmış ve tedavi planından elde edilen doz ile sistem simülasyonundan elde edilen karşılaştırılmıştır (**Şekil4-b**). Gamma analizine göre %3/3mm kriterini %91 vksel geçmişken, %5/5mm kriterini de %98 vksel miktarı geçmiştir.

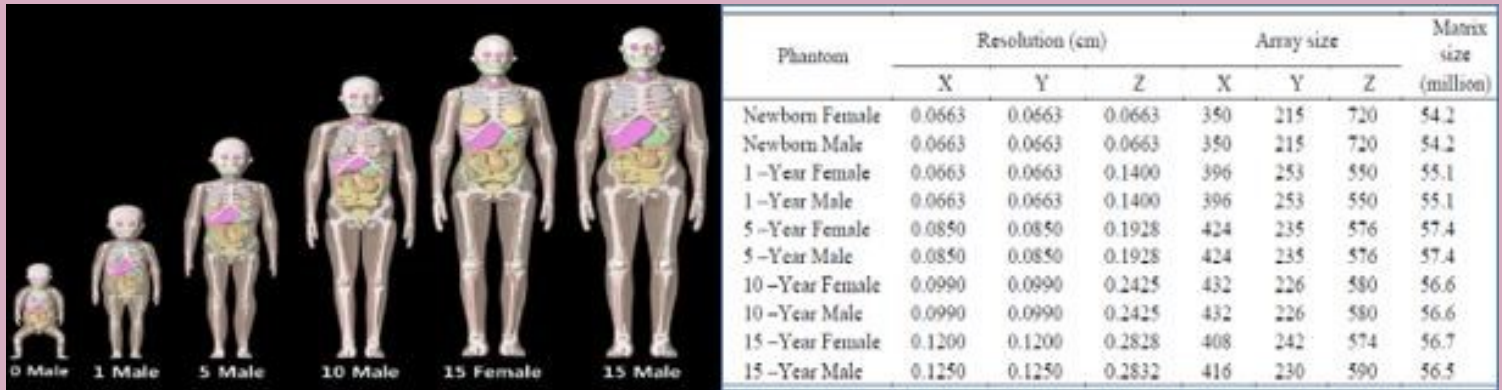


Şekil 4: (a)INSIDE system ve dedektör panelleri (b)TPS ve Sistem MC Tool Doz Karşılaştırması

GÜNCEL RAPORLAR

ICRP Draft Report for Consultation: Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources

ICRP nin draft olarak yayınladığı rapor halk kesimleri için çevresel dış ışınlamalardan radyonüklid emisyonuna kadar uzanan etkilerden kaynaklan radyonüklid spesifik organ ve efektif doz oranı katsayılarını sunmaktadır. ICRP sınıflandırmalarını temsil eden yenidoğan, 1-5-10-15 yaş ve yetişkin kadın-erkek grupları için fantomlar üzerinden hesaplar yapılmıştır (**Şekil 5**). Çeşitli kaynak geometri ve yapısı için PHITS Monte Carlo (MC) kodu kullanılarak simülasyonlar yapılmış ve bireylerin tamamen radyasyon alanı içinde olduğu düşünülmüştür. Tek enerjili foton ve elektronlar için organ eşdeğeri doz oranı katsayıları yine PHITS kodu ile parçacıkların doku ve organdaki etkileşimleri simule edilerek hesaplanmış ve ikincil kalite kontrol amaçlı değişik MC kodlarıyla da (EGSnrc, MCNPX, GEANT4 vb.) kontrol edilmiştir. Genel olarak sonuçlara bakıldığında, fantom vücut kütlesi küçüldükçe organ ve efektif dozlar artmıştır. Sebep olarak da kaynağa yakınlık (yer kontaminasyonu durumu vb.) ve genç ve küçük fantomlardaki iç organ vücut zırhlama etkisinin azlığı belirtilmiştir. 50 keV foton enerjisinde yetişkin ve çocuk arasındaki efektif doz farkları %60-140 aralığında, 100 keV üzeri enerji için de %70'den küçük olarak bulunmuştur. Yeryüzü toprak kontaminasyonu durumları için daha yüksek farklar gözlenmiştir. Raporda ayrıca belirtilen bazı ana noktalar olarak; bulunan katsayıların aktivite konsantrasyonu, hava kerma, havada absorbe doz veya çevresel doz eşdeğeri gibi durumlardaki aktivite konstantrasyonundan kaynaklı organ eşdeğer doz ve efektif dozların hesabı için gerektiği; kaza durumları ve kronik/rutin salınımlar için en olası senaryoların belirlenerek simülasyonlar yapıldığı; hesaplarda kullanılan radyasyonun tek enerjili foton (ilk enerji 0.01 ve 8 MeV) ve tek enerjili elektron (enerji 0.01 ve 8 MeV) olarak belirlendiği; raporda ilgili tüm radyonüklidlerin atomik salınım verilerinin (enerji vb.) 107 no'lu yayından alındığı vurgulanmıştır.



Şekil 5: ICRP Referans fantom şemaları ve fantomların simülasyon bilgileri.

KAYNAKÇA

<https://www.itnonline.com>
<https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>
<https://mrrt.elekta.com/>
[https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140\(18\)30253-6/fulltext](https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140(18)30253-6/fulltext)
<https://physicsworld.com/a/irradiation-beyond-the-target-may-reduce-distant-metastases/>
<https://physicsworld.com/a/simulated-pet-scans-verify-proton-therapy-delivery/>
<http://www.icrp.org>

SERBEST KÜRSÜ BİSİKLET



Müh. Kemal AY



Derginin 13. Sayısında Mertay arkadaşım tarafından yazılan iki teker tutkusunun motorsuz hali olan bisiklet, hayatıma çocukluk dönemi sonrasında, 3-4 yıl önce tekrardan girdi. Dağ bisikleti ile başlayan serüven, 1 yıl önce daha profesyonel olan yol bisikleti ile benim için çok daha farklı bir hal aldı.

Kendimle olan yarışım 7 günlük bir serüvene dahil olma cesareti verdi. Öyle bir serüvendi ki bu, beni, bisikletimi, Umuda Pedal ekibini ve birçok ülkeden katılan 400 bisikletçiyi 7 günde en az 700 km yol kat etmeye, 3 ülke ve 8 şehir değiştirmeye şahit etti.

Bu serüvenin adı "GBI Europe 2018" (Global Biking Initiative), başrollerinde ülkemizden 33 UMUDAPEDAL gönüllüsü Göteborg'dan Hamburg'a pedal çevirdi. Bu süreçte neler mi yaptık? Gün gün deneyimlerin, geçilen yerlerin ve mesafelerinin detaylarından bahsedeyim biraz: Yolculuğa 30 Haziran'da başladık, Umudapedal ekibi olarak havaalanında buluştuk, ilk ekip bizden bir gün önce seyahat etmişti, Göteborg'a vardığımızda başlangıç yapılacak noktadaki otelimize geldik ve ilk iş olarak paketleyip çantalara koyduğumuz bisikletlerimizi yeniden kurduk. Sonrasında Göteborg şehrinde yürüyerek kısa bir tur yapıp yemeğimizi yedik ve otele dinlenmeye geçtik.



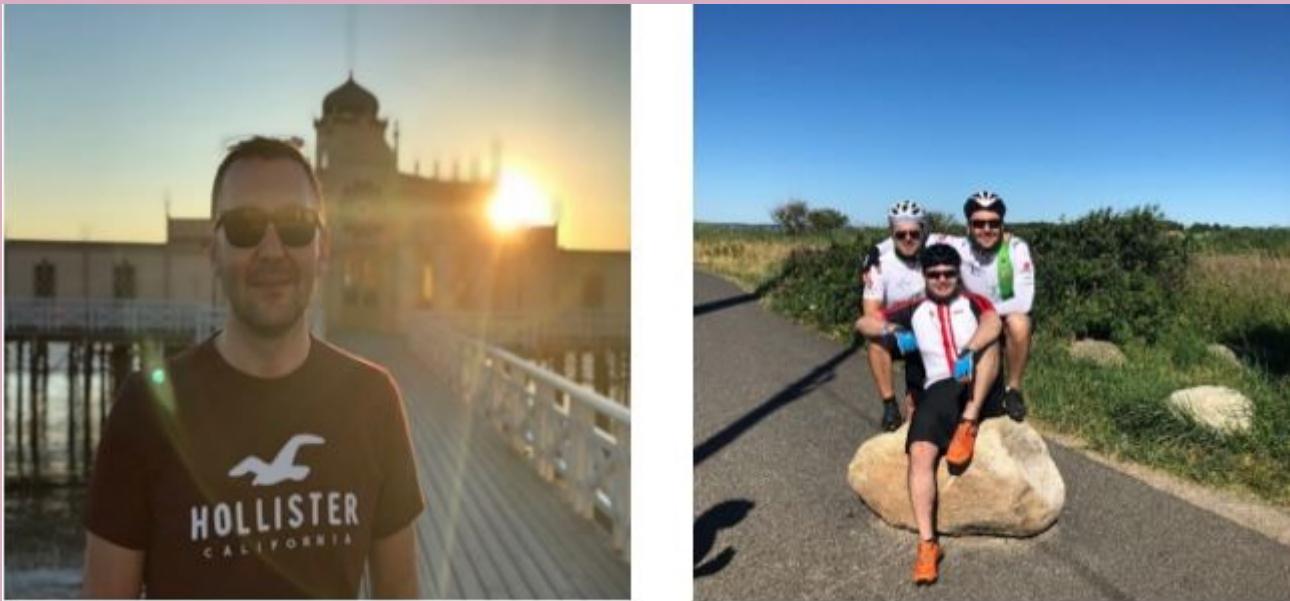
1 Temmuz- Pazar / Göteborg – Varberg, İsveç / 101 km

Bulunduğumuz otelden sabah kahvaltımızı yaparak Varberg yolundaki ilk 100 km üzerindeki mesafemizi kat etmek üzere yola çıktık. Heyecanlıydık çünkü hedefimiz sadece Varberg'e varmak değildi. Asıl hedefimiz toplanacak bağışlar ile TEGV'in 72 noktasından biri olan Bakırköy Ferit Aysan Eğitim Parkı'nda Maker-Lab kurulmasıydı. Büyük gruplar yerine daha güvenli sürüşü sağlamak adına 3 grup halinde yola koyulduk. İlk gün grubumuzda sizlerin de tanıdığı Radyasyon Onkoloğu Doç. Dr. Yasemin BÖLÜKBAŞI, Varinak A.Ş. Genel Müdürü Tolgay KURT ve Varinak A.Ş. Tedarik Zinciri Yöneticisi Hasan UMAN ile birlikte pedallayarak eğlenceli bir şekilde Varberg'e vardık.



2 Temmuz – Pazartesi / Varberg – Halmstad / 98 km

Varberg kalesi ve yanında yer alan eşsiz güzellikteki sahil yolunu kullanarak başladık turumuza ancak kısa bir süre sonrasında yaşanan kazada bir arkadaşımız düşerek tura veda etmek zorunda kaldı. Maalesef vücudunda 2 kırık oluşmuştu, kendisine tekrardan geçmiş olsun dileklerimi iletiyorum. Bu kaza motivasyonumuzu düşürse de hedefimizde TEGV ile birlikte çocuklarımıza gelecek desteği hatırlayarak moral bulmaya çalıştık ve rotamızı tamamlayarak Halmstad'a ulaştık.



3 Temmuz – Salı / Halmstad- Helsingor / 109 km

Bugün dünden kalan sahil yolunu tamamladık. İsveç'e elveda diyerek feribot ile Danimarka'ya geçtik, Helsingor şehri bize "merhaba" dedi. Artık yorulmuştum ve dinlenmeye ihtiyacım vardı. Otele yerleşir yerleşmez kendimi yatağa attım ve sabah 06:00 da alarmım beni uyandırana kadar deliksiz uyudum. Unutmadan bugün grup içerisinde Radyasyon Onkoloğu Prof. Dr. Şefik İğdem Hocamız ile birlikte keyifle pedalladık.



4 Temmuz – Çarşamba / Helsingor – Koge / 90 km

Hedef 90 km olunca gözümüze kısa göründü halbuki gitmeden yaptığımız antrenmanlarda bu mesafelere birçoğumuz ulaşmamıştı. Yolda kahve molası ile kısa mesafeyi taçlandıralım dedik, molayı her günün standart atıştırmalığı olan ve bize enerji veren muz, hurma ve enerji barlarını kahvelerimizin yanında tüketerek geçirdik. Geçtiğimiz plajlara acaba denize girsek mi diye yan gözle baktık ama sürüş keyfini bırakıp denizi tercih etmedik. Otele geldiğimizde güzel bir sürpriz ile karşılaştık meğerse denize sadece 200m uzaklıktaymışız. Bu güzel fırsatı değerlendirdik Koge'nin serin ve tuzsuz denizinde yorgunluğumuzu attık.



5 Temmuz – Perşembe / Koge – Maribo / 109 km

Rüzgârlı ve soğuk bir güne uyandık, birazda yağmur vardı. Hava durumu teferruattan ibaretti çünkü amacımızda hedefe ulaşmak vardı. Sadece kıyafet olarak biraz daha kalın giyinerek rüzgarlıklarımızı yanımıza aldık. Rota içerisinde geçmek zorunda olduğumuz Storstrom köprüsü karşıdan sert esen rüzgâr bizlere zor anlar yaşattı. İkinci kazamızı da ilk 10 km lik sürüş içerisinde bir büyüğümüzün düşmesi ve ambulans ile hastaneye kaldırılması ile yaşamış olduk. Bu sefer kırık/çıkık gibi bir durum yaşanmadı şükürler olsun.



6 Temmuz – Cuma / Maribo – Lübeck / 126 km

Dünün zorlu hava koşulları bugünde kendini hissettirmeye başlamıştı, ilk 25 km'lik bölüm sonunda bizi Almanya'ya geçirecek olan feribota sert rüzgâr eşliğinde geldik. Feribot bizi Almanya'daki ilk durak Puttgarden'a ulaştırdı, yaklaşık 10 bisikletçi bu duraktan ayrılarak Lübeck yolculuğuna tren ile devam etti, bende bu gruptaydım. Tarihi Lübeck şehrine geldiğimizde yaptığımız kaçamağın bize yaşattığı keyifle 6 günlük yorgunluğumuzu üzerimizden attık. Şehrin tarihi adasını kiraladığımız tekne ile dolaşarak eğlenceli vakit geçirmiş olduk.



7 Temmuz- Cumartesi / Lübeck – Hamburg / 72 km

Artık GBI 2018 etkinliğinin son gününe uyandık ve hedefe sadece 72 km kalmıştı, Hamburg'da bizi kapanış töreni bekliyordu. Marşlar eşliğinde hedefe ulaşmanın sevincini yaşadık. 7 günün sonunda TEGV'e toplanan bağışların da hedefi tutması bizleri daha da sevindirdi. Türkiye olarak toplanan tutar bazında 3. Ülke olarak üstlendiğimiz görevi layıkıyla yerine getirmenin gururu ile GBI 2018 Europe etkinliğini bitirdik. Hamburg da ki son gece konaklayacağımız otelimizde kullandığımız bisikletleri tekrar sökerek çantalarına yerleştirerek dönüşe hazır hale geldik.

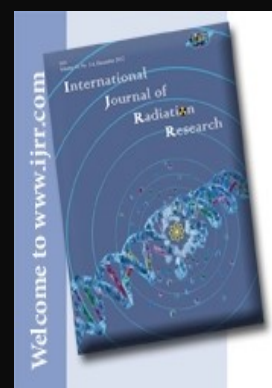
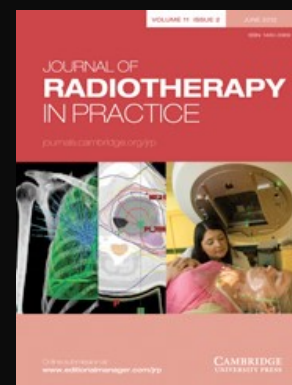
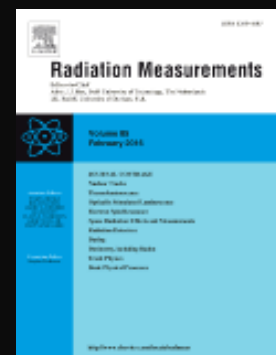
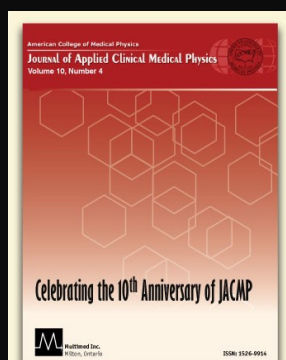
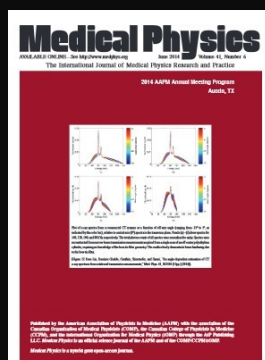
Pazar sabah erkenden Türkiye'ye dönmek için yola çıktık. Havaalanında bisiklet çantaları ve bavullarımızı teslim ettikten sonra uçağa yerleşerek İstanbul yolunda uçuşa başladık. Atatürk Havaalanına indiğimizde TEGV gönüllüleri bizleri karşılamaya geldiler. Hepimiz 7 günde 700km üzerinde pedallayan ekip olarak yorgun ama mutlu, gururlu ve sevinçliydik. GBI 2018 serüvenini bitirdik, durmadan yeni gelecek rotalara pedal çevirmeye devam edeceğiz.

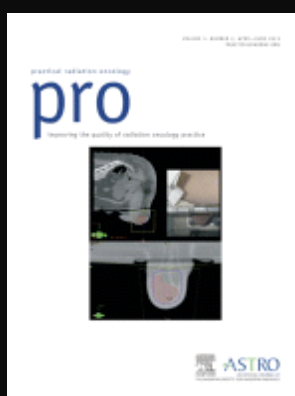
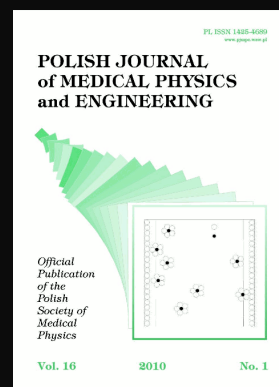
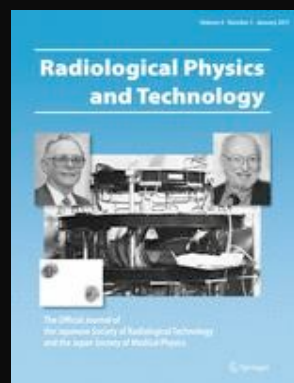
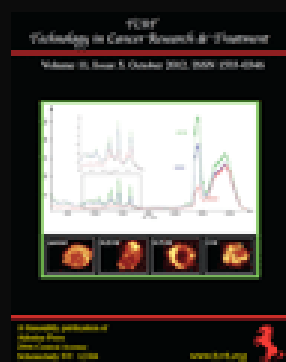


Müh. Kemal AY

1980 yılında Samsun'da doğdu. 2003 yılında Işık Üniversitesi Elektronik Mühendisliğinden bölüm birinciliği ile mezun oldu. 2005 yılında yine aynı üniversitede MBA programını tamamladı. 2004 yılında radyoterapi cihazları servis mühendisi olarak meslek hayatına başladı. 2009 yılında Varinak A.Ş. bünyesinde servis mühendisliği görevine devam etti. Varinak A.Ş.'de Proje Yöneticiliği ve Servis Satış Yöneticiliği görevlerinden sonra 2009 yılında Teknik Servis Müdürlüğüne terfi etmiş olup halen bu görevini sürdürmektedir. Evli ve iki çocuk babasıdır.

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...

Siz, değerli meslektaşlarımızı yazarımız olarak bekliyoruz.



MEDPHYS 3.0

Redefining and Reinvigorating the Role of Physics in Modern Medicine

