

MedFiz@Online

E-DERGİ

ARALIK 2016 – OCAK 2017 SAYI: 6

medfizonline@gmail.com



Bu Sayıdaki Popüler Konular;

- **ASTRO-2016 KONGRESİNİN ARDINDAN**
- **NÜKLEER TIPTA KALİTE KONTROL**
- **KARACİĞER KANSERİNDE Y-90 MİKROKÜRE TEDAVİSİ VE İTERNAL DOZİMETRİ**
- **HİPOFRAKSİYONE MEME IŞINLAMASI**
- **AYIN RAPORU (I): AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.**
- **AYIN RAPORU (II): The report of Task Group 100 of the AAPM**
- **AYIN RAPORU (III): Standardizing dose prescriptions: An ASTRO white paper**
- **TÜRKİYENİN İLK MİKROPET/BT SİSTEMİ, GÖRÜNTÜLERİNİ ALDI**
- **PORTAL DOZİMETRE KURULUMU**
- **HATA AĞACI ANALİZİ**

BAŞ EDITÖR**Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU**Cemile Ceylan**

cemile.ceylan@anadolusaglik.org

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mmt.com.tr

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Gökhan Aydın

gokhan.aydin@acibadem.com.tr

Görkem Güngör

gorkem.gungor@acibadem.com.tr

Hande Baş Ayata

hande.bas@anadolusaglik.org

Nadir Küçük

nadir.kucuk@medipol.com.tr

DERGİ TASARIM**Hande Baş Ayata****Görkem Güngör****BASIM**

E-kopya

BU SAYIDAKİ YAZARLAR**Ayşe Koca****Cemile Ceylan****Çağatay Özbay****Emre Şanlı****Ferat Kuran****Füsun Tokatlı****Gökhan Aydın****Handan Tanyıldızı****Kayhan Engin****Mehmet Ertuğrul Ertürk****Nina Tuncel****Nuriye Özlem Küçük****Selma Taştan****Tülay Ercan****Türkay Toklu****Vildan Alpan****Yıldız Güney****Zeynep Özen**

(Yazarlar harf sıralamasına göre
sıralanmıştır)

medfizonline@gmail.com

Medikal Fizik Derneği'nin
katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE
YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN
SORUMLULUĞUNDADIR

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **TÜM DÜNYADA MEDİKAL FİZİĞİN ÖNEMİ TAM OLARAK ANLAŞILABİLİYOR MU?**
- **ASTRO-2016 KONGRESİNİN ARDINDAN**
- **AYIN BÖLÜMÜ (I): Gayrettepe Florence Nightingale Radyasyon Onkolojisi**
- **AYIN BÖLÜMÜ (II): Özel Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi**
- **NÜKLEER TIPTA KALİTE KONTROL**
- **KARACİĞER KANSERİNDE Y-90 MİKROKÜRE TEDAVİSİ VE İTERNAL DOZİMETRİ**
- **HİPOFRAKSİYONE MEME IŞINLAMASI**
- **RADYOBİYOLOJİDE BİR ÖNCÜ: LOUIS HAROLD GRAY**
- **AYIN RAPORU (I): AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.**
- **AYIN RAPORU (II): The report of Task Group 100 of the AAPM**
- **AYIN RAPORU (III): Standardizing dose prescriptions: An ASTRO white paper**
- **TÜRKİYENİN İLK MİKROPET/BT SİSTEMİ, GÖRÜNTÜLERİNİ ALDI**
- **PORTAL DOZİMETRE KURULUMU**
- **HATA AĞACI ANALİZİ**
- **ALPAR KALABAY DADAŞBİLGE ANISINA**
- **SERBEST KÜRSÜ: Blogger Tutkunu Medikal Fizikçi**
- **BİR YAŞINDAYIZ...**

YENİDEN MERHABA

Elinizdeki 6. Sayı ile MedFiz@Online maceramızın 1. Yılıni dolduruyoruz. Yani Birinci yaşıma bastık. Birinci sayımızda dergimizin vizyon ve misyonunu şöyle tanımlamıştık;

“Medikal fizik uygulamalarının güvenli, hassas, doğru ve etkin olarak gerçekleştirilmesine katkı” vizyonu ile çıkmaktadır. Bu amaçla,“ yayın yoluyla medikal fizikçileri yeni teknolojilerle tanıştırmak, eğitimlerine katkı yapmak, karşılıklı deneyimlerini paylaşmak, uluslararası bilgi ve uygulamalar hakkında bilgi vermek, etkinliklerini arttırmak gibi bir misyonu üstlenmektedir” gerçekten de hedefimizden hiç sapmadan 6 sayı çıkarma mutluluğuna eriştik. Bir başka deyişle **“Medikal Fizik”** alanında bir buluşma platformu yarattığımızı düşünüyoruz. Bu sonucu, bize ulaşan yazılardan, olumlu değerlendirmelerden, katkılardan çıkıyoruz.

Heyecanımız ve kararlılığımız devam ediyor. Biz bu işi çok sevdik, sizlerle birlikte daha güzel işler yapacağımıza inanıyoruz. Medikal Fizik toplumunun pozitif ve bilimsel enerjisine güveniyoruz.

Bugüne gelmemize çok önemli destek veren Medikal Fizik alanında çalışan dostlarımıza, meslektaşlarımıza, her sayımızı Dernek Web Sitelerinde yayınlayan ve üyelerine ulaştıran, Medikal Fizik Derneği ve Fizik Mühendisleri Odası Yönetim Kurullarına, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yönetim Kuruluna ve

2016 Yılı Editör Grubunun iki eksikle yaptığı son toplantısı. 2017’de buluşmak üzere. 2017’de yine buradayız.



Teknikerler Derneği Yönetim Kuruluna burada teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımızı sunuyoruz.

Yeni dönem olarak ifade ettiğimiz 2017 yılı yayın dönemimizde daha etkin ve kapsamlı bir MedFiz@Online dergisi yaratmak üzere yeni çıkacak her dergimiz için bir ana tema oluşturduk. Böylece çok önceden dergilerimizin hazırlığına başlamış olacağız. Ana temalar ile birlikte güncel makale ve değerlendirmeler dergilerimizde devam edecek. Dergimizde 7. Sayıdan başlamak üzere ana temalarımız şöyle olacak; **SRS/SBRT, Görüntüleme, Proton, IGRT, Radyobiyoji, Radyasyon Güvenliği.**

Bu yıl sonu itibari ile Web Sitemizi de aktif hala getirmiş olacağız.

4. Sayımızda ilk üç sayı için verdiğimiz bir istatistiği 2016 yılı için tamamlamak istiyoruz. İlk 6 Sayımızda; merhaba yazıları da dahil olmak üzere toplam yazar sayısı 126. Yazarlarımızın 116’sı medikal fizik uzmanları iken, 10’u Radyasyon Onkoloji uzmanlarından oluşuyor. Güzel, sağlıklı ve cesaret veren bir istatistik ile karşı karşıyayız.

2016 yılında sizlerle son buluşmamız 6. Sayımızla olacak. Editör grubumuz olarak sizlere güzel, sağlıklı, barış dolu bir yeni yıl diliyoruz. Bu yılın son toplantısından sizlere selam ve saygılarımızı iletiyoruz.

“Uluslararası Medikal Fizik Günü”: 07 Kasım 2016



Medikal Fizik Derneği, bu yıl Uluslararası Medikal Fizik Günü nedeniyle kutlamalar organize etti. Dernek Başkanı Prof. Dr. Hatice Bilge Becerir, Dokuz Eylül Üniversitesi’nde Medikal Fizik Anabilim Dalı’nın 10. Kuruluş ve Medikal

Fizik günü nedeniyle düzenlenen toplantıya katıldı ve bir konuşma yaptı. Ek olarak 8 Kasım 2016 günü Medikal Fizik Derneği üyelerinin katıldığı toplantıda Dernek Başkanı **“Medikal Fiziğe Yön Veren Meslektaşlarımız”** konulu bir sunuş yaparak günün önemini vurguladı. Medikal Fizik Derneği Ankara Şubesi üyeleri bu kapsamda Anıtkabir’i ziyaret ettiler. Uluslararası düzeyde de Medikal Fizik Günü değişik etkinliklerle kutlandı.

IAEA, Dozimetri ve Tıbbi Radyasyon Fiziği Bölüm başkanı Ahmed Meghzifene, medikal fizik günü ile ilgili şöyle konuştu: “Kanserle savaşta kullanılan cihazların arkasında uzmanlaşmış fizik ve tıbbi bilim insanları yer almaktadır. Bu, yüksek ve ileri eğitim almış sağlık profesyonelleri, radyasyonun potansiyel zararlarına karşı kilit rol oynamaktadırlar”

YENİDEN MERHABA

Marie Curie'nin doğum yıldönümü: 07 Kasım 1867



Marie Curie: 1867 - 1934

7 Kasım 1867'de Varşova'da doğan ve ailenin 5. çocuğu olan **Marie Skłodowska**; bilinen adıyla **Marie Curie**'yi tanımak çok önemli. Bir bilim kadınının, Polonya'nın bir kentinden yoksul bir aileden gelerek, Paris Üniversitesi, bugünkü adıyla Sorbonne Üniversitesi'ne kadar ulaşan bilim macerası, idealleri

uğruna verdiği mücadelesi gözlerimizi kamaştırıyor.

Paris'e gidiş amacı, içinde filizlenen ideale ulaşabilmek adına bir Fransız üniversitesinin öğretiminden yararlanmak olan Marie "**Özyaşam Öyküsü Notları**" adlı kitabında bu idealini şöyle anlatıyor:

"Bireyleri geliştirmeden, daha iyi bir dünya yaratmak umut edilemez. Bu amaca ulaşabilmek için her birimiz kendimizi geliştirmeye çalışırken, aynı zamanda tüm insanlık için genel bir sorumluluğu paylaşmalıyız ve başlıca görevimiz en fazla yararlı olabileceğimizi düşündüğümüz insanlara yardım etmek olmalıdır."

Uluslararası Radyoloji Günü:

8. Kasım tarihi, Bu yıl 9'uncusu yılı kutlanan "**Uluslararası Radyoloji Günü**" olarak takvimde yer alıyor. Bu tarih, aynı zamanda Willheim Conrad Roentgen tarafından x-ışınının 8 Kasım 1895 tarihinde keşfedilmesi olarak biliniyor. Röntgen, 1901 tarihinde ilk Nobel Ödülünü alan fizikçi ve bilim insanı. Röntgen, 27 Mart 1845 tarihinde Prusya'nın Lennep (şimdiki adı Almanya'nın Remscheid kenti) kentinde doğuyor ve 10 Şubat 1923 tarihinde Almanya'da ölüyor.

Modern fiziğin başlangıcı olarak da ifade edilen bu buluşta Röntgen, deneysel olarak ellerini kullandığı için parmaklarını kaybetti.

IAEA (International Atomic Energy Agency) 60'ıncı Yaşını kutluyor



IAEA, radyasyon kaynakları kullanılarak tıpta, teşhis ve tedavi yapılırken, beklenen yararı azaltan ve hastaların, personelin ve halkın gereksiz

ve istenmeyen radyasyona maruziyetinin önlenmesini

Sosyal Medyada MedFiz@Online Dergisi

Sosyal medyanın hayatımızda edindiği yer her geçen gün artmaktadır. Biz de sosyal medyada gün içinde geçirdiğimiz sürenin bilincinde olarak sizlerle her kanaldan iletişim halinde olmak için Cemile Ceylan, Esra Küçükorkoç ve Mine Doyuran'dan oluşan sosyal medya ekibimizle, facebook hesabımıza ek Instagram ve Twitter hesapları oluşturduk. Bu hesapları birbirinden farklı amaçlarla kullanmayı planlıyoruz, fakat bu konuda sizlerin desteğine ihtiyacımız olacak.

Facebook ve Twitter aracılığıyla genellikle dergi ile ilgili duyuruları ve arada bazı hatırlatmalarımızı paylaşacağız. Instagram'da ise amacına yönelik olarak bol bol fotoğrafla daha samimi ve daha sosyal bir ortam oluşturmayı planladık. [@medfizonline](https://www.instagram.com/medfizonline) ve [#medfizonline](https://www.instagram.com/medfizonline) etiketlerini kullanarak Instagram'da paylaştığınız ya da medfizonline@gmail.com adresine gönderdiğiniz fotoğraflarınızı hesabımızdan paylaşabiliriz. Bu konuda yeni fikir ve düşüncelere açık olduğumuzu belirtmek isteriz. Sosyal medyada görüşmek bizim için çok güzel olacak.

Yeni sayımızda görüşmek üzere, saygılar.

Haluk ORHUN

1903 yılında ise Pierre ve Marie Curie'ler "**Henri Becquerel tarafından keşfedilen radyasyon olgusu ile ilgili ortak çalışmaları**" nedeniyle **fizik dalında Nobel Ödülü**'ne layık görüldüler. Becquerel, doğal radyoaktivite'yi keşfettiği için Curie'lerle birlikte bu ödülü paylaştı. Marie tarihte ilk defa olarak kullanılan "**Radyoaktivite**" sözcüğünü türetti 1911 yılında "Kimya biliminin gelişmesine yaptığı hizmetleri" için Nobel Kimya Ödülü'nü kazandı. Tarihte Nobel Ödülünü 2. defa kazanan ilk kişi ve ilk kadın oldu.

Curie, yalnız bilim alanında değil topluma hizmet alanında da önemli katkılar yaptı. Birinci dünya savaşının 1914'de başlamasından sonra, savaş sırasında insanlarına yardımcı olabilmek adına girişimlerde bulundu ve ilk girişimi de **X-ışını teknolojisinin** askeri hastanelerde kullanılmasını sağlamak oldu. Savaşın uzun süreceğini ve çok sayıda yaralı olacağını tahmin ederek, X-ışınının yaralıların vücudundaki şarapnel, kurşun yanı sıra kırık kemiklerin yerini belirlemekte doktorlara ne kadar yardımcı olacağını ve bu sayede çok sayıda hayat kurtarılabileceğini öngördü.

Medikal Fizik Gününün böyle anlamlı bir tarihte kutlanmasının önemi çok büyük.

2016 yılının Radyoloji Gününün ana teması ise şöyle: "**Meme hastalıklarının teşhisinde, yakalanmasında ve yönetiminde tıbbi görüntüleme**" European Society of Radiology grubu bu günün özelinde internetten ücretsiz olarak indirilebilen meme görüntülemesi ile ilgili "**Screening & Beyond**" başlıklı bir kitap yayınladı..

Günümüzde x-ışını uygulamaları, gerek teşhiste gerekse tedavi aşamalarında inanılmaz bir hızla yer alıyor ve yeni tekniklerin hayata geçirilmesini sağlıyor.

hedeflemektedir. IAEA 60'ıncı yılı nedeniyle, 13 Haziran 2016'dan 30 Ekim 2017'ye kadar kullanılmak üzere yeni bir logo dizayn etti. Logo, IAEA'nın global barış, güvenlik ve gelişmelere yaptığı katkısı ifade etmek amacıyla hayata geçirildi.

Uluslararası Medikal Fizik Organizasyonu, (IOMP), 2013 yılında, Medikal Fiziğin öncüsü olarak kabul edilen çok önemli bilim insanı Marie Curie'nin doğum günü olan 7 Kasım gününü, Uluslararası Medikal Fizik Günü olarak kutlamaya karar vermiştir. Kutlamalar her yıl bir başlık temel alınarak sürdürülmektedir.



Marie Curie'nin yaşamı birçok makale, kitap, film, gösteri ve benzeri etkinliğe konu olmuştur. 7 Kasım 1867'de Polonya'da doğan Marie Skłodowska 1891'de Sorbon Üniversitesinde fizik eğitimi için Paris'e gelir ve 1895'de fizikçi Pierre Curie ile evlenir. Pierre Curie, bu dönemde kristalografi ve piyezelektrik etki alanlarında çalışmaktadır. Marie Curie doktora çalışması sırasında yaptığı Radyum'un keşfinden sonra 1903'de Pierre Curie ve Henri Becquerel ile birlikte Fizik Nobel Ödülü'nü kazanır. 1908'de Paris Bilim Üniversitesi'ne ilk kadın profesör olarak atanan Marie Curie 1911'de Kimya Nobel Ödülü'nü kazanır. Marie Curie, kızı ve damadının yapay radyoaktifliği keşfettikleri yıl olan 1934'de yaşamını yitirir.

Bu "başarı hikayesinden", Marie Curie'nin çalışmalarının önemi ve bu çalışmaların bu gün "Medikal Fizik" olarak adlandırılan alana katkılarının ne olduğu pek anlaşılmamaktadır. Marie Curie eşi ile birlikte 1898-1903 arasındaki dönemde Polonyum ve Radyum'u keşfetmiştir. 1906'daki eşinin tesadüfi ölümünden sonraki dönemde Marie Curie, bilimde yenilikçi ve yaratıcı alanlar yerine uygulamalı alanları seçmiştir. Halbu ki Marie Curie çok derin bir bilimsel kavrama yeteneğine sahipti ve kuvvetli bir temel bilim savunucusu idi. Buna karşın o dönemde bilimin temelleri yerine uygulamaları ile uğraşmayı seçmiştir. 1900-1934 arası dönemde x-ışınları ve radyoaktivitenin medikal alanda uygulamasındaki çarpıcı gelişmelere ve bu alanın sistemleşmesine katkıda bulunmuştur.

1900'de Radyum'un fizyolojik karakteristiklerinin belirlenmesinden sonra Radyuma sağlık, ziraat alanlarında ve hatta lüminesans özelliği nedeniyle eğlence dünyasında

bile talep oluştu. Marie Curie bu talebi karşılamak için endüstri ile birlikte çalıştı. Radium Paris'te bir barakadaki laboratuvarda keşfedildikten sonra Üniversite 1904'te Curie'ler için bir laboratuvar kurdu. Laboratuvarda radyoaktivite alanında yürüttüğü çalışmalar sürdürüldü ve yüzlerce yayın yapıldı.

Bu dönemde radyumun bilimsel, endüstriyel ve sağlık alanlarındaki yoğun kullanım istekleri nedeniyle radyumun metrolojik referansına gereksinim duyuldu. 1910'daki "International Congress of Radiology and Electricity" toplantısında bir gram radyumun yaydığı ışım miktarı radyoaktifliğin ölçü birimi "curie" olarak belirlendi. 1911'de Marie Curie laboratuvarında akredite olmuş bir ticari radyum kalibrasyonu birimi kurdu.

1909'da, Radyum'un kanser tedavisindeki üstün başarısı üzerine Marie Curie'nin bağımsız bir enstitünün gerekliliği konusundaki ısrarları üzerine, Paris Üniversitesi Fen Fakültesi Dekanı ve Pasteur Enstitüsü Müdürü birlikte "Radyum Enstitüsü"nü kurdular. Enstitü iki bölümden oluşmaktadır. Birisi radyoaktivite ve uygulamaları alanındaki Fizik ve Kimya araştırmalarına yönelik çalışan Curie Enstitüsü ve ikincisi medikal ve biyolojik uygulamalara yönelik çalışan Pasteur Enstitüsü'dür.

Birinci Dünya Savaşı yıllarında Marie Curie oldukça aktifti. 200 tane sabit radyoloji birimi ve savaş alanlarında x-ışını görüntülemesi yapan 18 adet hareketli görüntüleme aracı temini ve donanımı için kaynak buldu. Bu dönemde radyolojinin donanımı konusunda hemşirelerin eğitimi alanında önemli çalışmalar yapmıştır. Savaştan sonra Paste-



ür Enstitüsü Müdürü ile birlikte ilk radyum tedavi kliniğinin oluşturulması için gerekli kaynağı buldular. Daha sonra bu kliniğin bir benzerini memleketi Polonya'da oluşturdu.

Marie Curie'nin çalışma ve gayretleri bilimsel araştırmalar ve bunların medikal alanda getirdiği yararlar üzerinedir. Bir medikal fizikçi fiziksel bilimlerde sahip olduğu uzmanlığını ve birikimini kullanarak medikal alanda ciddi katkıda bulunur.

Marie Curie bilim insanı olarak şunları insanlığa göstermiştir:

- Nicel olarak yapılan kesin ve açık bir yaklaşım son derece önemli keşiflere ve bulgulara götürür.
- Açık uluslararası iş birliği bilimin gelişimine ve önemli uygulamalara götürür.
- Bilim ve endüstrinin birlikteliği araştırma temelli uygulamaların gelişmesine ciddi katkıda bulunur.
- Radyasyonun medikal alanda kullanılması fiziğin ses

getirmesine ve metrolojide yeni katkılara neden olmuştur.

Marie Curie'nin bu eşsiz katkılarının arkasında, çok sağlam bir eğitim, bitmeyen bir araştırma enerjisi ve bilimin çoklu disiplinlerinin birlikteliği vardır.

IOMP başkanı Prof.Dr. Slavik Tabakov, 2016 Medikal Fizik gününün açılış konuşmasında "Başarı anahtarı olarak Medikal Fizik Eğitimi" temasını işaret etmekte ve bunun mesleğin oluşumunda temel olgu olduğunu söylemektedir. Ülkeler ve Enstitülerde eğitim ve öğretim etkinliklerinde etkin görev almanın genel olarak Medikal Fiziğin mesleki başarısı için çok önemli olduğu ve bunun yeni nesil medikal fizikçilerin yetişmesine en iyi katkı olduğunu belirtmektedir. Bu çerçevede, Ülkemizde Medikal Fizik eğitimi altyapısının evrensel boyutta sürdürülen araştırma ve kliniğe dayalı uygulamaya paralel olarak geliştirilmesi yararlı olacaktır.



Yard. Doç. Dr. Nina TUNCEL

Nina Tunçel, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik dalında 35 yaşındayken doktorasını tamamladı. 1999-2013 yılları arasında Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji'sinde medikal fizik sorumlusu olarak çalıştı. Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde Medikal Fizik eğitimi için öğretim elemanı olarak kariyerine devam etmektedir. Halen Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji Bilim Dalında medikal fizikçilerin şefidir. Saygın dergilerde 30'dan fazla makalesi yayınlandı ve yazı kurulu üyesi olarak görev yaptı. Şu anki ilgi alanı, tıbbi dozimetre ve radyasyondan korunmaya yöneliktir. Araştırmalarının çoğu, tıp ve biyoloji üzerine uygulanan fizik araştırmalarına odaklanmıştır.

Prof. Dr. Yıldız GÜNEY

Kanser, tüm dünyada ölüm nedenlerinin başını çekmektedir. 2030 yılında WHO'ya göre 11 milyon kişinin kansere bağlı nedenlerle öleceği tahmin edilmektedir.

Kanser vakalarının yaklaşık 2/3'ünün hastalıkları sırasında radyoterapi aldığı bilinmektedir ve bunların çoğu da kür amaçlı yapılmaktadır. Radyasyon onkolojisi, bilim dalları arasında en hızlı ivmelenen bölümdür.

Bu yıl 58.'si düzenlenen ASTRO toplantısı Boston'da gerçekleşti. Tüm dünyadan katılımcıların olduğu kongrede ülkemizden de doktor ve medikal fizik uzmanı anlamında geniş bir katılım vardı. Özellikle Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği'nin bu yıl ilk defa kongre merkezinde stand açması hepimizi gururlandırdı. Ayrıca türk ve yabancı katılımcılara ikram edilen Türk kahvesi de farklı bir tat yarattı.

Bu yıl ASTRO, bilimsel anlamda oldukça doyurucuydu. Bence Stereotaktik Beden Radyoterapisi, Stereotaktik Radyocerrahi ve hipofraksiyanasyon kongrenin ana temalarındandı. Özellikle maliyet etkin yaklaşımlar üzerinde çok duruldu.

Plenary oturumunda evre 1-2 düşük dereceli foliküler lenfoma için sadece tutulmuş alan radyoterapisi ile (IFRT), IFRT'den sonra 6 kür CVP veya CVP-R randomize çalışmasının sonuçları sunuldu. IFRT sonrası uygulanan kemoterapinin hastalısız sağ kalımı

anamlı oranda uzattığı belirtildi. Tüm Sağkalım (Overall Survival-OS) için sistemik tedavinin etkisini görebilmek için daha uzun takibe ihtiyaç olduğu vurgulandı.

Diğer çalışma ise bir Faz 3 çalışması olan "NRG Oncology RTOG 0212"nin ilk sonuçlarıydı. Bu çalışmada EBRT (Eksternal Beam Radiotherapy) ve Interstisyel Permanent Brakiterapi ile yalnız brakiterapi seçilmiş orta-risk prostat kanserleri karşılaştırılmış ve çalışmanın ilk sonuçları olarak EBRT'nin brakiterapiye eklenmesinin hastalısız sağ kalımı değiştirmedeği bulunmuştur. Ayrıca her iki grupta GU (GastroUriner) toksisite oldukça sınırlı ve geç yan etkiler yalnız brakiterapi uygulanan kolda çok daha az bulunmuştur.

MD Anderson Kanser Merkezinden Ann H. Klopp ve arkadaşlarının "A RANDOMIZED PHASE III STUDY (NRG Oncology's RTOG 1203) OF STANDARD VS. IMRT PELVIC RADIATION FOR POST-OPERATIVE TREATMENT OF ENDOMETRIAL AND CERVICAL CANCER" isimli çalışmasında pelvik IMRT'nin standart Pelvik RT ile karşılaştırıldığında GI (Gastrointestinal) ve GU toksisitesini belirgin olarak azalttığına dair çalışma oldukça ses getirdi.

Güzel bir yerde Türk katılımcılarla beraber soğuk Boston'da sıcak bir kongre geçirdik. 7-8 Ocak 2017'de Best of ASTRO İstanbul'da buluşmak üzere..



Prof. Dr. Yıldız GÜNEY

Radyasyon Onkolojisi İhtisasını Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesinde 1992 yılında tamamladı. 1992-1996 yılları arasında Ankara Onkoloji Hastanesinde Uzmanlık Eğitimini tamamlayıp aynı yıl aynı bölümde Radyasyon Onkolojisi Uzmanı olarak görevine devam etti. 1994'te Fransa, Dijon, Burgundy Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde fellow olarak çalıştı ve başta beyin tümörleri olmak üzere başboyun tümörleri üzerinde çalışmalar yaptı. 1999-2002 yılları arasında Gazi Üniversitesinde Temel Biyokimya Doktora Eğitimi alarak bu konuda da Doktorasını verdi. 2008-2015 yılları arasında Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Klinik Şefi olarak görevini gerçekleştirdi. 2015 yılında Ankara Memorial Hastanesi'nde Radyasyon Onkolojisi Bölümünü kurdu ve halen burada Radyasyon Onkolojisi Bölüm Başkanı olarak çalışmaktadır. Koyu bir Fenerbahçe taraftarı ve izleyicisidir.

Fiz. Uzm. Ferat KIRAN

Kongrenin medikal fizik konuları da oldukça güncel ve ilgi çekiciydi. Bu nedenle kongre programı oldukça yoğun ve ne yazık ki çakışan birçok güzel konu vardı. Takip edebildiğim kadarıyla kongre konularından kısa bir özet vermek isterim.

1. gün yeni gelişen görüntüleme sistemleriyle beraber tedavilerde kullanılan IGRT görüntüleme tekniklerinin farklı organlar üzerinde uygulanış şekillerini, uygulamada karşılaşılan sorunları- çözümleri anlatan sunumlar vardı. Proton radyoterapisinin işlendiği kısımda ise foton radyoterapisinin günümüzde limitlerine ulaşp ulaşmadığı, klinik perspektifi, fizik perspektifi, seçili hasta gruplarında (pediatrik hastalar, prostat, bazı beyin tümörleri) proton radyoterapisinin standart olup olmayacağı tartışıldı ve bu konularda devam eden çalışmalardan da bahsedildi (RTOG 1308 Locally Advanced NSC Lung Ca, NRG-BN001 Glioblastoma (M. Mehta), PCORI: Stage II/III Breast: Photon vs. Proton)

2. gün radyoterapide hareket yönetimiyle ilgili yapılan sunumlarda en çok ilgi çeken başlık yine son yıllarda üzerinde sıklıkla durulan MLC tracking konusunda yaptığı "Is there the Best Way for Managing Respiratory Motion?" sunumu ile Baltimore Maryland Üniversitesinden Ph.D. Amit Sawant'ın sunumuydu. Prostat ve akciğer tedavilerinde Calypso sistemi yardımıyla MLC Tracking yönteminin avantaj ve

limitasyonlarını şu şekilde vermektedir. Avantaj olarak, daha hızlı tedavi süresi, gating uygulamasına göre daha etkili ve beklenmeyen hareketlere daha iyi adapte olması, limitasyon olarak ise MLC hareket hızının belirli bir sınır dahilinde olmasını (3-3,5cm) gösterilmiştir. Best of Physics sunumlarında Adaptif stratejiler, görüntüleme teknolojisindeki yenilikler üzerineydi. Ayrıca MR klavuzluğunda adaptif yaklaşımlar da üzerinde durulan konulardandı.

3. gün planlama ve uygulama stratejileri ve Radyasyon Onkolojisinde inovatif teknolojiler üzerinde durulurken 4. Gün, radyoterapide adaptif yaklaşımlar ve brakiterapideki modern teknolojilere ağırlık verilmişti.

Sözlü sunumlara ek olarak 250 tane poster sunumu vardı.

Exhibition Hall'da gerek yazılımsal gerekse donanımsal olarak birçok teknolojik yenilik görmek güzeldi.

Astro katılımcıların Exhibition Hall'da geçirdikleri zamanı; %14'ünün 1 saatten az, %42'sinin 1-2 saat, %30'unun 3-4 saat, %14'ünün ise 5 ya da daha fazla saat olarak açıkladı.

Toplantı için son olarak Bostonluların da dediği gibi "Keep Calm and Start a Revolution" diyebiliriz.

**Fiz. Uzm. Ferat KIRAN**

Lisans eğitimini Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliğinde tamamladıktan sonra Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde yüksek lisans eğitimini tamamlamıştır. 2014-2015 yılları arasında Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde çalışmıştır. Halen Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde doktora eğitimine devam etmekte ve 2015 yılından itibaren Memorial Ankara Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.



AYIN BÖLÜMÜ (I)

GAYRETTEPE FLORENCE NIGHTINGALE RADYASYON ONKOLOJİSİ

1998 yılında kurulduğumuzdan itibaren bölümümüzde üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tekniği kullanılmaya başlanmıştır. Konformal radyoterapi tekniğindeki geniş deneyimimiz sonrasında sliding window yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğini de 2005 yılında uygulamaya başladık. 2011 yılında RapidArc Unique ve 2014 yılında da Truebeam STX cihazı ve gelişmiş görüntüleme sisteminin kullanımına başlanması ile volümetrik yoğunluk ayarlı radyoterapi ve SRS/SBRT tedavilerini uygulamaya başladık.

Kliniğimize alınan yeni cihaz sonrasında ya da yeni bir tedavi tekniği uygulamaya başladığımızda tedavi planlama sistemi için alınan ölçümlerin planlama sistemine girildikten sonra tedavi planlarının doğruluğunun ikinci bir otorite tarafından kontrolü için çeşitli kuruluşlara başvurduk. Bu kuruluşlar tarafından gönderilen TLD ve film ışınlama sonuçlarına göre sistemlerimiz istenilen toleransları sağlayarak tedavi kabulü almıştır.

Bu kuruluşlardan bazıları; **ESTRO quality assurance network** Varian 600CD 6MV, VARIAN 2300CD 6MV,18MV) TLD, Kasım 2003; **IAEA/WHO TLD postal dose international dosimetric comparison** (Varian Unique 6MV VMAT), Kasım 2013; **MD Anderson Prostat Fantom VMAT** (Varian Unique 6MV) TLD ve film, Kasım 2012; **MD Anderson 4D**

Akciğer Fantom VMAT (Varian Truebeam STX 10FFF) TLD ve film, Aralık 2015.

Hastaların **Set-up** doğruluğunu arttırmak için kuruluşumuzdan bu güne kadar bazı hasta sabitleme sistemlerini kullanmaktayız (Civco). Ayrıca **Sol meme** kanserinin radyoterapisinde; **solunum kontrolü altında** tedavi yaparak kalbin aşırı doza maruz kalmasını engelleyerek tedavilerini uyguluyoruz.

Akciğer kanserinin radyoterapisinde **4 boyutlu** görüntüleme ile tümör hareketlerini minimize edilebilme şansına sahibiz. Ve yine özellikle **prostat kanserinin** radyoterapisinde; 10 yıldır **altın marker**'larla (işaretleyicilerle) görüntü rehberliğinde radyoterapi yapıyoruz. Prostatın içine yerleştirilen elektromanyetik transmitter ile tedavi sırasında prostat hareketinin takibi yapılabilmekte ve bu sayede prostatta aşırı hareket gözlemlendiğinde tedavinin durdurulması ile milimetrik boyutlarda prostat kanseri tedavisinde avantaj sağlanmaktadır. Son 3 yıldır da rektum ve prostat arasına enjekte edilen **jel** ile rektumun (bağırsağın) yüksek doz bulutundan uzaklaştırılması sağlanırken, bağırsağa bağlı pek çok radyoterapi yan etkisinden hastalarımızı korumanın yolunu tecrübe ediyoruz.



Resim (a). MD Anderson Lab SBRT 4D Akciğer Fantom TLD ve Film analiz çalışması
(b) Ekibimizin bir kısmı

CİHAZ PARKI

Varian True Beam STX : HD 120 MLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV, 10MV, 15MV filtreli Foton ve 6MV, 10MV filtreli Foton ve 6, 9, 12, 16, 20MeV elektron üretmektedir.

Portal görüntüleme aS1200, MPC (Makine performans kontrol).

Varian Unique: 120 milenyumMLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV foton

Eclipse v.13.0.26 : 4 adet, **Soma Vision**: Sanal simülatör istasyonu 4 adet ve **Aria v. 13.0.26** Network sistemin-den oluşmaktadır.

Dozimetrik sistemler: PTW su fantomu, 2 adet Unidose Weblin elektrometre, dozimetrik ekipman, ve full QA ekipmanları bulunmaktadır.

IMRT plan doğrulama: Portal doz PDIP algoritma (Varian Medikal Sistem Palo Alto), EPIQA (GLAaS Algorithm, Epidos s.r.o., Bratislava)

GE 4DCT, Siemens PET-CT, Siemens PET-MR

Gamma Knife Perfection (Elekta).

Misyonumuz

Uzmanlaştığımız tüm sağlık hizmetlerinde tıbbın ulaştığı en üst düzeyde, güvenilir, hasta odaklı ve kaliteli hizmet veren, hasta ve çalışan güvenliğini ön planda tutan, hasta haklarına saygılı, çevreye duyarlı, nitelikli sağlık çalışanı yetiştiren, yenilikçi ve sürekli kendini geliştiren öncü bir kuruluştur.

Vizyonumuz

Uzmanlaştığımız her alanda ülkemizde sunduğumuz hizmetin bilimselliği ve kalitesi ile ilklerin içinde yer almayı, uluslararası alanda tıbbın ulaştığı en üst düzeydeki uygulamaları takip ederek gelişimine katkıda bulunmayı ve bu çalışmaları akademik ortamda da sürdürmeyi hedefleyen bir sağlık kuruluşuyuz.

Radyasyon Onkolojisi Uzm.

Prof.Dr. Sait Okkan
Prof.Dr. Maktav Dinçer
Prof.Dr. Ahmet Öber
Prof.Dr. Sedat Turkan
Prof.Dr.Şefik İğdem
Doç.Dr. Gül Alço

Tıbbi Radyofizik Uzm.

PhD. Dr. Tülay Ercan
MSc. Deniz Çelik

Dozimetrist

Funda Oral Zengin
Selin Yıldırım Atilla

Radyoterapi Teknikerleri

Kübra Hacıoğlu
Gülcan Karahan
Oğuz Kaan Dinç
Çiğdem Aslan
Reyhan Zaimoğlu
Tansu Yördem
Özgül Akbulut
Taner Çetinkaya



Fiz. Dr. Tülay ERCAN

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik bilim dalından 1998 yılında master, 1994 yılında da Doktora programını bitirerek uzmanlığını almıştır. Bezmi Alem Vakıf Gureba Hastanesinde başladığı göreve SSK Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesinde devam etmiştir. Kuruluşundan günümüze kadar Gayrettepe Florence Nightingale Hastanesinde çalışmaktadır

AYIN BÖLÜMÜ (II)

ÖZEL ANADOLU SAĞLIK MERKEZİ HASTANESİ

Anadolu Sağlık Merkezi, Türkiye'ye onlarca eser kazandırmış olan Anadolu Vakfı tarafından 2004 yılında, teknoloji, deneyim ve güveni sağlıkla birleştirerek insan sağlığına katkıda bulunmak için hizmete açılmıştır. Johns Hopkins Medicine ile eğitim ve kalitenin geliştirilmesine yönelik stratejik iş birliği içinde çalışan hastanemiz; Onkolojik bilimler, kalp sağlığı, kadın sağlığı ve IVF, nörolojik bilimler, cerrahi bilimler, dahili bilimler, tanı ve görüntüleme başta olmak üzere tüm branşlarda hizmet sunmaktadır. Yaklaşık 188.000 metrekarelik arazi alanı üzerine kurulan, 50 bin metrekarelik kapalı alanda 201 yatak kapasitesiyle çalışmalarına devam eden hastanemiz tıpta gelişen teknolojiyi yakından takip etmektedir.

Anadolu Sağlık Merkezi, Radyasyon Onkolojisi Bölümü ile açıldığı günden bugüne kadar teknolojiyi deneyimle birleştirerek yılda yaklaşık 600 hastaya radyoterapi hizmeti sunmaktadır. Radyasyon onkolojisi departmanı, Siemens AvantGarde ve Siemens Impression lineer hızlandırıcı cihazları ve ülkemizin ilk, Avrupa'nın da üçüncü CyberKnife cihazı ile 14 Mart 2005 yılı Tıp Bayramı'nda ilk hastasını tedaviye alarak hizmet vermeye başlamıştır. Kısa zaman içinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve Stereotaktik Radyocerrahi/Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SRS/SBRT) gibi ileri teknoloji radyoterapi teknikleri ile de hizmetine devam eden bölümümüz, ülkemizde radyoterapi teknolojisinde yeni gelişmelere de her zaman öncü

olmuştur. Prof. Dr. Kayıhan Engin ve Medikal Fizik Uzmanı Nadir Küçük'ün liderliğinde üç Radyasyon Onkoloğu, dört medikal fizik uzmanı ve beş radyoterapi teknikeri ile kurulan Radyasyon Onkolojisi bölümü, halen üç Radyasyon Onkoloji Uzmanı, üç medikal fizik Uzmanı ve altı Radyoterapi teknikeri ile çalışmaya devam etmektedir. Ayrıca bölümümüzde her hastaya tedavi süresince destek olarak tedavi ile bilgilendiren eğitim hemşiremiz, klinik hemşiremiz ve iki sekreterimiz bulunmaktadır.

2012 yılında TrueBeam ve TrueBeam STX cihazları ve değişen görüntüleme teknolojileri ile IMRT, Volumetrik Radyoterapi (VMAT), Solunum Takipli Radyoterapi gibi tedavi uygulamalarımızla hastalarımıza hizmet vermeye devam etmekteyiz. 12 yıla yaklaşan CyberKnife ile SRS/SBRT ve IMRT deneyimimizle, gerek ulusal gerekse uluslararası kongrelerde, yayınlarımızla ve kliniğimizin düzenlediği toplantılarla sürekli olarak bilimsel yanımızı geliştirirken, beraberinde bilgiyi paylaşan bir klinik olarak da Radyasyon Onkolojisi alanında gelişime katkı sağlamaya devam etmekteyiz. Kuruluşumuzdan bir yıl sonra 2006 yılında, ulusal ve uluslararası konusunda uzman eğitimciler ile, ülkemizde bir ilk olan 'IMRT Konuşuyoruz' toplantısı ile başlayan ve neredeyse gelenekselleşen bilimsel toplantılarımızla ülkemizde Radyasyon Onkolojisinin gelişimine katkıda bulunmaktan mutluluk duymaktayız.



Resim (a). Özel Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi Radyasyon Onkoloji ekibi **(b)** Radyoterapi Tekniker ekibimiz

CİHAZ PARKI

CyberKnife G4 Robotik Radyocerrahi Cihazı: 5 mm.'den 60 mm.'ye kadar 12 değişik çaplı kolimatör sistemi, 6 yönde hareket edebilen robotik tedavi yatağı ile 1200 değişik noktadan ışınlama yeteneğine sahip non-izosentrik radyocerrahi cihazıdır.

Varian TrueBeam STX: HD 120 MLC'li lineer hızlandırıcı. 6MV, 6MV FFF, 10MV, 10MV FFF ve 15 MV Foton ile 5 farklı enerjide elektron üretmektedir. Brainlab Exactrac x-ray sistemine sahip hızlandırıcıda 6 Boyutta masa rotasyon ve lineer kayma düzeltilmesi yapılabilir. Ayrıca Respiratory Patient Monitoring Sistemi ile Solunum Takipli Radyoterapi yapılabilir.

Varian TrueBeam: Millennium MLC'li lineer hızlandırıcı 6MV, 6MV FFF, 10MV, 10MV FFF ve 15 MV Foton ile 5 farklı enerjide elektron üretmektedir.

GE marka 4D PET-CT:

Tedavi Planlama Sistemi: Eclipse (versiyon 11.0.55): 4 adet, Soma Vision: Sanal simülasyon istasyonu 5 adet ve Aria (versiyon 11.0.55) Network.

Dozimetric Donanım: SunNuclear ve PTW marka iki adet su fantomu, PTW ve IBA marka elektrometre ve iyon odaları, IBA marka Compass 3D ve SunNuclear marka ArcCheck 3DVH IMRT/VMAT Hasta Kalite Kontrol Doğrulama Sistemleri, 2 adet SunNuclear marka Daily QA günlük kalibrasyon sistemi, 1 adet SunNuclear marka SRS profiler, Portal dozimetri PDIP Algoritma (Varian Medikal Sistem Palo Alto), EPIQA (GLAaS Algorithm, Epidos s.r.o., Bratislava), OmniIMRT, MOSFET dozimetri sistemi

Misyonumuz

Anadolu Sağlık Merkezi'nde birinci önceliğimiz her zaman hastalarımızdır. Bu nedenle hasta ve yakınlarının gereksinimlerine, beklentilerine değer veriyor, huzurlu bir tedavi süreci geçirmeleri için çaba gösteriyoruz. "Yaşam kalitesini artırmak için dünya standartlarında sağlık hizmeti sunmak" misyonumuzun temelini oluşturmaktadır.

Vizyonumuz

"Sağlığın merkezi olmak" vizyonu ile hastalarımızın ve yakınlarının gereksinimlerini, sürecin tamamını göz önünde bulundurarak anlamak ve beklentilerinin ötesine geçebilen hizmet kalitesini sunmak gayretindeyiz. Karar ve eylemlerde yalnızca sezgilere, duygulara ve deneyimlere değil, güvenilir bilgilerin derlenip kullanılmasına önem ve öncelik veriyoruz. Bunun için araştırıyor, analiz yapıyor, elde edilen bilgiyi paylaşıyor ve etkin bir şekilde kullanıyoruz.

Radyasyon Onkolojisi Uzm.

Prof. Dr. Kayıhan Engin
Doç Dr. Metin Güden
Uzm. Dr. Gökhan Yilmazer

Tıbbi Radyofizik Uzm.

Uzm. Fiz. Cemile Ceylan
Uzm. Fiz. Hande Baş Ayata
Uzm. Fiz. Mertay Güner

Radyoterapi Teknikerleri

Abidin Tecik
Abdülkadir Arslan
Yücel Çekişkesen
Figen Mollaoğlu
Züleyha Nurşad Korkmaz
Barış Kafkas



Prof. Dr. Kayıhan ENGİN

Tıp Eğitimini ve Radyasyon Onkolojisi alanında uzmanlık eğitimi sonrasında Thomas Jefferson Üniversitesinde "Termoradyoterapi" alanında doktora sonrası eğitimini tamamlamıştır. 1994 yılında Doçentlik ünvanını aldıktan sonra Uludağ Üniversitesinde Radyasyon Onkolojisi Departmanını kurmuş ve 10 yıl direktörlüğünü yapmıştır. 1999 yılında Profesör ünvanını almıştır. Bu dönemde ayrıca bir düşünce grubu olan "Sentez Platformu"nu ve hasta ve hasta yakınlarını biraraya getiren "Uludağ Onkoloji Dayanışma Derneği (OnkoDay)"ni kurmuştur. 2005 yılında ASM Radyasyon Onkolojisi Departmanını kurduktan sonra halen görevine ASM Onkolojik Bilimler Koordinatörü olarak sürdürmektedir. Bu dönemde CyberKnife ve diğer ileri radyoterapi teknikleri kullanımında öncülük etmiştir. Evli ve 2 çocuk babasıdır.

NÜKLEER TIPTA KALİTE KONTROL

Fiz. Dr. Türkey TOKLU

Kalite kontrol Nükleer Tıp'ın tüm alanlarında oldukça kritiktir. Bu alanlar radyoaktivite ölçümünden radyofarmasötiklerin hazırlanmasına, görüntüleme cihazlarının kullanımı ve fonksiyonel parametrelerin hesaplanmasından sonuçların Nükleer Tıp uzmanlarınca yorumlanmasına kadar tüm adımları kapsar. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansının (International Atomic Energy Agency, IAEA) Temel Güvenlik Standartları [1] dokümanında da belirtildiği üzere kalite kontrol, üye ülkelerdeki otoritelerin Nükleer Tıp bölümleri için zorunlu tutacağı geniş kapsamlı bir kalite temini programının ayrılmaz bir parçasıdır.

Bu ihtiyacı regüle etmek adına IAEA 1984 yılında, "IAEA-TECDOC-317: Quality Control of Nuclear Medicine Instruments" [2] dokümanını yayınladı. Bu doküman, doz kalibratörleri, gama sayıcılar, tekli veya çoklu prob sayıcılar, doğrusal tarayıcılar ve gama kameraların kalite kontrolünü kapsamaktaydı. 1991 yılında yayınlanan "IAEA-TECDOC-602" [3] dokümanı IAEA-TECDOC-317 dokümanının bir güncellemesidir ve Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) sistemlerini de içermiştir.

SPECT sistemlerinin yaygınlaşması ve teknolojinin gelişmesi ile IAEA, SPECT ve gama kameraların kalite kontrolü

konusundaki son revizyonunu 2009 yılında "IAEA-HHS-6: Quality Assurance for SPECT Systems" [4] dokümanı ile gerçekleştirmiştir. Bu konudaki IAEA dokümanları temel olarak "National Electrical Manufacturers Association (NEMA) NU-1: Performance Measurements of Gamma Cameras" [5] standardını ve bazı bilimsel makaleleri referans almaktadır. NEMA standartları özellikle Nükleer Tıp ekipmanlarının kalite kontrolü konusunda kapsamlı test metotları sunmaktadır ve bu metotlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Gama kamera ve SPECT sistemleri için NEMA, IAEA ve European Association of Nuclear Medicine (EANM) [6,7] tarafından önerilen testler ve bunların gerçekleştirilme sıklığı Tablo 1'de verilmektedir.

SPECT/CT hibrit görüntüleme sistemleri için Çizelge 1'de belirtilen testlere ek olarak bilgisayarlı tomografi (computed tomography, CT) komponenti için de kalite kontrol uygulanmalıdır. CT komponenti için uygulanabilecek testler "European Commission Radiation Protection 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy" [8] ve "IAEA-HHS-19: Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications" [9] dokümanlarında detaylı olarak verilmektedir.

Tablo 1. Gama kamera ve SPECT sistemleri için önerilen kalite kontrol testleri ve gerçekleştirilme periyotları

Test Parametresi	Periyot
Fiziksel kontrol	Kabul/Referans, Günlük
Puls yükseklik analizörünün merkezlenmesi	Kabul/Referans, Günlük/Haftalık
İçsel (Intrinsic) uzaysal ayırma gücü (kantitatif)	Kabul/Referans, Yıllık
İçsel uzaysal lineerite (kantitatif)	Kabul/Referans, Yıllık
İçsel uzaysal ayırma gücü ve lineerite (görsel)	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
İçsel enerji ayırma gücü	Kabul/Referans, Yıllık
İçsel Homojenite	Kabul/Referans, Haftalık
Daraltılmış ve asimetrik enerji pencerelerinde içsel homojenite	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Çoklu-pencere uzaysal kayıt	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Havada içsel sayım hızı performansı	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
75 kcps sayım hızında içsel uzaysal ayırma gücü	Kabul/Referans
75 kcps sayım hızında içsel homojenite	Kabul/Referans
Sistem (Extrinsic) homojenitesi	Kabul/Referans, Günlük
Sistem uzaysal ayırma gücü	Kabul/Referans

Sistem uzaysal ayırma gücü (saçıcı ortamda)	Kabul/Referans
Sistem planar hassasiyeti ve penetrasyon	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Dedektör zırhlaması	Kabul/Referans
Sistem sayım hızı performansı (saçıcı ortamda)	Kabul/Referans
Kolimatör delik hizalaması	Kabul/Referans
Tüm vücut taraması sistem uzaysal ayırma gücü	Kabul/Referans, Yıllık
Bilgi toplama zamanlaması	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Dinamik bilgi toplama zamanlaması	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
ECG-Gated bilgi toplama zamanlaması	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Sistem hizalaması (COR)	Kabul/Referans, Haftalık/Aylık
SPECT uzaysal ayırma gücü	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
SPECT uzaysal ayırma gücü (saçıcı ortamda)	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Sistem hacim hassasiyeti	Kabul/Referans
Hassasiyet ve homojenitenin açısı ile değişimi	Kabul/Referans
Dedektörler arası hassasiyet farklılığı	Kabul/Referans
Tomografik toplam sistem performansı	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) ve PET/CT sistemleri ile ilgili ilk çabalar Amerikan Nükleer Tıp Derneği ve NEMA öncülüğünde 1994 yılında gerçekleşmiş ve "NEMA NU-2: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs" [10] dokümanı yayınlanmıştır. Bu doküman PET sistemleri için standardize edilmiş performans ölçümlerini içermektedir ve son revizyonu 2012 yılında yapılmıştır. IAEA da 2009 yılında "IAEA-HHS-1: Quality Assurance for PET and PET/CT Systems" [11] dokümanını yayınlamıştır ve önerdiği test yöntemleri NEMA standartlarını içermektedir. PET sistemleri için NEMA, IAEA ve EANM tarafından önerilen testler ve bunların gerçekleştirilme sıklığı Tablo 2'de verilmektedir.

SPECT/CT sistemlerinde olduğu gibi PET/CT sistemlerinin de CT komponenti için yukarıda belirtilen dokümanlardan yararlanılarak kalite kontrol uygulamaları gerçekleştirilebilir. PET/MR hibrit görüntüleme sistemlerinin manyetik rezonans görüntüleme (MR) komponentinin kalite kontrolü için ise NEMA standartlarının yanı sıra (NEMA MS-1 ile MS-12 arası), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) raporları [12-14] ve "American Collage of Radiology (ACR) Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual" [15] dokümanından faydalanılabilir.

Tablo 2. PET sistemleri için önerilen kalite kontrol testleri ve gerçekleştirilme periyotları

Test Parametresi	Periyot
Fiziksel kontrol	Kabul/Referans, Günlük
Günlük kalite kontrol	Kabul/Referans, Günlük
Uzaysal ayırma gücü	Kabul/Referans, Yıllık
Hassasiyet	Kabul/Referans, Aylık/Yıllık
Saçılma fraksiyonu, sayım kayıpları ve rastgele olay ölçümü	Kabul/Referans, Yıllık
Sayım kaybı ve rastgele olay düzeltmesi doğruluğu	Kabul/Referans, Yıllık
Görüntü kalitesi, atenüasyon ve saçılma düzeltmesi doğruluğu	Kabul/Referans, Yıllık
Enerji ayırma gücü	Kabul/Referans
Homojenite	Kabul/Referans, Aylık/6-Aylık
Normalizasyon*	Üretici önerilerine göre
SUV kalibrasyonu*	Üretici önerilerine göre

* İşaretsiz testler, kalite kontrol testi olmayıp sistem ayarı veya kalibrasyonu olarak geçmektedir. Kullanıcının gerçekleştirebileceği gibi, servis hizmeti alımı yolu ile de gerçekleştirilebilir.

Nükleer Tıp'ta en yoğun kullanılan ölçüm cihazı ise doz kalibratörleridir. Doz kalibratörlerinin kalite kontrol metotları "IAEA-TRS-454: Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine" [16] dokümanında kapsamıştır. Doz kalibratörleri için IAEA ve EANM tarafından önerilen testler ve bunların gerçekleştirme sıklığı Tablo 3'de verilmektedir.

Tablo 3. Doz kalibratörleri için önerilen kalite kontrol testleri ve gerçekleştirilme periyotları

Test Parametresi	Periyot
Fiziksel kontrol	Kabul/Referans, Günlük
Yüksek gerilim	Kabul/Referans, Günlük
Saat doğruluğu	Kabul/Referans, Günlük
Background	Kabul/Referans, Günlük
Kontrol kaynağı cevabı (stabilite)	Kabul/Referans, Günlük
Doğruluk	Kabul/Referans, Yıllık
Kesinlik	Kabul/Referans, Yıllık
Rölatif cevap	Kabul/Referans, Günlük
Lineerite	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Geometri	Kabul/Referans

Gama Probe kalite kontrolü için 2004 yılında yayınlanan "NEMA NU-3: Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes" [17] standardının yanı sıra IAEA-TECDOC-602 [3] dokümanı da kapsamlı yöntemler sunmaktadır. Bunlar Tablo 4'de verilmiştir.

Tablo 4. Gama Probe sistemleri için önerilen kalite kontrol testleri ve gerçekleştirilme periyotları

Test Parametresi	Periyot
Fiziksel kontrol	Kabul/Referans, Günlük
Background sayım hızı	Kabul/Referans, Günlük
Hassasiyet	Kabul/Referans, Günlük
Saçıcı ortamda hassasiyet	Kabul/Referans, Yıllık
Yan zırhlamada hassasiyet	Kabul/Referans, Yıllık
Saçılan radyasyona hassasiyet	Kabul/Referans, Yıllık
Saçıcı ortamda uzaysal ayırma gücü	Kabul/Referans, Yıllık
Saçıcı ortama dağılmış aktiviteye hacim hassasiyeti	Kabul/Referans, Yıllık
Kısa-dönem hassasiyet stabilitesi (Ki-kare testi)	Kabul/Referans, 3-Aylık/6-Aylık
Saçıcı ortamda sayım hızı kapasitesi	Kabul/Referans, Yıllık
Saçıcı ortamda açısal ayırma gücü	Kabul/Referans, Yıllık
Enerji ayırma gücü	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Yan ve arka zırhlama	Kabul/Referans

Tiroid uptake ve gama sayıcı sistemler için IAEA ve EANM tarafından önerilen testler ve bunların gerçekleştirilme sıklığı Tablo 5'de verilmektedir.

Tablo 5. Tiroid Uptake ve Gama Sayıcı sistemleri için önerilen kalite kontrol testleri ve gerçekleştirilme periyotları

Test Parametresi	Periyot
Fiziksel kontrol	Kabul/Referans, Günlük
Enerji kalibrasyonu	Kabul/Referans, Günlük
Enerji ayırma gücü	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Enerji lineeritesi	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık
Background sayım hızı	Kabul/Referans, Günlük
Hassasiyet	Kabul/Referans, Günlük
Sayım kesinliği (Ki-kare testi)	Kabul/Referans, 6-Aylık/Yıllık

Referanslar

1. International Atomic Energy Agency, International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources, SAFETY SERIES No. 115, IAEA, Vienna, 1996.
2. International Atomic Energy Agency, Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, IAEA-TECDOC-317, IAEA, Vienna, 1984.
3. International Atomic Energy Agency, Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, IAEA-TECDOC-602, IAEA, Vienna, 1991.
4. International Atomic Energy Agency, Quality assurance for SPECT systems, IAEA Human Health Series No.6, IAEA, Vienna, 2009.
5. National Electrical Manufacturers Association, Performance Measurements of Gamma Cameras, NEMA Standards Publication NU 1, NEMA, Rosslyn, VA, 2012.
6. Busemann Sokole E, Płachćńska A, Britten A; EANM Physics Committee, Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation, Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2010;37:672-81.
7. EANM Physics Committee, Busemann Sokole E, Płachćńska A, Britten A; EANM Working Group on Nuclear Medicine Instrumentation Quality Control, Lyra Georgosopoulou M, Tindale W, Klett R, Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation, Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2010;37:662-71.
8. European Commission, Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, EC Radiation Protection 162, EC, Luxembourg, 2012.
9. International Atomic Energy Agency, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19, IAEA, Vienna, 2012.
10. National Electrical Manufacturers Association, Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, NEMA Standards Publication NU 2, NEMA, Rosslyn, VA, 2012.
11. International Atomic Energy Agency, Quality Assurance for PET and PET/CT Systems, IAEA Human Health Series No.1, IAEA, Vienna, 2009.
12. American Association of Physicists in Medicine, Quality Assurance Methods and Phantoms for Magnetic Resonance Imaging, AAPM Report No. 28, AAPM, New York, NY, 1990.
13. American Association of Physicists in Medicine, Acceptance Testing of Magnetic Resonance Imaging Systems, AAPM Report No. 34, AAPM, New York, NY, 1992.
14. American Association of Physicists in Medicine, Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities, AAPM Report No. 100, AAPM, New York, NY, 2010.
15. American Collage of Radiology, Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual, ACR, Reston, VA, 2004.
16. International Atomic Energy Agency, Quality Assurance for Radioactivity Measurement in Nuclear Medicine, IAEA-TRS-454, IAEA, Vienna, 2006.
17. National Electrical Manufacturers Association, Performance Measurements and Quality Control Guidelines for Non-Imaging Intraoperative Gamma Probes, NEMA Standards Publication NU 3, NEMA, Rosslyn, VA, 2004.



Fiz. Dr. Türkay TOKLU

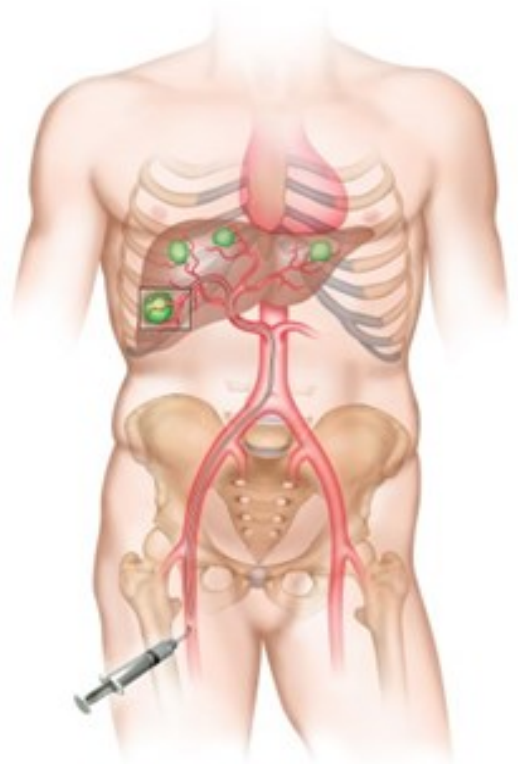
1977 yılında Konya'da doğdu. Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümü mezuniyetinin ardından aynı bölümünde 2002 yılında Medikal Fizik dalında yüksek lisans öğrenimini tamamladı. Doktora öğrenimini 2016 yılında Yeditepe Üniversitesi Fizik Bölümünde tamamladı. Halen Yeditepe Üniversitesi Hastanesinde görev yapmakta olan Türkay Toklu, evli ve iki çocuk babasıdır.

KARACİĞER KANSERİNDE Y-90 MİKROKÜRE TEDAVİSİ VE İNTERNAL DOZİMETRİ

Öğr. Gör. Handan TANYILDIZI

Primer veya metastatik karaciğer kanserine bağlı rezeke edilemeyen tümörler her yıl dünya üzerinde çok sayıda hastanın yaşam kalitesini düşürmekte ve sonuçta ölüme neden olmaktadır. Yttrium 90 (Y-90) mikrokürelerin transarteryal olarak infüze edilmesinden oluşan radyoembolizasyon tedavi yönteminin, rezeke edilemeyen karaciğer tümörlerinde umut vaat eden bir tedavi olduğu yapılan araştırmalarda bildirilmiştir [1-6]. Y-90 mikroküre tedavisinin ilk klinik çalışmaları 1960'lı yılların başlarına dayanmakla birlikte son 10 yıl içerisinde ülkemizde de gitgide artan hızla kullanılmaktadır [7].

Radyoterapi uygulamalarında olduğu gibi bu tedavide de temel amaç, sağlıklı doku en az radyasyon hasarına uğrarken tümöre en yüksek hasarın verilmesini sağlamaktır. Y-90 mikroküreler tümörü ısınlarken bir yandan da çok yüksek enerjisi nedeniyle tümörün çevresindeki karaciğer parankim dokusunu ve /veya vasküleriteye bağlı olarak akciğeri ısınlar. Bu nedenle, Y-90 mikroküre tedavisi için hastalara verilebilecek en yüksek aktivite miktarını sınırlayan iki kritik organ normal karaciğer ve akciğerdir. Bu organlar yüksek doza bağlı olarak toksisiteye girebilmekte, hasar görebilmektedir. Dolayısı ile güvenli tedavi için hasta dozimetrisi oldukça önemlidir ve işlemin hastaya spesifik olarak yapılması gerekmektedir. Hatalı yapılan bir dozimetri çalışması sonucunda hastaya verilen düşük doz nedeniyle hasta tedavi edilemez ya da verilen yüksek doz nedeniyle oluşan karaciğer toksisitesi ile hasta kaybedilebilir.



Şekil 1. Y-90 Radyoembolizasyon uygulaması

Radyasyon toksikolojisi kaynaklarına göre; 30-35 Gy'i aşan karaciğer dozları, ancak hacimsel tümör-karaciğer oranı ≤ 30 olması şartı ile sınırlandırılmalıdır [8]. Akciğer dozu < 12 Gy olarak belirlenmiştir [9].

1-Y-90 mikrokürenin fiziksel özellikleri ve ilaç formu

Y-90'ın yarı ömrü 64.2 saat ve ortalama doku penetrasyonu 2.5 mm'dir. Stabil Zirkonium-90'a bozunduktan sonra kararlı ve parçalanamaz mikroküreler olarak karaciğer içerisinde kalır [10].

Ticari olarak TheraSphere® (MDS Nordion, Ottawa) ve SIR-Spheres® (Sirtex Medical Limited, Lane Cove, Australia) olmak üzere iki çeşit ürün mevcuttur. Ürünler, temelde Y-90 beta yayıcı radyoterapötik ilaçlar olsalar da fiziksel özellikleri, etki mekanizmaları ve uygulamaları farklıdır. TheraSphere® cam mikro kürelerden oluşan Y-90 bileşenidir. Her bir cam mikrokürenin ortalama çapı 25 μ m olup, yaklaşık olarak 2,500 Bq aktivite içerir. Tümör için önerilen radyasyon dozu 80 Gy ile 150 Gy arasında olmalıdır ve bu doz aralığı normal karaciğer kütlesine ve karaciğer fonksiyonuna bağlı olarak değişir [11]. Bir tedavide verilebilecek mikroküre sayısı 1 ile 8 milyon arasında değişmektedir [12].



Şekil 2. Kılcal damar çeperinde tutulan Y-90 mikroküreleri.

TheraSphere® uygulama merkezine 0.6 mL steril su bulunan bir vial içinde, akrilik bir dış kalkan ile zırlaması sağlanmış olarak teslim edilir. TheraSphere®, 3 GBq ile 20 GBq arasında değişen 6 farklı doz seçeneğiyle satılır ve her bir gönderilen doz tek kullanımlıktır.

SIR-Spheres® resin formda olan Y-90 bileşenidir. Mikrokürelerin çapları 20 µm ve 60 µm arasında değişirken, yaklaşık olarak 50 Bq aktivite içerir. Kurşun zırh ile korunan Y-90 flakon, steril 5 mL su içinde 40 ile 80 milyon arasında mikroküre içerir. SIR-Spheres® dozu hem tek kullanımlık hem de multi kullanım için uygundur.

2- Y-90 mikroküre tedavisi için internal dozimetri modelleri

İnternal dozimetri, insanlardaki iç ışınlama düzeyini tespiti yönelik bir programdır. Bu program Nükleer Tıp merkezlerinde radyoaktif maddelerle tedavi edilen hastaların takibini kapsar. Hasta görüntülerini kullanarak veya hastalardan alınan biyolojik materyallerin (kan, idrar, dışkı v.b.) analizi sonucunda radyonüklitlerin vücut içindeki biyodağılımının belirlenmesi ile kişilerin ne kadar radyasyon dozuna maruz kaldığı, kritik organların korunup korunmadığı hakkında bilgi veren çok önemli bir yaklaşımdır.

Bu yöntemle doz tayini yapılabilmesi için, insan vücudu ile ilgili biyokinetik modellerin bilinmesi, biyolojik örneklerin alınıp hazırlanması, alınan örneklerde radyonüklid ve aktivite tayininin ardından uygun yazılım programları kullanılarak vücuttaki dağılımının organ bazında hesaplanması

gerekmektedir. Bu bilgilerin ışığında, Y-90 mikroküre tedavisi için optimal dozimetri modeli MIRD (Medikal İnternal Radyasyon Dozimetrisi) Modeli veya MIRD Modelinden türetilen 'Partition Model'dir.

Dozimetri işlemini yapabilmek için; Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüsünden karaciğer kütlelerinin hesaplanması, Tc-99m-MAA SPECT görüntüsünden tümör/ karaciğer uptake (tutulum, TKO) oranının belirlenmesi, tümör kütlelerinin hesaplanması ve akciğere shunt (kaçak) oranının belirlenmesi gibi ön hazırlık gerekmektedir. Belirlenen değerler MIRD Modelinde [13] kullanılarak kritik organ olarak kabul edilen normal karaciğer parankim dokusu dozu, akciğer dozu ve tümör dozu belirlenebilir. Tümör içerisinde biriken doz miktarı yani tümör 'uptake' değeri Denklem (1)'de gösterilmiştir.

$$\text{UPTAKE}_{\text{tümör}} = (1 - \text{Shunt}) \left[\frac{\text{TKO} \times m_{\text{tümör}}(g)}{(\text{TKO} \times m_{\text{tümör}}(g)) + m_{\text{karaciğer}}(g)} \right] \quad (1)$$

Verilmesi planlanan aktivite miktarına göre tümörün alacağı doz değerleri sırasıyla Denklem (2) gibi hesaplanır. Tümörün tedavi başına alacağı absorbe radyasyon dozu minimum 80 Gy olacak şekilde ayarlanmalıdır. Üst limit kritik organların toksisite sınırlarına göre belirlenebilir.

$$\text{DOZ}_{\text{tümör}} (\text{rad}) = (\text{Aktivite}_{\text{total}}(\text{mCi}) \times 184000 \times \text{UPTAKE}_{\text{tümör}}) / (m_{\text{tümör}}(g)) \quad (2)$$

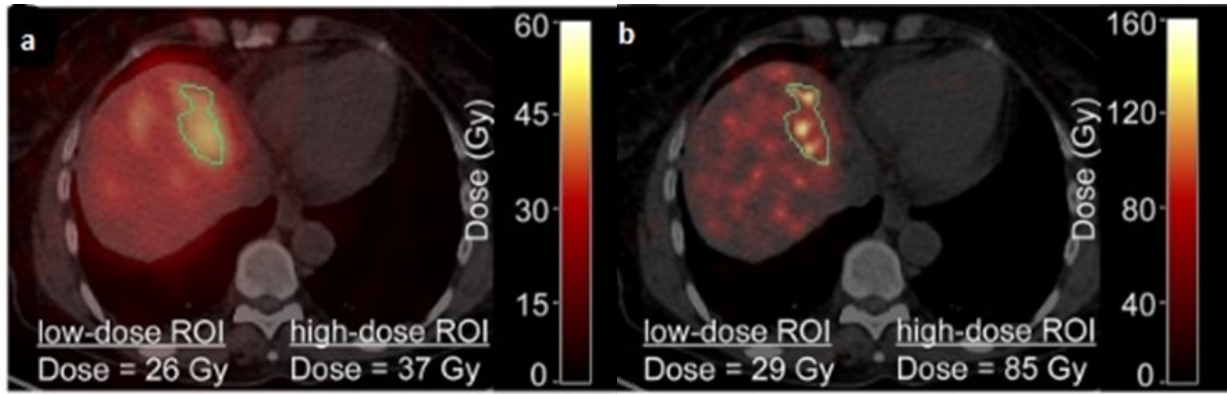
Belirlenen aktivite miktarına göre karaciğer ve akciğer için tedavi başına alacakları radyasyon dozu Denklem (4) ve (5)'te gösterildiği gibi hesaplanır.

$$\text{UPTAKE}_{\text{karaciğer}} = (1 - \text{SF}) \left[\frac{m_{\text{karaciğer}}(g)}{[m_{\text{tümör}}(g) \times \text{TKO}] + m_{\text{karaciğer}}(g)} \right] \quad (3)$$

$$\text{Aktivite}_{\text{total}}(\text{mCi}) = (\text{doz}_{\text{karaciğer}}(\text{rad}) \times m_{\text{karaciğer}}(g)) / (184000 \times \text{UPTAKE}_{\text{karaciğer}}) \quad (4)$$

$$\text{DOZ}_{\text{akciğer}}(\text{rad}) = (\text{Aktivite}_{\text{total}}(\text{mCi}) \times 184000 \times \text{Shunt}) / (m_{\text{akciğer}}(g)) \quad (5)$$

MIRD ile doz hesaplaması, mikrokürelerin tümör içerisinde homojen biyodağılım gösterdiğini kabul eder. Gerçekte ise, Y-90 mikroküre dağılımı tümör içerisindeki hipoaktif veya nekroz alanının varlığına ve büyüklüğüne bağlı olarak geniş bir varyasyon ile homojen olmayan bir biyodağılım gösterir. Şekil (3a) ve (3b)



Şekil 3. a. Tedavi öncesi Tc-99m-MAA SPECT görüntüsünde biyodağılım. **b.** Tedavi sonrası Y-90 SPECT görüntüsünde biyodağılım.

Bu yüzden, mikrokürelerin homojen biyodağılımını kabul eden MIRD varsayımı sadece birinci dereceden bir yaklaşım olarak kabul edilebilir. Bu tanınan sınırlamaya rağmen MIRD metodolojisi tutarlı ve tekrarlanabilir doz tahminleri sağlar ve klinikte uygulanması oldukça pratiktir.

Referanslar

- [1]. Yip D, Allen R, Ashton C, Jain S. Radiation-induced ulceration of the stomach secondary to hepatic embolization with radioactive yttrium microspheres in the treatment of metastatic colon cancer. *J Gastroenterol Hepatol* 2004; 19:347–349.
- [2]. Kennedy AS, Coldwell D, Nutting C, et al. Resin 90Y-microsphere brachytherapy for unresectable colorectal liver metastases: modern USA experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65:412–425.
- [3]. Kennedy AS, McNeillie P, Dezarn WA, et al. Treatment parameters and outcome in 680 treatments of internal radiation with resin (90)Y-microspheres for unresectable hepatic tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74:1494–1500.
- [4]. Sato K, Lewandowski RJ, Bui JT, et al. Treatment of unresectable primary and metastatic liver cancer with yttrium-90 microspheres (TheraSphere): assessment of hepatic arterial embolization. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2006; 29:522–529.
- [5]. Gulec SA, Fong Y. Yttrium 90 microsphere selective internal radiation treatment of hepatic colorectal metastases. *Arch Surg* 2007; 142:675–682.
- [6]. Geschwind JF, Salem R, Carr BI, et al. Yttrium-90 microspheres for the treatment of hepatocellular carcinoma. *Gastroenterology* 2004; 127:S194–205.
- [7]. Ariel IM. Radioactive isotopes for adjuvant cancer therapy. *Arch Surg* 1964; 89:244–249.
- [8]. Austin-Seymour MM, Chen GT, Castro JR, Saunders WM, Pitluck S, Woodruff KH, Kessler M., Dose volume histogram analysis of liver radiation tolerance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1986 Jan;12(1):31–5.
- [9]. McCammon R, Schefter TE, Gaspar LE, Zaemisch R, Gravidahl D, Kavanagh B., Observation of a dose-control relationship for lung and liver tumors after stereotactic body radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2009 Jan 1;73(1):112–8. doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.03.062. Epub 2008 Sep 9.
- [10]. Clark HP, et al. *Radiographics* 2005;25 Suppl:S3–S23.
- [11]. Salem R, et al. *J Vasc Interv Radiol* 2006;17(8):1251–78.
- [12]. Kennedy A, et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68 (1):13–23.
- [13]. Gulec SA., Mesoloras G., Stabin M., Dosimetric Techniques in 90Y-Microsphere Therapy of Liver Cancer: The MIRD Equations for Dose Calculations, *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 47, No.7, July



Öğr. Gör. Handan TANYILDIZI

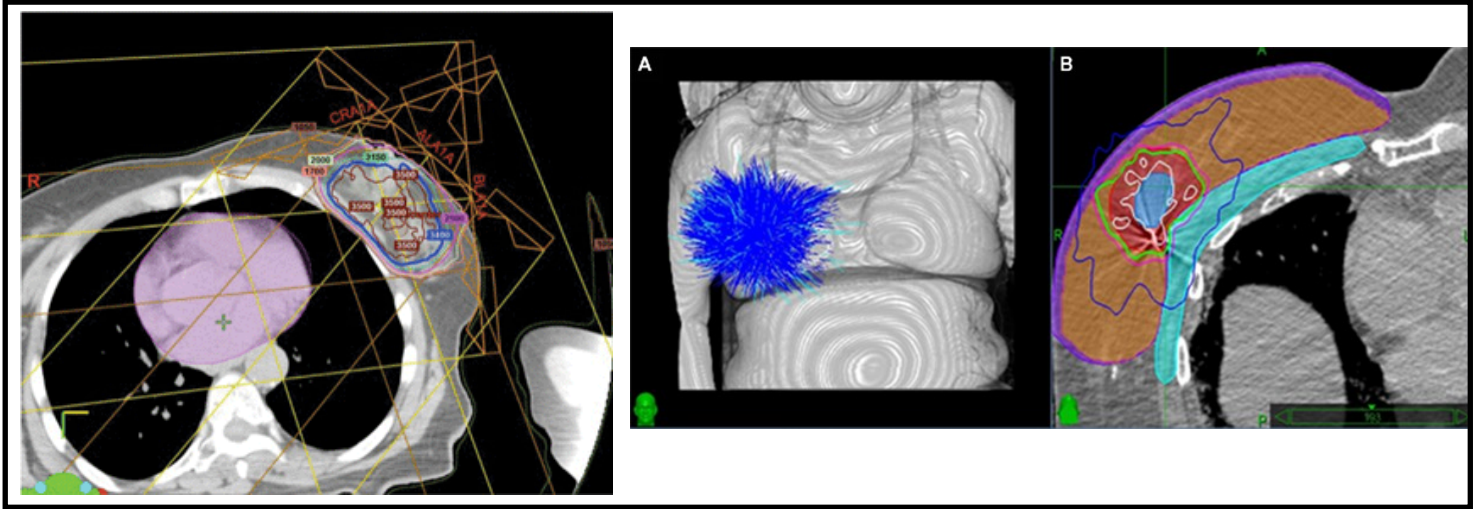
İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümünü 2011 yılında bitirip, 2011-2014 yılları arasında İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Nükleer Fizik Yüksek Lisansını tamamladı. 2014 yılında aynı Üniversitede, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı ile ortaklaşa yürütülen doktora çalışmalarına başladı. 2015 yılında İstanbul Kemerburgaz Üniversitesinde öğretim görevlisi olarak göreve başladı. Halen burada görevine devam etmektedir.

HİPOFRAKSİYONE MEME IŞINLAMASI

Prof. Dr. Füsün TOKATLI

Meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası tüm meme ışınlanması (TMI), lokal kontrol ve genel sağkalımı arttıran meme koruyucu tedavinin önemli bir unsurudur. EBCTCG meta-analizinde, MKC sonrası TMI ile 10-yıllık nüks riski (bölgesel veya uzak) %35'den %19.3'e ($2p < 0.00001$) ve 15-yıllık meme kanserinden ölüm riski %25.2'den %21.4'e ($2p = 0.00005$) düştüğü gösterilmiştir [1]. Sonuçta, 10 yılda her 4 nüksün engellenmesi ile 15 yılda bir ölüm

engellenmektedir. Yani MKC sonrası radyoterapi (RT) hastalık nüksünü yarı yarıya, kanserden ölümü 1/6 oranında azaltır. Standart tedavi, tüm memeye 45-50Gy/1.8-2Gy/fr/5hafta ve ardından cerrahi yatağa ek tedavidir [2,3]. Bununla birlikte MKC sonrası optimal fraksiyon ve doz şeması tam olarak belirlenmemiştir. TMI'da yeni bir yaklaşım olarak hipofraksiyone RT'nin önemli pratik ve biyolojik avantajlarının olduğu gösterilmiştir[4].



HİPOFRAKSİYONASYONUN BİYOLOJİK MANTIĞI

RT'de hedef dokular iki grupta toplanır: akut ve geç cevap veren dokular [5]. Lineer-kuadratik model (α/β) bu dokuların cevabını radyobiyojik olarak belirlemekte en sık kullanılan modeldir. Akut cevap veren dokuların (cilt, gastrointestinal sistem) α/β oranları yüksek (10-30 arası) ve total doza karşı hassas iken, geç cevap veren dokuların (yumuşak doku, sinir dokusu) α/β oranları düşük (1-5 arası) ve fraksiyon dozuna hassastırlar. Prostat ve olasılıkla meme kanseri düşük α/β oranına sahip olup fraksiyon dozuna hassas organlardır [6].

İlk pilot çalışma 1986'da Yarnold ve ark. tarafından

yapılmıştır [7]. Bu randomize çalışmada 1410 erken evre meme kanserli hasta 3 gruba ayrılmıştır: 50 Gy/25 fraksiyon, 42.9 Gy/ 13 fraksiyon ve 39 Gy/13 fraksiyon Ortalama 8-yıllık izlem sonucunda kozmetik yan etkilere göre α/β oranları belirlenmiştir. Meme görünümündeki değişiklikler için 3.6 Gy, meme endurasyonu için 3.1 Gy'dir. Tümör kontrolü için ise α/β oranı 4 Gy olarak belirlenmiştir [8]. Bu veriler, fraksiyon dozunda ortalama bir artışın ve dolayısıyla total dozda ortalama bir azalmanın standart fraksiyonasyon ile karşılaştırıldığında lokal kontrol ve geç toksisitede eşit sonuç verdiğini göstermiştir.

KLİNİK UYGULAMALAR

Son zamanlarda hipofraksiyone RT ile konvansiyonel RT'yi karşılaştıran ve uzun dönem sonuçları yayınlanan 3 randomize çalışma yapılmıştır. Kanada, START-A ve START-B çalışmaları.

Kanada çalışmasında 1234 hasta, 50 Gy/25fr ve 42.5 Gy/16 fraksiyon olarak gruplara ayrılmış ve 12-yıllık ortalama takip

sonunda lokal nüks oranı her iki kolda benzer olarak saptanmıştır (%6.7 karşılık %6.2) [9]. Sağkalımlar da ise % 84.4'e karşılık %84.6 ile benzer sonuçlar rapor edilmiştir. RTOG/EORTC geç toksisite skorlama sistemine göre, cilt ve subkutan dokuda geç yan etkiler 10-yıllık takipte benzer oranlarda saptanmıştır (%71.3 karşılık %69.8) [10].

START-A çalışmasında [11] 2236 olgu, 50 Gy/ 25 fraksiyon, 41.6 Gy/ 13 fraksiyon ve 39 Gy/ 13 fraksiyon olarak gruplara ayrılmış ve 10-yıllık lokal-bölgesel nüks oranları 41.6 Gy ve 50 Gy grupları arasında (%6.2 karşılık %7.4), 39 Gy (%8.8) ve 50 Gy grupları arasında ise anlamlı farklılık saptanmamıştır [12]. 10-yıllık genel ve hastalısız sağkalımlar arasında da anlamlı farklılık yoktur. Hayat kalitesi skorlama sistemine göre yapılan değerlendirmede memede endüasyon, telenjektazi ve ödem gibi geç etkilerin 5-yılda 41.6 Gy ile 50 Gy de benzer olduğu, fakat 39 Gy de anlamlı olarak daha kötü olduğu rapor edilmiştir (p=0.004). Bu çalışmada α/β oranları, memede küçülme için 3.5 Gy, endüasyon için 4 Gy, telenjektazi için 3.8 Gy ve ödem için ise 4.7 Gy olarak rapor edilmiştir.

START-B çalışmasında [13], 2215 hasta 50 Gy/ 25 fraksiyona karşılık 40 Gy/15 fraksiyon olarak gruplanmış ve 10-yıllık lokal-bölgesel nüks %5.5'a karşılık %4.3 olup anlamlı fark saptanmamıştır [12]. 10-yıllık uzak nüks oranı 40 Gy olan grupta daha düşük olup sebebi belirsizdir. 5 ve 10- yıllık kozmetik sonuçlar 40 Gy alan grupta daha iyidir.

START-A, START-B ve pilot START çalışmalarının meta-analizi, lokal-bölgesel nükslerin hipofraksiyone rejimlerde kontrol grubundan farklı olmadığı ve tedavinin etkisinin yaş, cerrahi şekli, aksiller durum, tümör gradı, adjuvan kemoterapi ve boost tedavisinin yapıp yapılmamasından bağımsız olduğunu göstermiştir [8,11-13]. Aynı şekilde memede oluşan geç yan etkiler yaş, meme büyüklüğü, boost kullanımı, adjuvan kemoterapi veya tamoksifen kullanımından bağımsız olarak benzer bulunmuştur.

UK FAST çalışması, haftada bir 5.7 Gy ve 6 Gy/fraksiyon'dan toplam 5 fraksiyon (28.5 Gy ve 30 Gy) ile 50 Gy/25fraksiyonu kıyaslayan bir çalışmadır [14]. α/β değerleri 3 Gy ve 4 Gy olarak belirlenmiştir [15]. Primer sonlanım 2-yıldaki meme görünümündeki değişikliğin saptanmasıdır. Memede belirgin geç yan etkiler 3-yıllık doktor gözlemi sonucunda 30 Gy grubunda %17.3, 28.5 Gy grubunda %11.1 ve 50 Gy grubunda %9.5 olarak saptanmıştır.

Bu oran 30 Gy/5fraksiyon alan grupta daha yüksek olup, 28.5 Gy alan grup 50 Gy verilen grup ile kıyaslanabilir, fakat çalışmanın uzun süreli takip sonuçları beklenmektedir.

Özetle, çalışmaların sonuçları tüm memenin hipofraksiyone RT'sinin güvenli ve efektif olduğunu teyit etmektedir. Kanada çalışmasında kullanılan 42.5Gy/ 16 fraksiyon/21gün ve START-A ve START-B çalışmalarındaki 41.6 Gy/ 13 fraksiyon/ 25gün ve 40 Gy/15fraksiyon/21gün şemalarında elde edilen lokal kontrol ve geç normal doku etkilerinin standart olan 50 Gy/ 25fraksiyon/5hafta tedavi şemasıyla elde edilen kadar iyi olduğu gözükmemektedir. Hipofraksiyone tedavinin avantajları; kısa tedavi süresi, hastanın uyum ve rahatlığı ve daha az hastane ziyaretleri ve sosyoekonomik faydalanımdır. MKC sonrasında tüm meme ışınlamasının, EBCTCG meta-analizinde özellikle yaşlı pN0, ER pozitif hastalarda, pN(+), yüksek gradlı hastalar ile kıyaslandığında katkısının daha az olduğu gösterilmiştir [16]. Bu nedenle, hipofraksiyone RT (>2Gy/fraksiyon) aşağıdaki kriterlerin hepsini içeren hastalarda yapılabilir [17].

- **50 yaş ve üzeri olan**
- **pT1-2, pN0 MKC yapılmış**
- **Kemoterapi almamış**
- **MKC sonrası tümör yatağına boost dozu almamış**
- **Kabul edilebilir doz homojenitesinin sağlanmış olması**
- **Klinik olarak uzun dönem kalp hastalığı riskinin önemsiz olduğu hastalar.**

Dolayısıyla, tüm meme ışınlamasından fayda görecektir hastaların kriterlerinin belirlenmesi hala tartışmalıdır.

Çalışmaların sonuçları, meme kanserinin fraksiyon büyüklüğüne verdiği cevabın α/β modeline göre geç cevap veren normal dokularinkine benzer olduğunu göstermiştir. On üç fraksiyonlu rejimler hipofraksiyasyonun limitlerini tam olarak göstermemektedir. Bu bilgi gelecek çalışmalarda model

olarak kullanılabilir.

NCCN Version 2.2016 rehberinde artık tüm memeye 46-50Gy/23-25 fraksiyon veya 40-42.5Gy/15-16fraksiyonda RT önerilmektedir [18]. Hipofraksiyasyonun sınırını olasılıkla

devam eden UK-FAST çalışmasının uzun dönem sonuçları belirleyecektir. Ayrıca, 3-boyutlu konformal ve yoğunluk ayarlı RT gibi tedaviler hipofraksiyone RT kullanımını arttırabilir.

Referanslar

- [1]. Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (EBCTCG) (2011) Effects of radiotherapy after breast-conserving surgery on 10-year recurrence and 15-year breast cancer death: meta-analysis of individual patient data for 10801 women in 17 randomized trials. *Lancet* 378: 1707-1716.
- [2]. Fisher B, Anderson S, Bryant J, Margolese RG, Deutsch M, Fisher ER, Jeong JH, Wolmark N. et al (2002) Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy, and lumpectomy plus irradiation for the treatment of invasive breast cancer. *N Eng J Med* 347: 1233-1241.
- [3]. Veronesi U, Luini A, Del Vecchio M, Greco M, Galimberti V, Merson M, Rilke F, Sacchini V, Saccozzi R, Savio T, et al. (1993) Radiotherapy after breast-preserving surgery in women with localized cancer of the breast. *N Eng J Med* 328: 1587-1591.
- [4]. Theberge V, Whelan T, Shatelman SF, Vicini F (2011) Altered fractionation: Rationale and justification for whole and partial breast hypofractionated radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 21: 55-65.
- [5]. Thames HD, Bentzen SM, Turesson I, Overgaard M, Van den Bogaert W. (1990) Time-dose factors in radiotherapy: A review of the human data. *Radiother Oncol* 19: 219-235.
- [6]. Williams MV, Denekamp J, Fowler JF (1985) A review of α/β ratios for experimental tumors: Implications for clinical studies of altered fractionation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11: 87-96.
- [7]. Yarnold J, Ashton A, Bliss J, Homewood J, Harper C, Hanson J, Haviland J, Bentzen S, Owen R (2005) Fractionation sensitivity and dose response of late adverse effects in the breast after radiotherapy for early breast cancer: Long-term results of a randomized trial. *Radiother Oncol* 75: 9-17.
- [8]. Owen JR, Ashton A, Bliss JM, Homewood J, Harper C, Hanson J, Haviland J, Bentzen S, Yarnold J (2006) Effect of radiotherapy fraction size on tumor control in patients with early-stage breast cancer after local tumor excision: long-term results of a randomized trial. *Lancet Oncol* 7: 467-471.
- [9]. Whelan T, MacKenzie R, Julian J, Levine M, Shelley W, Grimard L, Lada B, Lukka H, Perera F, Fyles A, Laukkanen E, Gulavita S, Benk V, Szechtman B. (2002) Randomized trial of breast irradiation schedules after lumpectomy for women with lymph node-negative breast cancer. *J Natl Cancer Inst* 94: 1143-1150.
- [10]. Cox JD, Stetz J, Pajak TF (1995) Toxicity criteria of the Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) and the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 31: 1341-1346.
- [11]. The START Trialists' Group (2008): The UK Standardization of Breast Radiotherapy (START) Trial A of radiotherapy hypofractionation for treatment of early breast cancer: a randomized trial. *Lancet Oncol* 9: 331-341.
- [12]. Haviland JS, Owen JR, Dewar JA, Agrawal RK, Barrett-Lee PJ, et al (2013) The UK Standardization of Breast Radiotherapy (START) trials of radiotherapy hypofractionation for treatment of early breast cancer: 10-year follow-up results of two randomized controlled trials. *Lancet Oncol* 14: 1086-1094.
- [13]. The START Trialists' Group (2008): The UK Standardization of Breast Radiotherapy (START) Trial B of radiotherapy hypofractionation for treatment of early breast cancer: a randomized trial. *Lancet* 371: 1098-1107.
- [14]. The FAST Trialists Group (2011) First results of the randomized UK FAST Trial of radiotherapy hypofractionation for treatment of early breast cancer (CRUKE/04/015). *Radiother Oncol* 100: 93-100.
- [15]. Jones B, Dale RG, Deehan C, Hopkins KI, Morgan DA (2001) The role of biologically effective dose (BED) in clinical oncology. *Clin Oncol* 13: 71-81.
- [16]. Clarke M, Collins R, Darby S, Davies C, Elphinstone P, Evans E, Godwin J, Gray R, Hicks C, James S, MacKinnon E, McGale P, McHugh T, Peto R, Taylor C, Wang Y; Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (EBCTCG) (2005) Effects of radiotherapy and of differences in the extent of surgery for early breast cancer on local recurrence and 15-year survival: an overview of the randomized trials. *Lancet* 366: 2087-2106.
- [17]. Journal Club (2010) Are Three Weeks of Whole-Breast Radiotherapy as Good as Five Weeks in Early Breast Cancer? - 10 Year Follow-Up in the Canadian Trial of Hypofractionated Radiation Therapy. *Breast Care (Basel)*. 5: 272-274.
- [18]. NCCN Guidelines, Version 2.2016.



Prof.Dr. Füsun TOKATLI

1985 yılında İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesinden mezun olmuştur. Radyasyon Onkoloğu olarak 1991 yılında Şişli Etfal Hastanesinden uzmanlığını aldıktan sonra 1992-1993 yılları arasında Londra'da Guy's Hastanesi Radyoterapi departmanında çalışmıştır. 1993-2000 yılları arasında Vakıf Gureba Hastanesinde başasistan olarak çalışan Dr. Tokatlı, 2000 yılında Trakya Üniversitesinde yardımcı doçent, 2006 yılında Doçent unvanını almıştır. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, Avrupa ve Amerikan Radyasyon Onkolojisi derneklerine üyedir. Ellinin üzerinde orjinal yurtiçi ve yurtdışı yayınlanmış makalesi, 100'ün üstünde poster sunumları, yurtiçi üç kitap bölümü, bir yurtdışı kitap bölümü yazarlığı ve oturma başkanlıkları vardır. Çalışmalarına 300'ün üzerinde atıf yapılmış olup, çalışmalarını nedeniyle almış olduğu üç ödülü bulunmaktadır. İngilizce bilen Dr.Tokatlı'nın bir oğlu vardır. 2008 yılından beri Medicana International İstanbul Hastanesi Radyasyon Onkolojisi ünitesinin başkanı olarak çalışmaktadır.

2016 yılından beri de İstanbul Bilgi Üniversitesi SMYO Radyoterapi bölümünde Prof. kadrosunda ders vermektedir.

RADYOBİYOLOJİDE BİR ÖNCÜ

LOUIS HAROLD GRAY (1905–1965)

Fiz. Emre ŞANLI

Bu sayımızda sizlere günlük rutininizde sıkça kullandığımız Gray biriminin isim sahibi Louis Harold Gray'i tanıtmak istiyoruz. Aşağıda zevkle okuyacağınız yazı Masaru Sekiya ve Michio Yamasaki tarafından kaleme alınmış ve 6 Ekim 2016 tarihinde Radiol.Phys.Technol. dergisinde yayınlamıştır.

Gray'in Kişisel Geçmişi

Louis Harold Gray, 10 Kasım 1905 tarihinde Harry ve Amy Gray çiftinin tek çocukları olarak dünyaya geldi. Babası, Britanya'nın derin köklü sınıf sistemi içerisinde, bir posta ofisinde telgraf operatörü olarak çalışmakta olan düşük seviyeli bir işçiydi. Annesi ev ekonomisini desteklemek için bir yan işe ihtiyaç duymaktaydı.

Çocukluğu boyunca, Gray pazar günlerini babası ile ahırda geçirir, Wimbledon Common ve Richmond Park'a yürüyüşe giderlerdi. Gray'in babası birkaç kelimelik sade bir adam olmasına rağmen matematik konusunda iyiydi. Birlikte yürüyüşlerinde, Gray'in babası meyve alım satımıyla ilgili problemlerin çözümü hakkında sorular sorardı ve Gray bu soruları aklından çözerek cevaplardı. Gray'in babası ne kadar soru sormuş olursa olsun, oğlunun bütün problemlere vermiş olduğu mükemmel yanıtlardan ötürü çok memnundu. Bu tekrarlanan pratiklerle onun doğuştan gelen dahiliği ikiye katlandı, öyle ki, Gray resmi eğitimine başlamadan önce matematik konusunda üstünleşmişti.

Gray 5 yaşında Latimer School'a girdi ve mükemmel bir derece elde ederek, 13 yaşında burs hakkı elde etti. Bu burs onun özel bir okul olan Christ's Hospital'a gitmesine imkan sağladı. Gray orada bulunduğu süre içerisinde bir öğrenci yurdunda yaşadı. Bu nedenle ailesini sadece tatillerde görebilmekteydi ama ailesi onu ziyaret eder ve onun başarılarını konuşmaktan keyif duyarlardı.



LOUIS HAROLD GRAY
(1905–1965)

Gray'in Christ's Hospital'deki Hayatı

Gray'in Christ's Hospital'a girmesi üzerine olan en büyük mutluluğu onun orada bilim ile karşılaşması ve Gray'in tutkuyla çalıştığı konuların sadece bilim ve matematik olmasıydı. Diğer konular örneğin; Latince, fransızca ve ingilizce onun minimum çabasını almaktaydı, öyle ki onun bilim çalışmalarını hiç etkilememişti. Bu çalışma alışkanlıkları zamanında özel okullardaki bilim dersleri öğrencileri için karakteristikti.

Gray Christ's Hospital'da iken, iki öğretmeni onun düşüncesinde büyük etki sahibi oldu. Bilim departmanı

başkanı Charles Browne ve Gray'i matematiğe teşvik eden Mr. Hyde. Gray'in kimya'daki performansı sınıf arkadaşlarının geniş anlamda gerisinde olduğu zamanlar Mr. Browne ona ekstra deney ve kurs vererek arkadaşlarını yakalamasına yardım etmişti. Mr. Browne çoğu alanda başarılı ve de bilgili birisiydi. Gray'in hayatında bir diğer değerli öğretmen, katı ve müsemmasız fizik öğretmeni Mr. Kelsey'di. Mr. Kelsey olağanüstü bir fizikçiydi ve Gray ek materyal olarak Mr. Kelsey'in muhteşem araştırma notlarını kullanarak fizik çalışmaktan keyif alırdı.

Gray'in Cambridge Günleri

1924 yılında Gray, Cambridge University of Cambridge, Trinity College'a girdi. Gray başlangıçta biyoloji ile hiç ilgilenmemişti ve Trinity College'a girdiğinde bu konu hakkında hiçbir bilgisi yoktu. Bu nedenle Mr. Browne, Gray'e biyoloji üzerine okuma materyalleri verdi ve onun fizik üzerine olan aşırı yönelimini düzeltmek amacıyla tatillerinde ya da ne zaman ilgi duyuyorsa okuması talimatını verdi. Fakat bu sırada nükleer fizik Gray'in zihninde biyolojiye yer bırakmayan, büyük ölçüde aktif bir disiplindi. İkinci yılın sonunda doğa bilimleri sınavında sınıftaki en yüksek puanı alabilmek için Gray, fizik, matematik ve kimya derslerini çok çalıştı. İlk yılından itibaren başlayarak, bu süreç içerisinde kıdemli bursu kazandı. Çok çalışmaya doğa bilimlerinin ikinci bölüm sınavları için de devam etti ve sınıf içerisinde birinci oldu. Gray 1927-1930 yılları arasında Trinity College Rouse Ball bursuna hak kazandı.

1929 yılında, olağanüstü akademik performansı sebebiyle Gray, Britanya'daki en iyi doğal bilimler laboratuvarı olan Cambridge'in Cavendish Laboratuvarında bir araştırmacı oldu. O zamanlarda Cavendish Laboratuvarı, aynı zamanda başkanı olan Ernest Rutherford, Charles Thomson Rees Wilson,

James Chadwick, Patrick Maynard Stuart Blackett, Jahn Douglas Cockcroft ve Charles Drummond Ellis gibi çoğu seçkin bilim adamı için bir ev niteliği taşımaktaydı. Chadwick ve Ellis'in yönlendirmeleri altında, Gray nükleer fizik alanındaki araştırmalarını üstlendi.

Gray'in ilk araştırması bu günlerde "kozmetik ışınlar" olarak nitelendirilen bir tip radyasyon çeşidi ile ilgilidir. 1929'da, γ ışınları ile ilgili olarak "The Absorption of Penetrating Radiation" başlıklı ilk makalesi yayımlandı. Çalışmalarına devam etti ve doktora tezi olarak sunacak olduğu "The Scattering of Hard Gamma Rays: Pt. 1 (1930)" ve "The Scattering of Hard Gamma Rays: Pt. 2 (1931)" çalışmalarını yayınladı. Gray böylece Cavendish Laboratuvarında bir çok yeni keşif üretti.

Cavendish Laboratuvarında bulunduğu süre içerisindeki kişisel hayatında, Frieda Marjorie Picot isimli görme engelli bir bayan ile nişanlandı. Frieda ayrıca University of Cambridge'te öğrenciydi ve kitapları Braille alfabesi ile okuyarak çalışırdı. 1932'de, Gray ve Frieda evlendiler. Gray'in Cavendish Laboratuvarındaki araştırma ve kişisel hayatı onun için dopdolu ve mutluuydu.

Gray'in Yaşamındaki Dönüm Noktası

Gray Cavendish Laboratuvarındaki araştırma işinden memnundu. Fakat o, dünyada nükleer fizikten daha emek isteyen elzem bir şeylerin olabileceğini düşünmeye başladı. Bu sırada, Gray beklenmedik bir şekilde bir Londra hastanesinde kanser tedavilerinde kullanılan radyum ve x-ışını ölçümlerinin gerçekleştirilmesine yardımcı olacak bir fizikçi aranmakta olduğunu duydu. Gray Mount Vernon

hastanesine gitti ve hastane yöneticisi Sir Cuthbert Wallace ve patolog J.C. Mottram ile görüştü. Gray bu adamlara hayran kaldı. Mount Vernon hastanesi son zamanlarda uzmanlık alanını tüberkülozdan kansere doğru yönlendirmişti ve fizikçi bir personele sahip değildi. Gray, Mount Vernono hastanesine bir medikal fizikçi olarak katıldı.

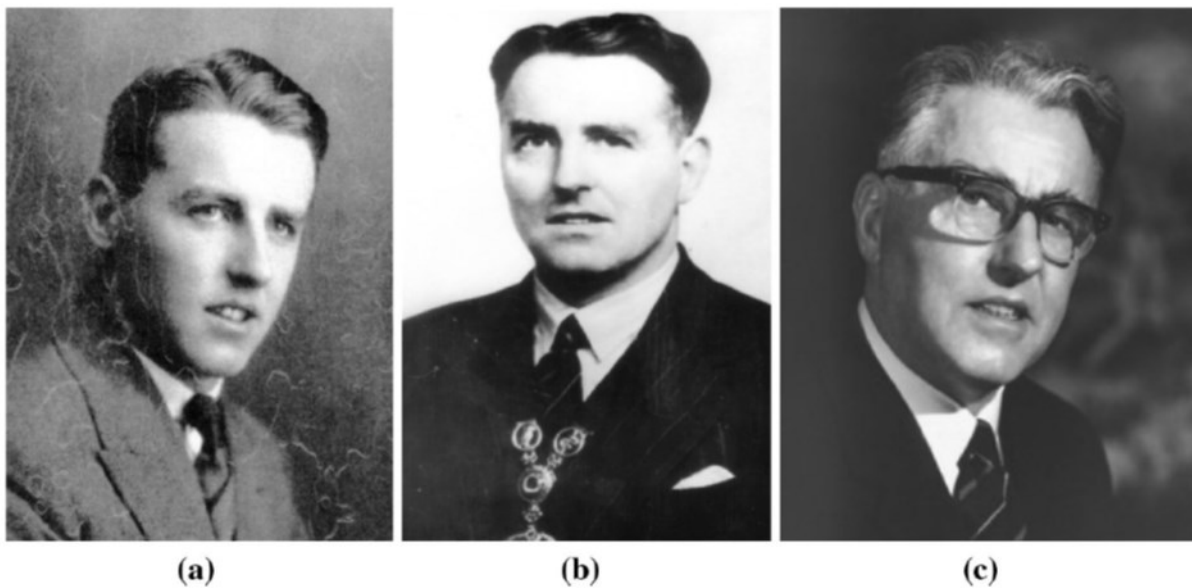


Fig. 1 Louis Harold Gray **(a)** Trinity College'nin Bir Üyesi olarak (Kaynak: Dr. Michio Yamasaki'nin koleksiyonu), **(b)** British Institute of Radiology Başkanı olarak (Kaynak: Dr. Michio Yamasaki'nin koleksiyonu), **(c)** Yaşlı yılları. (Kaynak: <http://www.enherts-tr.nhs.uk/patients-visitors/our>)

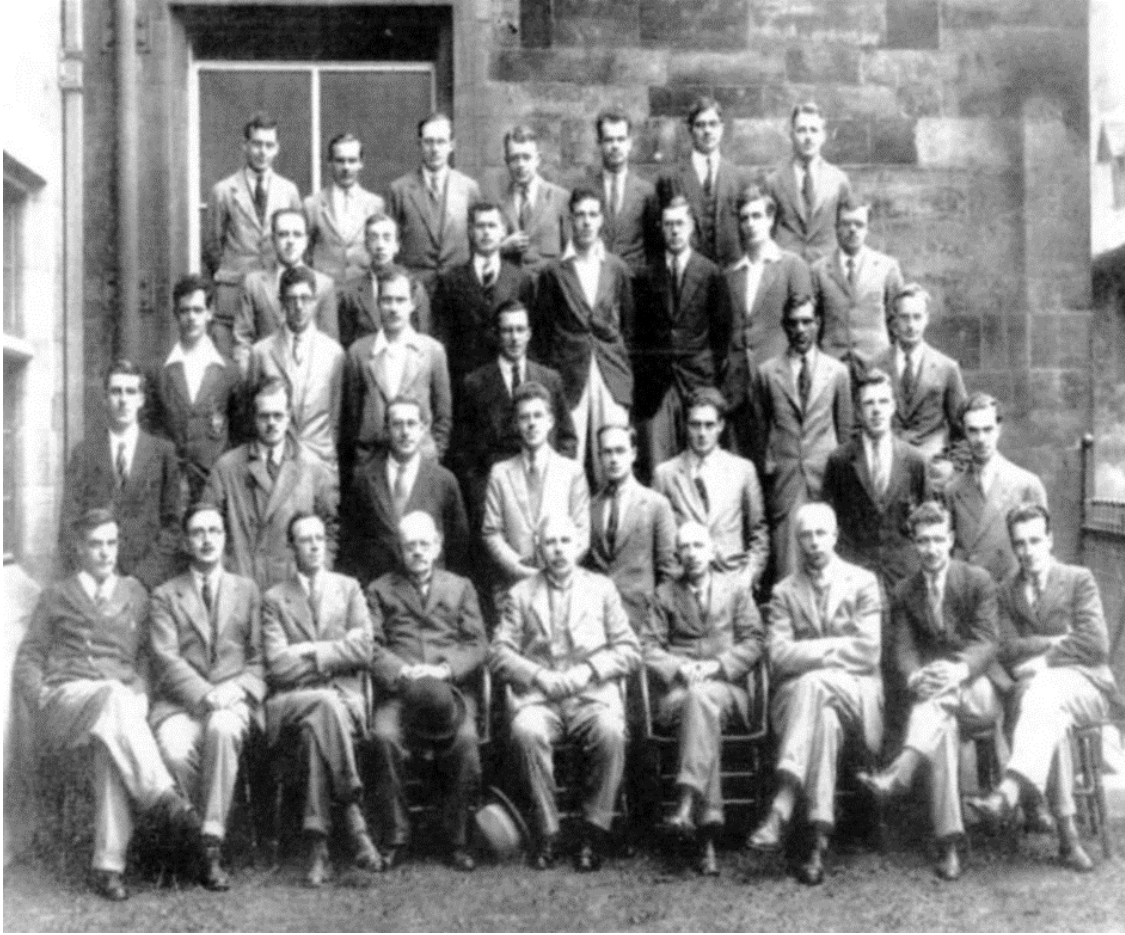


Fig. 2 Grup Fotoğrafı, Cavendish Laboratuvarı, University of Cambridge (1930). Gray en üst sırada en sağda. Ön sırada ortada oturan laboratuvar müdürü Ernest Rutherford. Kaynak: Michio Yamasaki'nin koleksiyonu.

Mount Vernon hastanesinde, Gray cihazları kullanmak için ve ekipmanları yerleştirmek için ihtiyacı olan teknik asistanlara sahip değildi. Vizitlerinde Wallace ve Mottram'a eşlik etmesi ona kanser hakkında bilgi edinme fırsatı verdi. Bütün boş zamanını Mottram'ın önerdiği kitaplar ile biyoloji hakkında bilgi edinmek için kullandı. Bir patolog olmasına rağmen, Mottram görünürde laboratuvarında mikroskop altında gözlemi yapmakta olduğu hastalıkların sınıflandırılmasıyla ilgilenmiyordu. O daha fazla büyüme süreç dinamiklerine ilgi duymaktaydı. Kullandığı bakla çekirdekleri ile kök uçları tarafından soğurulan X-ışınları ve γ -ışınlarının enerjilerini ölçmek için uğraşarak, x-ışınları ve γ -ışınlarının biyolojik etkilerini karşılaştırma girişiminde bulundu. Gray ve Mottram, bir bakla çekirdeğinin uzunluğu boyunca biyoelektrik potansiyel dağılımlarının sabit kayıtlarını kapsayan bir Lindemann elektrometresi kullanarak bir dizi biyofiziksel ölçümlere başladı. Gray için bu çalışma "cavity principle" teorisinin öncüsü olacaktı.

O sıralarda fizikçiler hastanede nadiren görev yapıyorlardı. Gray radyoterapide dozimetrisinin fizik tabanlı metodlarını kullanarak başladı. Hastaların kanser lezyonlarında soğurulan radyasyon dozunu belirlemeyi amaçlayan deneylerinin temelinde, Cavendish laboratuvarında kazanmış olduğu deneyimleri kullanarak, cevabın hesaplamalarla elde edilebileceğini düşünmeye başladı. X-ışınları ya da γ -ışınları ile ışınlama süresince, bir madde içerisinde soğurulan enerji, ikincil elektronların iyonlaşması

sonucu üzerinden meydana gelmektedir. Genelde, doğrudan iyonlaşma tabanlı ölçümler sadece gazlar ile mümkündür; katılar ile genellikle imkansızdır. Gray, katı içerisinde soğurulan enerji miktarının, katı içerisinde içi belirli bir gaz ile doldurulmuş küçük bir boşluk açıklığı tarafından belirlenebileceğini keşfetti. 1936 da, bu metot "An Ionization Method for the Absolute Measurement of γ -ray Energy" başlığıyla yayımlandı. Bu metot bilinen adıyla Bragg-Gray prensibinin temelini oluşturmaktadır. 1937 de, radyum terapi dozimetrisi ile olan deneyimini temel alarak, Gray "The Rate of Emission of Gamma-ray Energy by Radium B and Radium C, and by Thorium B and Thorium C" başlıklı bir makale yayımladı ve bunu 1938 yılında "Radiation Dosimetry Pt. I" ve "Radiation Dosimetry Pt. II" yayını takip etti. Gray bu makalelerinde teknisyen J. G. Wyatt'ın beceri ve işbirliği için kendisine özel hayranlık ve minnettarlık ifadelerini yazdı. Gray'in alanı böylece (pure) sade fizikten biyofiziğe kaydı. Gray, klinik dozimetri üzerinde fizikçilerin, klinisyenlerin ve biyologların birlikte çalışması gerektiğini vurguladı.

1936'da, Gray Mount Vernon hastanesinde, Londra'da Radyum ışın terapisi araştırma biriminden John Read'in de dahil olduğu, bir yüksek akımlı hızlandırıcı inşaatı projesine başlamıştı. Gray British Empire Cancer Campaign (BECC)'den 400 kV nötron jeneratörüne parçalar alınması için cesaretle istekte bulundu. Vermiş oldukları destekle, nötron jeneratör-

rü 1937 yılında tamamlandı. 1938'de F. Gordon Spear ve Read'in iş birlikleriyle, Gray nötron jeneratörünü nötronların canlı vücutlara olan etkileri üzerine çok sayıda çalışmada kullandı ve sonuçlarını Journal Nature'da "Biological Effect of Fast Neutrons" başlıklı makalesinde yayımladı. Aynı yıl, Read ve Gray iyonize radyasyonun bütün tiplerine eşdeğer olarak adapte olabilen bir doz birimi tanımladı. Bu tanımlama, hem doku tarafından soğurulan dozu hem de insan vücudunun maruz kaldığı ve vücudu boyunca içinden geçen radyasyon dozunu hesaba katmaktaydı. Kavramsal olarak, bu tanımlama ileride rad olarak adlandırılacak tanım ile adlandırıldı ama Gray ve Read kendi birimlerini maalesef "energy unit" olarak isimlendirdiler.

15 yıl sonra, 1953'te, International Commission on

Gray'in Hayatında Olgunluk Çağı

2.Dünya savaşı süresince, atom bombasının tamamlanmasıyla sonuçlanacak olan nükleer fizik araştırmaları, ayrıca diğer askeri ilerlemeler ve yüksek oranlı ve güvenilir yüksek enerji radyasyon jeneratörlerindeki teknik gelişmeler hızla ilerledi. 2. Dünya savaşından sonra, Gray British Medical Research Council (MRC)'de alanında bir uzman olarak bir pozisyon elde etti. MRC'de, radyasyondan korunma ve tolerans dozlar konularında merkezi bir rol sahibi olduğu Gray Committee on Medical and Biological Applications of Nuclear Physics'te görev yaptı. Bazı zamanlarda ise sağlık danışma komitesi başkanına danışman olarak hizmet verdi.

2. Dünya Savaşından kısa bir süre sonra MRC, radyasyonun barışçıl yollarla kullanımının çabukça geliştirilmesi için gerçekleştirilen çabaların bir parçası olarak, radyasyonun tıpta uygulanmasına gayret gösterdi. İlk adım olarak radyoterapi tesislerinin genişletilmesine ve çeşitli araştırmaların idare edilmesine olanak sağlamak amacıyla, Hammersmith Hastanesine finansal destek sağlandı. 1946'da Gray, radyoterapist Dr. Constance Wood'un idareciliğini yapmakta olduğu Hammersmith Hastanesi Radyoterapik Araştırmalar Birimine kıdemli fizikçi olarak katıldı. Bu pozisyonda Gray'in işi, radyoaktif izotopların tıpta kullanımını arttırmak için teknikleri geliştirmek ve radyobiyojik araştırmalar üzerine yüksek voltaj jeneratöründe uygulamalarda bulunmaktı. Gray, Hammersmith Hastanesine yeni personel olarak, medikal bir siklotron gibi büyük ölçekli laboratuvar ekipmanları edindi. Yeni işe alınan personeller Normal Veall, Stephen Pelc, Alma Howard ve Shirley Carter gibi isimlerdi. 1947 yılı Gray için çok yoğun ve örnek olarak "Structure Changes Produced in Microspores of Tradescantia by a-radiation" gibi çok sayıda makale yayımladı. 1948'de, 2. Dünya savaşı öncesi ve süresince yapmış olduğu çalışmaların sonuçlarını John Read'in yazarlığı eşliğinde "Comparison of Lethal Effect of Neutrons and Gamma rays on Mouse Tumours (a) by Irradiation of Grafted Tumours in vivo (b) by Irradiation of Tumour Fragments in vitro" başlığı altında yayımladı. Gray ayrıca K. Tansley ve F. Gordon Spear ile birlikte "A

Radiological Units and Measurement (ICRU) soğurulan radyasyon birimini "rad" olarak adlandırdı.

1940'ta, Mottram, Gray'in işbirliğiyle, "The Relative Response of the Skin of Mice to x-radiation and Gamma-radiation" başlıklı bir makale yayımladı. Bu makale göstermekteydi ki, fareler aynı dozda x-ışınları ve γ -ışınları ile ışınladıklarında, eritem ve deskuamasyon sonucunda, x-ışınlarının daha büyük etkisi ile farklılıklar ortaya çıkmıştır. Bu görelî biyolojik etkinliğin (RBE) keşfine öncülük etmiştir. II. Dünya Savaşı sırasında, Gray'e nötronları çalışması amacıyla Cambridge'e geri dönmesi için davet yapıldı. Fakat o reddetti çünkü o barışçıldı. Savaşın sonuna kadar Gray, radyoterapinin gelişmesine yönelik kanser tedavisinde kullanmak üzere muhteşem miktarda veri topladı.

Preliminary Note on Some Biological effects of Alpha Radiation on the Frog Tadpole" başlıklı bir makalenin yazarlığına eşlik etti. 1949'da hızlandırıcı metodları hakkındaki ve finansal problemler ile ilişkili gecikmelerin sonrasında siklotron tamamlandı. Gray'in araştırma takımı radyobiyojik araştırmalara başlamak için nötronlar ve üretilmiş izotoplar kullandı.

2.Dünya Savaşı sonrasında fizikçileri ve radyasyonun etkilerine ilgi duyan biyologları bir araya getirmek için Birleşik Devletler'de Radiation Research Society kuruldu. RRS'in ilk yıllık toplantısı 1952'de Iowa'da düzenlendi. Gray, "Some Characteristics of Biological Damage Induced by Ionizing Radiations" başlıklı konusunu misafir konuşmacı olarak sundu (Fig. 1b). Aynı zamanda yüksek derecede üstün olduğu bu sunumun içeriği Gray'in bilgi ve karakterini açığa çıkarıyordu. Sunum ışınlanmış bir organizmadaki karmaşık sorunları açıklamaktaydı ve çoğu bilim adamının dikkatini çekmeyi başarmıştı. Ek olarak, 1952'de, hipoksik tümörleri ve doğrudan klinisyenlerin ilgi göstermekte olduğu hiperbarik oksijen tedavisi üzerine çalışmaya başladı. 1953'te, Gray, Oliver Scott ile "The Concentration of Oxygen Dissolved in Tissues at the Time of Irradiation as a Factor in Radiotherapy" başlıklı bir makale yayımladı. 1953'te, Silvanus Thompson anısına 32.si düzenlenen konferansta Gray "The Initiation and Development of Cellular Damage by Ionizing Radiation" başlıklı bir konferans verdi.

Gray sonrasında International Commission on Radiological Protection (ICRP) ve International Commission on Radiological Units and Measurement (ICRU)'in bir üyesi oldu. Bu kapasitelerde politikaların yeniden tanımlanmasına ek olarak, Gray dozların ve birimlerin tanımlanmasında da etkin rol oynadı. Gray sadece temel prensipleri herhangi biri kadar iyi kavramamıştı ayrıca açıklı ki, o karşıt görüşleri de zekice birleştirmişti. Gray, iki dönem hizmet verdiği (1953 – 1956, 1956 - 1959) (iyonlaştırıcı radyasyon, elektronlar, nötronlar ve 3 MeV ile sınırlanmış protonlardan korunma amaçlı) ICRP'nin 4. kurulunda bulundu ve 1958'de ICRU'da başkan yardımcısı oldu (Fig. 3).

Gray Laboratuvarı

Nötron terapi cihazının kullanımı ve diğer şeyler üzerindeki görüş farklılıklarına bağlı olarak Gray ve Wood'un arasının açılması, Gray'in 1953'te Hammersmith'teki görevinden çıkarılmasına zemin hazırladı. O yılın Kasım ayında BEEC, Gray'e Nuffield Vakfında özel bir araştırmacı olarak çalışmasını önerdi ve ayrıca kendisine finansal destek teklif ederek görüşmesinde ve sonrasında destek amaçlı olumlu düşüncelerini belirteceğini bildirdi. Böylece Mount Vernon Hastanesinde yeni bir radyobiyojik araştırma birimi kuruldu ve Gray burada müdür olarak görevlendirildi.

Gray, Şubat 1954'te Mount Vernon hastanesine dönüşünden sonra radyobiyojik araştırmaları ile uğraşan ve kendilerini nükleer fiziğin medikal biyoloji uygulamalarına adanmış personel üyelerine liderlik etti. Bu isimler, Hammersmith hastanesi personel üyeleri; J. W. Boag, Alma Howard, Oliver Scott ve R.R. Ransley gibi isimlerdi. Fakat, araştırma birim binası 2. Dünya savaşı sırasında hastane acil birimi ek binası olarak inşa edilmiş çok eski bir tesisti ve ısıtma problemi vardı. Bu koşullara rağmen, Gray ve onun ekibi araştırmalarından sürekli emindiler. Geçici Mount Vernon hastanesi araştırma birimi ayrıca Birleşik Devletlerden Eleanor Deschner, Ernest Pollard ve Alan Conger gibi, iş birliğinde bulunmakta olan araştırmacıları ağırladı. 1956'da, isimsiz bir hayırseverin bağışta bulunmasıyla Mount Vernon hastanesindeki yeni inşaatın tamamlanması mümkün oldu. Bu bina Gray laboratuvarı olarak adlandırıldı.

Yeni araştırma tesisi için açılış töreni BECC'nin başkanı olan Devonshire Dükü'nün de katılımı ile 20 Mayıs 1957'de gerçekleştirildi. Bu yeni tesis ayrıca bir (Radiation Research Visiting Club) Radyasyon Araştırma Ziyaret Klübü olarak ta hizmet verdi ve Britanya ve tüm dünyadan çoğu ziyaretçiyi ağırladı. Gray, Amerikan Radyasyon Araştırma Topluluğunun benzeri olarak, (Association of Radiation Research) Radyasyon Araştırma Derneğini kurdu, ve 1958-1960 yılları arasında ilk başkanı olarak görev aldı. Bu dernek sonrasında Britanya Radyasyon Araştırma Derneği şeklini aldı. Gray, Radyasyon Araştırma Derneğinin başkanıyken Biriteden yapılan 2. Uluslararası Radyasyon Araştırma Kongresi'ne ev sahipliği yapmasına ilişkin gayri resmi soruşturma geçirdi. Yeni kurulmuş olan Radyasyon Araştırma derneğinin kongreye ev sahipliğini yapmak için finansal destek eksikliği yaşadığına inanılmasına rağmen, dernek sonunda kongreyi yapmaya karar verdi ve Gray organizasyon kurulunun başkanlığını yürüttü. Kongrede, "Radiobiology and Cancer" ve "Oxygenation in Radiotherapy. 1. Radiobiology Considerations" sunumlarını gerçekleştirdi.

Gray, 1950'lerin sonuna kadar çok meşguldü. 1958'de "The Influence of Oxygen on the Radiosensitivity of Cells and Tissues" ve F. O. Green ve C. A. Hawes'in yazar eşlikleri ile

"Effect of Nitric Oxide on the Radiosensitivity of Tumour Cells" makalelerini yayımladı. 1959'da, Gray "Cellular Radiobiology" ve H. B. Chase ve Eleanor Deschner'in yazarlıkları eşliğinde "The Influence of Oxygen and Peroxide on the Response of Mammalian Cells and Tissues to Ionizing Radiations" makalelerini yayımladı. 1960'da, Gray araştırmalarını "The Influence of Pre-Irradiation Storage of Ascites Tumour Cells on Radiation Sensitivity" başlığı altında raporladı. Bu yıllar süresince, Gray Paul Hersch tarafından oksijen gerilimini ölçmek için geliştirilen elektrokimyasal hücreler ile özel olarak ilgilendi ve deneyleri yönetti. Bu deneylerin temelinde, Gray ve mikrobiyolog Davit Dewey ışınlama süresince oksijen seviyesini ayarlarken daha dikkatli olmak için radyobiologlardan ricada bulundu. 1961'de, Radyasyon karsinogenezi üzerine radyasyonun işlevlerinin bir tetikleyici olup olmadığını belirlemek için, Gray çok sayıda deneyi yönetti. Sonucunda bu konu üzerine "Elementary Mechanisms of the Action of Radiation", "Relationship of Biological Dose to Physical Measurement", "Radiobiologic Basis of Oxygen as a Modifying Factor in Radiation Therapy", "Xrays in the Service of Cancer" ve "Some Distinguishing Features of the Initiation of Biological Damage by Photon and Ionizing Radiation" yayınlarını içeren bir takım makaleler yayımladı. 1962 yılının ağustos ayında İngiltere'nin Harrogate şehrinde, Gray'in organizasyon komitesi başkanlığında ikinci Uluslararası Radyasyon Araştırmaları kongresi başarıyla düzenlendi. Uluslar arası kongrenin başarıya ulaşmasıyla, Gray Uluslararası Radyasyon Araştırmaları Derneğinin oluşumunda aktif bir rol oynamaya devam etti. Fakat, çalışmalarında stres altında kalmasına bağlı olarak tamamen bitkin düştü. Dostları ve iş arkadaşları onun araştırmalardan bir süreliğine uzaklaşmasını ve ara vermesini ısrarla tavsiye ettiler ama o bunu reddetti. 1963 yılının başlarında, Gray'in arkadaşlarının endişeleri Gray'in felç geçirmesi ile gerçeklik kazandı. Gray rehabilitasyonuna odaklandı ve 5 ay sonra adeta küllerinden yeniden doğan bir anka kuşu misali araştırmalarına geri döndü. 1964 yılının mart ayında, hastalığının henüz yeni iyileşmiş olmasına rağmen, Gray Japon Ulusal Radyolojik Bilimler Enstitüsünden gelen bir daveti kabul etti. Bu davet, Japonya tarafından Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA)'den alınan teknik asistanlığın bir parçasıydı. Gray, ulusal Radyolojik Bilimler Enstitüsü, Tokyo Üniversitesi, Kyoto Üniversitesi ve çeşitli yerlerde radyobiyojik üzerine konferanslar vermek için 19 Mart'tan 7 Nisan'a kadar Japonya'daydı. Dönüşünün üzerine, Gray kendini (H. B. Hewitt ile birlikte) tümör transplantasyonu üzerine olan yeni araştırmaların içerisine attı. Işınlanmış hayvan kolonilerindeki sağ kalım eğrileri üzerine yapmakta olduğu deneyler değerli sonuçlar vermeye başladı. Bunun üzerine Gray "Radiation Biology and Cancer. Cellular Radiation Biology"i yazdı.



Fig. 3. Fotoğraf 1952'de Stockholm'de düzenlenen ICRP-ICRU toplantısından. Gray ve Sievert (en arkada ikinci ve üçüncü) yan yana fotoğraflanmış.

Fakat aynı yıl 9 Temmuz'da, aniden ikinci defa felç geçirdi ve ailesini, arkadaşlarını ve yardımcılarını ani ölüm haberi ile şok ederek hayata veda etti (Fig. 1(c)).

Gray, içlerinde Biriranya Radyoloji Enstitüsü Roentgen Ödülü (1938), Sloan Kettering Enstitüsü Katharine Berkan Judd Ödülü (1954), Barclay Medal (1960)ve M. D. Anderson Hastanesi ve Tümör Enstitüsü'nün Bertner Vakfı Ödüllerini (1964) içeren çok sayıda ödöl ve onur nişanı aldı. 1961'de

kraliyet topluluğunun üyeliğine seçildi. 1962’de Leeds Üniversitesi tarafından Onursal Doktora ile ödüllendirildi.

Yeni bir akademik alan olan radyobiyo­lojiyi kuran Louis Howard Gray'in ölümünden sonra tam 10 yıl geçmesinin ardından, 1975 yılında ICRU ve ICRP'nin teklifleri ve Comite' International des Poids et Mesures (CIPM)'in kabulü ile soğurulan doz biriminin resmi adı Gray (Gy) olarak belirlenmiştir.

Referanslar

- 1- Yamasaki M. The life of Gray: A pioneer in radiobiology. Niigata: Kokodo Shoten; 2000 (Japonya).
2- Yano T. The Nobel Prize: the universal language of the 20th Century. Tokyo: Chuokoron-Shinsha; 1988 (Japonya).



Fiz. Emre ŞANLI

1989 yılında İstanbul'da doğdu. 2013 yılında Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. 2015 yılında başladığı İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Fiziği A.B.D yüksek lisans programındaki öğrenimine halen devam etmektedir.

AYIN RAPORU (I)

AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a. Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations Megavoltage Photon and Electron Beams

Fiz. Uzm. Cemile CEYLAN

Radyoterapide kalite kontrolün en önemli basamağı Tedavi Planlama Sistemlerinin (TPS) doğruluğudur. Kliniklerde kullandığımız TPS'lerde algoritmalar, heterojenite hesaplamaları, bazı tedavi tekniklerindeki yaklaşımlar farklılık gösterse de amaç hasta tedavi planlamasını maksimum doğrulukla hesaplamaktır. Radyasyon onkolojisinde kalite kontrolü sağlamak ve devamlılığını temin etmek için TPS demet bilgilerinin toplanmasının doğru ve uygun ekipmanla (uygun su fantomu, iyon odaları, geometrik şartlar gibi) yapılması, bu verileri yaparak cihaz modellemesinin en uygun şekilde yapıp TPS algoritmalarının doğruluğunun kontrol edilmesi TPS kalite kontrollerinin temelini oluşturur. Daha önceki sayılarımızda AAPM (The American Association of Physicists in Medicine) raporlarının bazılarını (TG -Task Group -71, TG-176) sizlerle paylaşmış ve temelde kalite kontrol sürecinde AAPM'in tavsiyelerini aktarmıştık. Bu sayıda da Ayın Raporu olarak sizlerle AAPM'in belli aralıklarla revize ettiği, klinik süreçte kolayca uygulanabilecek ve böylelikle TPS kalite kontrolünde, demet bilgileri toplanması ve aktarılması sırasında doğruluğu artıracak tavsiyelerin bulunduğu AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a rehberini bizim bakış açımızla sizinle paylaşmak istedik. Yazı ile ilgili tavsiye ve eleştirilerinizi medfizonline@gmail.com adresine yazarak bizimle paylaşabilirsiniz.

1-Hazırlık

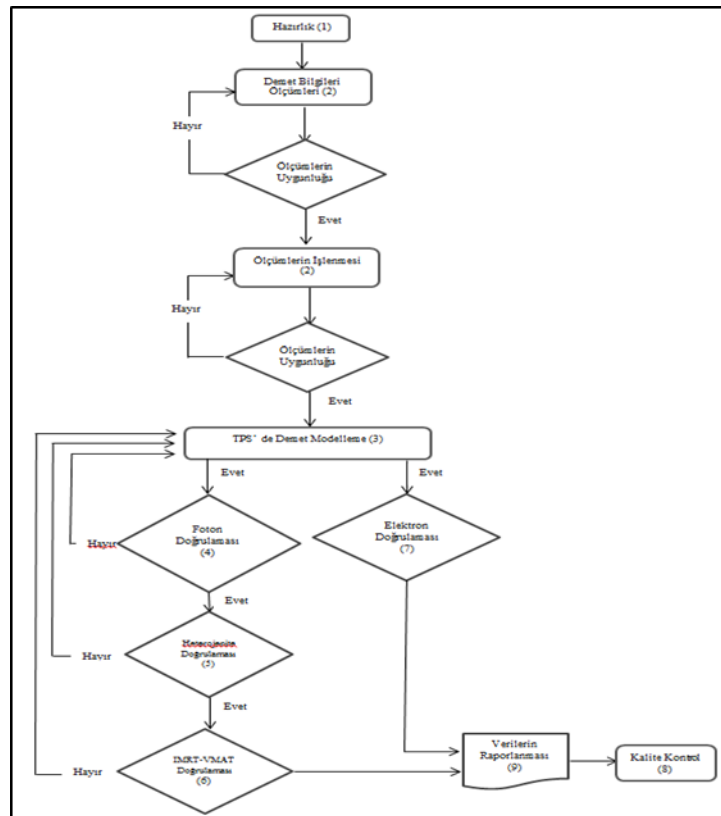
Raporda hem foton demetleri hem de elektron demetleri için TPS kalite kontrol sürecindeki tavsiyeler verilirken; foton demetlerinde doz hesaplanırken 3 boyutlu (3D) heterojenite düzeltmesi (Convolution/Superposition (C/S), Boltzmann transport denklemi (GBBS) çözümü ve Monte Carlo (MC)) yapabilen model tabanlı algoritmalarının, elektron demetlerinde ise pencil beam ya da MC algoritmalarının varlığı kabul edilmiştir. Raporun giriş kısmında raporun amacından ve tolerans-değerlendirmeden bahsederken, ikinci kısımda medikal fizikçi sorumluluklarını AAPM'in daha önce belirlediği standartlara yönlendirmiş ve TPS kalite kabul testlerinin (demet bilgilerinin ölçülmesi, modelleme ve doğrulama) yapılmasının ve kalite kontrol temini (QA) sürecinin 'nitelikli' medikal fizikçi sorumluluğunda gerçekleşmesi gerektiği vurgulanmıştır. Şekil 1'de raporun kısımlarına göndermeler yapılarak TPS kalite kontrol süreci gösterilmektedir. TPS modelleme sırasındaki doğruluk, tüm klinik olasılıkların olacağı durumlar için ayarlanıp optimum doğrulukla yapılması gerekir. Bazı durumlarda modelleme

daha başarılı yapılabilirken, bazı durumlarda zayıf kalabilir. Modellemenin doğruluğu ölçüm doğruluğuna (örneğin doz profil eğrilerinin kuyruk bölgesinde dedektör seçimine göre aşırı doz ölçümü) ya da TPS' in modellemedeki yetersizliği gibi faktörlere doğrudan bağlıdır. Bu durumda hep birden düşünülüp, klinik tolerans değerleri ve limitleri belirlenerek en uygun doğrulukta modelleme yapılmalıdır. Şekil 1.'de gösterildiği gibi TPS kalite kontrol sürecindeki her bir adımın (Foton-elektron doğrulaması, heterojenite düzeltmesi ve Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), Volumetric Arc Radiotherapy (VMAT)) kendine ait testleri, kabul kriterleri ve değerleri vardır. Yani demet modellemesi foton demetlerine göre yapıp, tolerans değerler içinde kabul edilse bile IMRT/VMAT modellemesinde kabul edilemeyecek modelleme hataları oluşabilir. Bu nedenle tekrar modelleme parametreleri değiştirilerek ya da ayarlanarak tekrar modelleme gerekebilir.

2-Demet Bilgilerinin Toplanması ve TPS için İşlenmesi

TPS'de 'Beam Modelling' öncesi gerekli ve optimum ölçüm listesi hazırlanıp, TPS firmasının önerdiği yol izlenerek ölçümler uygun ölçüm şartlarında ve ekipmanla

yapılmalıdır. TPS kabul testlerine geçilmeden önce demet modellemesi klinik için gerekli her senaryo için yapılmalı ve tolerans değerlere uygunluk değerlendirilmelidir.



Şekil 1. TPS Kalite kontrol ve temininin iş akış diyagramı

Uygun Ekipman Seçimi: Raporda Tablo 1 ve Tablo 2 verilerek, ölçümleri yapacak medikal fizikçinin sorumluluğunda alınacak ölçümün niteliğine uygun ekipmanın seçilmesi için tavsiyeler sunulmaktadır. Ekipman uygunluğunun yanı sıra ölçüm sırasında kullanılacak ölçüm şartlarındaki hatalar da, örneğin; tarama hızı, dedektör boyutu, dedektör oryantasyonu gibi hatalar da demet modellemesinde farklılıklara yol açacak etkenlerdir. Ayrıca AAPM TG-106, TG-25, TG-70, TG-120 ve IAEA TRS-430 raporlarından da faydalanarak en doğru seçimlerin yapılması önerilmektedir. Tablo 1.' de alınacak ölçümlere göre uygun ekipman listesi verilmektedir.

Bilgisayarlı tomografi (CT) kalibrasyonu ölçümleri: Doz hesaplama algoritmaları modellenirken çoğunlukla hava ve su içinde alınan ölçümler kullanılır. Ancak her hangi bir doku için doz hesaplaması CT görüntülerinin vokal yoğunluklarının doğru tanımlanması ile olur. Bu nedenle çoğunlukla elektron densite bilgileri kullanılarak CT görüntülerinin yoğunluk tabloları oluşturulur. CT yoğunluk tabloları klinikte çoğunlukla kullanılacak tarama parametrelerine (kVp) göre, hava ($\sim 0,001 \text{ g/cm}^3$) ile yüksek yoğunluklu ($\sim 2 \text{ g/cm}^3$) materyal (altın, titanyum gibi.) aralığını içine alacak şekilde hazırlanmalıdır. Ayrıca her CT cihazı için ayrı tablo hazırlanması önerilmektedir.

IMRT/VMAT için ölçümler: TPS' de konvansiyonel demet modellemesi için gerekli ölçümlerin yanında eğer IMRT/VMAT gibi teknikler için de modelleme yapılacaksa küçük alan ve MLC (Multi Leaf Colimator) modellemesinin de yapılması gerekir. Raporda küçük alan dozimetresinin zorluğundan ve her LINAC için MLC modellemesinin farklılığından da bahsedilse de IMRT/VMAT için doğrulama ölçümlerinin doz hesaplamada doğruluğun öneminin büyük olduğu vurgulanmıştır.

- TPS ölçümlerinde firma istemese dahi eğer IMRT/VMAT yapılacaksa $2 \times 2 \text{ cm}^2$ hatta daha küçük alanlar için uygun dedektör ile ölçümler alınmalı, modelleme ekstrapolasyon olsa bile hesaplanan doz ile bu ölçümler karşılaştırılmalıdır.
- Eğer lifler arası ve lif geçirgenliği değerleri modellemede kullanılacaksa TPS firmasının önereceği şartlarda büyük hacimli iyon odası kullanılmalı. Ancak lif geçirgenliği ve lifler arası sızdırma için ayrı değerler girilecekse lif geçirgenliği için küçük hacimli dedektör kullanılması gerekirken lifler arası sızdırma film ile ölçülmelidir.
- Lif sonu penumbrası ölçümü küçük hacimli dedektör ile yapılmalıdır.
- Lif zamanlaması film ya da 'exit' dedektör ölçümleri ile doğrulanmalıdır.
- Output faktörleri ($2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'ye kadar ya da daha küçük alanlar için) demet modellemesi ve/veya doğrulaması için ölçülmelidir.

TPS' de modelleme için alınan tüm ölçümler TPS'e yüklenmeden önce ve sonrasında gözden geçirilmelidir. Gözden geçirme sırasında olabilecek set-up ve ölçüm hataları açısından tüm veriler tekrar gözden geçirilmelidir. Ters kare etkisi, demet diverjansı, alan ile enerji değişimi gibi değişkenler doğrulanmalı; farklı alan ve derinlikler için alınan demet profilleri ve derin doz eğrileri üst üste getirilerek tüm alanlardaki profiller karşılaştırılmalı olarak

kontrol edilmelidir. Ayrıca, eğer mümkün ise alınan ölçümler referans bir data ile karşılaştırılmalı, cihazdan ya da ölçümden kaynaklı hatalar tespit edilmelidir. MLC parametreleri yayınlanan verilerle karşılaştırılmalıdır. TPS'e aktarma işleminden sonra da aktarılan bilgiler aktarım sırasında olabilecek her türlü veri kaybına karşı kontrol edilmelidir.

3-Modelleme

Tüm dozimetrik ölçümler ve fiziksel ölçümlerin TPS'e aktarılmasından sonra modelleme yapılır. Modelleme; adı da üstünde olduğu gibi ölçümlerle bire bir uyum içinde olması mümkün olmayabilir, ancak modellemeyi yapan medikal fizikçinin olası farklılıklardan sebep olacağı klinik sonuçları iyi anlamalıdır. Rapor, modelleme sonrasında ilk önce homojen ortamda doğrulama yapılmasını önermekte ve daha sonraki bölümlerde verdiği doğrulama testlerinin yapılmasını önermektedir. Bu doğrulamalar sonrasında bazı parametrelerle oynanarak modelleme daha iyiye

götürülmelidir. Heterojen ortamlarda doğrulamadan sonra genellikle IMRT/VMAT gibi tekniklerin doğrulaması en son yapılmalıdır. Lif geçirgenliği, dozimetrik lif boşluğu gibi MLC parametreleri IMRT/VMAT algoritmalarının modellemesinde oldukça etkilidir. Çoğunlukla ölçüm ile modelleme arasında uyumu arttırmak için çoğu zaman bu parametreler ile oynamak gerekir. Ayrıca küçük alan dozimetresinin doğruluğu da hesaplanan dozun doğruluğu doğrudan etkiler. IMRT/VMAT modellemesinin yapılmasından sonra temel foton modellemesi tekrar doğrulanmalıdır.

4- Fotonlar: Doz Algoritmalarının Doğrulaması (Homojen Ortamlar için)

Bu bölümde raporda foton demetlerinin her bir enerjisi için yapılmış modellemenin doğrulama testleri anlatılmış, örneğin 6 MV, 6 MV SRS ve 6 MV FFF her biri ayrı ayrı modellenen enerji olarak kabul edilmiştir. IMRT/VMAT dışındaki demetlerin modellerinin doğrulanmasında gentri 0° de olmalı ve belirli bir ölçüm noktası seçilmelidir. Su fantomu ile doğrulama ölçümleri yapılsa da rapor 'Array' dozimetri sistemleri de önermektedir. Ölçüm yapılacak plan TPS'nin klinik planlama modunda hazırlanmalı ve farklı klinik olasılıkları içermelidir.

Tablo 1. Equipment required for TPS commissioning of photon and electron beams

Ölçüm Sistemi	Ölçüm	Yorum	Referans
3B Su Fantomu	Demet Taraması	Ölçüm alınan alan boyutuna yeterli lateral ve derinlikte ölçüm	TG-106, TG-70
Elektrometre, Kablo	Demet taraması, output kalibrasyonu, rölatif ve absolute Dozimetri	ADCL kalibrasyon, düşük gürültü ve sızdırma oranı, lineer cevap	TG-106
Build-up Kap, Mini Fantom	Havada Out put ölçümü	Bazı TPS'lerde gerekli, çoğunlukla ikinci kontrol için yapılır	Yunice ve ark.
Su Eşdeğeri Katı Fantom	Ölçümlerde buildup ya da geri saçılımı engellemek için gerekli	>20 cm derinliği sağlayabilecek farklı kalınlıklı ve ≥30cm olmalı, dedektör için uygun boşluk olmalı	TG-106, TG-120, IAEA TRS-430
CT Yoğunluk Fantomu	Elektron ya da kütle yoğunluk CT No Tablosu	Akciğer gibi düşük yoğunluklu yapıdan en yüksek yoğunluklu materyalleri içermeli	TG-66
Heterojenite Fantomu (Akciğer Densitesi içeren)	E2E testi	İyon Odası için kavite olması durumunda yıllık QA için de kullanılabilir.	TG-65, IAEA TRS 430
Anthropomorphic fantom	Anatomik model doğrulaması E2E Testi	Dedektörler için kavite olmalı	IAEA TRS-430
Ölçümlerin Dönüşümü için uygun yazılımlar	Profil, %DD eğrilerinin aktarılması, Karşılaştırılması ve analizi	3B su fantomu programı ya da dozimetrik analiz programları olmalı	TG-106
IMRT/VMAT ya da Ark Tedavi Fantomları	IMRT/VMAT planlarının doğrulaması	2B ya da 3B array dozimetri sistemleri, film ve analiz programları olmalı	TG-120

Testler ve Tavsiyeler: Basit foton demetleri için homojen ortamda doz hesaplamasının doğrulaması için önerilen testler Tablo 2' de sunulmaktadır. İlk testte ölçüm alınmış en geniş alanlar için modelleme ile hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırmasını önermektedir. Bu test ile TPS hesaplamasının gürültü ya da hesaplama grid boyutu gibi istatistiksel belirsizliklerin katkısının belirlenmesi amaçlanmaktadır. İkinci test ise belirlenen bir derinlikte hesaplanan ve ölçülen MU (Monitor Unit) doğrulamasının yapılmasını önermektedir. Üçüncü test ise su fantomu için farklı alan boyutlarında hesaplanan %DD, output faktör gibi dozimetrik parametrelerin doğrulamasını önermektedir. Raporda MLC ile farklı şekillendirilmiş alanlar doğrulama testleri için IAEA TRS Report 430 referans olarak gösterilmiş ve Foton Test 1,3,2 6,10 ile tanımlanmış testlerin yapılması önerilmektedir. Bu testler her bir modellenen enerji için ayrı ayrı yapılmalıdır. Ölçümler TPS' de hesaplanan doz dağılımları ile karşılaştırılırken yüksek doz bölgesindeki, penumbra bölgesindeki ve düşük doz kuyruklarında farklı derinliklerde (d_{max} , 10-15 cm ve daha derinde) kontrol edilmelidir.

Tablo 2. TPS Modellemesi Doğrulama Testleri

Test	Karşılaştırma	Tanımlama	Tolerans
Test 1.	Hesaplanan ve Modellenen doz dağılımlarının karşılaştırılması	$>30 \times 30 \text{ cm}^2$	Bilinen istatistiksel belirsizlikler dahilinde uyumlu olmalı
Test 2.	Kalibrasyon şartlarında ölçülen ve hesaplanan dozun karşılaştırması (Absolute Doz Karşılaştırması)	Referans Kalibrasyon Şartları	%0.5
Test 3.	Hesaplanan ve TPS için ölçülen doz dağılımının karşılaştırması	Küçük ve büyük alanlar için % DD, Output, Off-Axis faktörleri	%2

Yüksek doz bölgesinde karşılaştırma yapılırken referans şartlardan bir parametre değişimindeki doz farklılığının %2' nin içinde olması gerekirken, çoklu parametre değişimi ile alınan ölçümler ile hesaplanan doz arasındaki farkın %5 içerisinde uyumlu olması önerilmektedir. Ayrıca penumbra 3 mm uyum içinde ölçülmeli ve alan kenarından 5 cm ötesinde doz uyumunun %3'ün altında olması önerilmektedir.

Modelleme süreci iteratif bir süreç olduğundan doğrulama testleri yapıldıktan sonra gerekli düzeltmeler tekrarlanarak hesaplanan ile ölçülen doz dağılımları arasındaki fark her

klinik olasılık için minimuma indirilecek şekilde tekrarlanmalıdır. Modellemeyi ve kabul testlerini yapan medikal fizik uzmanı TPS'de modellemeyi kaynaklı düzeltilemeyen farklılıkları ve sonuçlarını bilmeli, hesaplama algoritmalarının yetersiz kaldığı klinik durumların farkında olmalıdır. Çoğu zaman basit foton demetleri için modelleme tolerans değerlerin içinde olacak şekilde olurken IMRT/VMAT için modellemeler aynı doğrulukta olmayabilir. Bu durumda IMRT/VMAT modellemesi için yapılan değişiklikler basit foton demetlerinde özellikle penumbra ve kuyruk bölgesinde farklılıklara sebep olacağından modelleme basit fotonlar için tekrar kontrol edilmelidir.

5-Fotonlar: Doz Algoritmalarının Doğrulaması (Heterojen Ortam için)

Heterojen ortamlarda doz doğrulaması hem foton demetlerinin modellenmesine hem de hasta heterojenitesinin doğru tanımlanmasına bağlıdır. Öncelikle TPS'de heterojen ortamlarda doz hesabı için Convolution/ Superposition (C/S), Collapse Cone (CC), Boltzman Denklemi çözümlü (GBBS) ya da Monte Carlo (MC) gibi tip b olarak tanımlanan algoritmaların olması gerekir. Pencil Beam ve düzeltme tabanlı algoritmalar heterojen ortamlarda doğru doz hesaplayamadıkları için uygun değildir (Bu konu ile ilgili ayrıntılı bilgi [MedFiz@Online 4. Sayı 'Tps Algoritmalarının Küçük Alan İçin Geçerliliği'](#) makalesinde bulunabilir). Dolayısıyla heterojenite düzeltmesinin doğruluğu sadece modellemeye değil algoritmaların farklılıklarından ve heterojen ortamdaki

doğruluklarına da bağlıdır. Heterojen ortamda hesaplanan dozu doğrularken düşük yoğunluklu dokudaki, heterojen ortamlar arasındaki ve düşük/yüksek yoğunluklu doku ötesindeki bölgedeki dozların doğrulamasına dikkat edilmelidir. Monte Carlo ve GBBS gibi algoritmalar heterojen ortamlarda dozu voksel içindeki materyaldeki dozu 'Dose to medium' olarak hesaplarken, konvansiyonel TPS dozu için stopping power oranı düzeltmesi ile su eşdeğeri 'Dose to water'doz hesaplanır. Ancak bu durumda hesaplanan konvansiyonel doz dağılımının doğruluğunun düştüğü raporlanmıştır. Bu nedenle her iki yöntemle doz hesaplanması ve medikal fizikçi kararına göre seçim yapılmalıdır.

Testler ve Tavsiyeler: Raporda heterojen ortamlarda doz doğrulaması için öncelikle CT yoğunluk tablosunun doğrulanması ve ardından heterojen ortam içinde alınacak ölçümlerle doz doğrulaması önerilmektedir. Tablo 3’de önerilen testler gösterilmektedir. Testler heterojenite fantomunda yapılabileceği gibi düz katı fantom içine yerleştirilmiş Carrasco ve ark. önerdiği gibi heterojeniteler yerleştirilmiş bir fantom kullanılarak da yapılabilir. Akciğer gibi düşük yoğunluklu ortam için düşük yoğunluklu ahşap ($\sim 0,3 \text{ g/cm}^3$) materyal kullanılabilir. Tabloda ikinci testte, merkezi eksen boyunca heterojenite öncesindeki ve sonrasındaki hesaplanan ve ölçülen dozların oranı bulunurken aşağıdaki maddelere dikkat edilmelidir.

- Ölçüm build-up bölgesi dışında olmalıdır. Bu test heterojen ortamda doz doğrulamasının en basit yoludur.
- $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ’lik alanda ölçüm yapılması önerilmektedir. Bunun nedeni ise daha küçük alanlarda düşük yoğunluklu ortamlarda farkın artmasıdır.
- TPS’de bulunan algoritmaların heterojen ortamlarda doz hesaplama limitlerini belirlemek, anlamak ve klinik etkilerini ortaya koymak için medikal fizik uzmanı tarafından daha ayrıntılı testlerin yapılması önerilmektedir.

Tablo 3. Heterojen ortamlarda TPS foton algoritmalarının doğrulama testleri

Test	Tanımlama	Tolerans	Referans
Bilinen değerler için TPS’deki elektron ya da Kütle yoğunluklarının doğrulanması	Hava, akciğer, su, yoğun kemik ve olası bilinen heterojeniteler için CT-yoğunluk kalibrasyonu		TG-65, IAEA TRS-430
Akciğer ötesinde heterojenite düzeltmesi	$5 \times 5 \text{ cm}^2$ ’lik alanda hesaplanan ve ölçülen dozun doğrulanması	%3	IAEA TRS-430, Carrasco ve ark.

Daha önce de söylendiği gibi doğrulama ancak tip 2 doz algoritmaları kullanıldığında anlamlı olacaktır. Sorumlu medikal fizikçi algoritmanın heterojen ortamlarda nasıl bir düzeltme ile doz hesapladığını bilmelidir. CT-yoğunluk eğrileri her bir CT için ayrı olarak oluşturulmalı ve doğrulanmalıdır. Merkezi eksen boyunca olan düşük yoğunluklu ortam ötesinde doz uyumu %3’ ün içinde olmalıdır

6-IMRT/VMAT Modellemesi Doz Doğrulaması

Raporun bu bölümünde foton demetlerinin TPS’de IMRT/VMAT/Helical ışınlama tekniklerinde hesaplanan tek tek ya da toplam alan doz dağılımları için yapılması gereken testlerden bahsedilmiştir. IMRT doz doğrulaması, IMRT modellemesi için alınan ölçümlerin doğruluğuna bağlıdır. IROC Houston ve ark. yaptıkları, farklı hastanelerin katıldığı baş-boyun fantomu için yapılan IMRT E2E test planlarının doğrulamasında katılan hastanelerin %82’sinin planları doz ve uzaklık (DTA) uyumunun sırasıyla %7 ve 4mm olan tolerans değerlerinin içinde bulunmuştur. Geçemeyen planlardaki hatalar incelendiğinde çoğunluğun kaynağı TPS’de IMRT modellemesi için gerekli ölçümlerden kaynaklı hatalar olarak tespit edilmiştir. Bu nedenle IMRT/VMAT modellemesi için alınan ölçümlerin kabul kriterleri klinik olarak çok etkilidir.

Testler ve Tavsiyeler: Toblo 4’de de gösterildiği üzere IMRT/VMAT doz doğrulaması için beş temel test önerilmektedir. Testler her enerji için ayrı ayrı yapılmalı ve eğer tedavi cihazında dinamik, step and shoot, VMAT gibi farklı ışınlama teknikleri mevcut ise bu teknikler de ayrı ayrı doğrulanmalıdır. İlk test küçük alanlarda %DD doğrulamasıdır. Eğer kabul ölçümleri sırasında küçük alanlar için uygun dozimetri sistemi ile ölçümler alınmıyorsa sistem ekstrapolasyon ile verileri oluşturacağından hesaplanan %DD’nin doğrulaması firma yetkililerinden alınan değerlerle kontrol edilmelidir. Diğer test ise MLC ile şekillenmiş küçük alanda doz doğrulamasıdır. Bu ölçümde $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ve daha küçük alınan out put değerleri ile kullanılarak hesaplanan doz değerinin doğrulaması yapılır. Üçüncü test kompleks klinik uygulamalar için TG-119 önerdiği baş-boyun ve C şekli için doz doğrulanmasını önermektedir. Bir sonraki test CT görüntüleri olan iki ayrı set için önerilen doz objektif değerlerine göre yapılan IMRT/VMAT planlarının doz doğrulaması iken son test ise antropomorfik fantom ile yapılması önerilen E2E testidir. Raporda bu doğrulama ölçümleri yapılırken klinik durumlara en yakın ve optimum fiziksel şartların (minimum alan boyutu seçimi gibi) seçilmesi ve yapılan testlerin çok iyi raporlanması önerilmektedir. Toplam tedavi planının doğrulanmasında iyon odası kullanılarak hedef hacim düşük doz bölgesinde doz doğrulaması yapılırken farklılık %2’den, riskli organda doz farklılığı %3’ den az olmalı olarak önerilmektedir. 2D ya da volümetrik doz doğrulamasında ölçümlerim film ya da uygun çözünürlüklü array dozimetre sistemi ile yapılması ve hesaplanan ile ölçülen doz dağılımları arasında uyumun %2, 2mm kabul edilen gamma indeksinin içinde olması önerilmektedir. Antropomorfik fantom ile yapılacak E2E testi için tolerans değeri de %5 olarak verilmektedir. Bunların yanı sıra bu ışınlama teknikleri için cihazın limit şartları göz önüne alınacak doğrulama testlerinin yapılması ve bunların klinik etkisi düşünülerek belirlenen tolerans değerlerinin içinde tutulması önerilmektedir.

Tablo 4. IMRT/VMAT doz doğrulama testleri.

Test	Tanımlama	Dedektör	Referans
Küçük Alan %DD Doğrulaması	$\leq 2 \times 2 \text{ cm}^2$ MLC'li alanlarda Klinik SSD' de %DD uyumu	Diyod ya da Plastik Sintilatör	Yunice ve ark.
MLC'li küçük alanlarda output doğrulaması	MLC ile açılmış kare ve dikdörtgen segmentlerde klinik olarak uygun derinliklerde output doğrulaması ^a	Diyod, Plastik sintilatör, mini ya da micro iyon odası	Cadman ve ark.
TG-119 testleri	Baş-boyun ve C şekil için planlama, ölçüm ve doğrulama yapıp sonuçların TG-119 ile karşılaştırılması	İyon odası, film ve/veya 2D dozimetri sistemi	TG-119
Klinik testler	En az 2 klinik CT data seti için planlama, ölçüm ve doğrulama	İyon odası, film ve/veya 2D dozimetri sistemi	Nelms ve ark.
E2E testi	Antropomorfik fantom için Simülasyon, planlama, tedavi ve doğrulama	Fantoma uygun dozimetri sistemleri	Kry ve ark.

7-Elektron Demetlerinin Doğrulanması

Rapor elektron demetlerinin doğrulanması için TG-25 ve bu rapora ek olarak daha sonra yayınlanan TG-70 referans olarak gösterilmektedir. Bu raporlarda olduğu gibi testleri CT görüntüleri kullanılarak pencil beam ya da MC algoritmaları ile hesaplanan 3D doz dağılımlarının doğrulanması için testler önerilmektedir. Foton demetlerinde olduğu gibi elektron demetlerinde de modelleme için gerekli testler firmaların önerisine göre suda ve havada alınmalıdır. Modelleme sonrasında farklı klinik şartlar için (hastaya özel tedavi farklı tedavi alanları, uzatılmış SSD gibi) doğrulama yapılmalıdır.

Testler ve Tavsiyeler: Tablo 5' de yapılması gereken doğrulama testleri ve tolerans değerleri gösterilmektedir. Farklı şekillendirilmiş tedavi alanları seçilirken lateral saçılım dengesinin kurulabileceği alan boyutu seçilmesi önerilirken, her bir testin tüm enerjiler için yapılması önerilmektedir. Birinci testte doz doğrulaması yapılırken aynı zamanda modelleme sırasında seçilen efektif SSD değerinin doğru da kontrol edilir.

Tablo 5. Elektron Demetleri için TPS doz doğrulama

Test	Tanımlama	Tolerans
Şekillendirilmiş alanlarda doz doğrulaması	Standart ve uzatılmış SSD'lerde Farklı alan boyutlarında ölçüm	%3/3mm
Cilt yüzeyine oblik girişli Demetlerin doğrulanması	Standart SSD'de ve referans aplikatörde oblik giriş durumunda doz doğrulaması	%5
İnhomojenite Testi	Referans aplikatör ve standart SSD	%7

Raporda ayrıca her bir aplikatör için %DD eğrilerinin ve out put değerlerinin literatür ya da firma tarafından sağlanan referans bilgilerle kontrol edilmesi, tolerans değer olan %3, 3 mm değerinin hem düşük hem de yüksek doz bölgesinde sağlanması ve oblik demetlerde de hem düşük doz hem de yüksek doz bölgesinde uyumun %5 içinde olması önerilmektedir.

8-Rutin Kalite Kontrol Programı

TPS kabulü ve doğrulaması yapıldıktan sonra rutin TPS kalite kontrol programları oluşturulmalıdır. Bu programlar TPS versiyonu değiştiğinde, yıllık olarak ya da modelleme kısmında herhangi bir değişim yapıldığında tekrar edilmez. TPS kalite kontrol sürecinde her bir testin tekrarlanması yerine tüm testleri içine alacak E2E testleri ile doz doğrulaması, heterojenite doğrulaması yapılabilir.

Raporda her ne kadar ölçümler ve tolerans değerleri verilse de her bir TPS ve hesaplama algoritmaları kendi içinde farklılıklar, kısıtlamalar ve eksiklikler göstermektedir. Bu şartlarda medikal fizik uzmanı kullandığı TPS'i iyi tanımalı ve bu önerilerle birlikte hesaplanan ile ölçülen doz dağılımındaki farklılıkları minimuma indirecek düzenlemeleri kendi tecrübesi ve aynı TPS' i kullanan kliniklerle bilgi alış veriş ile yapabilmelidir.

AYIN RAPORU (II)

The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management

Fiz. Uzm. Gökhan AYDIN

Radyoterapi dünyasında "kalite kontrol, kalite temini veya kalite yönetimi" kavramları denildiğinde, tedavi cihazlarının mekanik ve dozimetrik olarak belirlenmiş limitler içerisinde çalışmasına yönelik yapılan ölçme ve değerlendirmeleri anlarız. Ancak gerçek anlamda kalite yönetimi, sadece tedavinin planlanması ve uygulanması aşamalarında oluşabilecek yazılımsal veya donanımsal parametreleri değil, hastaların tedavi kararının verilmesinden, tedavisinin uygulanmasına kadar geçen iş akışı boyunca tanımlanan olası hataları ve bunların doğurabileceği klinik sonuçları da değerlendirilmelidir. Bu amaçla AAPM tarafından, (IMRT'ye özel olacak şekilde) radyoterapide, iş akışının haritalanması, başarısızlığın tanımlanması, etki analizleri ve hata ağacı analizi tekniklerini bir kalite yönetimi aracı olarak ifade eden TG100 raporu yayınlanmıştır.

Raporun niteliği alışılmış performans göstergelerinden oldukça farklıdır. Bu nedenle okunup yorumlanması da farklı bir bakış açısı gerektirmektedir. Raporda tanımlanan üç ana parametre, prospektif risk analizinin rasyoneli, kalite yönetimi programının ve işlem / klinik spesifik iş akışının nasıl gerçekleştirileceği, genel bir IMRT işleyişine uygulanabilecek şekilde detaylı bir örnek uygulamanın tanımlanmasıdır. Tüm bu işlemler genel standartlar şeklinde değil de her klinik için kendi ekipmanları ve

uygulamalarına göre sağlanabilecek kalite ve ortaya çıkabilecek risklerin ifade edilmesi şeklindedir.

Raporda mevcut kalite yönetimi yaklaşımlarına ilişkin problemler ifade edilmiştir. Buna göre tedavi sürecine sadece cihaz bazlı bakmamak gerekir. Cihaza spesifik yapılan kalite kontroller uygulama doğruluğunu ifade etmede yeterli değildir. Birçok ciddi radyasyon kazası uygulama sırasındaki iletişimsizlik veya yanlış anlaşılardan kaynaklanmıştır. Bu nedenle olası hata kaynaklarının farklı tanımlanması gereklidir. Geçmişten günümüze teknolojiye gelişmeler, cihaz spesifik kontrollere yenilerini eklemiş, yeni tedavi teknikleri yeni bilgi edinme gereksinimlerini doğurmuş ve buna bağlı olarak zaman içerisinde çalışan personelin iş yükünde anlamlı artış olmuştur. İş yükünün bu şekilde karmaşılaşması da hata olasılığını oluşturan sebepler arasındadır. Bu nedenle kliniğin kendi uygulamaları ve taşıdıkları riskler doğrultusunda, yapılması gerekli cihaz spesifik kalite kontrollerin frekansları ve çeşitlilikleri optimize edilebilmelidir.

Rapora göre iş akışı içerisindeki başarısızlık klinik olarak ihmal edilebilir düzeyden felakete kadar olan ölçekte tanımlanmalıdır. Buna bağlı olarak radyoterapideki kaliteyi ifade edecek şekilde farklı parametreler tanımlanmıştır:

Beklenen kalite seviyesine ulaşamamak başarısızlıktır (*failure*). Özel bir iş akışının aşamalarından herhangi birisinde başarısızlık oluşabilir. Farklı şekillerde ortaya çıkabilen bu durum başarısızlık modu (*failure mode*) olarak tanımlanır. Hatalar (*errors*) başarısızlığın bir göstergesi olarak, yapılması gereken bir kontrolün yapılmaması veya yapılmaması gereken bir durumun yapılmasını ifade eder. Yanılma (*mistake*) ise doğru olmayan bir niyet veya planla başarısızlığın ortaya çıkmasıdır. Yanılmanın tanımında eylem bilerek yerine getirilse de amaçlanan hedef başarılamamış olur. İhlal (*violation*) iş akışındaki bir prosedürün kasıtlı olarak izlenmemesi ile ortaya çıkan başarısızlıktır. Bulgu (*event*) ise başarısızlığın kendisini ve hasta tedavisine olumsuz yansımalarını da içerecek şekilde tüm senaryoyu ifade eder. Olası bulgu (near event) tanımı, hasta tedavisinde ortaya çıkabilecek ve eğer düzeltilmezse hastaya yansıyacak bir başarısızlık durumunu belirtir.

Yapılan tüm tanımlar doğrultusunda, başarısızlıklar hatalardan, yanılmalardan veya ihlallerden kaynaklanabilir. Birçok başarısızlığın etkisi dedekte edilemez. Ancak haftalar, aylar veya yıllar sonra fark edilebilen bir düzeye

ulaştığında başarısızlık bir bulgu olarak karşımıza çıkar. Başarısızlıkların sebepleri bir sınıflandırma yapabilmek için karmaşık ve zordur, insana bağlı ve/veya ekipmana bağlı olarak gerçekleştirilirler

Organizasyonel veya tasarimsal başarısızlıklar da (gizli (*latent*) hata) insana veya ekipmana bağlı performansı etkileyebileceğinden hasta tedavilerinde olumsuz bir sonuç yaratabilir. Örnek olarak organizasyonel başarısızlıklara, iş yükündeki aşırılık, çok gürültülü, rahatsız edici çalışma ortamı veya verilere ulaşmadaki yetersizlik gösterilebilir.

Kalite yönetimi istenilen kalite hedeflerini elde etmek için tasarlanan bütün etkinlikleri içerir. Ford ve arkadaşlarının bir çalışmasına göre kalite yönetimi, kalite planlama, kalite kontrol, kalite temini ve kalite iyileştirme aşamalarını içermelidir. Rapor doğrultusunda kalite kontrol ve kalite temini aşamalarına odaklanılmıştır.

Kalite kontrol, istenilen kalite düzeyinin elde edilmesine yönelik prosedürleri şu parametrelere göre içerir: bir tedavi parametresinin mevcut durumunun değerlendirilmesi, istenilen düzeyle karşılaştırılması ve hedefi başarmak için aradaki farkın ölçülmesi.

Kalite yönetimi ise istenilen kalite düzeyini, bir görev veya parametre için kalite hedefinin karşılandığını göstererek ifade eder.

TG-100 risk analizinde, hastanın tüm tedavi akışında yer alan olası bütün kişileri (hekim, medikal fizik uzmanı, tekniker, dozimetrist, hemşire, servis mühendisi, IT.....) içeren bir takım tabanlı yaklaşım önermektedir. Cihaz özellikleri, personel çeşitliliği, uygulama çeşitlilikleri dikkate alındığında her klinik için özelleştirilmiş iş akış haritaları, FMEA (Fault Modes and Effect Analysis), hata ağacı ve kalite yönetimi oluşturulmalıdır.

İş akışının haritalanması, bir iş akışının başından sonuna kadar yer alan bütün aşamalarını fiziksel ve zamansal ilişkilerini de dikkate alacak şekilde grafiklendirilmesidir. Örnek olarak aşağıda bir IMRT hasta tedavisi için tüm bir akış içerisinde (verilen örneğe göre 6. basamakta yer alan) " tedavi planına başlamadan önceki kontrol noktaları" ifade edilmiştir.



FMEA ise iş akışının haritalanmasına benzer şekilde, iş akışındaki bütün adımlarda oluşabilecek olası hataları ve sonuçta elde edilmesi beklenen faydaya etkilerini ifade eder. Örnek olarak, ilk tedavi gününde hastanın izomerkeze göre pozisyonlanması hatalı yapılmış olabilir. Bunun nedenleri, tedavi cihazındaki veya simülatördeki lazerlerin düzgün ayarlanmaması, teknikerin tedavi pozisyonuna ilişkin yeterli bilgiye sahip olmaması, immobilizasyon gereçlerindeki uygunsuzluk ve hatta organ hareketleri olabilir. Bu hatalı pozisyonlamanın etkisi, ideal

durumla arasındaki farkın büyüklüğüne ve tedavi tekniğine bağlı olarak ihmal edilebilir düzeyden ciddi bir düzeye kadar değişkenlik gösterebilir.

FMEA'da her başarısızlık modu için, multidisipliner takım tarafından üç parametreye sayısal değer atanır (O, S ve D): O (*occurrence*), belirtilen başarısızlık modunun gerçekleşme olasılığını ifade eder. 1 en düşük olasılık (< % 0.01) ve 10 en yüksek olasılık olmak üzere (< % 5) puanlanır.

S (*severity*), başarısızlık durumunda hata tespit edilemez ve düzeltilemezse sonuca etkisinin derecesini ifade eder. En düşük 1 (etkisi klinik olarak ihmal edilebilir) ve 10 en yüksek (tek seferde bile felaket senaryosu) olmak üzere puanlanır.

D (detekte edilebilirlik), başarısızlığın tespit edilip engellenemeden bir bulguya dönüşme olasılığını ifade eder. En düşük 1 (kolaylıkla detekte edilebilir) ve en

yüksek 10 (çok zor saptanabilir) olarak puanlanır.

Herbir başarısızlığın toplam sonucunu sayısal olarak ifade edebilmek için bu üç parametre için puanlanmış değerler çarpılarak bir risk öncelik numarası (*risk priority number, RPN*) hesaplanır. Örnek olarak aşağıdaki tablolarda başarısızlığın şiddetini ifade eden terminoloji ve O, S, D için örnek tanımlamalar verilmiştir:

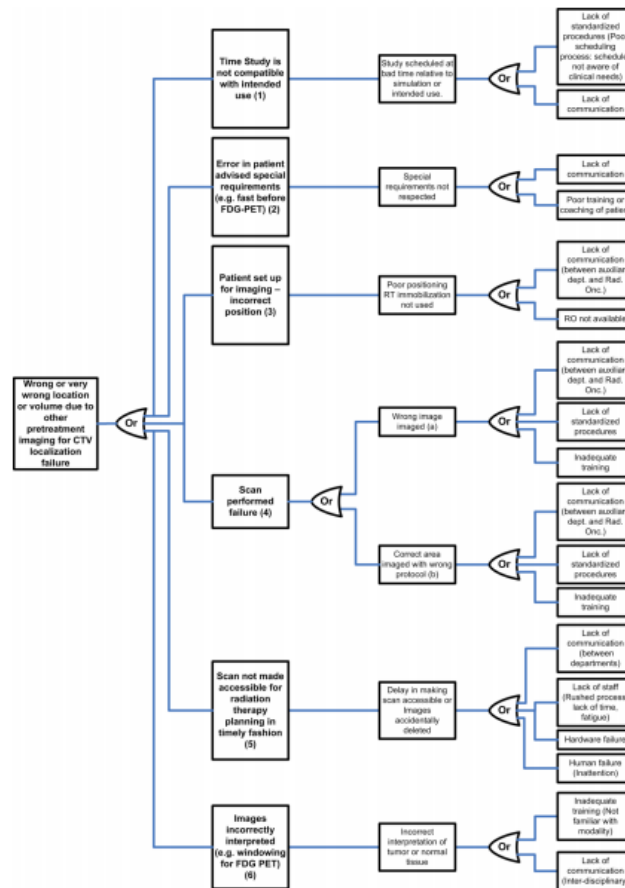
TABLE I. Terminology relating to severity as used in the TG-100 FMEA.

Severity term	S values	Description
Wrong dose distribution	5–8	A failure in the delivery accuracy of the dose distribution that would be expected to increase adverse clinical outcomes (e.g., reduced tumor control or increased likelihood of moderate grade late toxicities) to a level that is statistically detectable in a large patient population. For definitive radiotherapy a variation in the dose to the target or organs at risk of 5%–10% from the practice standard is suggested
Very wrong dose distribution	9–10	A failure in the delivery accuracy of the dose distribution to an individual patient that is highly likely to cause a serious adverse clinical outcome (e.g., tumor recurrence or grade III/V late toxicity) in that individual patient. For definitive radiotherapy, a threshold of about 10%–20% from the practice standard is suggested, depending on biological sensitivities for the tissues under consideration
Wrong absolute dose	5–8	A specific type of wrong dose delivery error in which the relative dose distribution is correctly delivered but the entire dose distribution is incorrectly scaled, due to variation in dose to the prescription point or isodose line, e.g., caused by faulty machine calibration or MU calculation error. For definitive radiotherapy, a variation in the dose of 5%–10% is suggested
Very wrong absolute dose	9–10	A specific type of very wrong dose delivery error in which the relative dose distribution is correctly delivered but the entire dose distribution is incorrectly scaled, due to variation in dose to the prescription point or isodose line, e.g., caused by faulty machine calibration or MU calculation error. For definitive high dose therapy, a threshold of about 10%–20% is suggested
Wrong location for dose	5–8	A failure in delivering the dose to the correct location that would be expected to increase adverse clinical outcomes (e.g., reduced tumor control or increased likelihood of moderate grade late toxicities) to a level that is statistically detectable in a large patient population. The size of the difference in positioning that constitutes such a failure depends on the anatomy of the target and organs at risk and the defined margins, but, generally, differences of 3–5 mm between the locations of the reference and treated volumes is realistic for standard fractionation treatment

TABLE II. Descriptions of the O, S, and D values used in the TG-100 FMEA.

Rank	Occurrence (<i>O</i>)		Severity (<i>S</i>)		Detectability (<i>D</i>)
	Qualitative	Frequency in %	Qualitative	Categorization	Estimated Probability of failure going undetected in %
1	Failure unlikely	0.01	No effect	Inconvenience	0.01
2		0.02	Inconvenience		0.2
3	Relatively few failures	0.05		Minor dosimetric error	Suboptimal plan or treatment
4		0.1	1.0		
5		<0.2	Limited toxicity or tumor underdose		
6	Occasional failures	<0.5	Potentially serious toxicity or tumor underdose	5.0	
7		<1		10	
8	Repeated failures	<2	Possible very serious toxicity or tumor underdose	Very wrong dose, dose distribution, location, or volume	15
9		<5			20
10	Failures inevitable	>5	Catastrophic		>20

Hata ağacı, iş akış haritasına benzerdir. Hata ağacı, kişiye veya departmana yönelik olarak kalite yönetimi içerisinde yer alamayan basamakların tespitini kolaylaştırır. Aşağıda tedavi öncesi görüntülemeye CTV'nin lokalizasyonu aşamasında oluşabilecek hata ağacını gösteren örnek diyagram verilmiştir:



TG-100 raporunda IMRT kullanılan bir radyoterapi kliniğinde, yeni kalite yönetimi terminolojisine uygun bir program oluşturulması için, hedeflerin doğru şekilde öngörülmesi (CTV'nin amaçlanan dozu %5 içerisinde alması, kritik organlar için tolerans doz seviyelerine uyulması ve tedavi sonrası hastalarda toksisite gelişmemesi gibi), RPN skoru ve severity fonksiyonlarına göre potansiyel başarısızlık modlarının önceliklendirilmesi, iş akışındaki en

riskli ve sonucu ağır basamakların işaretlenmesi, hata ağacındaki aynı sıralamadaki basamakların işaretlenmesi, önem derecesine göre kalite yönetimindeki basamakların seçilmesi ve en uygun kalite yönetimi değerlendirme aracının seçilmesi aşamalarını içeren öneriler verilmiştir. Aşağıda raporun eklerinde de verilmiş olan örnek bir kontrol listesi bulunmaktadır:

TABLE VIII. Example checklist for dosimetric and treatment delivery chart checks for IMRT patients suggested by the FMEA for Day *N* steps, Appendix C1 (Ref. 141). These items, at least, should be checked regularly during the patient treatment course. For standard fractionation (1.8–2 Gy/fraction, for 5–6 weeks of treatment), weekly checks are typically necessary. For compressed treatment schedules, these checks must happen more often; for short courses, checking before each treatment might be necessary. The checks required are as follows.

Confirm that the patient delivery script information or files are unchanged through the course of treatment, unless planned changes are implemented
If changes are requested, confirm that they were correctly implemented, and are reasonable and justified to satisfy the overall prescription for the treatment
Verify that all treatments are correctly documented and recorded
Comparison of dose to date with the prescription and planned end of treatment
Review of treatment delivery system interlocks, overrides and problems, determination of the reason for these problems, and analysis of the need for corrections or other responses
For standard fractionation: Patient's weight (therapist or nurse)

Tabiki kısıtlı alanımızda rapordaki detaylı bir şekilde örneklerinden IMRT spesifik iş akışındaki tüm adımları veremiyoruz. Ancak rapordaki 9. Madde başlıkları altında yukarıda özetlemeye çalıştığımız her parametrenin nasıl yorumlanacağı ve uyarılacağına ilişkin verilen örnekten kendi kliniğiniz için kapsamlı bir yol haritası oluşturabilirsiniz.

Sonuç olarak, TG 100 raporu daha önceki kalite kontrol amaçlı raporlarda belirtilen, dozun planlanan değer %5'i

içerisinde kalması gerekliliğini ölçen test prosedürleri, tolerans limitleri ve ölçüm frekansları kavramlarına uygundur. Ek olarak çok düşük olasılıkta olsa majör hataların yol açabileceği felaket sonuçlarını da değerlendirici bir rolü vardır. Amaç sadece kaliteyi ölçümlerle ölçeklendirmek değildir. İş akışındaki riskleri tespit ederek hasta güvenliğini temin edici bir kalite temini oluşturmaktır.

AYIN RAPORU (III)

Standardizing dose prescriptions: An ASTRO white paper

Fiz. Uzm. Zeynep ÖZEN

Doğru iletişim yüksek güvenilirlik sistemlerinin temel taşıdır. Bu, farklı cihazlar arasında, farklı insanlar arasında ve insanlar ile tedavi sistemleri arasındaki iletişim için geçerlidir. İletişim alanında yetersizlik ve standartlarının olmaması özellikle iş akışı içinde sorunlar oluşturabilir. Amerikan Radyasyon Onkolojisi Derneği (ASTRO), iletişimin önemini vurguluyor ve bu konuyla ilgili ortak bir uygulama dili oluşturulması yönünde önerilerde bulunuyor. Bu yazıda radyoterapi çalışanları arasında doğru iletişimi kolaylaştırmak için tedavi şemasının reçetelendirilmesinde kullanılan "kilit bileşen"lerin standardizasyonu (içerik ve sunum sırası) ile ilgili konularda öneriler sunulmaktadır. Doz reçetelendirilirken: tedavi bölgesi, tedavi tekniği, fraksiyon başına doz, toplam fraksiyon sayısı, toplam doz belirtilmelidir (örn. Sağ göğüs, tanjansiyel fotonlar, $267 \text{ cGy} \times 16 \text{ frx} = 4272 \text{ cGy}$). Bu durum Brakiterapi için de geçerlidir (örn., Serviks, Ir -192 brakiterapi, $600 \text{ cGy} \times 5 \text{ frx} = 3000 \text{ cGy}$). Bu döküman simülasyon , tedavi planlama hedefleri, reçetelendirilen nokta veya hacim, tedavi programı, lokalizasyon görüntüsü, laboratuvar sonuçları, eşzamanlı kemoterapi, tedavi için hastanın tedavi talimatları gibi diğer öğelerin gelecekteki yönlerini de dikkate almaktadır. Bu yazının amacı radyasyon çalışanları arasında güvenli uygulamayı desteklemek için doğru iletişimi sağlamak ve ortak bir dil oluşturmaktır.

Radyasyon onkolojisinde kullanılan bilgisayarların birbirleriyle iyi ve doğru iletişim kurmasını sağlamak son derece önemlidir. Bilgisayar bağlantıları, doğru bir şekilde otomatik veri aktarımı sağlaması açısından hayati önem taşır. Bununla birlikte, bilgisayardan insana ve insan-insan arasındaki iletişimi standartlaştırmak önemlidir.

Radyasyon onkolojisi içerisindeki son teknolojik gelişmeler, dozun reçetelendirilmesi sırasında bazı geleneksel uygulamaları belirsiz hale getirmektedir. Örneğin, hipofraksiyasyonun kullanımı kliniklerde kullanımın artması, bu durum kliniklerin doz reçetelendirmesi tanımlarıyla

ilgili karmaşayı artırır ve yanlış anlama ihtimalini ortaya koyar. Örneğin, önceki yıllarda, "3 kez 10" ifadesinin doğal olarak her zaman $3 \text{ Gy} \times 10 \text{ frx}$ olduğu varsayabiliriz. Ancak bu artık doğru olmayabilir çünkü $3 \text{ frx} \times 10 \text{ Gy}$ de kliniklerde kullanılmaya başlayan bir doz reçetelendirmesidir. Bu nedenle, radyasyon onkolojisi ekip üyeleri arasında, özellikle de dozun reçetelendirilmesi ile ilgili olarak, doğru, anlaşılabilir iletişim, hasta güvenliğini sağlamak açısından kritik öneme sahiptir. Doktorlar, fizikçiler, dozimetristler ve teknikerler değişken formatlarda benzer verilerin devamlı olarak değerlendirilmesi gerektiğini akıldan çıkarmamalıdır.

Standardizasyon eksikliği, bilgiyi giren veya okuyanlar tarafından kişisel yorumu ortaya çıkarır. Artan zihinsel yorgunluk ve iş yükü seviyesi, hataların meydana gelme olasılığını artırır. Ayrıca, standart dışı iş akışlarının ayarlanmasında hata yapılabileceği göz ardı edilmemelidir. Ekip üyeleri kendi alışkanlıklarını doğrulayan bilgiye, daha kolay inanma eğilimi içindedir. Basit bir örnek; dinleyicinin bir öğeyi duymasını beklediğinde ve aynı anlama gelebilecek yorumlamaya açık bir başka bir öğe söylendiğinde (10×3 örneğinde olduğu gibi) karışıklık ortaya çıkar. Bu bilişsel önyargının varlığı ve standardizasyondan kaynaklanan zihinsel iş yükü artışı ile dozun reçetelendirilme bilgisini iletmenin en güvenli yolunun, öğeleri tanımlamak için kullanılan birimleri ve bölgeleri standart bir biçimde göstermektedir.

Bu nedenle, bu teknik raporun temel amacı, reçetelendirilen doz bileşenlerinin standardize edilebilmesi için öneriler doğrultusunda radyoterapi çalışanları arasında doğru iletişimi sağlamaktır. Doğru ve net iletişim, hata riskini azaltacaktır. Radyoterapi doz reçetesinin geliştirilmiş standardizasyonu da yazılım tasarımcıları tarafından ürün tasarımı ve geliştirilmesi sırasında tek dil konuşma açısından hem yazılım sağlayıcı hem de kullanıcılar için önem arz etmektedir.

Standardizasyonun zorluğu

Standartların oluşturulması zordur ve bu konuda potansiyel başarısızlıklar tanımlanmıştır;

- Bir standardizasyon oluşturmayı başlatma başarısızlığı;
- Kilitlenmeye götüren fikir birliğine ulaşamaması;
- Amaçlananın kapsamını içermemek, "gelenekçilik"; ve
- Departman tarafından kabul edilememesi (ör: Mevcut / gelişen uygulama ile uyumsuz olan standardizasyon).

Radyasyon onkolojisinin karmaşıklığı göz önüne alındığında, standardizasyon için daha fazla öğeler düşünülürken gelenekçilik eğilimi vardır (örn. Eşzamanlı kemoterapi zamanlaması / doz özellikleri dikkate alınır mı?). Başlangıç olarak örnek bir standardizasyon oluşumu için var olan tanımlamaları düşünürsek, bazı unsurların doz reçetelendirilmesine eklenmesi gerekmektedir. Bu unsurlar tedavi edilecek dozlar veya alanlar, tedavi tekniği, ışın modifikasyonu sağlayan cihazlar, enerji,

fraksiyon başına doz, toplam fraksiyon sayısı, fraksiyonasyon çizelgesi, toplam doz, reçetelenmiş doz noktası, hacimler veya izodoz hacimleri veya izodoz hatlarından oluşur. Ayrıca her farklı doz reçetelendirilmiş hacimler için fraksiyon başına doz ve toplam dozun belirlenmesi önerilmektedir.

ASTRO Mükemmellik Akreditasyon Programı (APEX) Standard 2.3, "anatomik tedavi yeri, radyoterapi tedavi tekniği ve yöntemi, enerji, toplam doz, fraksiyon başına doz, fraksiyon sayısı, tedavi sıklığı, görüntüleme rehberi, hekim imzası ve tedavinin başlamasından önceki tarih gibi temel bilgileri doğru iletilmesinin önemini vurgulamaktadır. Ayrıca bu öğelerin ifade edilme biçimi, birimleri veya sıralamayı belirtmek oldukça önemlidir. Buna ek olarak; ASTRO, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) için sunmuş olduğu dokümantasyonlarında bazı spesifikasyonlar tanımlamıştır. ASTRO raporunda, IMRT tedavi dokümantasyonunun

aşağıdakileri içermesi önerilmektedir: IMRT tedavi planlama direktifi, tedavi hedefi özeti, görüntü rehberliğinde özet ve bir hareket yönetimi özeti. Bu dokümantasyonlar, görüntüleme yönteminin türünü, sıklığını, referans görüntü setlerini ve yapılarını belgelendirmenin önemini vurgula ve görüntü klavuzluğunda radyoterapi uygulanması için ASTRO önerileri ile aynı paralelliktedir. Ayrıca Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (ICRU) raporları burada da geçerlidir.

Çalışma grupları Radyoterapide reçetelenen dozun verilmesini imkansız hale gelme ihtimalini oluşturabilecek anahtar unsurları değerlendirir (Ör: Yanlış hasta, yanlış doz, yanlış hedef, aynı isimli hastalar). Bu gruplar ICRU ve NRC gereklilikleriyle uyum içindir ve tüm tedavi parametreleri; hasta adı, tedavi yeri, tedavi yöntemi, fraksiyon başına doz, toplam fraksiyon sayısı ve toplam dozu içinde barındırır.

- Hasta adı:** Hasta kaydının içine yazıldığından, hastanın adı doğal olarak dahil edilmiştir. Bu nedenle, hasta adı radyoterapi reçetesindeki ana unsurlar içindedir, tekrarlanması gerekmez. İsimlerin aynı olabileceği durumlar için, doğum tarihi ve tıbbi kayıt numarası gibi ek bilgiler tanım içinde kullanılmalıdır.
- Tedavi yeri:** Tedavi yeri önemlidir ve tedavi reçetesi içinde açık ve net bir şekilde ifade edilmelidir. Reçete yazan radyasyon onkoloğu, tedavi alanının başkalarının da vücudun hangi kısmının tedavi alanı olduğunu (örneğin, "sol tonsille ve bilateral boyun" PTV1'den daha çok tercih edildiğini) kolayca anlayabilmesini sağlayacak bir şekilde yazmalıdır.
- Tedavi yöntemi:** Örneğin Brakiterapi endikasyonlandı ise, NRC gereklilikleriyle uyumlu olarak izotop tipi belirtilmelidir (örneğin, Ir-192, Cs-137). Eksternal tedavide kullanılacak enerji türü; "fotonlar", "elektronlar" vb. belirtilmelidir. Bununla birlikte, enerji, teknik veya makine gibi detayları içeren bilgiler daha açıklayıcı olacaktır (ör. "6MV fotonları", "12MeV elektronları", "ark tabanlı IMRT", "tomoterapi", "SBRT").

Aynı anda birden çok tedavi dozu (örneğin, "doz painting / eşzamanlı entegre boost" yoluyla alt bölgelerin hedeflenmesi için birden çok bölgeye veya farklı dozlara uygulanan tedaviler) olduğunda, her dozun ayrı ayrı tanımlanması gerekir (Tablo 1).

Tablo 1. Tek planda farklı bölgelere farklı doz verilirken tüm dozlar tek tek tanımlanmalıdır.

Tedavi bölgesi	Tedavi yöntemi	Fraksiyon başına doz (cGy)	Fraksiyon sayısı	Toplam doz
Sol tonsil	foton	200	35	7000
Sol boyun: retropharyngeal nodlar Sol level 1-3	foton	180	35	6300
Sağ boyun 1-4 Sol boyun level	foton	160	35	5600

Doz Birimleri

Standardizasyon açısından ulusal / uluslararası düzeyde en iyi şekilde ele alınabilecek konu Gray (Gy) veya santiGray (cGy) kullanımıyla ilgilidir. Gy'nin cGy'ye kullanımında departmanlar içinde herhangi bir tutarlılık yoktur ve kullanıcılar genellikle birisini tercih etmelidir. Her ne kadar Gy SI birimi olsa da, güvenli bir bakış açısıyla cGy'nin kullanımı arasında pek çok avantajı vardır: Fazla basamaklı olan sayılar, tutarlılık bakımından daha az basamaklı sayılara göre daha kalabalık görünür. Örneğin, 3000 cGy, görsel olarak 225 cGy'den daha büyük olduğunu, 30 Gy'nin 2.25 Gy'den görsel olarak daha büyük olmadığını gibi.

Doz birimi olarak cGy'nin kullanılması da ifade edilmek istenilen birimleri daha iyi anlamayı sağlar. Örneğin, bir hastanın 10×5 aldığı söylenildiğinde, hastanın her biri 5 Gy'den 10 fraksiyona veya her biri 10 Gy'de 5 fraksiyon tedavi alabileceğini varsayalım. Bununla birlikte, 1000×5 ifadesi kullanıldığında, tecübeli uygulayıcı 1000 Gy fraksiyonu veya 1000 fraksiyonda 5Gy kabul etmez. Aksi durumda, cGy biriminin kullanımında her biri 1000 cGy'lik 5 fraksiyon olarak daha kolay anlaşılacağı ortaya çıkar.

Çok miktarda modülasyonun olmadığı tedavi planlarında birim cGy, verilen MU'ların öngörülen doza hızlı bir şekilde bağlanmasına olanak tanıyan monitör birimleri (MU'lar) ile yakından ilişkilidir (örneğin, günde 200 cGy tedavi almakta olan bir supraklaviküler alan için, 212 MU olabilir).

Birim karışıklığı durumunda, uygulayıcının düşündüğü birim yerine bir başka birim yazarsa, cGy reçetenin varsayılan birimi ise hastaya yüksek doz verilme olasılığı daha azdır.

Radyoterapide doz reçeteleme çok önemlidir, çünkü verilen dozun geriye alınması mümkün değildir, ancak ek doz reçete edilebilir.

Bu nedenle doz reçetelendirme için cGy kullanımı önerilir. Yine de, bu yaklaşımla potansiyel zorluklar yaşandığı göz ardı edilemez. Örneğin, daha küçük sayıların okunması (daha az karakter) ve konuşma (daha az hece) (örneğin 30 Gy vs 3.000 cGy) daha kolaydır. Burada açıklanan reçetelendirilmiş dozun ana unsurlarının istenilen tedaviyi doğru bir şekilde uygulamak veya eksiksiz bir doz reçetesi oluşturmak için yeterli olmadığı kabul edilir. Aslında, tüm durumlar için doktor, radyoterapi alan kişinin tüm uygulamalarını yönlendirmek için ek talimatlar veya ayrıntılar da sağlamalıdır ve ASTRO kurallarına uymayı sürdürmelidir. Bununla birlikte, bu direktiflerin bazılarının kısa bir taslağı, kritik önemini kabul etmek ve bu basit önerilerin günümüz karmaşıklığını göstermek için verilmiştir. Büyük olasılıkla bu yönergelerin her biri, daha geniş "reçete yazımı" içinde ayrı bir düzen olarak standardizasyona en uygun olabilecek kadar detaylandırılmıştır.

Çalışma gurupları, daha önce listelenen doz reçetelerinin diğer bileşenlerinin standart reçeteye ilgili anahtar unsurların dışında gösterilmesini önermektedir. Zamanla, reçeteye ilgili daha fazla bileşen standart hale geldiğinde, bu öğelerin bazılarını sistematik bir şekilde temel unsurların içine dahil etmek mantıklı olabilir. Bununla birlikte, o ana kadar, önerilen standart reçeteye çalışan anahtar unsurların kullanımı ile iletişimi netleştirilmesi önerilir.

Elektronik tıbbi kayıt sistemleri; günümüzde mevcut olan araçlar, eşzamanlı doz arttırımı ve adaptif planlama gibi konularda esneklik sağlamak için her zaman izin vermez. ACR önerisine katılıyorum, reçetede farklı fraksiyone doz ve toplam dozların açıkça belirtilmesi gerektiği, ancak bununla en iyi nasıl yapılacağı mevcut elektronik tıbbi kayıt araçları için açık değildir (örn., Eş zamanlı boost için). Bunlar tedavi planlarıyla nasıl bağlantılı olacak? Dizilim nasıl belirlenecek? Çeşitli planlama ve kayıt ve doğrulama sistemlerinde mevcut olan karakter sınırlamaları, bu tür alt bölümlerin açık ve net olarak adlandırılmasına izin vermek için yeterli olmayabilir.

Uygulama süreci, radyoterapi ekibinin tüm üyelerini de kapsayacak şekilde geniş bir temsiliyet içermelidir. Değişikliklerin evrelendirilmesi ve zamanlaması, özellikle hasta güvenliği ve iletişimin netliği açısından dikkatlice düşünülmelidir. Bilgi düzeninin bu önerilere uygun olması için değiştirileceği belgelerin kapsamlı bir envanteri gerekli olacaktır. Örneğin, doz reçetesinin formatının uygulanması, bir çok departmana özgü planlama direktifinin güncellenmesini gerektirebilir. Üreticilerin doz reçetelendirme bilgilerini ileten çoklu çalışma alanlarında ekranlarını standartlaştıran kadar kullanıcıların uygulayamayacakları değişiklikler azdır. Tekdüzeliliği sağlamak için, doz reçetesinin görüntülediği tüm yerler (örneğin, tedavi planlama sistemi, tedavi yönetim sistemleri) ele alınmalıdır. Acil tedavi reçeteleri gibi ek formların da değiştirilmesi gerekir. Özellikle, Gy kullanımından cGy'ye geçiş, diğer değişikliklere göre daha karmaşıktır ve dikkatli planlama gerektirir. Her durumda, sistemlerin birlikte çalışabilirliğinin test edilmesi kritik olacaktır ve birçok organizasyon tarafından tavsiye edildiği gibi sistemler arası testler gerekli olacaktır.

Radyoterapide doz tanımlamaları sırasında ana unsurlar ile birlikte, bu unsurların standart bir şekilde nasıl sunulacağı önerisi bulunmaktadır. Doz reçetelendirilmesinin ana unsurları için önerilen formalizmin, aynı bilginin görüntülediği tüm alanlarda kullanılabilmesi için haftalık yönetim notları, tamamlama / özet notlar, hasta bakım planları ve hastane elektronik tıbbi kayıt sistemleri oluşturulmalıdır. Bu şekilde, alanımız birbirleriyle standart bir iletişim yoluna alışacaktır. Bu tavsiyenin amacı, emniyet ve verimliliği artırmaya yardımcı olmaktır; Değişiklik zamanı hataya açık hale gelebilir ve ekstra kullanıcı eğitimi, otomasyon çözümleri, doğrulama denetimleri ve dikkati çeker.



Fiz.Uzm. Zeynep ÖZEN

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik dalında Yüksek Lisans yaparak uzmanlığını tamamladı. 1996-2010 yılları arasında Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkoloji'sinde medikal fizik uzmanı olarak çalıştı. 2011 yılında medikal fizik uzmanı olarak başladığı Neolife Tıp Merkezi'nde çalışmaya devam etmektedir. Ulusal ve Uluslararası birçok dergide bilimsel makaleleri yayınlanmıştır. Gezmeyi, kitap okumayı ve sinemayı sever, hobi amaçlı moda ve tasarım ile ilgilenmektedir.

Türkiye'nin İlk MikroPET/BT Sistemi, Görüntülerini Aldı

Sağ.Fiz. Selma TAŞTAN

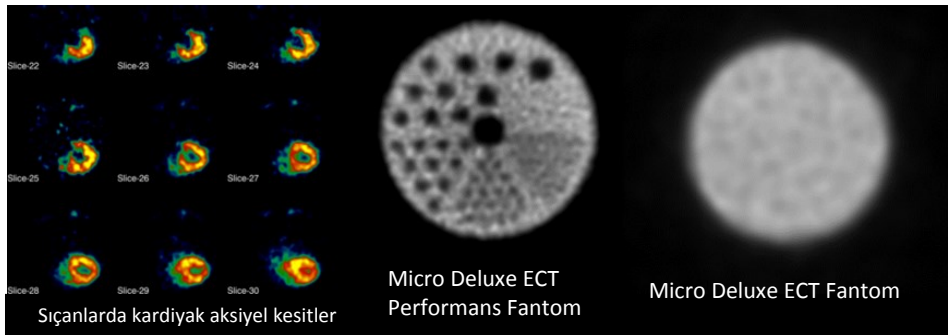
Ankara Üniversitesi Radyofarmasötik Üretim, Araştırma ve Geliştirme (RÜAG) tesisi ilk MikroPET/BT görüntülerini aldı.

2012 yılında bir Devlet Planlama Teşkilatı (DPT) projesi olarak başlayan ve yürütücülüğünü Prof. Dr. Nuriye Özlem Küçük'ün yaptığı, yaklaşık 8.000.000 Euro'luk proje, Türkiye'de ilk olma özelliğini taşıyor. Proje; 1 adet parçacık hızlandırıcı, 1 adet PET/BT ve 1 adet de klinik öncesi MikroPET/BT sisteminin alınmasını, kurulmasını ve işletmeye hazır hale getirilmesini kapsıyordu. 2015 yılı sonunda tamamlanan proje, 2016 yılı şubat ayı itibarıyla 10 yıl süre ile Eczacıbaşı-Monrol AŞ'nin işletmesine verildi. RÜAG tesisinden sorumlu öğretim üyesi Prof. Dr. N. Özlem Küçük oldu.

Bilindiği gibi, Türkiye'de siklotron işleten ticari firmalar sadece ^{18}F üretimi yapmaktadır. RÜAG tesisi, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi (AÜTF) Nükleer Tıp Kliniği'ne entegre olarak yapılandırılmış bir tesistir. GE marka, PETtrace 780 model 16.5 MeV lik medikal siklotron ile ^{18}F dışında ^{11}C , ^{13}N ve ^{15}O radyonüklidlerinin üretimi yapılabilmektedir. Üretilen çok kısa yarı ömürlü radyofarmasötiklerin monşarj asansörü kullanılarak nükleer tıp kliniğine ve Ar-Ge çalışmalarını yapmak üzere de MikroPET/BT ünitesine çok kısa bir süre içinde gönderilmesi sağlanır. Böylece hem hastaya hizmet

verilebilmekte hem de Ar-Ge çalışmaları yapılabilmektedir. ^{18}F dışında üretilen diğer radyonüklidlerin fiziksel yarı ömrü oldukça kısa olduğundan (^{11}C ; 20.5 dk., ^{13}N ; 9.96 dk., ve ^{15}O ; 2.04 dk.) klinik ile entegre olması ve Türkiye'de ilk tesis olması nedeniyle büyük önem taşımaktadır. Tesis, farklı radyoizotopları üreterek fizik bilime katkıda bulunurken, farmasötik çeşitliliği, hasta için teşhis-tedavi takibi ve Ar-Ge çalışmaları için de büyük bir alan açmıştır. Her radyonüklid için birçok sayıda radyofarmasötik üretilecektir. ^{11}C ile bağlı bileşiklere örnek olarak; Raclopride, Asetat, Metiyonin vb., ^{18}F ile bağlı bileşiklere örnek olarak da; FLT, FES, DOPA, Choline vb. verilebilir. Projede belirlenen Ar-Ge çalışmaları dışında yapılabilecek radyofarmasötiklerin üretiminde

kullanılmak üzere ayrı bir Ar-Ge üretim laboratuvarı da kurulmuştur. 10 Mayıs'ta açılışı yapılan tesisin; TAEK lisansı ve Sağlık Bakanlığı izinleri alınmış ve şimdiye kadar; 3 adet



TÜBİTAK projesi (1501 ve 1003) verilmiştir.

^{15}O -H₂O'nun klinik, amonyak (^{13}N -NH₃)'ın hem klinik hem de klinik öncesi görüntülemeleri yapılmıştır.

Klinik öncesi MikroPET/BT Ar-Ge görüntüleme ünitesi; Sedecal marka Super Argus 2r model MikroPET/BT görüntüleme ve enjeksiyon odalarından oluşmaktadır. Çeşitliliği arttırabilecek altyapıya sahip radyofarmasötiklerin de deney hayvanlarında klinik öncesi görüntülemeleri başlamıştır. İlk görüntü olarak; etik kurul raporu alınan sıçanlarda amonyak ile kardiyak görüntüleme yapılmıştır. Rest kardiyak çekilmiş ve tüm vücut amonyak (^{13}N -NH₃) biyodağılımı değerlendirilmiştir.

kontrolü yapıldı. Yarı ömrü çok kısa olduğundan, hızlı bir şekilde monşarj asansörü kullanılarak Mikro PET/BT ünitesine gönderildi.

Görüntüleme; Sıçanlar sevofluran anestezi altındayken, ortalama 4 mCi aktivite, kuyruk veninden enjeksiyon yapılır yapılmaz, 'list mode'da 15 dakikalık dinamik görüntü alındı. 'Random', 'scatter' ve atenuasyon düzeltmesi yapılarak, iterasyon yöntemiyle aksiyel, sagittal ve koronal kesitler elde edildi.

Amonyak; Üretim ve Görüntüleme

Amonyak (^{13}N -NH₃), dokudaki bölgesel kan akımını gösterir. Koroner arter hastalığı şüphesi veya tanısı konulan hastalar için rest/farmakolojik stress altında miyokard görüntüleme amaçlı kullanılır. Böbrekler, karaciğer, beyin, miyokard ve iskelet kası tutulum yerleridir. Amonyak (^{13}N -NH₃), Miyokard ve serebral kan akımını ölçme ve görüntüleme için uygun bir radyofarmasötik olmaktadır.

Üretimi; amonyak, doğal suya bir miktar etanol eklenerek ^{16}O (p,α) ^{13}N nükleer reaksiyonla üretildi ve sonrasında saflaştırıldıktan sonra Avrupa Farmakopesine göre kalite

RÜAG tesisinde neler yapılabilir;

- RÜAG tesisinde Ar-Ge çatısı altında üretilecek her radyofarmasötüğün klinik öncesi görüntülenmesi (PET ve BT olarak) yapılabilir. Böylelikle hastaya verilme aşamasına gelmeden tutulum mekanizmasına bakılabilir.

- Ar-Ge çalışmaları olarak; endikasyonu bilinen bir ilacın farklı endikasyon araştırması yapılabilir.
- Akıllı ilaç grubu denilen ilaçların teranostik olarak araştırılması yapılabilir.
- Klinik öncesi her tür hastalık için teşhis ve tedavi takibi açısından değerlendirilmeleri yapılabilir.
- Aynı radyofarmasötüğün farklı ligand (radyotracer) çalışmaları yapılabilir.
- Tez çalışmaları, stajlar ve kısa dönem rotasyonlu eğitimler yapılabilir.
- Mikro BT tez ve proje çalışmaları yapılabilir (kontrast ve diğer parametreler vb.).
- Mikro PET çekimlerinde; dinamik, statik ve listmode dinamik çekimler yapılabilir.
- Siklotronunda bir çok türden (fizikçiler/medikal fizikçiler/nükleer enerji mühendisleri vb.) meslek grupları çalışmalarını yapabilirler.
- Üretim laboratuvarlarında 4 adet sentez cihazı mevcuttur. Bir tanesi ^{18}F -FDG ve NaF dışındaki Ar-Ge çalışmaları için ayrılmıştır. Bir diğeri de ^{11}C için ayrılmıştır. Kimyacılar, radyofarmasistler, eczacılar vb. gibi meslek grupları çalışmalarını yapabilirler.

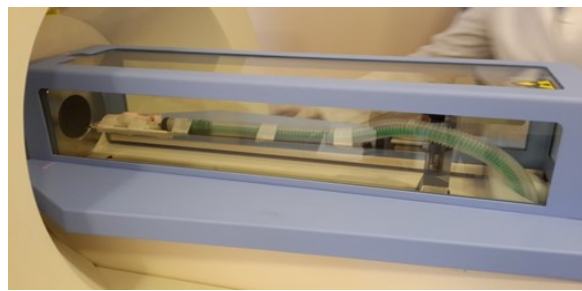
Yapılabileceklerin artırılması için sempozyum, çalıştay, mesleki toplantılar gibi etkinliklerin düzenlenmesi program içine alınmıştır.

RÜAG tesisinde; Prof.Dr.N.Özlem Küçük yönetimindeki Ar-Ge çalışmaları, Eczacıbaşı-Monrol ekibiyle birlikte yapılmaktadır. Tesis, nükleer tıp anabilim dalından 1 uzman doktor,

Eczacıbaşı-Monrol AŞ'den 1 Sağlık Fizikçisi, 1 Nükleer Enerji Mühendisi, 1 Fizikçi 4 Kimyacı, 1 yardımcı işletme teknisyeni ve 2 yardımcı personelden oluşmaktadır. Oluşan ekibin çalışmaları Eczacıbaşı-Monrol tesis müdürü ve Ataşehir Ar-Ge müdürü takibindedir.



Mikro PET/BT sistemi ve ekibimiz



Sıçanlarda amonyak görüntüleme

Sedecal Super Argus 2r Micro PET/BT Özellikleri	
Sensitivity	6.5% @ 100-700 keV
Central Spatial Resolution	2D OSEM 1.1. mm
Single Axial FOV	47 mm
Bore Diameter:	80 mm
Dedector Type	dual-layer LYSO/GSO Phoswich
number of rings	2
ring diameter:	118 mm
number of detector modules	18 per ring
crystal array	13x13
crystal dimensions	1.45x1.45
crystal depth	15 mm (8 mm LYSO + 7 mm GSO)
number of phoswich elements	6084
number of crystals	12 168



Sağ. Fiz. Selma TAŞTAN

1986 yılında Dicle Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünden Sağlık Fizikçisi olarak mezun oldum. 1987-1991 döneminde özel bir sağlık kuruluşunda, 1992-2001 döneminde Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.D.' da, 2001-2013

döneminde Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.D.'da, 2013-2015 döneminde özel bir danışman firmada, Ankara Üniversitesi DPT projesinde görev aldım. Mayıs 2016 yılından itibaren Eczacıbaşı-Monrol A.Ş.'de Radyasyon Güvenliği ve Ar-Ge Sorumlusu olarak çalışmaktayım. Evli ve bir kız çocuğu annesiyim.



Prof. Dr. Nuriye Özlem KÜÇÜK

1992 yılında Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesinden mezun oldum. 1992 yılında asistan olarak başlayıp akademik olarak halen devam ettiğim Ankara Üniversitesi Nükleer Tıp

Anabilim Dalında 2010 yılında profesör oldum. RÜAG tesisi sorumlu öğretim üyesi olarak çalışmalarına devam etmekteyim. Evli ve iki çocuk annesiyim.

PORTAL DOZİMETRE KURULUMU

Fiz. Uzm. Mehmet Ertuğrul ERTÜRK

Portal dozimetre, günümüz doğrusal hızlandırıcılarında standart olan portal görüntüleme cihazının kullanılmasını temel alan bir yapıdır. Elinizde milimetre altı hassasiyete sahip bir dedektör dizini neden dozimetrik amaçla kullanmayasınız ki düşüncesine dayanan bir yapı ve güzel bir kalite kontrol çözümüdür. Port dedektörlerinin daha kapsamlı kullanımını amaçlayan çalışmalar literatürde mevcut olmakla beraber bu çalışmaların ürünü olarak elde edilmiş üçüncü parti programlarda mevcuttur. Bu yazıda, Varian doğrusal hızlandırıcılarında bulunan portların ve Eclipse tedavi planlama sisteminde

bulunan portal dozimetre programı ile kullanımına dair klinik uygulamalarımızı sizlerle paylaşacağım. Kliniklerimizde çok farklı model ve bu modellerde yüklü farklı Aria sürümleri ve sonuç olarak portal dozimetre sürümleri bulunmaktadır. Kurulum ve kullanımla ilgili yaklaşımlarımızı aktarmadan önce portal dozimetre programının algoritmasına dair bazı temel eşitlikleri aktarmak faydalı olacaktır.

Portal dozimetre temelde 2 boyutlu bir konvolüsyon algoritmasıdır ve eşitlik 1'de verilmektedir.

$$P = f' \otimes k \left(\frac{SAD}{SSD} \right)^2 \frac{OF(a,b)}{PSF(a,b)} \quad (1)$$

P hesaplanan portal dozudur ve birimi CU'dur. f' intensite profili ile düzeltilmiş ve mesafe ile ölçeklendirilmiş fluensdir. k doz kerneli, SDD kaynak dedektör mesafesi, SAD kaynak aks mesafesi, a ve b

alan kenarları OF (a,b) a ve b alan kenarlı alanın 10x10'luk alana normalize verim faktörüdür. PSF ise fantom saçılma faktörüdür. Düzeltilmiş fluens ise eşitlik 2 de verilmektedir.

$$f' = \frac{f(x,y)v(r)}{MU_{factor} OF_{max}} \quad (2)$$

f planlamadan gelen gerçek fluens, x ve y koordinat noktaları ve r bu noktaların merkeze uzaklığıdır. v radyal simetrik intensite değeridir. MU_{factor} ve OF_{max} fluensi ölçeklendirmede kullanılır.

Portal dozimetre programı için gerekli ölçümleri almadan önce sistemin portal dozimetreye hazır hale getirilmesi gerekmektedir. Bu aşamada dark field ve flood field için işlem yaparken dedektör kaynak mesafesi 100 cm mi yoksa 105 cm mi seçilmesi gerektiği hususu karşımıza çıkmaktadır. www.myvarian.com'da portal dozimetre ile ilgili dokümanlar incelendiğinde aslında her iki kalibrasyon mesafesinin de tavsiye edildiği görülmektedir. Bu değer 100 cm olması yönünde bilgi barındıran dokümanlar kaynak dedektör mesafesinin mümkün olan en küçük mesafe olması gerektiği yönünde ifadeler içermektedir. Elimizdeki tüm portlar E-Arm'dır

ve mekanik olarak kaynak dedektör mesafesi 100 cm'ye gelmektedirler. Bu noktada X kolimatörleri yönünde dedektörün kenarlarda kalan küçük bir kısmının ışınlanmamasını kabul etmiş oluyoruz. Bu durumun sorun oluşturmayaacağına yönelik düşüncemizin temelinde C serisi linaklarda SRS enerjisi için sistemi kalibrasyona hazır hale getirme işleminde flood field ışınlanmasının 15x15 cm²'lik alanda yapılıyor olmasıdır. Y yönündeki kolimatörleri açarken birincil radyasyonun elektronik kısma gelmemesine özen gösteriyoruz. Dozimetrik kalibrasyon kısmında yüklediğimiz "Beam Profile" için ilgili enerjinin 8 mm derinlikteki 40x40 cm²'lik alana ait diagonal profili kullanıyoruz. Kalibrasyonu 100 cm mesafede yaptığımız içinse ölçülen doz (Measured Dose) kısmına 100 değerini giriyoruz.

Buraya bazı kaynaklarda 1 girilmesi yönünde tavsiyeler olsa da 100 girmeyi tercih etmemizin sebebi portal dozimetre programında CU değerlerinin noktadan sonra 2 basamak ile gösteriliyor olması ve 112.75 gibi bir değeri 1.12 veya 1.13 gibi bir değer görmeye tercih etmemizdir. Flood field ve dozimetrik kalibrasyonlarımızı en yüksek doz hızında yapıyoruz. C serisi ve tüm TrueBeam'lerde ki filtreli enerjilerde kalibrasyon SAD 100 cm'de yapılmaktadır. Verim faktör tablolarının oluşturulmasında en küçük alan kenarı ve sonrasında 5 cm'lik alan kenarını içeren ölçümler tavsiye edilmektedir. En küçük alan kenarı 2 cm olacak şekilde bu tabloyu hazırlıyoruz. Ancak 3 cm'lik kenarları olan alanları da ölçüyoruz. Bunun nedeni küçük alan kenarlarında doğrusal ara değer bulmadan kaynaklı hataları azaltma isteğimizdir.

Dikkat ettiğimiz bir diğer husus ise intensite profili konusudur. Sistemin portal dozimetreye hazırlanması kısmında 8 mm derinlikte ölçtüğümüz profil dosyasını yüklediğimizi ifade etmiştik. Dark field işlemini kabaca bir gürültü ölçme işlemi olarak ele alabiliriz. Flood field işleminde ise port üzerindeki her bir dedektörün ulaşacağı en yüksek sinyal okuma değeri belirlenir ve her dedektör noktasının aynı değeri vermesini sağlayacak şekilde dedektörün çıkış sinyalini ayarlar. Bu sayede düz bir profil elde edilmiş olur. Yüklenen diagonal profille de bu sinyallerin karşılık geleceği değerler tanımlanır ve yüklediğimiz profilin görüntüde elde edilmesi sağlanır. Bu noktada eşitlik 2'yi göz önüne aldığımızda burada bulunan $v(r)$ değeri planlamada yüklediğimiz profilden elde edilen bir değerdir. Eğer yüklediğimiz sistemin hazırlanması kısmında yüklediğimiz profil ile planlama sistemine yüklediğimiz profil bir şekilde birbirinden çok farklı olursa düzeltme sonrası elde edilecek değerlerde birbirinden farklı olacaktır. Bu noktada intensity profil eğrisi olarak ya PBC algoritmasının ürettiği intensity profil eğrisini almak ya da sistemin hazırlanmasında doğrusal hızlandırıcı konsoluna yüklenen profili kullanmak gerekmektedir. Çünkü PBC algoritmasında geçen intensity profilleri ile ölçülen diagonal profilleri kavramsal olarak birbirlerine yakındır. Sonuç olarak şekilleri de benzerdir. Ancak AAA algoritmasında geçen intensity profile ile PBC algoritmasındaki intensity profili aynı kavram değildir. Bu yüzden AAA algoritmasındaki intensity profilini kullanmıyoruz. Öte yandan PBC algoritması ile intensity profili üretmek için ek bir ölçüm yapmaya gerek yoktur. AAA

algoritması için ölçülen derin doz, profil ve diagonal profil değerleri yüklendikten sonra model oluşturulduğunda içinde intensity profilede olan bazı tablolar oluşturulmakta ancak tüm veriler girilmemiş olduğu için model tamamlanamamış olmaktadır. Ancak istenilen intensity profiller bu sayede üretilebilir. Bu yöntem ile Eclipse 8.6, 8.9, 10, 11 ve 13'te başarılı şekilde intensity profiller üretilebilmektedir.

Klasik kalibrasyon yaklaşımında faydalı olabilecek bir diğer öğede, kalibrasyonların tek bir kaynak dedektör mesafesi için yapılmasıdır. Ancak birkaç farklı yerdeki deneyimime göre, aynı kaynak dedektör mesafesine ait bilgileri ikinci ölçüm mesafesine ait bilgilere de girdiğimiz zaman modelin oluşturduğu kernelin daha istenildiği gibi çıktığını ve kabul testinden daha yüksek sonuç alındığını gözlemledim.

Farklı cihazlarda portal dozimetre kalibrasyonu yapma fırsatı bulup her cihazda söz konusu yaklaşımları izlediğim halde model için istenilen kriterlerin sağlanamadığı durumlar oldu. Bu durumlarda ise Varian tarafından sağlanan "portal dozimetre preconfiguration package" dosyaları yardımımıza yetişti. Söz konusu dosyalar portal dozimetre modelinin Varian tarafından oluşturulmuş dosyalarıdır. Klasik yaklaşım diye tabir edebileceğimiz yöntemde tek boyutlu radial simetrik bir profil düzeltmesi yaparken bu dosyalarda beraber gelen model de iki boyutlu düzeltme yapılmaktadır. Klasik yaklaşımdan çok daha kolay bir şekilde kurulum yapılabilmektedir. Her ne kadar TrueBeam için olmayan modelinde HDMLC için değildir dese de HDMLC takılı linaklarda da etkin bir şekilde çalıştığını gözlemledik. TrueBeam için üretilen versiyonunda ise henüz FFF (Flattening Filter Free) modelleri bulunmamaktadır. TrueBeam 2.0 ve sonrasında gelen FFF'ler ile portal dozimetre yapma imkanından faydalanmak için klasik kalibrasyon yöntemini takip etmek gerekmektedir. Prekonfigürasyon dosyaları Aria 10 ve sonrasında çalışmaktadır. Prekonfigürasyon paketi sistem konfigürasyonu kısmında sizden iki boyutlu profil düzeltme dosyanızı doğrusal hızlandırıcı konsol bilgisayarına dozimetrik kalibrasyon aşamasında yüklemenizi istemektedir. Her ne kadar 10'dan önceki versiyonlara prekonfigürasyon algoritması planlama sistemine yüklenebiliyor olsa da konsol bilgisayarında iki boyutlu düzeltme yapılamamaktadır. Bu yüzden versiyon 10'dan önceki konsollarda kullanılamadık.

HATA AĞACI ANALİZİ

Fiz. Uzm. Çağatay ÖZBAY

Genellikle risk, olumsuz bir durum yani tehlike olarak değerlendirilir. Risklerin olumsuz etkilerinden zarar görmemek için olasılıklar göz önüne alınarak, önlemler almaya yönelik, çalışma ve planlama faaliyetlerini içeren ve risk yönetimi olarak anılan bir disiplin ortaya çıkmıştır.

Günümüzde risk değerlendirmesi yardımıyla kazaların, hataların, kayıpların ya da bunlara sebebiyet verecek herhangi bir olayın önüne önceden geçilebilmektedir.

Risk değerlendirmesi, yalnızca olumsuzlukların önüne geçmez, ayrıca organizasyonun her bölümündeki çalışanlara sağlıklı ve risk taşımayan bir iş sahasında güvenli bir şekilde çalışma olanağı sağlar. Risklerin analiz edilmesi için kullanılan yöntemlerinden biri hata ağacı analiz yöntemidir (FTA) [1].

Hata ağacı analizi kavramı, 1962 yılında Bell Telefon Laboratuvarlarında, Amerikan hava kuvvetleri tarafından her an savaşa hazır tutulan sistemler için geliştirilmiştir [1]. Hata ağacı metodolojisi, sistem hatalarını, sistem ve sistem bileşenlerinin hatalarındaki sakıncalı noktaları ve aralarındaki bağlantıyı gösteren mantıksal diyagramlardır. Hata ağacı model veya grafik olarak nitelendirilebilir. Bu model sistemdeki istenmeyen olaylara sebep olan sorumlu

olay ve hataların öngörülür olmasını sağlar. Nümerik olarak olayların olasılıklarının sisteme girilmesi sayesinde öngörülmek istenilen olumsuz olayın gerçekleşme olasılığı belirlenebilir. Bu analiz adını, sistemin bozulmasına neden olabilecek hatalara ulaşılmasına kılavuzluk eden ağaç şeklindeki grafik yapısından almaktadır. FTA belirli bir kaza üzerinde odaklanarak o kazanın nedenini belirlemek üzere sistem geliştirmeyi amaçlayan bir yöntemdir. Uygulama çalışmalarına kazadan veya istenmeyen olaydan başlanır ve olayın sebepleri araştırılır. Bu nedenle bu yöntem "tümdengelim" tekniği olarak bilinir [2].

FTA risk değerlendirmesi, risk seviyesini hesaplamak, kritik güvenlik bileşenlerini, fonksiyonlarını tanımlamak ve tasarlanan değişikliklerin etkisini ölçmeye yarar. Güvenlik tasarımında amaç, gerekenlere uymayı göstermek, nerede güvenlik gereksinimi ihtiyacı olduğunu göstermek, zayıf noktaların veya hataların potansiyelini hesaplamaktır. Hata ağacının kapsamında başarısızlıklar, hatalı olaylar, normal olaylar, çevresel etkiler, sistemler, alt sistemler ve bileşenler, sistem elemanları (yazılım, donanım, insan, talimatlar-yönergeler) bulunmaktadır [4]. Hata ağacı analizi her tehlikenin varlığında uygulanmaz, yalnızca kritik olan güvenlik tehlikeleri için yapılır.

Hata ağacının en iyi uygulama alanları şöyle sıralanabilir;

- Sayısız ufak kazanın sorumlu olduğu sistemler
- Kompleks ve birçok sistem elemanına sahip çalışma alanları
- Önceden belirlenmiş istenmeyen olaylarda
- Ayırt edilmesi zor ufak kazaların olduğu sistemlerde

Hata ağacı analiz sonucunda elde edilen veriler aşağıdaki gibidir;

- Hataya sebep olan zincir olayları ve sebeplerini grafiksel olarak görmemizi sağlar
- Kritik hatalardaki sorumlu elemanları ve potansiyel hataları görmemizi sağlar
- Analiz içinden seçilen kaza veya hasar olayın iç yüzünü niceliksel veya niteliksel olarak anlamaya yarar.
- Risk kontrolünün optimize edilmesine rehberlik eder

Hata ağacı analizinde birçok sembol ve tanım kullanılmaktadır.

HATA(FAULT): Anormal veya istenmeyen sistem veya sistem elemanı durumu

ARIZA(FAILURE): Sistem elemanı veya sistemin bozulması

PRIMERY FAILURE: Çevre ya da sistemde direkt arızaya sebep olmayan olaylardır: malzeme dayanımı, valf sızdırması, yayın esneklik özelliğinin değişmesi vs.

SECONDARY FAILURE: Çevre ya da sistemin etkilendiği durumlardır; Sistemdeki parçanın uygunsuz dizayn edilmiş olması, yanlış kalibrasyon vs.

CUT SET: Bir "Cut set", hepsi olduğu takdirde, zirve olayının (top event) meydana gelmesine neden olan herhangi bir hata ağacı grubudur.

MINIMUM CUT SET: Bir "minimal Cut Set" hepsi olduğu takdirde, zirve olayının (top event) meydana gelmesine neden olan asgari hata ağacı grubudur.

PATH SET: Bir "Path Set", hata ağacını başlatan bir gruptur ki, meydana gelmediği takdirde zirve olay garantisi olarak meydana gelmez.

BOOLEEN MANTIĞI VE LOJİK DİYAGRAMLAR

George Boole tarafından geliştirilen Boolean matematiği, elektrik anahtarlama devrelerine uygulanışı açıklayan bir matematik mantığıdır.

Sayısal olarak bir değişken veya fonksiyon iki değer alabilir. Bu değerler 1 veya 0 olacaktır. Değil veya tümleyen (komplement), boolean matematiğinde değişkenin üzerine çizilen bir çizgi ile gösterilir. Örneğin $\bar{A}$ ifadesi "A'nın değili veya A'nın komplementi" şeklinde okunur. Eğer $A=1$ ise $\bar{A}=0$ olur.

A ve B girişlere uygulanan iki değişkeni gösterirse VE fonksiyonu Boolean ifadesi olarak 'A.B' şeklinde yazılırken, VEYA fonksiyonu için 'A+B' şeklinde yazılacaktır(3).

Temel işlemler

VE (AND),VEYA (OR),DEĞİL (NOT)

Temel işlemler bir araya gelerek yeni işlemleri oluşturur

VE DEĞİL (NAND),VEYA DEĞİL (NOR),VE VEYA (AND-OR),
ÖZEL VEYA (EXOR),ÖZEL VEYA DEĞİL (EXNOR)

BAZI BOOLEEN KURALLARI

A=0 ise $\bar{A}=1$
0.0=0, 1+1=1 0+0=0, 1.1=1
0.1=1.0=0 1+0=0+1=1

Değişme kanunu

A+B=B+A A.B=B.A

Birleşme kanunu

A+(B.C)=(A+B).C A.(B.C)=(A.B).C

Dağılma kanunu

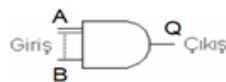
A.(B+C)=(A.B)+(A.C) A+(B.C)=(A+B).(A+C)
A+A=A, A.A=A
A+A.B=A A.(A+B)=A
A+0=A A+1=1
A.1=A
 $\bar{\bar{A}}=A$

Demorgan Kuralı

$\overline{A+B} = \bar{A}.\bar{B}$ $\overline{A.B} = \bar{A} + \bar{B}$

VE KAPISI

Ve kapısı iki veya daha fazla giriş ve bir adette çıkış ucuna sahiptir. Bu giriş uçlarına uygulanan 1 veya 0 kodlarına göre çıkışta değişiklikler görülür. Ve kapısının tüm girişleri 1 olduğunda çıkış 1, herhangi bir ucu 0 olduğunda ise çıkış 0'dır. Kapı hesaplarındaki formülü Q (Çıkış (C)) = A . B dir. **Hata ağacı analizinde üst olayın olmasının ancak ve ancak alt iki olayın birlikte olması sonucunda gerçekleşmesi anlamına gelmektedir.**



Doğruluk Tablosu

A	B	Q
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

VEYA KAPISI

Veya kapısı, iki veya daha fazla giriş, bir adette çıkış ucuna sahiptir. Giriş uçlarından herhangi birisinin 1 olması durumunda çıkış 1, diğer durumlarda da çıkış 0'dır. Yani Ve kapısının tersi mantığında çalışır. Kapı hesaplarındaki formülü

Q (Çıkış (C)) = $A + B$ dir. **Hata ağacı analizinde üst olayın olmasının alt iki olaydan biri veya ikisinin birlikte olması sonucunda gerçekleşmesi anlamına gelmektedir.**



Doğruluk Tablosu

A	B	Q
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	1

DEĞİL KAPISI

Değil Kapısı bir giriş ve bir de çıkış ucuna sahiptir. Girişine gelen Binary kodu tersleyerek çıkışına iletir. Yani giriş 1 iken çıkış 0, giriş 0 iken çıkış 1 'dir. Hesaplamalardaki formülü $Q = A'$ şeklindedir



Doğruluk Tablosu

A	Q
0	1
1	0

Boolean matematiği tamamen 1 ve 0 üzerine kurulu bir matematiktir. Bu 1 ve 0, düşük - yüksek, var - yok, olumlu—olumsuz, gibi terimlere benzetilebilir. Boolean matematiğinde, - işareti tersi, (.) işareti Ve, (+) işareti Veya, (Å) işareti de özel veya manasına gelmektedir.

Diğer işlemler hata ağacı analiz yönteminde çok nadir kullanıldığı için burada bahsedilmemiştir.

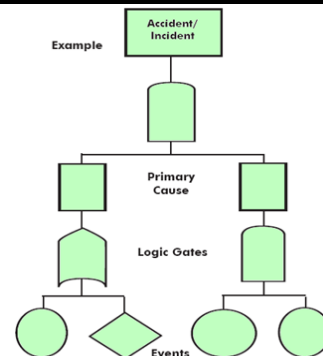
Hata Ağacı Analizi 3 temel adımda uygulanır

- **Sistem analizi**
- **Hata ağacının oluşturulması**
- **Hata ağacının değerlendirilmesidir.**

HATA AĞACI (FTA) DİYAGRAMININ YAPILANDIRILMASI

Hata Ağacı Analizinde öncelikle grafik değerlendirmesi yapılır. Zirve olay (top event) analizin baş konusudur ve en önemli etki, performans, sakatlık, tahribat veya kaybı ifade etmektedir.

FTA, uygulamayla ilgili faktörleri içermektedir. Yani bu faktörlerin direkt veya indirekt etkisinde gelişen diğer olay veya hatalar sonuç olarak zirve olayı oluşturmaktadır. Düşünülen faktörler diyagrama yerleştirilmek üzere listelenir. Hata ağacı analizi diyagramı, diyagramın tüm alt faktörlere kadar oluşturulmasıyla tamamlanır (5).



KANTİTATİF ANALİZ

Kantitatif analiz ile;

- PF (hata olasılığı) değeri saptanır.
- PF ile R (güvenilirlik) arasında ilişki kurulur.
- Üstel hata dağılımları belirlenir.
- Mantık kapısından diğer mantık kapısına yayılma tespit edilir.

GÜVENİRLİK VE HATA OLASILIK BAĞLANTILARI

S = Başarılar (Successes)

F = Hatalar (Failures)

R = Güvenirlilik (Reliability)

PF = Hatanın Olasılığı (Failure Probability)

RELIABILITY & FAILURE PROBABILITY RELATIONSHIPS . . .

S = Successes

F = Failures

$$\text{Reliability} R = \frac{S}{(S + F)}$$

$$\text{Failure Probability} . . . P_F = \frac{F}{(S + F)}$$

$$R + P_F = \frac{S}{(S + F)} + \frac{F}{(S + F)} \equiv 1$$

KALİTATİF ANALİZ

Hatanın olasılığının değerlendirilmesinin yapılması ve sistemdeki asıl hataları tespit edebilmek için "minimal cut set" değerlendirmesi yapılarak Azaltılmış Hata Ağacı 'nın tespit edilmesi ve "path set" değerlendirilmelerinin yapılması gerekir (6).

Cut Set'in Kullanılması ile:

- PT'nin değerlendirilmesi
- Maruz olunacak müşterek nedenlerin bulunması
- Müşterek nedenlerin olasılığı analiz edilir
- Yapısal Cut Setin ve kantitatif değerlendirmenin yapılması sistemin çözülmesinde önemlidir

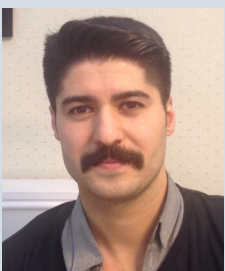
Path set :

- Ötedeki diyagonal ölçümlene yapılır
- Bilgi alanının başarısına bağlantı kurulur.
- İş/Maliyet Çalışması yapılır.

Özet olarak, FTA herhangi bir sistemin güvenilirliğinin tanımlanması, herhangi bir probleme etki eden karmaşık ve birbirleri ile karşılıklı ilişki içinde bulunan olumsuzlukların belirlenmesi ve bu olumsuzlukların oluşma olasılıklarının değerlendirilmesi, herhangi bir sistemde kendini tehlike olarak hissettiren tüm problem veya olumsuzlukların sistematik olarak ortaya konulmasını sağlayan bir olasılıksal risk analiz yöntemidir.

Referanslar

- 1- Fault tree analysis literature research and application in a medium sized enterprise. World Volume:3 / Issue:1 / January-April 2015 / Page:106-122
 - 2- <https://www.hq.nasa.gov/office/codeq/risk/docs/ftacourse.pdf>
 - 3- http://members.comu.edu.tr/boraugurlu/courses/bm307/content/week1/slayt1_d.pdf
 - 4- M. Elisabeth , Dean M. Murphy , human and management factor in probabilistic risk analysis; the SAM approach and observations from recent applications. Stanford University,1996
 - 5- Analysing risk through probabilistic modeling in operation research. Dariusz Jacek Jakopczak Poland
- Probabilistic risk analysis foundations and methods



Fiz. Uzm. Çağatay Özbay

1985 yılında Ankara'da doğdum. 2009 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer enerji mühendisliği bölümünden mezun oldum. 2012 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi fiziki master programını tamamladım. 2010-2012 yılları arasında Diyarbakır Eğitim ve Araştırma Hastanesinde medikal fizikçi olarak görev yaptım. 2012 yılından beri MNT sağlık hizmetleri A.Ş. bünyesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak İzmir Medikalpark Hastanesinde çalışmaktayım. Aynı zamanda Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde Doktora eğitimine devam etmekteyim.

Alpar Kalabay Dadaşbilge anısına...



1950 Yılında Kırklareli'nde doğdu.1973 yılında İstanbul Üniversitesi (İ.Ü.) Fen Fakültesi Fizik-Matematik bölümünden mezun oldu.1974 yılında İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Radyoterapi bölümünde göreve başladı. 1978-1979 arası İngiltere'de bulundu 1988'de M.Sc, 1995'de Ph.D ünvanını aldı. 2006 yılında İ.Ü. Onkoloji Enstitüsünden emekli oldu. Avrasya Hospital Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalıştı.

Alpar ile tanışmamız 1980 yılının ilkbaharıdır. O yıllarda Fen Fakültesi dördüncü sınıf Sağlık Fiziği bölümü öğrencisiydim. Radyoterapiyi öğrenmek için, Çapa Radyasyon Onkolojisine gittiğimde Alpar ile tanıştık.

Alpar, sevgili arkadaşım. Can dostluğunun yanında mesleğimde verdiğim en önemli karar aşamalarımda hep yanımda oldu. Bana hep yol gösterdi, yeri geldi hocalık yaptı. En önemli özelliği, bizi araştırmaya yönlendirmesiydi. Sorulan herhangi bir soruya hemen cevap vermek

yerine gerekli dokümanları bize verirdi, konu hakkında bilgi edindikten sonra Alpar ile konu üzerinde konuşurduk. Kızmiyor değilim. Bir cümle bile söylemiyor diye söylenmedim dersem yalan olur. Ama zamanla farkettim ki, o hemen yanıtlasaydı ben belki de bu kadar hakim olamayacaktım konuya. Detaylı araştırmaların bana kazandırdıklarını ona borçluyum.

Hatırlıyorum. İyon odaları ile ilgili problem yaşadığımda ya da cihaz kurulumunda toleranslarda kararsızlık yaşadığımda bana vermiş olduğu yerinde tavsiyeler ile imdadıma yetişirdi. Ben de elimden geldiğince onun izinden giderek arkamdan gelen arkadaşlarıma aynı şekilde elimi uzatmaya çalıştım.

İnternetin olmadığı yıllarda, günümüzün Google'ı gibiydi. Tam bir literatür deposuydu. Medikal fizik kütüphanesine alınan radyoterapi ile ilgili fizik kitaplarını ve protokolleri biz meslektaşları için çoğaltırdı. Ve eminim, şu an bu fotokopiler çoğumuzun kütüphanesinde vardır.



Alpar detaycıydı. Büyük ön hazırlık isteyen çalışmalarda veya tez hazırlamalarında o kadar detaycıydı ki, biz acele ettiğimizde belli etmese de sinirlenirdi. Doğru ve hatasız yapılmış işten yanaydı her zaman, hızlı yapılandan değil.



Fiz. Dr. Ayşe Kadın KOCA

1958 yılında Konya'da doğdu. ilköğretimini Ankara'da ortaöğretimini İstanbul'da tamamladıktan sonra İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümüne başladı. 1980 yılında lisans eğitimini tamamladı. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bölümünden 1989 yılında yüksek lisans, 1996 yılında doktora derecesi aldı. Lisans eğitimi sonrasında 1981 yılında çalışmaya başladığı İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onk. A.B.D. 'dan 2006 yılında emekli oldu. 2006-2009 yılları arasında Sante Onkoloji'de sonrasında 2009-2016 yılları arasında Medical Park Göztepe'de çalıştı.

SERBEST KÜRSÜ

Blogger Tutkunu Medikal Fizikçi

Fiz. Dr. Vildan ALPAN

Merhaba,

Bugün size tanıdığınız Medikal Fizik Uzm. Vildan Alpan'ın kaleminden tanımadığınız, gezi ve yazı yazma tutkunu olan ve bu tutkularını bloglarında paylaşan, acemi blogger ve Sosyoloji öğrencisi Vildanı anlatacağım.





Benimle dünyayı gezmeye hazır mısınız?

Bir Gezzgin' in Anıları

Ömrümden uzun yollarım ve daha bir sürü gezilecek birbirinden güzel şehirlerim var **benim**....

1964 yılının 1 Mayıs günü İstanbul'da doğdum. İstanbul Teknik Üniversitesi mezunuyum. Annesi'nin okuduğu üniversiteyi, dahası aynı bölümü seçmiş, meslektaşım harika bir genç adamın annesiyim.

Anne olmanın dışında mühendisim, medikal fizik uzmanıyım. 2.Üniversite programı kapsamında Sosyoloji okuyorum. İş hayatım yoğun ve yorucu ama neyse ki hayatımı güzelleştiren muhteşem dostlarım, arkadaşlarım var. İyi bir arkadaş ve iyi bir dostum. Nefes alan tüm canlıların yaşam hakkına saygılıyım.

Kafamda sürekli yeni fikirler uçuşur. Hep yapacağım deyip bir türlü yapamadığım ya da başlayıp bitiremediğim çok şey var. En büyük tutkum seyahat etmek. En büyük hayalim tüm dünyayı gezmek. Suna Kırac'ın anılarını anlattığı kitabının adı beni çok etkilemişti. "Ömrümden Uzun İdeallerim Var" diye yazıyordu kitabın kapağında. Benim de "ömrümden uzun gidilecek yollarım var".

Gezzgin Orhan Kural'in gezzginler kulübü web sitesinde yayınlanan ülkeler listesine göre dünyada 336 ülke var. Ben henüz 23 ülkeye gitmişim. Daha gidilecek 312 ülke var. Üstelik bu 23 ülkede ortalama 2-3 şehre gideceğimi düşünürsek tüm dünyayı gezmek için 336'nın epey bir permütasyon ve kombinasyonuna ihtiyacım var gibi

görünüyor ki ölmeden önce tüm dünyayı gezmiş olayım.

Gezme tutkumun dışında bir de yazma tutkum var sizin bilmediğiniz. Lisede fen bölümünde okumama rağmen edebiyatla aram hep iyiydi. Çocukluğumdan beri okumayı severim. İlk kitaplarım Aysegül serisiydi. Kendimi Aysegül'ün yerine koyup hayaller kurardım. Sonra çocuk klasikleri geldi. Okumaya başladığım bir kitabı bir günde bitirip sonra da anneme bir tane daha almak için yalvardığımı hatırlıyorum. Babam okumayı çok severdi, bize de aşıladı. Her akşam yemekten sonra annem ve babam TV yi kapatır, kitaplarını ellerine alır ve bir köşeye çekilirlerdi. Biz de kardeşimle kendi kitaplarımızı okurduk. Her gece bir saat kitap okunurdu bizim evimizde. Çok okuduğumdan mıdır nedir oldum olası kelimelerle aram iyidir. Ama sadece yazarken. Bana göre konuşurken ekonomik konuşuyorum ama yazarken çalaklavye yazabiliyorum. İyi mi kötümü bilemem ama böyle işte.

Yukarıda da bahsettiğim gibi bir kaç yıldır yazılarımı bloglarımda yayınlıyorum ama maalesef vakitsizlikten bloglarım çok güncel olmuyor. Blog yazmaya başlayınca anladım ki blog yazmak, blogu güncel tutmak zor iş. Ciddi vakit istiyor. Neyse, benim bir iddiam yok. Vakit buldukça yazıyorum. Aşağıya sadece medikal fizikçi olarak tanıdığınız Vildan'ın kaleminden dökülmüş NOSTALJİ adlı bir yazı ekledim. Umarım beğenirsiniz...

NOSTALJİ

Siyah beyaz çocukluk fotoğraflarımız var bizim kuşağın bir kaç aylıkken çekilmiş.

Erkek çocuklar misket oynardı, biz kızlar lastik. Bildiğiniz çamaşır lastiğini bağlardık uç uca ve saatlerce lastik atlama oynardık. Birler, ikiler, üçler neyseydi de 4 ve 5' ler öyle her babayiğidin harcı değildi. Seksek de oynardık ama lastik kadar revaçta olmazdı hiç.

Gazoz kapağı biriktirirdik, topaçlarımız vardı. Okul çıkışı okulun hemen yanındaki küçücük tıklım tıkış kırtasiyeci dükkânından alırdık tüm okul malzemelerimizi. Yoktu öyle defter kalem markası. Kokulu silgiydi en büyük lüksümüz. Okul kapılarının önlerinde macun, kuşlokumu, çifte kavrulmuş satılırdı. Annelerimizin söylediği sarı kuruşların zamanına yetişemedik ama beyaz renkli 25 kuruşlarla neler neler alırdık.

Öğretmenlerimiz kızdığında ya da elimize cetvelle vurduğunda annelerimiz hemen okula gelip öğretmeni şikâyet etmezdi. Hatta haberleri bile olmazdı. Öğretmen şikâyet edilmezdi ki. Evde biraz fazla konuştuk mu "büyükler konuşurken çocuklar karışmaz" diye kestirip atarlardı. Su küçüğün, söz büyüğün idi. Öyle ikide bir psikolojimiz de bozulmazdı.

Meyve ve sebze mevsiminde alınırdı. Muz gibi pahalı meyveler akşam baba eve gelince hep birlikte yenilirdi. Kışın kestane soba'nın üzerinde pişirilirdi. Kış gecelerinde bozacı geçerdi sokaktan "Bozaaaaaa" diye bölerdi sesi geceyi. Sonra mahallemizin bekçi amcası geçerdi düdüğünü öttürerek. Kendimizi güvende hissederdik.

Çeşit çeşit kıyafetlerimiz yoktu pek. Karşı dairedaki komşu ağabey yurtdışına gidince ismarlanırdı Levi's kot. Ya da çok çoğu Wrangler marka kot giyerdik. Yazın akşamüstleri yazlıkta bahçe duvarının üzerinde otururduk komşu çocukları olarak. Konuşurduk öyle havadan sudan. Ya da en fazla karşı bahçelerden bakışırđık. Arkadaşımızın ağabeyi bizim de abimizdi, kendi abimizden çekindiğimiz kadar çekinirdik ondan da. Biz kızlara konuşma teklif edilirdi. İlk buluşmalarımız, ilk heyecanlarımız en fazla bir el ele tutuşma ile biterdi. En yakın arkadaşımıza anlatırdık saatlerce. Cumartesi öğleden sonraları bildiğimiz tek disco Hydromel'e gidilirdi okuldan arkadaşlarla. Hava kararmadan eve dönme şartımız vardı biz kızların. Kendi kız kardeşlerinden bildiklerinden, bizden çok erkek arkadaşlarımız dikkat ederlerdi saate.

Anket defterlerimiz vardı hepimizin. "İssiz adaya düşseniz yanınıza alacağınız 3 şey nedir" sorusu ile başlayan, soru aralarında dergiden kesip yapıştırdığımız resimler olan anket defterlerimiz. Kilitli hatıra defterlerimiz de vardı. "Kara kara kazanlar kara yazı yazanlar" diye başlayan tekerlemeler yazardık ya da "en sevdiğim arkadaşşıma" diye başlayan cümleler kurardık birbirimizin hatıra defterlerine. Çikolataların yaldızlı kağıtlarını elimizle düzeltir defter aralarında saklardık niye sakladığımızı bilmeden. Sevgilinin verdiği çiçek kitap sayfaları arasında kurutulurdu, arada açar bakardık, hatırlattığı güzel şeylere gülümserdik kendi kendimize. Beğendiğimiz şarkılardan listeler yapardık. Sonra kaset doldurturduk. Walkman ayrılmaz parçamızdı bizim.

Üniversitede bir en fazla iki arkadaşımızın arabası vardı. Anadol ya da Wolkswagen olurdu markası. Doluşurduk içine, ders kırardık. En çok sinemaya giderdik ya da Emirgan'a.

Erkek arkadaşımızdan öyle pahalı hediye beklentilerimiz yoktu. Sevgililer günü, babalar günü gibi ismarlama gün dayatmaları yoktu henüz. Kırdan toplanmış bir demet papatya bize herşeyden kıymetli gelirdi. Şarkılardan fal tutardık, papatya yapraklarından medet umardık seviyor sevmiyor diye. Seviyor çıkarsa inanırdık da sevmiyor çıkarsa başka bir papatyanın yapraklarına da sorardık seviyor çıkana kadar...Biz 70-80'lerin kuşağıyız. Doya doya yaşadık çocukluğumuzu, lise yıllarımız sağ sol kavgaları ile gölgelendi ama mutlu olmayı bildik işte bir şekilde...

BİR YAŞINDAYIZ...



MedFiz@Online dergisi okuduğunuz 6.sayısı ile yeni yaşını kutlamaya hazırlanıyor. Uzun çabaların ve emeklerin sonucunda sürekliliğini korumaya çalıştığımız bu dergiyi artık sektörümüz tanımaya ve okumaya başladı. Bizde bu sayımızda camiamızın önemli insanlarından Medikal Fizik Derneği Başkanımız **Hatice Bilge Becerir** Hocamızdan, mesleğimize önemli katkılar sunan Medikal Fizik Uzmanı **Bülent Yapıcı** arkadaşımızdan ve TMMOB Fizik Mühendisleri Odası Yönetim Kurulu Başkanı Sayın **Abdullah Zarrarsız**'dan dergi ile ilgili görüşlerini rica ettik. Dergimize sundukları katkı ve desteklerinden dolayı kendilerine editör grubu olarak çok teşekkür ediyoruz. Buyrun onları dinleyelim;

Prof. Dr. Hatice BİLGE (Medikal Fizik Derneği Başkanı)

Tam bir yıl olmuş, ne kadar çabuk geçti bir yıl daha dün gibi dergi ile ilgili planları konuşmamız. **MedFiz@Online** dergisinin kurulum ve planlama aşamasında arkadaşlarımızın heyecanı ve çalışmalarını Medikal Fizik Derneği olarak biz de yürekten desteklemiş elimizden gelen tüm desteği vereceğimize dair sözler vermiştik. Yıl içerisinde arkadaşlarımızın yoğun çalışmalarını takip ettim ve yeni sayıyı merakla bekleyenlerden oldum. Amatör bir ruhla gönüllülük esasına göre yapılan bu çalışmalarını takdir etmemek mümkün değil. **MedFiz@Online** dergisini her iki ayda bir bize ulaşmasını sağlayan editör arkadaşlarımıza, bu girişime liderlik eden Baş editör Haluk Orhun'un şahsında şahsım ve medikal fizik derneği yönetim kurulu adına çok teşekkür ederim. Emek ile gerçekleştirilen hiçbir iş kolay değildir, hele yapılan işi sürekli kılmak hiç kolay değildir. Sürekliliğin devamını dilerken tüm üyelerimizi bu sürekliliğin sağlanması için katkıda bulunmaya davet ediyorum.

Selam ve sevgilerimle

Fiz. Uzm. Bülent YAPICI (Acıbadem Hastaneleri Medikal Fizik Koordinatörü)

Acıbadem Hastaneleri Medikal Fizik Koordinatörü olarak, değerli medikal fizik uzmanlarının kendi emek ve çabalarıyla hazırladıkları "Medfizonline" dergisini okuyor olmanın mutluluğu ve gururunu sizlerle paylaşmak istiyorum. Meslektaşlarımızın bu kıymetli çabası ile gün geçtikçe büyüyen ailemizde hedeflediğimiz, araştırmacı, yenilikçi ve daha önemlisi düşünen, sorgulayan ve üreten uzmanların yetişmesi desteklenmektedir.

Medikal fizik uzmanlarının birçoğunun hemen her aşamasında yoğun çaba sarf ettiği ve işbirliği içerisinde çalıştığı derginin oluşumunda katkısı geçen herkesin çalışmalarını takdir etmek gerekiyor. Sadece birkaç kişinin değil, birçok arkadaşımızın dâhil olduğu bu süreci yürütebilmek adına derginin isminin belirlenmesinden, gönderimine kadar sarf ettikleri çaba için kendilerini kutluyor ve teşekkür ediyorum.

Benzer meslek grupları ancak temsilcileri tarafından sahip çıkıldığında; herkesin ellerini taşın altına sokup, mesleğin yaşamasına katkı yapmaya başladıklarında gerçek bir meslek grubu olabilirler. Bu doğrultuda "elini taşın altına sokan" ve bu oluşuma destek veren tüm arkadaşlarıma, kardeşlerime ve Medikal Fizik Derneği Yönetim Kurulu'na tekrar teşekkür ediyorum. Çok uzun yıllar sürececek bir yayın hayatına sahip olacağına inandığım bu derginin oluşumu ve sürdürülmesi konusunda grubumuz olarak da her zaman destek olacağımızı belirtir başarılar dilerim.

BİR YAŞINDAYIZ...

Fiz. Dr. Abdullah ZARARSIZ (TMMOB Fizik Mühendisleri Odası Yönetim Kurulu Başkanı)

Şubat 2016'da yayın hayatına başlayan MedFiz@Online e-dergisinin ilk sayısında derginin; "**medikal fizik uygulamalarının güvenli, hassas, doğru ve etkin olarak gerçekleştirilmesine katkı**" vizyonu ile çıkartıldığı ifade edilmişti. Elinizdeki 6. Sayısına ulaşan dergide düşünülen katkının fazlasıyla yapıldığını söyleyebilirim. Günümüzde periyodik olarak bir dergi çıkartmanın güçlüğünü bilen bir kişi olarak aynı gayret ve heyecanla yeni sayıların bizlere ulaştırılacağına inanmaktayım.

Mesleğimizin uzmanlık alanlarından biri olan Medikal Fizik ile ilgili olarak pek çok üyemiz sağlık sektöründe görev alarak bu sektörde yadsınamayacak hizmetlerde ve görevlerde bulunmaktadır. Odamız medikal fiziğin gelişmesi ve ülkemizde hak ettiği yere gelmesi konusunda 1995 yılından beri çalışmalar yapmakta ve bunu kurduğu teknik komisyonlar marifetiyle gerçekleştirmektedir. Başta radyoterapi cihazları için lisans almak üzere esas kalite kontrol testlerinin yapılması ile ilgili test dokümanlarını hazırlanmasını gerçekleştirmiştir, radyoloji ve nükleer tıp da kullanılan cihazlar ile ilgili de çalışmalar devam etmektedir.

Tüm bu işlerin öznesi medikal fizikçiler olup ülkemizin sağlık sektöründe fedakarca, özveriyle çalışmalarını sürdürmektedirler. Bugün ülkemizde medikal fizik camiası ve olgusu var ise bunu, burada rahmetle anmak istediğim Sn. Prof. Dr. Seyfettin KUTER' in başlattığı ve arkadan gelenlerin tuğlalar koyarak bugünlere taşınmasıdır. Bu taşlardan en önemlilerinde biri de internet üzerinden de olsa tasarımı, içeriği ve kapsamı ile büyük bir emeğin ortaya konulduğu, tamamen gönüllülük ve dayanışma ile ortaya çıkartılan bu alanda çalışanların kısa sürede sesi olan MedFiz@Online dergisi olduğunu söyleyebilirim. Bir sonraki sayısının merakla beklenir olması, yapılan işin ne kadar önemli, özel ve anlamlı olduğunu göstermektedir.

TMMOB Fizik Mühendisleri Odası Yönetim Kurulu Başkanı olarak başta derginin Baş Editörü Sn. Haluk ORHUN'u, diğer editör grubunu, gerçekten profesyonel bir yaklaşım ile tasarımı yapan dergi tasarım grubundaki arkadaşları kutluyor doğru yolda olduklarını, önemli bir eksikliği giderdiklerini düşünüyor, yazılarıyla dergiyi besleyen medikal fizikçi dostlara da ellerine sağlık diyor saygılarımı sunuyorum.



**Hatice
BİLGE BECERİR**

1986 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde Medikal Fizik öğrenimine yüksek lisans öğrencisi olarak başlamış ve halen öğrenmeye devam etmektedir. En önemli eseri Sinem ve Cem isimli çocuklarıdır. En büyük zenginliği dostlarıdır



Bülent YAPICI

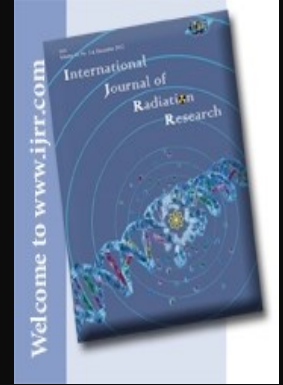
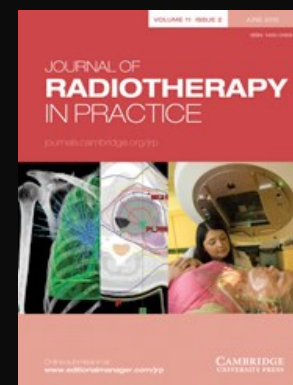
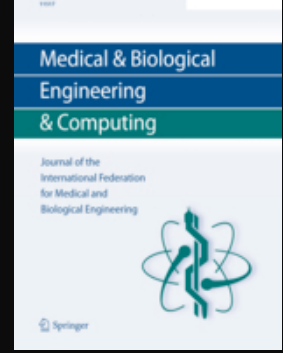
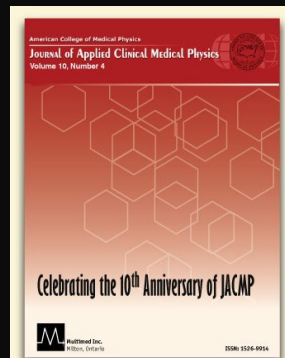
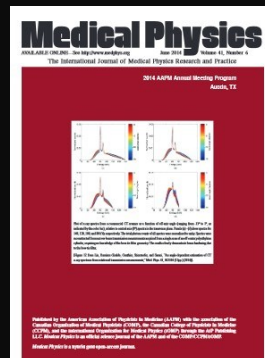
Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Askerlik görevini tamamladıktan sonra 1994 yılında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde Medikal Fizikçi olarak göreve başlayıp yine aynı Üniversitenin Yüksek lisans programından Uzmanlığını aldı. 2002-2010 yılları arasında Fizik Mühendisliği Odası Yönetim Kurulu Üyeliği ve Medikal Fizik İhtisas komisyonu başkanlığı yapmıştır. 2008 yılından itibaren Acıbadem Sağlık Grubunda Medikal Fizik Koordinatörü olarak çalışmaktadır.

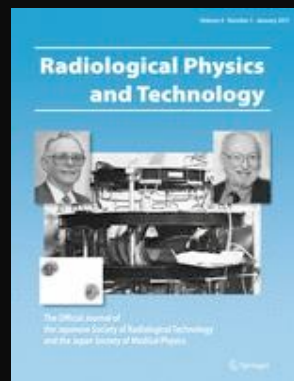
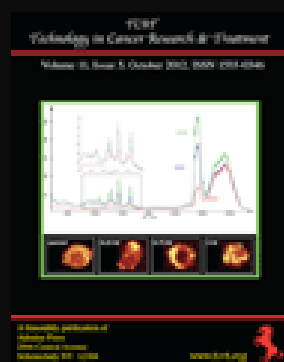


Abdullah ZARARSIZ

A.Ü. Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği bölümünü 1980'de bitirdi. Aynı üniversitede 1983 yılında yüksek lisans, 1988 yılında doktora derecelerini aldı. Üç yıllık araştırma görevliliğinden sonra, 1983 yılından beri Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezinde mühendis olarak görevine devam etmektedir. Ayrıca, 1996 yılından beri TMMOB Fizik Mühendisleri Odası Yönetim Kurulu üyesi olarak iki dönem II. Başkanlık'dan görevinden sonra, beş dönemdir de Yönetim Kurulu Başkanlığı yapmaktadır

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

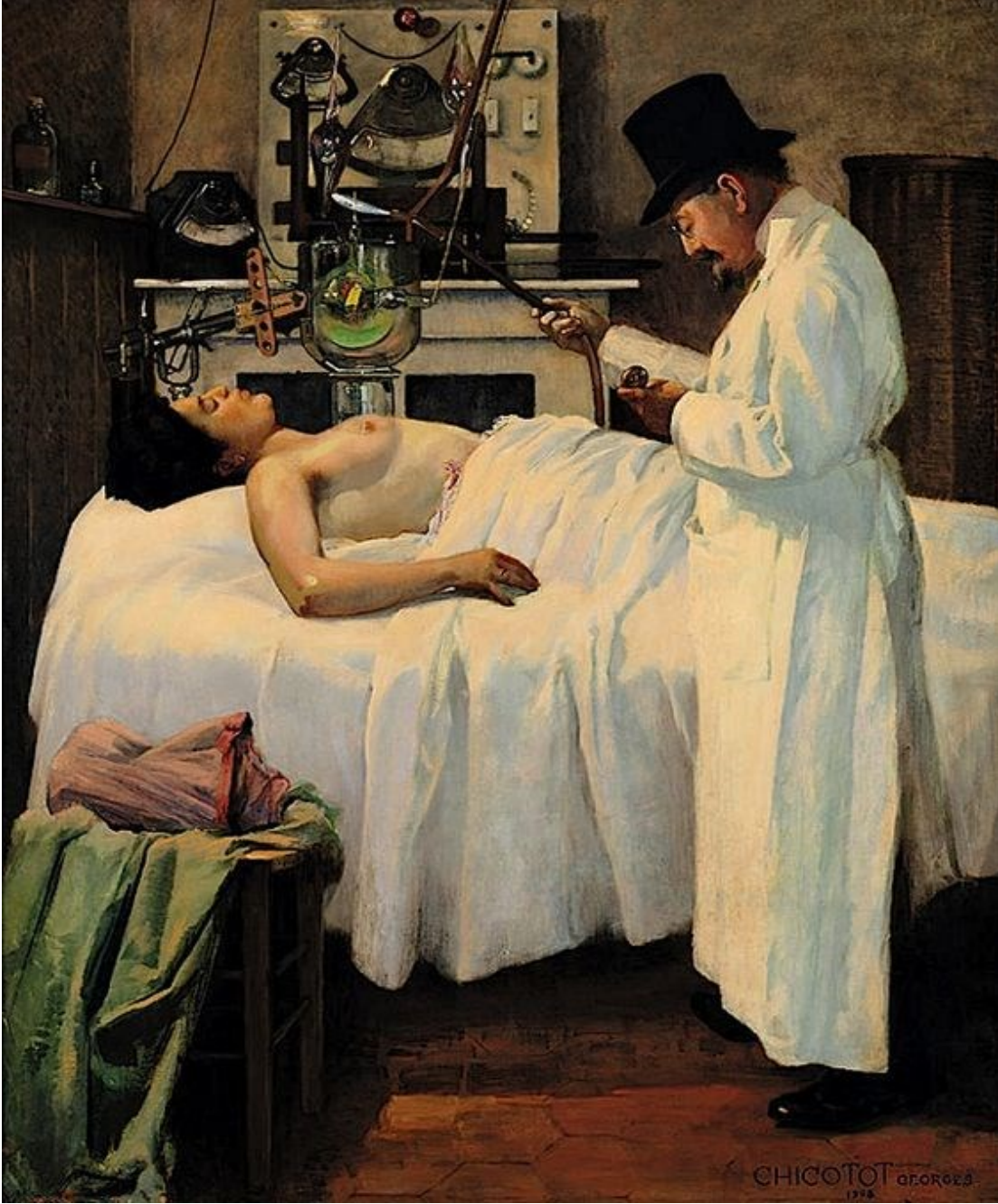
YAZARIMIZ OLUN

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...



Georges Chicotot;

Hem resim hem de Röntgenoloji alanında uzman olan bir doktordu. 1910 yılında meme kanserini x-ışınlarıyla ilk tedavi etme girişimini gösteren kendi portresini çizmiştir.