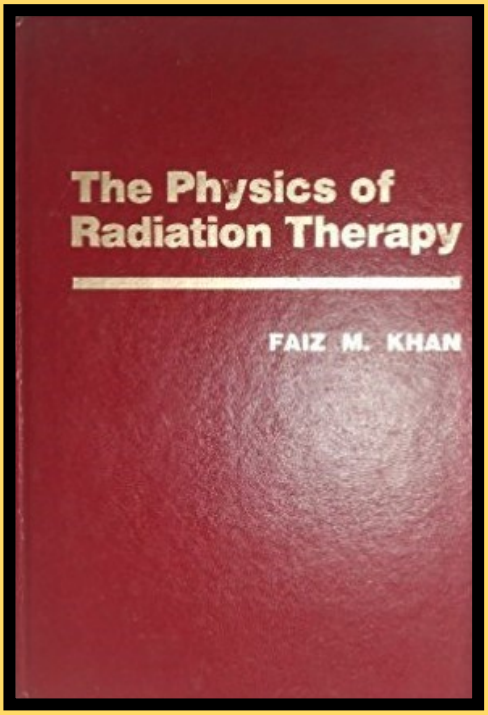
Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERGİ HAZİRAN-TEMMUZ 2018

medfizonline@gmail.com www.medfizonline.org **SAYI: 15**



- **RADYASYONUN BİYOLOJİK ETKİLERİ**
- **MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TEMELLERİ VE KLİNİK UYGULAMALARDAKİ YERİ**
- **AYIN RÖPORTAJI: PROF. DR. SELÇUK PEKER**
- **AYIN KLİNİĞİ: ÖZEL ANKARA GÜVEN HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **AYIN RAPORU: AAPM TG-158**
- **ÇEVİRİ: ERKEN EVRE HODGKİN LENFOMASINDA 3D-KONFORMAL RADYOTERAPİYE KARŞI FARKLI IMRT ÇÖZÜMLERİ: DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRMA VE KLİNİK HUSUSLAR**
- **SERVİKS KANSERİNDE STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ BRAKİTERAPİNİN YERİNİ ALABİLİR Mİ?**
- **GÜÇLÜ KUVVET VE AĞIR HADRONLARIN İÇ YAPISI**
- **FOTOĞRAFLARLA 13. ULUSAL RADYASYON ONKOLOJİSİ KONGRESİ**
- **30. ULUSAL NÜKLEER TIP KONGRESİNİN ARDINDAN**
- **SERBEST KÜRSÜ: IŞIK ÜLKESİ 'LİKYA'**

BAŞ EDİTÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

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

DERGİ TASARIM VE YAZI

Mertay Güner
Esra Küçükmorkoç
Mustafa Çağlar

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

AYŞEGÜL YURT
BORAN GÜNGÖR
BURCU KOZANLILAR
DUYGU BAYCAN SAVAR
EVREN OZAN GÖKSEL
HANİEH MABHOUTİ
HATİCE BİLGE BECERİR
KADİR UTKU CAN
MELTEM YILMAZ
NAMİ YEYİN
ONUR MÜEZZİNOĞLU
YILMAZ ŞAHİN

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

WEB TASARIM VE DİZAYN

Adil Merih
Cem Gökşen
Mümin Eray Ergen

İÇİNDEKİLER

- MERHABA
- RADYASYONUN BİYOLOJİK ETKİLERİ
- MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TEMELLERİ VE KLİNİK UYGULAMALARDAKİ YERİ
- AYIN RÖPORTAJI: PROF. DR. SELÇUK PEKER
- AYIN KLİNİĞİ: ÖZEL ANKARA GÜVEN HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ
- AYIN RAPORU: AAPM TG-158
- ÇEVİRİ: ERKEN EVRE HODGKİN LENFOMASINDA 3D-KONFORMAL RADYOTERAPİYE KARŞI FARKLI IMRT ÇÖZÜMLERİ: DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRMA VE KLİNİK HUSUSLAR
- SERVİKS KANSERİNDE STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ BRAKİTERAPİNİN YERİNİ ALABİLİR Mİ?
- GÜÇLÜ KUVVET VE AĞIR HADRONLARIN İÇ YAPISI
- FOTOĞRAFLARLA 13. ULUSAL RADYASYON ONKOLOJİSİ KONGRESİ
- 30. ULUSAL NÜKLEER TIP KONGRESİNİN ARDINDAN
- RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER
- SERBEST KÜRSÜ: IŞIK ÜLKESİ 'LİKYA'

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medfizonline.org

BASIM
e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online *DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.*

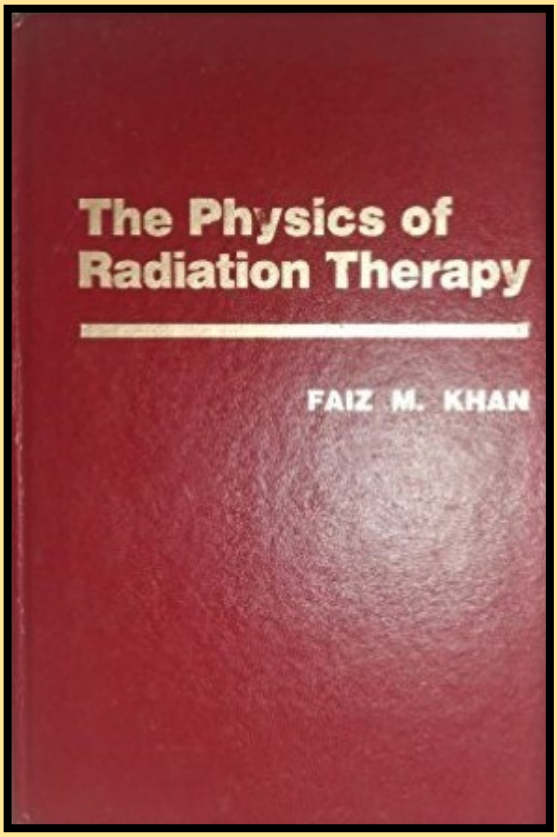
MERHABA

Elinizdeki 15. sayımız yine güncel ve yine önemli yazılar içeriyor. Özellikle radyobiyoloji ve manyetik rezonans görüntüleme konuları, medikal fizik alanının gündemden çıkmayan ve sürekli gelişen alanları olarak karşımıza çıkıyor. Bu alanlarda sizlere iki önemli yazı sunuyoruz 15. sayımızda. Diğer değerli yazılarımız ile birlikte.

Dikkatinizi çekmiştir, dergimizde nükleer tıp ve radyoloji ile ilgili yazılara daha fazla yer veriyoruz. Bir anlamda eksikliklerimizi kapatıyoruz. Sizlerin de katılımı ile bu isteğimizi sürekli kılma çabasındayız.

Bir konuyu tekrar hatırlatmak istiyoruz. Kişi ve/veya grup çalışması olarak hazırlanmış, özgün deneysel araştırma yazılarına yer veremiyoruz. Bunun temel nedeni hakemli bir dergi olmamamız. Bu kulvar başka bir yayın alanı. Bu tür özgün ve araştırma yazılarının ülkemizdeki ve diğer ülkelerdeki hakemli dergilerde değerlendirilmesi gerektiğine inanıyoruz.

16-20 Nisan 2018 tarihleri arasında IAEA/ILO'nun katıldığı, Türkiye Cumhuriyeti Hükümetinin Türkiye Atom Enerjisi Komisyonu aracılığı ile düzenlediği **"IAEA /ILO Regional Workshop on Occupational Radiation Protection"** konulu toplantı Ankara'da yapıldı. 23 Ülkeden 44 katılımcının yer aldığı toplantının amacı ise şöyle tanımlanmıştır; **"Özellikle IAEA'nın mesleki radyasyondan korunma temel rehberlerinin anlaşılması ve katılanların deneyimlerinin paylaşılması"** Toplantı sonuçları IAEA'nın web sitesinden izlenebilir. Gelecek toplantı ise 2019 yılında Brezilya'da yapılacak.



Birinci Baskı Kapağı, 1984.

Bu son bölümde, sizler önemli olduğuna inandığımız bir kitap üzerine görüşlerimizi ileteceğiz. Medikal fizik alanında çalışmaya başlayan tüm fizikçilerin temel el kitabının yazarı Faiz M. Khan'dır.

Bizler Khan'ı **"The Physics of Radiation Therapy "** kitabı ile tanıdık. Khan'ın bu kitabı yazma amacını 1984 tarihli ilk baskıda şöyle tanımlıyor: Bu kitap klinik fizikçilerin ihtiyaçlarına göre, fizik ve klinik pratiği birleştirmeyi amaçlamıştır. Bu kırmızı renkli kapaklı kitabın 2. baskısı 1993 yılında, 3. Baskısı 2003 yılında yapılmıştır. Değişik renkli kapakla 4. baskısı 2010 yılında, 5. baskısı 2014 yılında yayınlanmıştır.

Faiz M. Khan'ın editörlüğünde hızlı bir şekilde 4. baskısını 2016 yılında yapan **"Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology "** kitabından bahsetmek istiyoruz. İlk baskısını 1998'de yapan kitap, çağdaş radyoterapi tedavi planlama tekniklerini gündeme getirmiştir. Son baskısının beş yıl içinde çıkması çağdaş teknikleri gündeme getirme arzusundan kaynaklanmaktadır. Kitabın hedef kitlesi; medikal fizikçiler, radyasyon onkologları ve dozimetristlerdir. Her bölümün sonunda yer alan konuyu anlama soruları ise bir anlamda medikal fizikçileri 'Board' sınavına hazırlamayı amaçlamaktadır. İki ana bölümden oluşan kitabın birinci bölümü planlamada fizik ve biyoloji, ikinci bölümü ise tedavi planlamasında kalite kontrol ve kabul testleri başlıklarından oluşmaktadır.

Bol kitaplı günler diliyoruz.

Saygılarımızla.

Haluk ORHUN

RADYASYONUN BİYOLOJİK ETKİLERİ

Prof. Dr. Hatice BİLGE BECERİR

X- ışınları 1895 yılında keşfedildikten hemen sonra tedavi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Uygulamalar sonucunda sağlıklı dokuların hasar gördüğü ve uzun dönemde kanser oluştuğu görülmüştür. Radyasyonun canlı üzerindeki etkisi, **hücre, doku**, **organ, sistem** veya **tüm vücut** üzerinde görülür. Radyasyonun canlı üzerindeki etkileri **fiziksel**, **kimyasal** ve **biyolojik** olmak üzere üç kademede gerçekleşir.

Fiziksel Kademe: Bu kademede başlatıcı reaksiyonlar, iyonlaşma ve uyarılmalar olup, oluş süresi 10^{-18}- 10^{-12} sn 'dir.

Kimyasal Kademe: Bu kademede biyomoleküler bozukluklar olur. Serbest radikaller oluşur. Nükleik asitlerde ve proteinlerde hasarlar oluşur, 10^{-12} sn ile saatler sürer.

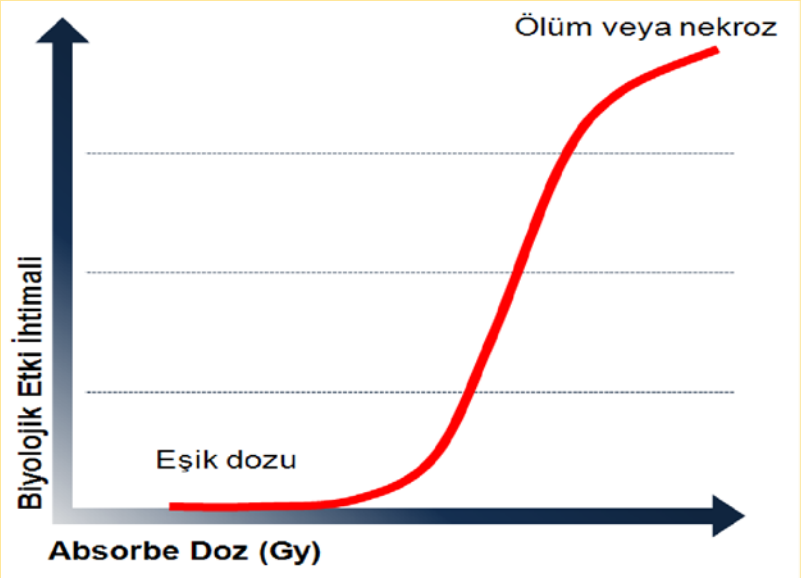
Biyolojik Kademe: Biyolojik bozuklukların oluştuğu kademedir. Hücre ölümü, organizmanın ölümü, mutasyonlar ve kanser oluşumu mümkündür. Saatler, yıllar sürebilir.

1. Radyasyon Dozu ve Etki Bağıntısı

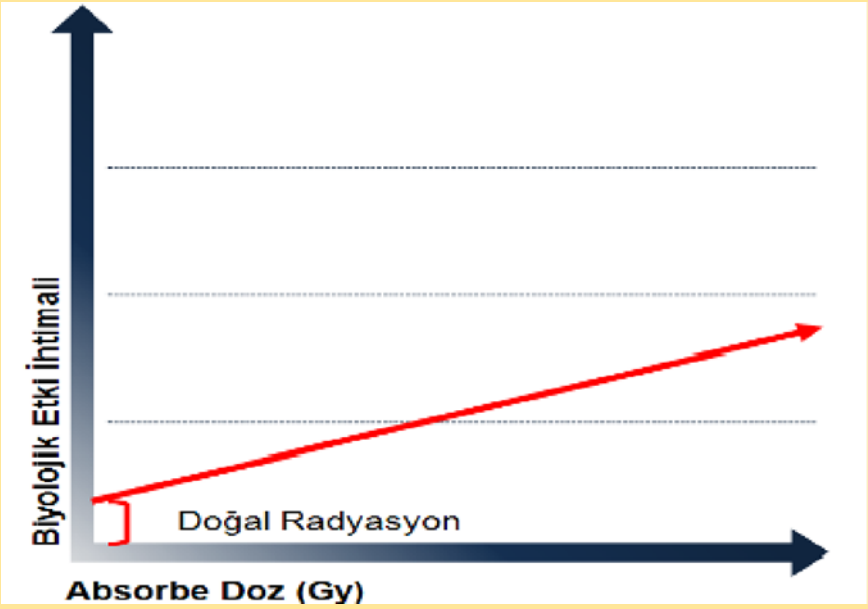
Radyasyon etkisi, ışınlamanın yapılmasından hemen sonra görülmez. Etkinin görüldüğü zaman ile ışınlamanın olduğu zaman arasında geçen süreye **gizli (latent)** periyot denir. Farklı radyasyonun etkileri ile bunlara ait doz seviyelerinin bilinmesine karşın, sınırlar kesin olarak tayin edilemez. Alınan doza bağlı olarak biyolojik etkinin olma ihtimalini açıklayan iki değişik doz – etki bağıntısı vardır.

1.1. Eşikli Doz – Etki Bağıntısı (Deterministik Etki): Eşikli doz etki bağıntısında etki, artan doz ile önce yavaş daha sonra hızla yükselir ve doygunluğa ulaşır. Belirli bir eşik dozu var olup bu eşik dozuna kadar hiçbir biyolojik etkinin görülmediği kabul edilir. Doz hızının hasarın büyüklüğünde etkisi vardır. Eşik dozun varlığını kabul eden etkiye **Nonstokastik** etki de denir. ***Şekil 1***'de deterministik etkiyi gösteren doz cevap grafiği görülmektedir. Somatik hücrelerin radyasyona erken ve geç cevabı deterministik etki bağıntısıyla ifade edilir. Somatik hücrelerde radyasyonun etkisinin olabilmesi için, mutlaka eşik doza ihtiyaç vardır.

1.2. Eşiksiz Doz – Etki Bağıntısı (Stokastik Etki): Radyasyonun eşik dozuna ihtiyaç duymadan etkinin olma ihtimali, doğrudan radyasyonun dozuna bağlıdır. Doz hızı eğriyi etkilemez. Çok küçük dozlar bile gerçekleşebilip, ardı ardına eklenebilir. Eşiksiz etkilere stokastik etki denildiği gibi, **Nondeterministik** etki de denir. ***Şekil 2'***de eşik dozu olmayan stokastik etkiyi gösteren doz cevap eğrisi görülmektedir.

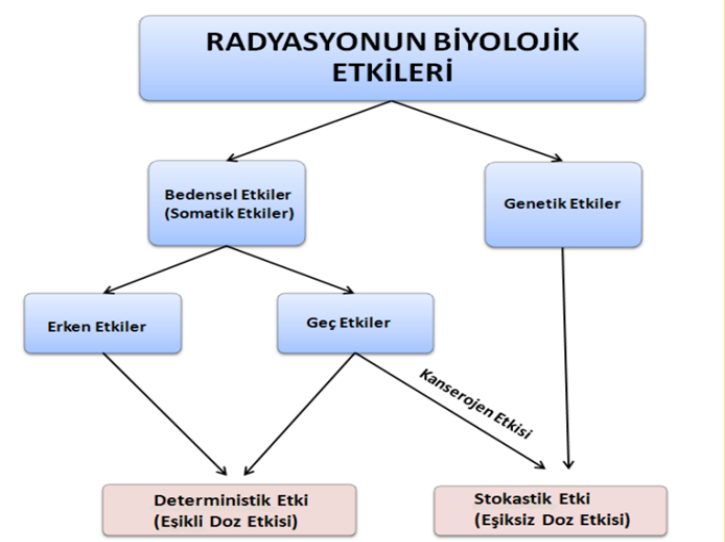


Şekil 1: Eşikli Doz – Etki Grafiği (Deterministik Etki)



Şekil 2: Eşiksiz Doz –Etki Grafiği (Stokastik Etki)

Radyasyonun biyolojik etkileri, somatik (bedensel) ve genetik etkiler olmak üzere ikiye ayrılır ve bu etkilerin ortaya çıkmasında doz etki ilişkisi farklıdır. ***Şekil 3***'te radyasyonun biyolojik etkileri şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 3: Radyasyonun biyolojik etkileri

2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

2.1. Radyasyonun Biyolojik Etkilerinin Bağlı Olduğu Faktörler

Radyasyonun canlı üzerindeki etkilerinin bağlı olduğu faktörler aşağıda sıralanmıştır;

- Radyasyona maruz kalan bölgenin radyoduyarlılığı,
- Maruz kalınan radyasyonun cinsi,
- Maruz kalınan radyasyon miktarı,
- Radyasyona maruz kalma süresi.

2.1.1. Doku ve Organların Radyoduyarlılıkları

Dokuların Duyarlılık Sınıflaması: İlk çalışma, 1906 yılında Bergonie ve Tribondeau tarafından yapılmıştır. Sıçan testisinin radyasyona verdiği cevap incelenmiştir. Bu yasa; bir dokunun radyasyon duyarlılığının mitotik aktivitesi ile doğru, farklılaşma derecesi ile ters orantılı olduğunu söyler. Duyarlı dokular: Kemik iliği, gonatlar, ince barsak, derideki epitel dokudur. Dirençli dokular: Karaciğer, böbrek, kas, beyin, kemik, kıkırdak ve bağ dokusudur. Radyasyona duyarlılıkta mitotik aktivite önemlidir. Farklılaşma derecesi ile radyasyon duyarlılığı arasındaki ilişki hakkında bilgilerimiz henüz yetersizdir. ***Tablo 1***'de dokuların duyarlılık sınıflandırılması görülmektedir.

Tablo 1: Dokuların duyarlılık sınıflandırılması

Hücre Tipi	Özellikleri	Örnekler	Duyarlılık
I- Farklılaşmadan bölünen hücreler	Sürekli bölünürler, farklılaşmazlar.	Eritroblastlar, İntestinalkript hücreleri, epidermisin germinal hücreleri	Yüksek
II- Farklılaşarak bölünen hücreler	Sürekli bölünürler, bölünmeler arasında farklılaşırlar.	Miyelositler	
Bağ Dokusu Hücreleri **III- bölünme yeteneği saklı hücreler**	Sürekli bölünmezler, çeşitli derecelerde farklılaşmışlardır.	Karaciğer	
IV- Bölünmeyen hücreler	Hiç bölünmezler, yüksek düzeyde farklılaşma gösterirler.	Sinir hücreleri, Kas hücreleri	Düşük

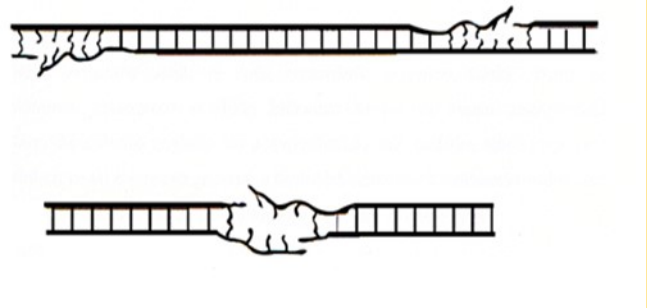
2.1.2. Radyasyonun Hücre Üzerinde Etkisi

Canlı organizmanın yapı taşı hücredir. Hücrelerin farklı duyarlılıkta olması organlarında farklı duyarlılıkta olmasına neden olur. Her hücrenin radyoduyarlılığı farklı olduğu gibi, hücreyi oluşturan hücre çekirdeği, sitoplazma ve hücre zarı farklı duyarlıktadır.

Hücre Zarı: Sitoplazmayı çevreleyen, hücreyi dağılmaktan ve dış etkenlerden koruyan, üzerindeki delikler sayesinde seçici geçirgenliğe sahip, şeffaf, akışkan ve esnek bir yapıdır. Lipid ve proteinden oluşmuştur. Hücreye madde alışverişini sağlar. Radyasyona karşı hücrenin en dirençli bölümüdür.

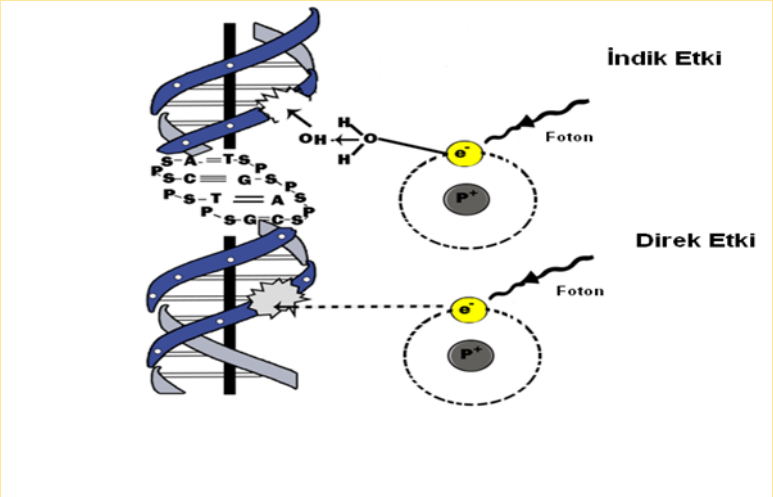
Sitoplazma: Protein, karbonhidrat, yağ, vitamin, mineral, enzim ve su gibi organik ve inorganik maddelerden oluşmuş yarı akışkan bir sıvı ve ribozom, endoplazmikretikulum, golgi cisimciği, lizozom, mitokondri gibi organellerden oluşmuştur. Organellerin radyasyona duyarlılığı, farklı olmakla beraber, genel olarak, sitoplazma radyasyona orta duyarlılıktadır. Polonyum iğnesi ile sadece sitoplazması ışınlanmış bir hücreyi öldürmek için, hücre çekirdeği ile birlikte ışınlanan hücreye nazaran çok daha fazla doz verildiği deneysel olarak gösterilmiştir.

Hücre Çekirdeği: Sitoplazmadaki birçok hayati maddeler nükleus tarafından yapılmaktadır. Protein, enzim, nükleik asit, DNA (Deoksiribo Nükleik Asit) ve RNA (Ribo Nükleik Asit) sentezleri burada yapılır. Hücrenin radyasyona en duyarlı kısmıdır. DNA, radyasyona RNA'dan daha duyarlıdır. Hücre radyasyona maruz kaldığında en fazla zararı görür. DNA radyasyon hasarında hedef molekül kabul edilir. DNA'nın bir görevi replikasyonla kendine eş DNA oluşturmak, bir diğer görevi RNA'yı üretmektir. Genetik bilgiyi dikey olarak gelecek nesillere taşır. Radyasyon DNA üzerinde yapısal ve fonksiyonel kayıplara neden olur. Bu hasarlara bağlı olarak kromatid ve kromozom hasarları meydana gelebilir. Yapısal kayıplar: Zincir kırılmaları, baz hasarları ve baz kayıpları, denatürasyon bölgelerinin oluşması ve çapraz bağlanmalardır. Radyasyon hasarları tek zincir kırığı, çift zincir kırığı ve DNA molekülünde parçalanma şeklinde olabilir. Radyasyon DNA sentezini etkiler, buna bağlı olarak bilgilerin doğru iletilmemesine yol açar. Tek zincir kırıkları, karşı iplikçiğin kalıp görevi görmesiyle onarılabilir. Çift zincir kırıklıklarında hasarın onarılması güçtür. Çift ve tek zincir kırıklarının oluşması maruz kalınan radyasyon tipine bağlıdır. ***Şekil 4*** 'de tek ve çift DNA zincir kırıklıkları görülmektedir.



Şekil 4: Tek DNA zincir kırıkları üstte ve Çift zincir kırıkları altta gösterilmiştir

İyonizan Radyasyonun DNA Üzerindeki Etkileri: Enerjinin transferi sonucunda fırlayan elektron, DNA molekülünü doğrudan etkileyerek tek veya çift zinciri kırıkları oluşturarak hasara yol açmaktadır. Bu yolla oluşan etkiye **direkt etki** denir. Fırlayan elektron ilk aşamada, ortam molekülleri ile etkileşime girerek **serbest radikallerin** oluşmasına sebep olur. İkinci aşamada ise; DNA molekülünde hasara yol açmaktadır. Böyle etkiye **indirekt etki** denir. Düşük LET'e sahip radyasyonlar indirekt etki yoluyla enerjileri maddeye transfer ederler. Bu tip etki ile oluşan hasarların genellikle tek zincir kırıkları olduğu ve oluşan hasarların bu nedenle onarılabildiği düşünülür. Yüksek LET'e sahip radyasyonlar, direkt etkiye sahip radyasyonlardır. Bu tip etki ile oluşan radyasyonların genellikle çift zincir kırıkları oluşturduğu, bu nedenle hasarın tamirinin mümkün olmadığı düşünülmektedir. ***Şekil 5'***te radyasyonun direkt ve indirekt etki mekanizması şematik olarak gösterilmektedir.



,

Şekil 5: Radyasyonun direkt ve indirekt etkisi

2.2. Maruz Kalınan Radyasyonun Cinsi

İyonizan radyasyonun biyolojik etkileri, radyasyonun enerjisine ve cinsine bağlıdır. Radyasyonun zararı dokuya aktarılan enerjinin oluşturduğu iyonizasyon miktarına bağlıdır. **Lineer Enerji Transferi (LET)** olarak adlandırılır.

Lineer Enerji Transferi: Birim uzunluktaki iz boyunca ortamda bırakılan enerjidir. LET, iyonizasyon ve biyolojik hasar ile doğrudan ilişkilidir. Radyasyonun kalitesini belirler.

LET (KeV/µm) = SI x W

SI= Birim uzunlukta meydana gelen iyon çifti sayısı

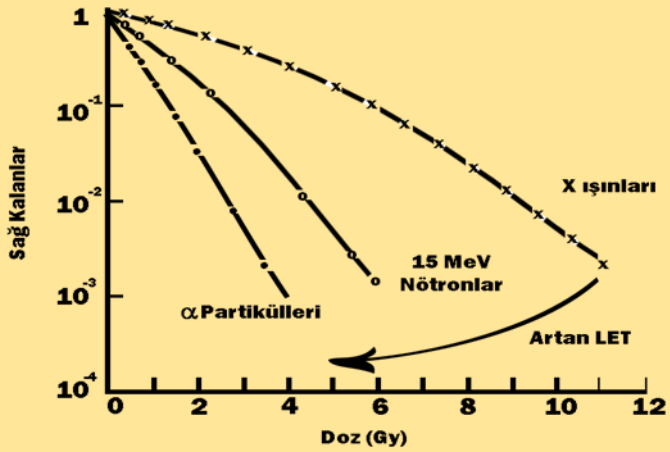
W= İyon çifti başına ortamda bırakılan enerji

Tablo 2'de radyasyonun cinsine ve enerjisine göre LET değerleri görülmektedir.

Radyasyonun tipi	LET keV/µm
Cobalt-60	0.25
250 kVp x-ışınları	2.0
Diagnostik x-ışınları	3.0
10 MeV protonlar	4.7
150 MeV protonlar	0.5
14 MeV nötronlar	12.0
2.5 MeV alfa partikülü	166.0
Ağır çekirdekler	1000.0

Biyolojik etki düşük LET değerine sahip radyasyonlarda düşük, yüksek LET değerine sahip radyasyonlarda yüksektir. Biyolojik etkiyi ifade etmek için, **Rölatif Biyolojik Etkinlik (RBE)** kavramı kullanılır.

Rölatif Biyolojik Etkinlik: Aynı biyolojik etkiyi elde etmek için, referans radyasyon dozunun test radyasyon dozuna oranı olarak tanımlanır. Referans radyasyon 250 kVp X-ışınlarıdır. Aynı biyolojik etkiler veya biyolojik son nokta sabittir. Fakat dozlar değildir. ***Şekil 5'***te biyolojik etkinlik ile LET arasındaki ilişki gösterilmiştir.



***Şekil 5*: Biyolojik etkinlik ve LET arasındaki ilişki**

Düşük LET radyasyon uygulamalarında aynı fiziksel doz için sağ kalan hücre sayısı yüksek LET radyasyonlardan daha fazladır. Düşük LET uygulamalarında, sağkalım eğrisi başlangıçta omuz oluşturmuştur. Oluşan subletal hasarlar onarılmıştır. Yüksek LET radyasyonlarda omuz bölgesi yoktur, oluşan subletal hasarlar onarılmamıştır. 1 Gy foton ışınlarına maruz kalmış hücre grubunda sağ kalan hücre sayısı ile aynı sayıda hücrenin 1 Gy α partikülüne maruz kaldığında sağ kalan hücre sayısı aynı değildir. Dozlar fiziksel olarak aynıdır. Ama biyolojik olarak aynı değildir.

Radyolojide kullanılan ışınlar genellikle 300 kVp 'in altında olan ışınlardır, bu ışınlar düşük LET değerine sahiptir. RBE değeri 1 'dir. Biyolojik etkinlikleri tüm radyoloji uygulamalarında aynıdır.

2.3. Radyasyona Maruz Kalma Miktarı

Canlı organizmanın radyasyona maruz kalma miktarı arttıkça, radyasyona bağlı ortaya çıkan deterministik ve stokastik etkiler artmaktadır. Bu nedenle radyasyon uygulaması sırasında hastanın gereğinden fazla doz almamasına özen gösterilmelidir.

Radyoterapide uygulan dozlar yüksektir. Tümörü yok etmek için gerekli doz verilirken, hastanın sağlam dokularının minimum doz alması sağlanmalıdır.

Radyoloji uygulamalarında kullanılan dozlar küçüktür, ancak küçük doz uygulamaları ardı ardına eklenerek stokastik etkinin artmasına neden olur. Radyasyona bağlı genetik etki ve kanser oluşumu olasılığını arttırır. Dental radyoloji ve diğer radyoloji uygulamalarında film tekrarından kaçınmak gerekir. İstenilen görüntüyü elde etmek için uygun kV ve mA seçilerek, hastanın fazla doz alması önlenmelidir. Gerekli durumlarda hastanın gereksiz radyasyona maruz kalmaması için, kurşun önlük kullanılmalıdır.

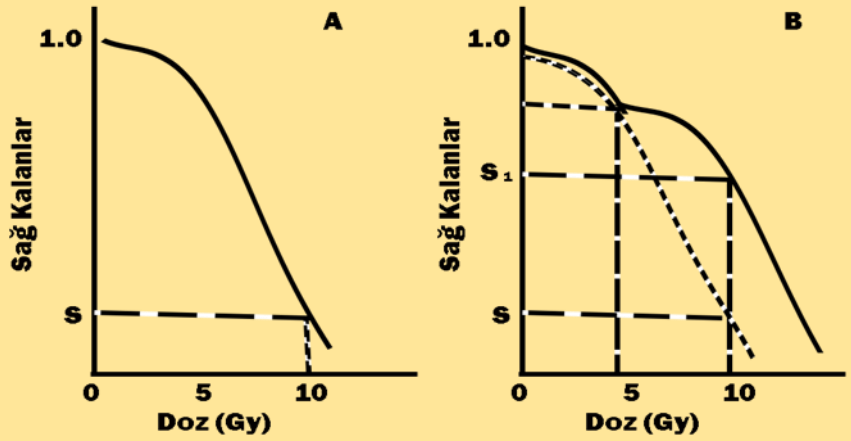
Atom bombası 6 Ağustos 1945 tarihinde Hiroşima'ya, 9 Ağustos 1945 tarihinde Nagazaki'ye atılmıştır. Radyasyon dozuna bağlı ilk bilgilerimiz, bu kaza sonucunda elde edilmiştir. Maruz kalınan dozlara bağlı olarak ölümlerin meydana gelmesi yanında, nesiller sürecek mutasyonlara da neden olmuştur.

Reaktör kazalarında maruz kalınan dozlar kazanın olduğu yerde çok yüksektir, kazanın merkezinden uzaklaştıkça mesafenin karesi ile ters orantılı olarak azalır. Bugüne kadar birçok nükleer kaza olmuştur. Bu kazaların en önemlisi felek olarak adlandırılan 1986 yılında Çernobil nükleer santralindeki kazadır. Birçok sayıda doğrudan ölüme neden olmuştur.

Her ne amaçla olursa olsun maruz kalınan radyasyon dozu arttıkça, radyasyonun zararlı etkileri de artacaktır.

2.4. Maruz Kalma Süresi

Maruz kalınan radyasyon dozu miktarının önemli olduğu kadar, bu dozun ne kadar zamanda verildiği de önemlidir. Örneğin 10 Gy'lik radyasyon dozunun bir defada verilmesiyle sağ kalan hücre sayısı ile, bu dozu 5+5 Gy olarak birkaç saat aralıkla iki defada verilmesinde sağ kalan hücrelerin sayısı aynı değildir. Birkaç saat sonra yapılan ikinci doz uygulamasına kadar radyasyondan zarar görmüş hücreler kendilerini onarırlar, ikinci doz uygulandığında tekrar hücrelerin bir kısmı ölür. ***Şekil 6'***te tek doz ve iki doz ışınlamada sağ kalan hücrelerin miktarını gösteren sağkalım grafikleri görülmektedir. Grafikte omuz bölgesi onarılan hücrelerin miktarını göstermektedir. Bu onarım mekanizmasından dolayı, radyoterapide uygulanan yüksek dozlar bir defada değil, fraksiyonlar halinde verilerek normal dokunun kendisini onarmasına izin verilir. Tümör dokusunun kendisini onarabilme özelliği yok denecek kadar azdır. Radyoterapi uygulamalarında radyasyonun hem deterministik etkileri hem de stokastik etkileri söz konusudur.



Şekil 6: Radyasyon dozunun tek ve çift fraksiyonda uygulanması

Dental radyoloji ve diğer radyoloji uygulamalarında alınan dozlar düşüktür, yapılacak uygulama hastanın en az doz alacağı şekilde tek uygulama halinde yapılır. Maruz kalınan dozlar insanda, organların fonksiyonunu değiştirecek eşik doz değerine sahip deterministik etki oluşturacak dozlar değildir. Eşik dozuna gerek olmayan kanser oluşumu ve mutasyon olma olasılığını arttırabilecek dozlardır.

Radyoterapi ve radyoloji uygulamalarında çalışan kişiler uzun yıllar küçük dozlara maruz kalırlar, bunun sonucunda radyasyonun stokastik etkileri söz konusudur. Çalışanlarda radyasyonun deterministik etkileri görülmez.

3. Tüm Vücut Radyasyona Maruz Kalma

Tüm vücut radyasyona maruz kalma radyasyon kazaları sonrası, atom bombası sonucunda olabilir. Radyasyonla çalışanlarda tüm vücut radyasyona maruz kalabilirler, bu maruz kalma diğerlerine göre çok küçük dozlar şeklindedir.

3.1. Tüm Vücut Radyasyona Maruz Kalmada Akut Etkiler

Tüm vücudun iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalması durumunda, birkaç gün ile birkaç hafta arasında ortaya çıkan etkilere radyasyonun **akut etkileri** denir. Akut etkilerin ortaya çıkabilmesi için mutlaka bir eşik dozu gereklidir. Akut letal etkiler, radyasyonun dozuna, doz hızına, ışınlanan hacmin büyüklüğüne bağlıdır. Örneğin 1 cm^2 alan 20 Gy ile ışınlandığında o bölgede kızarıklık olur. Sistemik olarak bir problem olmaz. Ancak bu dozun yarısı tüm vücuda uygulanırsa 2 hafta içinde hasta ölüme gidebilir. Tüm vücut ışınlamalarında radyasyonun akut etkileri genellikler birkaç haftada ortaya çıkar. Bu etkilere neden olan ışınlamalardan çok kısa bir süre sonra radyasyona bağlı ilk belirtiler ortaya çıkar. Buna **prodromal radyasyon sendromu** denir. Bu ilk radyasyon belirtilerinin ortaya çıkışı ile, organizmanın ölümü arasındaki süre radyasyon dozuna bağlıdır. Radyasyonun akut etkisi neticesinde meydana gelen ölüm, 3 sebeple ortaya çıkmaktadır. ***Tablo 3'***te radyasyon dozuna bağlı ölüm şekilleri görülmektedir.

Merkezi sinir sistemi sendromu

Gastrointestinalsendrom

Hematopoetiksendrom

Tüm vücut ışınlama dozu (Gy)	Işınlama ile ölüm arasında geçen ortalama süre	Ölüm sebebi
> 100 Gy	Birkaç dakika ile 48 saat	Merkezi sinir sistemi sendromu (Serebrovaskülersendrom)
10-100 Gy	3-5 gün	Gastrointestinalsendrom
2-10	10-30 gün	Hematopoetiksendrom

Tablo 3: Radyasyona bağlı ölüm şekilleri

Prodromalsendromların ortaya çıkması için geçen süre ile bu sendromların şiddeti ve süresi, maruz kalınan radyasyon dozuna bağlıdır. 100 Gy ve daha fazla doza maruz kalındığında, prodromal sendromlar, ışınlanmadan 5-15 dakika sonra başlar, sendromun tüm evreleri görünür. Sendromun reaksiyonları yaklaşık, 30 dakikada en yüksek seviyeye ulaşır. Bir- iki gün sürdükten sonra yavaş yavaş etkileri azalır, yerini esas ölüm nedeni olan sendromlar alır. Bu sendromlarla, prodromal sendromlar birbirini izler. Arada hasta iyileşmiş gibi görünse de, bu 3 sendrom sonucu ölür.

3.1.1.Merkezi Sinir Sistemi sendromları (Serebrovasküler sendrom)

Tüm vücut 100 Gy veya daha yüksek dozda radyasyona maruz kaldığında, merkezi sistem sendromu nedeniyle 48 saat içinde ölür. 1000 Gy veya daha yüksek doza maruz kalan hayvanlar ise, birkaç dakika içinde bazen de ışınlama sırasında ölür. Bu kadar yüksek dozda ışınlanan hayvanlarda görülen başlıca belirtiler, birkaç dakika içinde şiddetli bulantı ve kusma şeklinde ortaya çıkan prodromal sendromlar ve bunları aralıksız olarak izleyen merkezi sinir sistemi sendromlarıdır. Merkezi sinir sistemi sendromlarının, sinir hücrelerinde oluşan bu hasarların damarlarda meydana gelen bu bozukluklardan etkilenerek dolaylı olarak mı ortaya çıktığı, yoksa hücrelerin doğrudan mı etkilendiği bilinmemektedir. Merkezi sistem sendromları geriye dönüşümsüz sendromlardır. Hayvan çalışmalarının yanında, insana ait iki vaka literatürde vardır**.**

1.Vaka; 1964 yılında U-235 ile çalışan bir erkeğin tüm vücudu bir kaza sonucunda 22 Gy nötron, 66 Gy gama ışınları olmak üzere toplam 88 Gy doza maruz kalmıştır. Hasta, 150 m uzaktaki bir binaya koşarak gitmiş. Kısa bir süre sonra bulantı, kusma, karın ağrısı, baş ağrısı ve hemen sonra ishal görülmüş. Ertesi gün, hasta kendini iyi, fakat yorgun hissetmiş. İkinci gün durumu tekrar bozulmuş, radyasyona maruz kaldıktan 49 saat sonra hayatını kaybetmiştir.

2.Vaka; 1958 de Los Alomost'da meydana gelen nükleer kazada bir işçi 39-49 Gy ve vücudun bazı bölgeleri 120 Gy doz almış. Hastada şok tablosu izlenmiş. Kazadan sonra yapılan kan sayımında kanında hiç lenfosit olmadığı görülmüş, kişi 35 saat sonra hayatını kaybetmiştir.

3.1.2. Gastrointestinal Sendrom

10-100 Gy tüm vücut ışınlamalarına maruz kalan memeli hayvanlarda, ince barsakta bulunan kript hücreleri zarar görür. Bu dozdaki ışınlamalardan sonra, yaşam süreleri 3-10 gündür. İlk olarak prodomal sendromlar görülür. Daha sonra birkaç gün boyunca iyileşme görülür. Kript hücreleri farklılaşarak villusları yenileyemediği için, gastrointestinal sendrom (bulantı, kusma, ishal) belirtileri ortaya çıkar. Bunların sonucunda bitkinlik, halsizlik, zayıflık, su kaybı, kanda çeşitli bakteriler ortaya çıkar. Çeşitli dozlarda ışınlanan kript hücrelerinin mitotik aktiviteleri, ışınlamadan yarım saat sonra sıfıra düşer. Daha sonra 2. ve 6. saatlerde bazı hücreler yenilenmeye başlar. Bu artış radyasyon uygulaması sırasında hücrelerin tamamının ölmediği, bazı hücrelerin canlılığını koruduğu şeklinde düşünülür. Doz arttıkça, kript hücrelerinin hasarlanması artmaktadır. 8 Gy'in altında doza maruz kalma sonunda rejenere olan kript hücreleri sayesinde canlı Gastrointestinal sendromdan ölmez. 8 Gy'in üstünde ise kript hücreleri rejenere olamadıkları için villuslar yenilenemez ve canlı 3-10 gün içinde ölür. Hematopoetik sendromlar bu olaya yardım eder.

Literatürde Çernobil kazası dışında, insanlarla ilgili tek bir vaka vardır. 1946 yılında, 32 yaşında bir erkek, yanlışlıkla, tüm vücudu 11-20 Gy, elleri 30 Gy doza maruz kalmıştır. Hastanın ilk gün şikayetleri olmuş (bulantı, kusma kalp çarpıntısı), hasta 6. güne kadar iyi gitmiş, daha sonra ishal ile su ve elektrolit kaybı sonucu 9. günde ölüm gerçekleşmiştir. Yapılan otopside, ince barsakta bozukluklar gözlenmiş, kalın barsak epitelinin ince barsaktan daha az etkilendiği görülmüştür.

3.1.3. Hematopoetiksendrom

Yapılan çalışmalarda, hematopoetik sendromların gastrointestinal sendromların gelişmesine önemli ölçüde katkı sağladığı saptanmıştır. Bu tür sendromlar, tüm vücudun 2-10 Gy doza maruz kalması durumunda ortaya çıkar. Hasta gastrointestinal sendrom nedeniyle ölümden kurtulur. 15-30 gün içinde, kemik iliği kök hücrelerinde oluşan bozukluk nedeniyle ölür. Kanda bulunan, eritrositler (hemoglobin düzeyini korur), lenfosit (enfeksiyonlardan korur), trombosit (kanın pıhtılaşmasını sağlar) bu hücreler radyasyona kandaki kök hücrelerden daha dirençlidirler. Radyasyona maruz kaldıktan sonra sayı azalır. Bir müddet sonra rejenere olurlar, sayıları tekrar artmaya başlar. ***Tablo 4***'te tüm vücut radyasyona maruz kalmalarda, akut radyasyon sendromları özetlenmiştir.

Işınlamadan sonra geçen süre	Merkezi sinir sistemi sendromu 200 Gy	Gastroinstestinalsendrom 20 Gy	Hematopoietiksendrom 4 Gy
İlk gün	Bulantı- kusma- ishal Baş ağrısı – sinirlilik Kontrolsüz hareketler Uyuşukluk – bitkinlik Koma – çırpınma Şok- ölüm	Bulantı-kusma- ishal	Bulantı- kusma- ishal
2. Hafta		Bulantı- kusma- ishal Ateş – zayıflama Bitkinlik- ölüm	
3. ve 4. Haftalar			Zayıflama- bitkinlik İştahsızlık Bulantı – kusma Ateş – kanama Ölüm veya iyileşme

Tablo 4: Tüm vücut radyasyona maruz kalmada akut radyasyon sendromları

3.2. Tüm Vücut Radyasyona Maruz Kalmada Kronik Etkiler

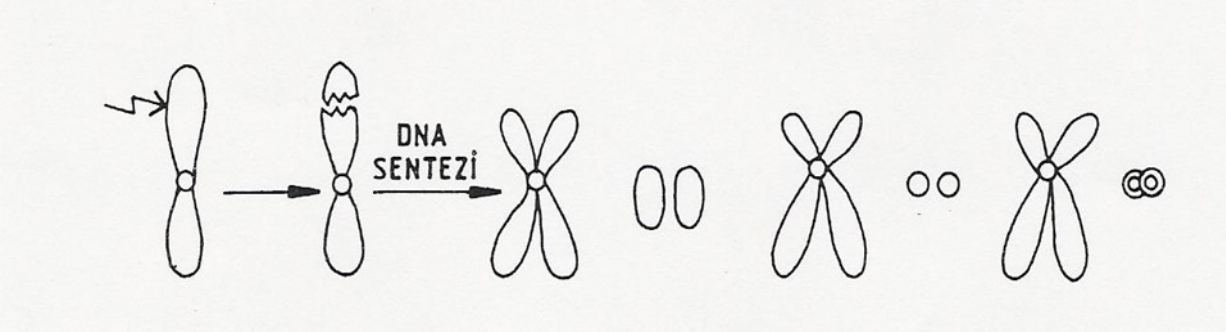
Hücrenin ölümüne yol açmayan, ancak genetik materyallerinde, onarılamayacak bozukluklara neden olan olaylar sonucunda ortaya çıkan etkilerdir. Radyasyonun uygulanması ile ortaya çıkması arasında **latent devre** adı verilen uzunca bir sürenin geçmesi gerekir.

- Radyasyonun Genetik Etkileri
- Radyasyonun Kanserojen Etkisi
- Radyasyonun Ömür Kısaltıcı Etkisi
- Radyasyonun Aplastik Anemi Etkisi
- Radyasyonun Katarakt Oluşumuna Etkisi

3.2.1. Radyasyonun Genetik Etkileri

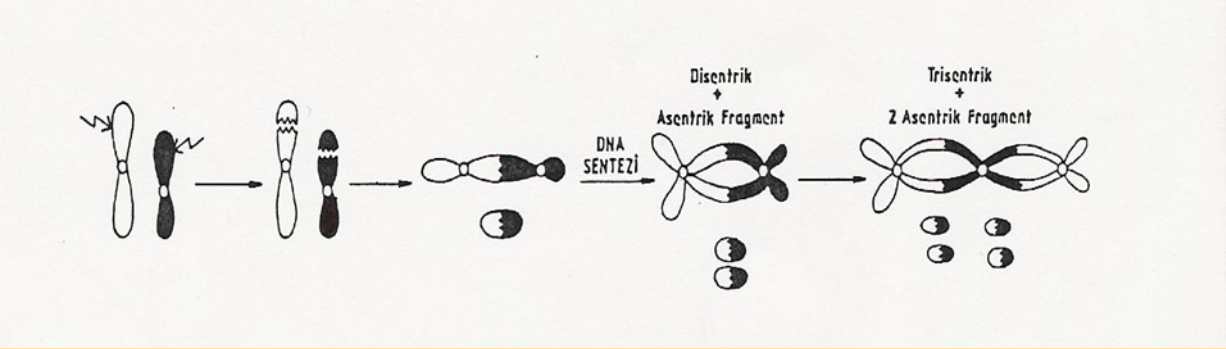
Radyasyon, genetik açıdan tamamen yeni ve kendine özgü değişikliklere yol açmaz. Canlıda spontane olarak oluşan mutasyonların frekanslarını arttırır. Radyasyonun genetik etkisi **kromozom** ve **kromatidler** olmak üzere iki ayrı gurupta değerlendirilir. Genetik bilgiler, soydan soya kromozomlar sayesinde aktarılırlar. Kromozomlar radyasyona duyarlıdırlar. Kromozomlar, DNA ile lisin ve arginin yönünden zengin, histon adını alan bazik proteinlerin bir araya gelmesi ile oluşurlar. Radyasyon, sentez fazından **önce** uygulanırsa **kromozom** tipi anomaliler oluşur. Radyasyon, sentez fazından **sonra** uygulanırsa **kromatid** tipi anomaliler oluşur.

Kromozom Tipi Anomaliler: Radyasyon etkisiyle kromozomun bir kolunun ucundan veya arasından parça kopmaları olabilir. Bunun sonucunda oluşan parça halka şeklini alır ve bu parçaya asentrik halka denir. ***Şekil 7'***da kromozom bozukluklarına örnek olarak uç ve ara kırıklar (delesyonlar) görülmektedir.



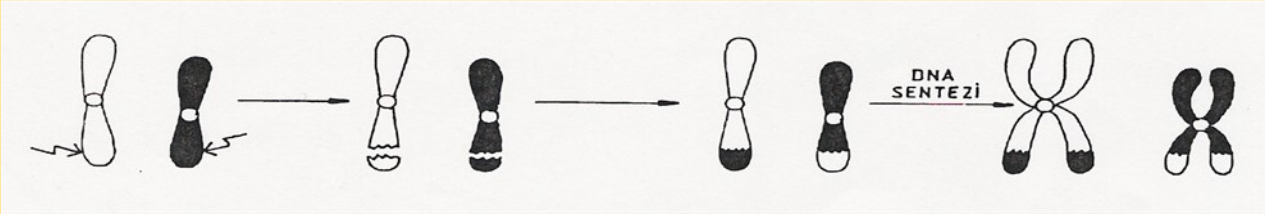
Şekil 7: Uç ve ara kırıklardan oluşan kromozom bozukluğu

Radyasyon etkisiyle bir hücrede farklı iki kromozom kolunda kırılma görülebilir. Bunun sonucunda bir disentrik ve bir asentrik kromozom oluşur. Bu tür kromozom bozukluklarına simetrik olmayan ara değişimler denir. Bu değişiklikler radyasyona özgüdür. Radyasyon kazalarında, maruz kalınan dozu tahmin etmek için biyolojik dozimetrede kullanılır. ***Şekil 8'***de disentrik oluşumuna yol açan kromozom bozuklukları görülmektedir.



Şekil 8: Disentrik ve asentrik kromozom bozukluğu

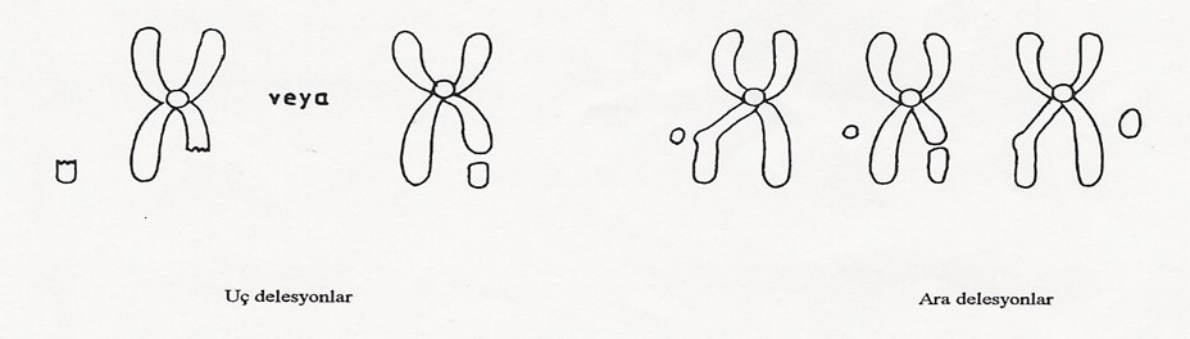
Radyasyonun etkisiyle bir hücrede farklı iki kromozomun kırılması sonucunda kırılan parçaların yer değiştirmesi sonucu simetrik ara değişimler de oluşur. ***Şekil 9'***da simetrik ara değişim görülmektedir.



Şekil 9: Simetrik ara değişim olmuş kromozom bozukluğu

Kromozom bozukluklarına daha fazla örnek vermek mümkündür.

Kromatid Bozukluklar: Kromozomum tek kromatidinin uç veya ara bölgesinden bir parça kopması sonucu uç ve ara kırıklar oluşabilir. Bu parça yapışabilir veya kaybolabilir. ***Şekil 10'***da Kromatid tipi uç ve ara kırıklara (delesyon) örnek görülmektedir.

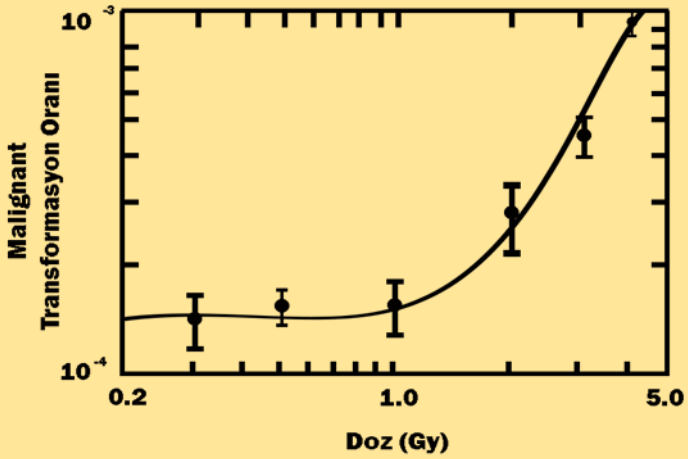


Şekil 10: Kromatid tipi uç ve ara kırıklar

Mutasyon: Genetik bilgilerde oluşan değişikliklere mutasyon denir. Kromozom ve gen mutasyonları olarak iki gurupta incelenir. İnsanların maruz kaldığı iyonlaştırıcı radyasyonların miktarındaki artış, mutasyonların olma olasılığını arttırır. Kromozom mutasyonları çoğunlukla zekâ geriliğine neden olan sendromların meydana gelmesine neden olur. Down sendromu, 21. kromozom çift olması gerekirken üç tane olması sonucudur. Gen mutasyonlarının oluşması için bir eşik dozuna ihtiyaç yoktur. 5 cGy dozlarda bile görülebilir. Doz ile artar.

3.2.2.Radyasyonun Kanserojen Etkisi

Uzun yıllar radyasyon ile çalışan kişilerde, kanser oranının arttığı gözlenmiştir. Hiroşima'da atom bombasından sonra ilk lösemi vakalarında artış 1,5 yıl içinde olmuş ve 10-15 yıl sonra maksimuma ulaşmıştır. Radyasyonun kanserojen etkisinin mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Bazı araştırmacılar, somatik hücrelerde oluşan mutasyon sonucu olabileceğini savunmaktadır. Bazı araştırmacılar, radyasyonun indirekt etkisi olduğunu hücre mekanizmasında değişiklikler yaparak kanser oluşturduğunu savunmaktadır. ***Şekil 11'***de doz ile malinite arasındaki ilişki görülmektedir.



Şekil 11: Radyasyon dozu ile malinite arasındaki ilişki

Işınlama ile tümörün ortaya çıkışı arasında daima uzun bir latent evre vardır. Lösemiler diğer kanserlere göre en kısa latent evreye sahip tümörlerdir. Minimum 4-5 yıl, ortalama 8 yıl latent evreye sahiptir. Tedavi amacı ile yapılan ışınlamalardan sonra gözlenen bazı tümörlerin ortalama latent evreleri 15-30 yıl olduğu görülmektedir. Maruz kalınan her radyasyon dozunun, kanser oluşumunu arttırdığı düşünülmektedir. Tümör tiplerine göre maruz kalınan her cGy için risk faktörleri ***Tablo 5***'te özetlenmiştir.

Kanser	Her cGy için risk[a]
Lösemi	5×10^{-5}
Kemik yüzeyi	0.5×10^{-5}
Meme (sadece kadın)	4×10^{-5}
Akciğer	8.5×10^{-5}
Tiroid	0.8×10^{-5}
Kolon	8.5×10^{-5}
Yemek borusu	3×10^{-5}
Cilt	0.2×10^{-5}
Mide	11×10^{-5}
Karaciğer	1.5×10^{-5}
Mesane	3×10^{-5}
Over	2×10^{-5}
Diğer dokular	5×10^{-5}
Ölümcül kanserlerin toplamı	50×10^{-5} (1 / 2.000) her cGy için
Kanser ölümü	0.15×10^{-5} (1 / 6.7)-(1 / 4)

Not: [a] centigray = 1 rad.

Tablo 5: Kanser tiplerine göre radyasyona bağlı risk faktörleri

3.2.3.Radyasyonun Ömür Kısaltıcı Etkisi

Radyasyonun ömür kısaltıcı bir etkisi olduğu deneysel olarak ortaya konmuştur. Yapılan çalışmalarda, deney hayvanları düşük dozda radyasyona maruz bırakılmıştır. Ortaya çıkan semptomlar zamanla geçtiği halde, ışınlanan guruptaki hayvanlar kontrol gurubuna oranla daha kısa ömürlü olmuşlardır.

3.2.4.Radyasyonun Aplastik Anemi Etkisi

Aplastik kelimesi, gelişimdeki bozukluk anlamındadır. Aplastik anemi, kemik iliğindeki bütün hücrelerin üretiminde azalma, bir kansızlık durumudur. İnsanda radyoterapi uygulamalarından sonra aplastik anemi vakaları gözlenmiştir.

3.2.5.Radyasyonun Katarakt Oluşumuna Etkisi

Göz merceği radyasyona karşı en duyarlı yapıdır. Göz merceği, memelilerde ve insanda diğer türlere göre daha dirençlidir. Işınlanan göz merceğinde, ışınlamayı izleyen bir latent evrenin sonunda göz merceğinin normal saydamlığının bozulması katarakttır. Katarakt oluşumundaki latent evre 6 ay ile 35 yıl arasında değişir. Ortalama sürenin 8 yıl olduğu saptanmıştır.

Radyasyona maruz kalan kişilerin aldıkları radyasyona bağlı olarak kanser riski ve genetik bozuklara maruz kalma olasılıkları artmaktadır. Genellikle, tanı ve tedavi amaçlı radyasyon uygulamalarında kişi bölgesel olarak radyasyona maruz kalmaktadır. Tedavi amaçlı radyasyona maruz kalmalarda doz yüksektir. Yüksek doz radyasyonun etkileri iyi bilinmektedir. Radyolojik uygulamalara maruz kalan kişiler düşük dozlara maruz kalmaktadır. Düşük doz radyasyonun etkileri, yüksek doz radyasyona maruz kalmada olduğu gibi kesin değildir. Risk hesapları yapılarak beklenen risk artışları belirlenmektedir. Radyasyonla çalışan kişilerin genellikle tüm vücudu radyasyona maruz kalmaktadır. Radyasyonla çalışan kişilerde radyasyonun kanser oluşumu, genetik bozukluk gibi stokastik etkilerin ortaya çıkma olasılığı maruz kaldıkları doza göre artış göstermektedir.

KAYNAKLAR

1. BEIR VII. Healthrisksfromexposuretolowlevels of ionizingradiation, 2006, The National Academies Press, USA

2. Gonzalez A.B.,Gilbert E., Curtis R., Inskip P., Kleinerman R., Morton L., Rajaraman P., Little M.P.: Second solidcancersafterradiationtherapy: A systematicreviw of theepidemiologicstudies of theradiotiondose-responserelationship. Int.J.RadiationOncol.Biol. Phys.Vol.86, No.2, Sayfa 224-233, 2013

3. Hall E.J., A.J. Glaccia A.J.: RadiobiologyfortheRadiologist. Sevent Edition, Lippincott Williams &Wilkins, 2011
4. Joiner M.,Kogel A.: Basic ClinicalRadiobiology. FourthEdition,Edward Arnold, 2009
5. Özalpan A.: Temel Radyaobiyoloji. Haliç üniversitesi yayınları, 2001
6. Steel G.:ClinicalRadiobiology. Thirth Edition, 2002
7. www.icrp.org/docs/low-dose
8. ncoic.com/nuclear.htm

Prof. Dr. 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.

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TEMELLERİ VE KLİNİK UYGULAMALARDAKİ YERİ

Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül YURT

Bu yazıda, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve manyetik rezonans spektroskopi (MRS)'nin temel teorisini gözden geçirirken biyolojik ve klinik uygulamaları tanımlanacaktır. Manyetik rezonans görüntüleme, nükleer manyetik rezonans tekniğini temel alır. MRG'nin fizik alt yapısı hem klasik hem de kuantum mekaniksel olarak açıklanabilir. Bu yazıda konunun iyi anlaşılabilmesi için MRG, klasik fiziğe göre üç ana başlık altında değerlendirilecektir: Manyetik alanı meydana getiren "mıknatıs", spin hareketi yapan protonların sabit manyetik alan etkisiyle presesyon hareketi de yapmalarıyla hareketin frekansına bağlı belirlenen "Rezonans" durumu ve üç farklı düzlemde görüntü elde etme "Görüntüleme".

GİRİŞ

Manyetik rezonans görüntüleme, çok güçlü bir mıknatıs ve radyo dalgaları kullanılarak görüntü elde edilmesini sağlayan ve iyonlaştırıcı radyasyon içermeyen tomografik bir radyolojik inceleme yöntemidir. 1924 yılında Pauli, bazı atomik çekirdeklerin spin ve manyetik moment özelliklerine sahip olduklarını ve bu nedenle de bir manyetik alanın etkisinde bırakıldıklarında enerji seviyelerine ayrılacaklarını açıkladı. Bu teorinin açıklanmasının ardından 1950 yıllara gelindiğinde atom çekirdeklerinin kuvvetli bir manyetik alanda rezonans yapma özelliklerinden gidilerek görüntülemede kullanılması ilgili çalışmalar artmıştır. Birbirinden bağımsız olarak çalışan BLOCH ve PURCELL isimli bilim adamları tarafından ilk veriler paylaşılmış olup bu çalışmalarından dolayı 1952 yılında Fizik dalında Nobel ödülü almışlardır. Nükleer manyetik rezonans (NMR) tekniğinin küçük örnekleri tahrip etmeden analizini mümkün kılması araştırmaları bu konuda yoğunlaştırmıştır. Keşfinden bu yana NMR spektrometreleri analitik çalışmalar için laboratuvarlarda yerini almaya devam ederken MRG ve MRS, klinik çalışmalarda her geçen gün artan yeni teknolojilerle tanısal uygulamalarda vazgeçilmez yöntem olmaya devam etmektedir.

1971'de Damadian ve ark. normal doku ile tümör arasında relaksasyon süreleri bakımından farklılık olduğunu göstermesiyle hastalıkların tanısında MR'dan yararlanılabileceği düşüncesi bilim adamlarının çalışmalarını bu konuya yöneltmiştir. 1972 yılında ise Lauterbur, farklı kimyasal yapı içinde bulunan nükleonların (proton ve nötronlar) rezonans frekanslarında küçük fakat özgün sapmaların olmasından yararlanarak kesitsel çözümleme (geriye projeksiyon yöntemi) ile 2 boyutlu görüntünün elde edilmesini sağlamıştır. Manyetik Rezonansın multiplanar görüntüleme özelliği ve bu yöntemle saptanan ilk lezyon ise 1980 yılında Hawkens ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. MRG'nin gelişimi sırasında ve sonrasındaki çalışmalarda bulunan pek çok bilim adamı Nobel ile ödüllendirilmiştir.

Herhangi bir görüntüleme yönteminde, çözümlenmesi gereken sorun siyah kesimlerin neden siyah, beyaz kesimlerin neden beyaz olduğunun açıklanabilmesidir. Röntgen filmlerinde bu konuyu açıklamak kolaydır: Beyazlık ve siyahlık röntgen filmi üzerine düşen X ışını miktarına, bu da X ışınının geçtiği dokunun kalınlığına, yoğunluğuna ve atom numarasına bağlıdır. Fakat manyetik rezonans görüntülemede siyah, beyaz ve gri bu kadar kolay açıklanamamaktadır. Çünkü anatomik yapılar ve lezyonlar bazı MR görüntülerinde siyah görülürken diğerinde beyaz görülmektedir. Beyazlık ve siyahlık sadece dokuya ait özelliklere göre değil görüntüleme tekniklerine göre de değişmektedir.

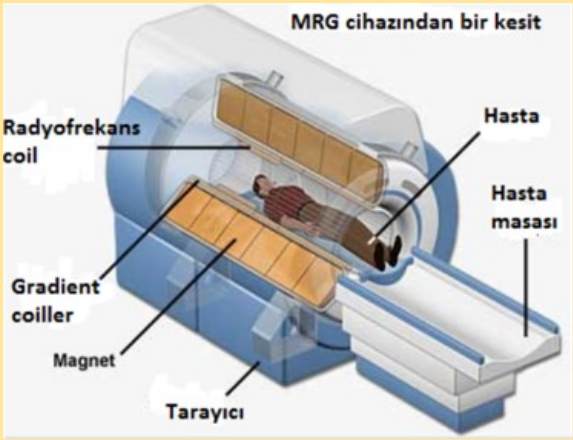
Bu nedenle bu makale, MRG'de siyah, beyaz, gri ve bir MR kesitini nasıl elde edeceğimizi temel alacaktır.

MRG cihazı 3 ana bölüden oluşmaktadır: (1) Mıknatıs (magnet), (2) Sargılar, (3) Bilgisayar sistemi.

1. Mıknatıs (Magnet)

MRG'de güçlü ve homojen manyetik alanlar oluşturmak için mıknatıslardan yararlanılır. MRG cihazının gantri bölümünde yer alan mıknatısla hasta çevresinde sabit manyetik alanı oluşturulur. MRG teknolojisinin ilk tanımlandığı günden bugüne kadar değişik tipte mıknatıslar kullanılmıştır: Permanent, rezistif ve süperiletken.

1.1. Permanent tip mıknatıslar: Bu mıknatıslar doğal olarak bilinen çubuk mıknatıslardır. Demir neodmium, boron gibi sürekli manyetizasyon içeren metallerin değişik oranlarda tuğla gibi dizilerek bir araya getirilmesi ile oluşturulur. Çok ağırdırlar (yaklaşık 100 ton) ve çok düşük manyetik alan değerlerine sahiptirler (<0,3 T). Ayrıca permanent tip mıknatıslar, MRG'de iyi bir görüntü kalitesi sağlayan magnet tipi olmasının yanı sıra dış etkenlere de son derece hassastır.



Şekil 1. Manyetik rezonans görüntüleme cihazının bölümleri

1.2. Rezistif tip Mıknatıslar: Rezistif ya da elektromıknatıs tipindeki bu mıknatıslarda manyetik alan, bobin şeklindeki iletken tele bir kez elektrik akımı verilmesi ile oluşturulur. Bu tür mıknatıslarla manyetik alan oluşturulduğunda, elektrik enerjisine ihtiyaç olacaktır. Bunun da en önemli dezavantajları: (1) Elektrik akımı olduğu sürece manyetik alan olacağından çok fazla elektrik harcarlar. (2) Manyetik alan değerini artırmak için elektrik akımı artırılırsa, iletken tel üzerinde ısı problemi olacaktır. Bu nedenle yüksek akım değerlerine çıkılamaz ve manyetik alan değerleri düşüktür.

1.3. Süperiletken tip mıknatıslar: Neobium-titanium iletken teller kullanılarak oluşturulan bir elektromıknatıstan bir kez akım geçirilerek stabil ve çok yüksek değerlere sahip bir manyetik alan meydana getirilir. Bu mıknatısların meydana getirdiği manyetik alanın sürekliliğini sağmak için iletkenin süperiletken hale getirilmesi gerekmektedir. Bunu sağlamak için bu mıknatısın etrafında sıvı helyum ve sıvı azotun dolaştığı bir soğutma sistemi kurulmalıdır. Bu soğutma sistemiyle iletken -269,8°C (+4°K)'e kadar soğutularak süperiletken hale gelmesi sağlanır. Pahalıdır, fakat çok yüksek Tesla'ya sahip homojen manyetik alanlar sağlanmaktadır. Bu tür mıknatıslarda dikkat edilmesi gereken önemli bir ayrıntılar vardır: (1) Bir kez manyetik alan oluşturulduktan sonra elektrik kesilse veya cihaz kapatılsa bile manyetik alan her daim cihazın bulunduğu odada vardır. Bu nedenle MR cihazının bulunduğu odaya kontrollü giriş çıkışın sağlanması gerekmektedir. (2) Acil bir durumda manyetik alanın ortadan kaldırılması gerekirse cihazın bulunduğu odadaki acil durum düğmesine basılarak sıvı helyum ve azotun atmosfere katılması ("quench") sağlanır.

2. Sargılar

2.1. Shim sargıları

Süperiletken magnetlerde manyetik alanın homojenitesini daha da artırabilmek amacıyla geliştirilmiş sargılardır. İyi bir shimming için manyetik alanın homojenitesi, 10-20 cm çaplı bir manyetik alanda milyonda bir oranında olmalıdır.

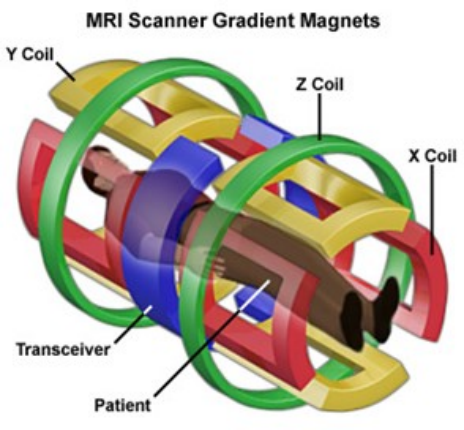
2.2. Radyofrekans (RF) sargıları

Bu sargılar, incelenen dokudaki hidrojen atomlarını uyarmak için gerekli radyofrekansı gönderen ve yine tetkik edilen dokudaki protonlardan gelen sinyali kaydeden koil olarak isimlendirilen, alıcı-verici anten görevi yapan sistemlerdir. RF sargıları farklı vücut bölümleri ve sinyal alma yöntemlerine göre farklılık göstermektedir: 'kafa koil', 'baş-boyun koil' 'boyun koil', 'spine koil', 'vücut koil' vb. Her bir anatomik bölgenin tetkikinde o bölgeye ait koil hazırlanmalı ve sisteme tanıtılmalıdır. Değişik tipleri vardır: (1) Düz sargı, (2) Kuş kafesi sargılar gibi...

Şekil 2. Farklı tipte ve farklı anatomik bölgeler için RF koilleri

2.3. Gradyent Sargılar

Bunlar mevcut statik manyetik alan yönüne zıt yönde manyetik alan üreten ayrı bir mıknatıs sistemidir. Mıknatısın içinde zıt yönde sarılmış tellerden geçirilen elektrik akımı ile çalışmakta olup birbirine zıt yönde manyetik alanlar oluşturmaktadır. Sinyal lokalizasyonu sağlayarak manyetik alanın üç boyutta (x, y ve z koordinat sistemine göre) kontrol eden saygılardır. Gradyent sargılar sayesinde hastayı hiç hareket ettirmeden incelenen bölgenin transvers, sagital ve koronal düzlemlerde görüntüsü elde edilebilmektedir.



Şekil 3. Sabit manyetik alanın içinde 3 boyutlu görüntüleme yapabileceğimiz gradyent koil

3. Bilgisayar Sistemi

MRG sisteminde kullanılan bilgisayarlar, RF koil tarafından alınan sinyallerin osiloskopta ölçümünü güçlendiren çeşitli filtrasyonlarla veriyi dijitalize ederek gri skala üzerinde görüntüye çeviren bölümdür.

TEMEL FİZİK PRENSİPLERİ

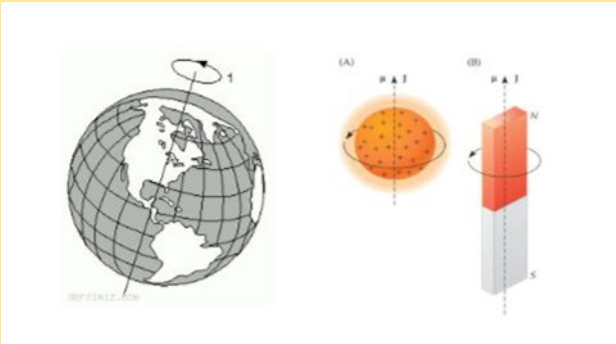
1. MRG'de görüntüleme materyali olarak ne kullanılır?

Atom, basit yapısıyla çekirdek ve bunun etrafında değişik yörüngelerde yer alan elektronlardan oluşmaktadır. Her yüklü tanecik, örneğin proton, kendi ekseni etrafında döner ve buna spin hareketi denir. Pozitif yüke sahip olan protonların kendi eksenleri etrafında dönmelerinden dolayı üzerinde bir akım oluşacak ve bu da doğal bir manyetik alan meydana getirecektir, buna da manyetik dipol moment, μ denir (Eşitlik 1):

$$\mu = \gamma \times P \qquad (1)$$

γ: çekirdeğe ait gyromanyetik sabit
P: açısal momentum

Bu özellikleri nedeniyle protonlar küçük bir 'mıknatıs çubuğu' gibi davranırlar. Hatta bunu çok iyi bildiğimiz dünya örneğinde olduğu gibi kendi ekseni etrafında dönmesinden dolayı ekvatorda daha yüksek kutuplara doğru gidildikçe daha düşük manyetik alana sahip olduğu gibi düşünebiliriz. Sonuç olarak hem açısal momentum hem de manyetik momente sahip çekirdekler NMR özelliğine de sahiptir.



Şekil 4. Protonunun spin hareketi ve bunun sonucu oluşan manyetik moment

Basit bir yapıya sahip olan **Hidrojen atomu çekirdeği,** nötron olmaması ve sadece bir protondan oluşması nedeniyle güçlü bir manyetik alana sahiptir. Aynı zamanda insan vücudunda bol miktarda bulunması nedeniyle MRG'de ideal bir görüntüleme materyalidir. Bunun yanı sıra incelenen dokuda ölçülebilir net manyetik moment oluşması için tek sayıda proton içeren çekirdekler görüntülemede kullanılabilmektedir.

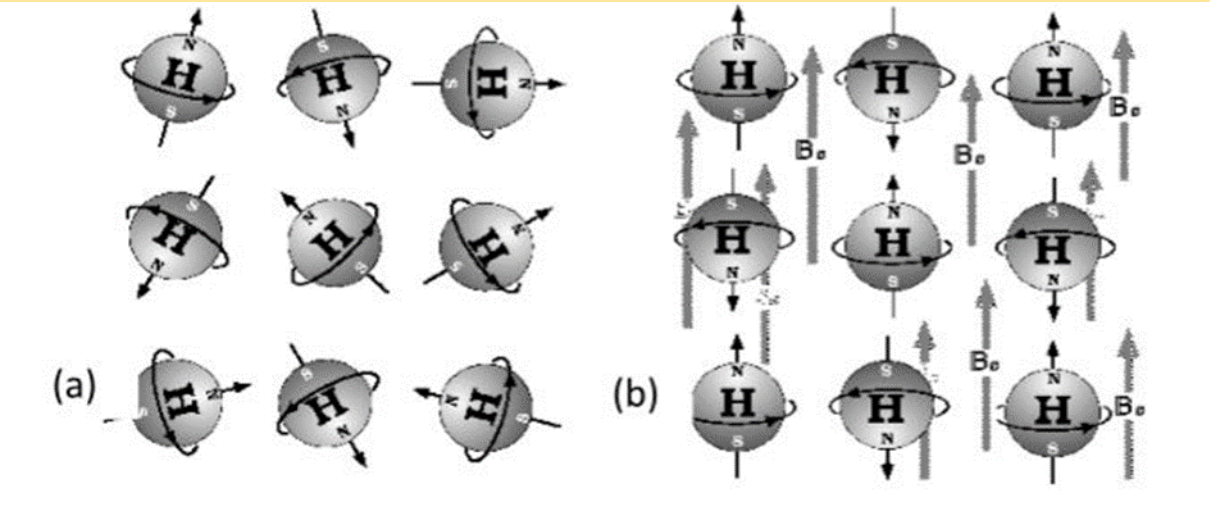
- Tek-tek çekirdekler (proton sayıları tek, nötron sayıları çift ^{1}H, ^{11}B, ^{19}F, ^{31}P gibi)
- Tek-çift çekirdekler (proton sayısı çift, nötron sayısı tek ^{13}C, ^{17}O gibi)

çalışmalar göstermiştir ki, farklı çekirdeklerle uygulamalarda:

- Bütün çekirdekler NMR sinyali üretmez.
- Aynı manyetik alan büyüklüğünde, NMR sinyali üreten farklı çekirdekler farklı rezonans frekansına sahiptirler.

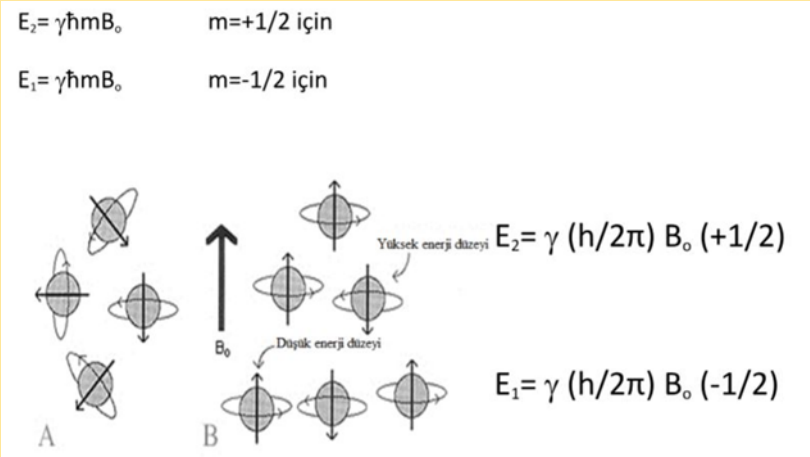
2. Sabit Manyetik Alanda Protonların Davranışları

Manyetik alan etkisi olmadan protonlar gelişigüzel dizilim gösterirler (Şekil 5a). Bu durumda belli bir manyetik momente sahip ve vektörel bir büyüklük olarak çekirdeklerin manyetik alanları birbirini yok ettiklerinden çekirdeklerin bileşke manyetik moment vektörü yaklaşık sıfır olacaktır. Şayet bir manyetik dipol, şiddeti B_o olan bir manyetik alana getirilirse, dipolün bir potansiyel enerjisi oluşur ve bu enerji sabit manyetik alana B_o ve dipolün manyetik momentine bağlıdır (Şekil 5b). Manyetik momente sahip protonun enerjisi E= x B_0 'dir.



Şekil 5. (a) Stabil bir manyetik alan olmadığında protonların gelişigüzel dağılımı. (b) B_o sabit manyetik alanı etkisinde dağılım gösteren protonlar.

Protonlar, her sistemde var olan en az enerji gerektiren durumu seçme eğilimine uyarak burada da enerjiden fakir E_1 düşük enerji düzeyine yerleşimi yeğlerler. E_1 düşük enerji seviyesindeki protonlar manyetik alanda aynı yönde paralel yönlenirken E_2 yüksek enerji seviyesindeki protonlar anti-paralel yönlenirler. İki enerji seviyesi arasında ise $\Delta E=E_2-E_1$ şeklinde bir enerji farkı oluşacaktır. Protonun iki farklı manyetik kuantum sayısı olduğundan protonun manyetik alanda iki farklı enerji seviyesi vardır.



Su moleküllerinin ısı hareketlerinden çıkan ve yönlenmenin eşit biçimde dağılımı çabasında olan termik enerji, protonların manyetik alandaki dağılımına karşılık etki gösterir. İki enerji seviyesi arasındaki ΔE enerji farkı manyetik alanın büyüklüğüyle lineer olarak artar. Bununla birlikte manyetik alanda paralel ve anti-paralel yönlenen protonların sayısı Boltzman eşitliğine uyar.

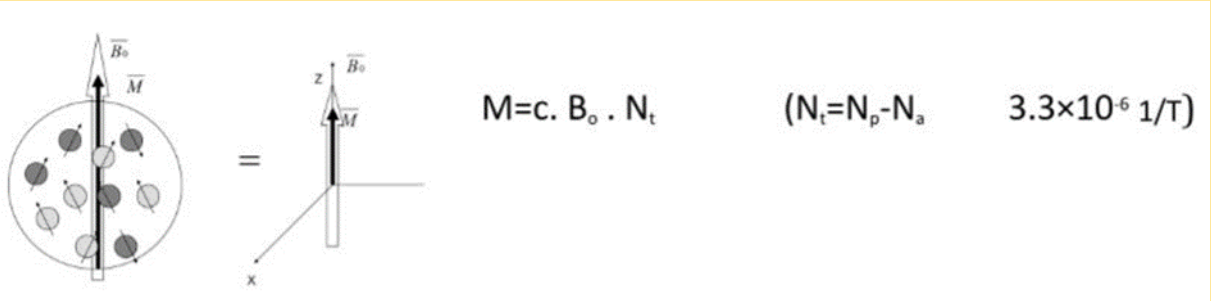
$N_p / N_a = \exp(\Delta E / kT)$ (Boltzmann Eşitliği)

$\Delta E = E_2 - E_1 = \hbar.\gamma.B_o$

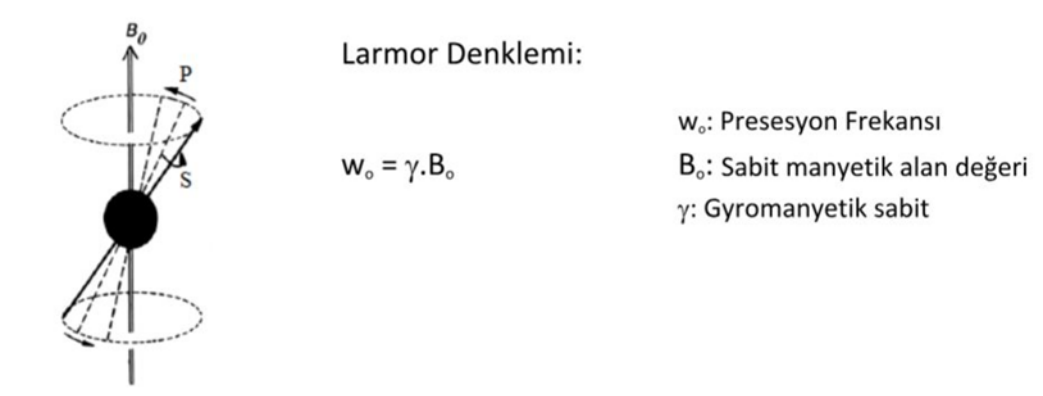
kT (k: Boltzman sabiti, T: Kelvin olarak vücut sıcaklığı) termal enerjiyi gösterir ki manyetik alanda hastanın vücut sıcaklığı yaklaşık T=310°K 'dir.

Paralel yerleşen protonların sayısı daha fazla olduğundan manyetik alanla aynı yönde net bir manyetizasyon vektörü oluşacaktır. Manyetik alanla paralel yönlenmiş protonların sayısı daha fazla olduğundan, net manyetizasyon vektörü M manyetik alanla aynı yönde olacaktır. Hem paralel ve anti-paralel protonların sayısı arasındaki farklılığın büyüklüğü hem de örneğin net manyetizasyonunun büyüklüğü, NMR denemelerinde sinyal genliğindeki büyümedir.

Boltzman dağılımı eşitliğine göre paralel ve anti-paralel protonların sayıları arasındaki farklılık (M), iki enerji seviyesindeki ΔE enerji farkıyla ve böylece de B_o manyetik alanı ile artar. Oda sıcaklığında 0,2 Tesla büyüklüğünde bir manyetik alanda her 10 milyon protondan 13 fazlalık proton vardır. Net magnetizasyon vektörünü de oluşturan bu protonlardır. 1,5 Teslada bu sayı 96 'a yükselir ve doğru orantılı olarak da bir magnetizasyon sağlanır.



İncelenecek bölge sabit manyetik alan etkisi altında kaldığında manyetik dipoller, spin hareketinin yanı sıra bir topaç hareketine başlarlar ki, bu harekete presesyon hareketi denir **(Şekil 6)**. Bu hareketin frekansı Larmor denklemi ile açıklanır;



Şekil 6. Sabit Manyetik alan içindeki spinlerin presesyon hareketleri B_o: Manyetik alanın yönü, S: Spin hareketi, P: Presesyon hareketi

Tablo 1, MR uygulamalarında kullanılabilecek farklı çekirdeklerin spin kuantum sayıları, doğada bulunma zenginliği ve gyromanyetik sabit değerlerini göstermektedir. Larmor denkleminden görüldüğü üzere presesyon frekansı, çekirdeğin tipine ve uygulanan sabit manyetik alanın büyüklüğüne bağlıdır. Örneğin; hidrojen atomu için 1 Tesla'lık manyetik alanda protonların presesyon frekansı 42.5 MHz iken 1.5Tesla'da yaklaşık 64 MHz olacaktır.

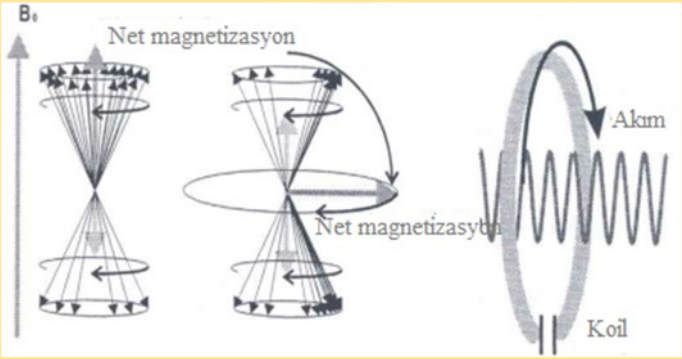
	Spin kuantum sayısı	Gyromanyetik oran $\gamma^*=\gamma/2\pi$	Doğal bolluğu [%]
^{1}H	1/2	42.58	99.98
^{13}C	1/2	10.71	1.11
^{14}N	1	3.08	99.64
^{17}O	5/2	5.77	0.04
^{19}F	1/2	40.06	100.00
^{23}Na	3/2	11.26	100.00
^{31}P	1/2	17.24	100.00
^{39}K	3/2	1.99	93.08
^{43}Ca	7/2	2.87	0.14

Tablo 1. MR uygulamalarında kullanılabilecek farklı çekirdeklerin spin kuantum sayıları, gyromanyetik sabit değerleri ve doğada bulunma bollukları

Manyetik alan etkisiyle her iki enerji düzeyinde yerleşen protonların sayılarının değişmesi, bir denge halinde olan sisteme enerji verilmesi veya buradan enerji çekilmesi ile olur. Manyetik alana paralel ve anti-paralel protonlar arasındaki geçişleri sağlayabilecek enerji miktarı enerji farkı ΔE'ye eşit olmalıdır (rezonans koşulu). Bir anlamda iki enerji seviyesi aralığındaki enerjinin frekansının presesyon frekansına eşit olması (w=f) halinde rezonans gerçekleşecektir. MRG'de örneğin, 1 T manyetik alanda 42.5 MHz'de hareket eden protonların, yayın frekansına eşit RF pulsu aynı frekansa sahip RF koiller aracılığıyla sağlanıp rezonans şartı gerçekleştirilmektedir. MRG cihazlarında farklı manyetik alan büyüklükleri farklı rezonans frekansına sahip olacaklardır ve bu nedenden dolayı 1 T'lık MRG cihazının koili 1,5 T'lık MRG cihazında kullanılamaz.

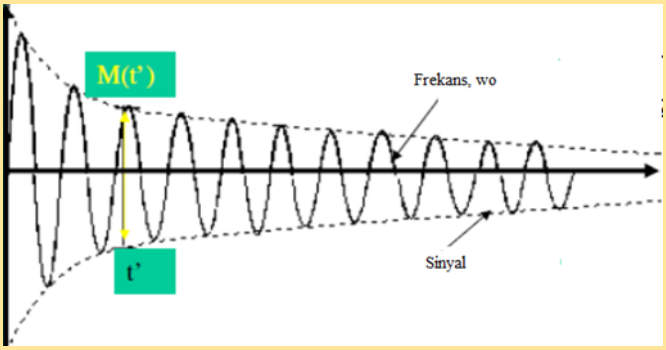
3. MR Sinyali

Longitüdinal yönde manyetik alanla aynı yönde hem spin hem de presesyon yapan protonlardan sinyal alınabilmesi için yönlerinin ve büyüklüklerinin değiştirilmesi gerekmektedir. Lenz kanununa göre; bu protonlara rezonans şartı için gerekli olan RF pulsu belirli bir açıyla gönderilirse, bulundukları konumdan başka bir konuma geçirebilirler ki, böyle bir durumda küçük birer mıknatıs çubuk olan protonlar kendilerini meydana getiren nedene karşı koyacak yönde üzerinden bir akım geçireceklerdir. Bu da MR sinyalini oluşturacaktır.



Şekil 7. Magnetik alandaki protonlara dış bir alan uygulanmasıyla, yönü değişen protonların zamanla değişen bir akım kaydı yaptıkları görülmektedir.

Eğer 90°'lik bir RF pulsu uygulanırsa longitüdinal magnetizasyon vektörü M_z, x-y düzlemine dönerek transvers manyetizasyonu M_{xy} oluşturacaktır. RF pulsu kesildikten sonra transvers manyetizasyon vektörüne dik bir RF koil konulacak olursa bir elektrik akımı kaydedilecektir. Her ne zaman manyetik çubuk olan spinlerin büyüklüğü ve yönünde meydana gelen değişiklikler olursa alıcı RF koil'de bir indüksiyon akımı oluşacaktır. RF pulsunun kesilmesiyle protonlar hızla eski konumlarına dönecekler ve transvers manyetizasyon da yavaş yavaş küçülürken MR sinyali de giderek zayıflayacaktır. Buna Serbest İndüksiyon Bozunumu (FREE INDUCTION DECAY (FID)) denir.



Şekil 8. Serbest İndüksiyon bozunumu; FID sinyali

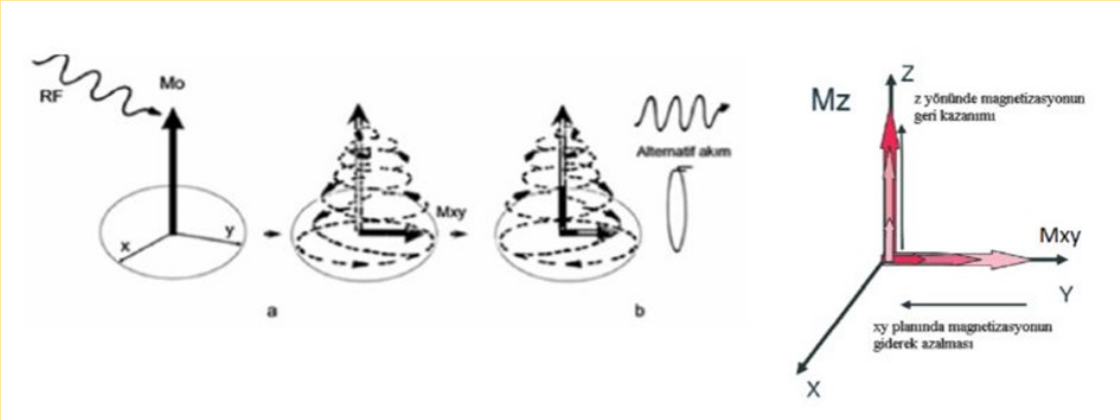
Gerçekte FID ideal bir manyetik alanda gözlenir. FID sinyalini etkileyen iki önemli sebep bulunmaktadır:

- Sabit güçlü manyetik alanların homojenitesi
- Doku içindeki mikroskobik manyetik çevre farklılıkları

4. Relaksasyon nedir?

Relaksasyon, 90° ile gönderilen bir RF pulsu etkisiyle konum değiştiren protonların tekrar eski konumlarına ulaşmalarıdır. Yani bir 90°'lik RF pulsu uygulanmasından sonra, longitüdinal manyetizasyonun M_z, x-y düzlemine yönlenerek net manyetizasyon vektörü M_{xy}, transvers manyetizasyonu oluşturur. RF pulsu kesildikten sonra xy düzleminde infaz konumunda uyum içerisinde hareket eden protonlar hızla defaze olmaya başlar ve bir an önce eski konumuna yani longitüdinal eksene döner. Bu duruma relaksasyon adı verilir (Şekil 9). İki şekilde izlenir:

- Transvers relaksasyon
- Longitüdinal relaksasyon

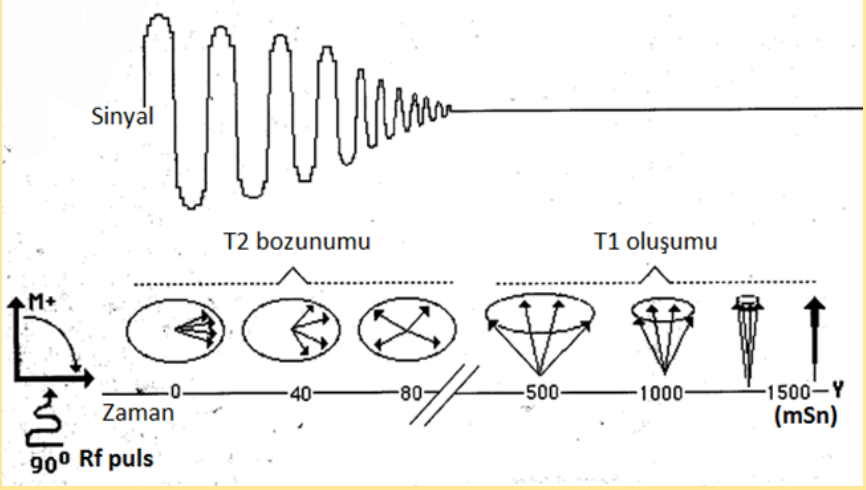


Şekil 9. (a) Relaksasyon olayı (b) Protonların hareketine bağlı manyetizasyon vektörlerindeki konum değişimi

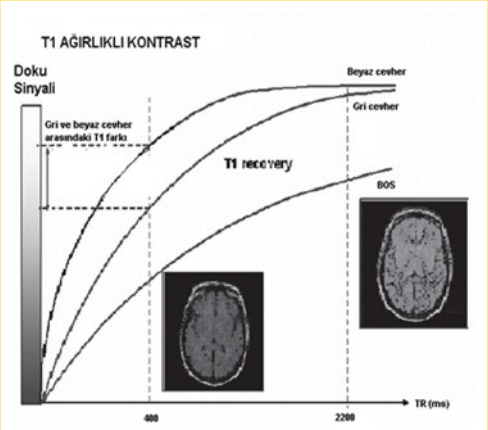
5. T1 ve T2 Relaksasyon Olayı

Protonların manyetik alandaki hareketlerine göre meydana gelen relaksasyon süreleri dokulardan ne kadar süre sinyal toplanacağını belirler. Buna göre 90°'lik bir RF pulsuyla başlatılan olayda, M_{xy} oluşturan protonların xy düzleminde infaz durumundan defaza kadar geçen süre (yani M_{xy}'nin hızla azalması) T2 relaksasyon süresi (spin-spin relaksasyon süresi diye de isimlendirilir), protonların dışardan aldıkları enerjiyi bulundukları dokuya aktararak eski konumlarına döndükleri yani M_z'i yeniden oluşturdukları süreye T1 relaksasyon süresi (spin-örgü relaksasyon süresi diye de isimlendirilir) denir **(Şekil 10).**

Relaksasyon sürelerinin dokular üzerindeki etkilerine bakılacak olursa, yağ ve protein gibi makro-moleküllerde kovalent bağ sıkı olduğundan RF kesildikten sonra protonlar dışardan aldıkları enerjiyi bulundukları dokuya aktararak eski konumlarına hızla dönerler ve T1 relaksasyon süresi kısalır. Ancak su veya beyin omurilik sıvısı (BOS) gibi dokularda kovalent bağ gevşek olduğundan protonların enerji aktarımı güç olacaktır ve bu dokularda T1 relaksasyon süresi uzayacaktır. **Şekil 11**'de de görüldüğü üzere beyaz cevherdeki protonlar hızla eski konumlarına geldiklerinden yüksek sinyalli (hiperintens), BOS gibi dokulardaki protonların eski konumlarına dönme süreleri yani T1 relaksasyon süresi uzadığından düşük sinyalli (hipointens) gözükecektir. Böylelikle T1 relaksasyon süresinin değerlendirildiği T1 ağırlıklı görüntülerde yağ, kemik gibi dokular hiperintens (beyaz) görünürken BOS gibi sıvı içeriği yüksek dokular hipointens (siyah) gözükecektir.

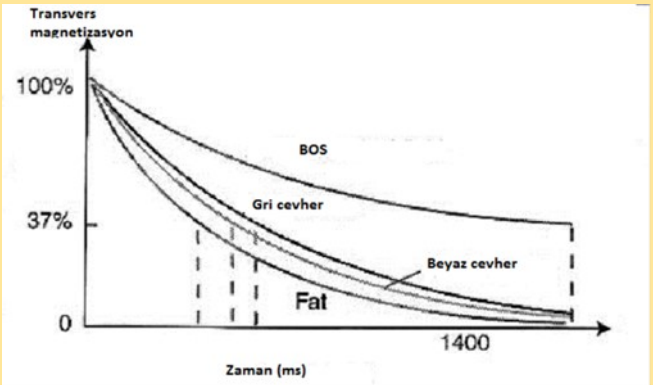


Şekil 10. 90°'lik RF uygulamasının ardından, protonların xy düzleminde yaptığı hareket ve protonların eski konumlarına ulaşıncaya kadar geçen zamanın değerlendirmesi relaksasyon olarak tanımlanır.



Şekil 11. T1 Relaksasyon sürelerinin dokuya göre değişimi

Bunun yanısıra 90°'lik bir RF pulsuyla uyarılan protonlar xy düzlemi üzerinde yer aldıkları ilk anda infaz konumundadırlar. Protonlar infaz konumlarını ne kadar uzun süre kalırlarsa T2 relaksasyon süresi uzayacak ve o kadar güçlü sinyaller vereceklerdir. Ancak protonların infaz konumunda kalmalarını etkileyen 2 önemli faktör vardır. Bunlardan biri sabit manyetik alanın homojen olmaması diğeri de dokunun kendisinin homojen olmamasıdır. MRG cihazlarının ilk kurulumda manyetik alan homojen olduğundan birinci faktör burada etkili olmaz. Ancak yağ gibi kovalent bağ yapısı sıkı olan dokularda atomlar arası mesafe çok kısalacağından bir atom diğeri üzerinde bir inhomojenite meydana getirecektir. Bu nedenle x y düzleminde bulunan protonlar hızla defaze olacaklar, T2 relaksasyon süresi kısalacaktır. Oysa BOS gibi, kovalent bağ yapısı gevşek olan dokularda atomlar arası mesafe artacağından homojen bir dokuda protonlar uzun süre infazda kalacağından T2 relaksasyon süresi uzayacaktır. Böylelikle T2 relaksasyon süresi sonucunda elde edilecek T2 ağırlık görüntülerde yağı hipointens (siyah), BOS gibi sıvı içerikli dokuları ise hiperinten (beyaz) görülecektir **(Şekil 12).**



Şekil 12. T2 Relaksasyon sürelerinin dokulardaki değişimi

Farklı dokuların relaksasyon sürelerine verdikleri cevaplar farklı olduğundan T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerde farklı sinyal şiddetleriyle görüntü kontrastını oluştururlar.

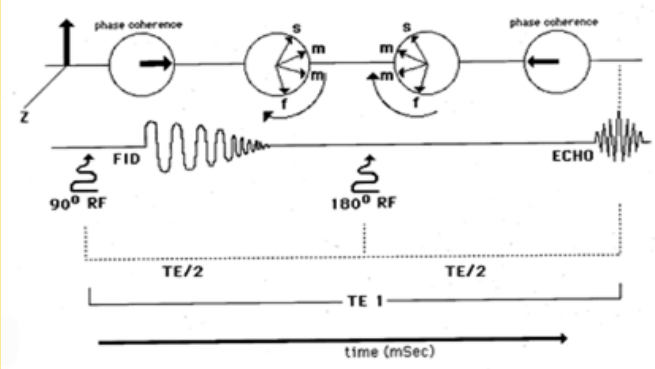
Doku	T1 (ms)	T2 (ms)
Su/BOS	4000	2000
Gri cevher	900	90
Kas	900	50
Karaciğer	500	40
Yağ	250	70
Protein	250	0.1-1.0
Buz	5000	0.001

Tablo 2. Dokuların relaksasyon süreleri

6. Manyetik Rezonans Görüntüleme'de en yaygın kullanılan Sekanslar: Spin Echo (SE) Sekans

T1 ve T2 relaksasyon süreleri sonucunda farklı dokulardan farklı sinyaller elde edildiği daha önce açıklandı. Bu sinyal bilgilerinin nasıl oluşturup görüntüye aktarılacağı ve bir MR kesitinin nasıl elde edileceği, sekans olarak adlandırılan puls zamanlama diyagramları ve görüntüleme parametreleriyle gerçekleştirilir. MRG'de çok farklı sekanslarla dokulardan farklı sinyal şiddetlerinde bilgi oluşturulabilir. Örneğin; yağ dokusu bir sekansta hiperintens gözükürken diğer bir sekansta hipointens gözükebilir. Bu bölümde manyetik rezonans görüntülemenin tüm temel fizik kurallarını içeren ve konvansiyonel görüntüleme yöntemi olan "spin eko (SE)" sekansından bahsedilecek ve bazı sekanslarla kıyaslanacaktır.

Teknik olarak, 90 derecelik bir RF pulsundan sonra hızla bozunan bir FID sinyalinden bir spin ekoyu ölçmek daha kolaydır. 90 derecelik RF pulsuyla x y düzlemine yönlendirilen protonlar ilk anda infaz konumunda olup RF'in kesilmesiyle hızla defaze olmaya başlar ve sinyal hızla kaybolur. Şayet tam defaz başladığında 180° derecelik RF pulsu uygulanırsa x y planında bulunan protonlar tam tersi yönde dönerler, başka bir deyişle protonlar refaze konumuna getirilirler. Bu durumda spinler ilk önce infaz sonra da refaze durumunu koruyunca güçlü bir MR sinyali oluşacaktır. Bu sinyal *spin echo sinyali* olarak adlandırılır. Echo sinyalinin genliği FID sinyalinden daha azdır. Bunun nedeni mikroskobik manyetik çevre değişikliklerine bağlıdır. Doğal olarak eğer 180° RF pulsu sonrası belli aralıklarla yeni 180° RF pulsu uygulanırsa her seferinde yeni echo sinyalleri elde edilecektir. Fakat mikroskobik manyetik çevre inhomojenitelerine bağlı olarak bu sinyalin genliği giderek düşecektir **(Şekil 13).**



Şekil 13. Spin Echo Sekans ve parametreler

TE=2τ (τ =TE/2) süresinde bir spin eko sinyali oluşturulur. Eko sinyalini kaydedinceye kadar geçen süreye eko süresi (echo time, TE) denir. Bir puls sekansında 90°-180° aralığında eko sinyalinin elde edilmesi ve sonuçta tüm protonların başlangıçtaki konumlarına dönünceye kadar geçen süre tekrarlama süresi (repetation time, TR) olarak tanımlanır. Burada kullanıcı parametresi olan TR ve TE bir görüntünün T1 ağırlıklı veya T2 ağırlıklı olmasını belirler.

GÖRÜNTÜ	TR	TE
T1 ağırlıklı	Kısa (~500ms)	Kısa (~15-20 ms)
T2 ağırlıklı	Uzun (~2000ms)	Uzun (~70-100 ms)
PD ağırlıklı	Uzun (~2000ms)	Kısa (~15-20ms)
YOK	Kısa	Uzun

Tablo 3. TR ve TE parametrelerinin seçimi

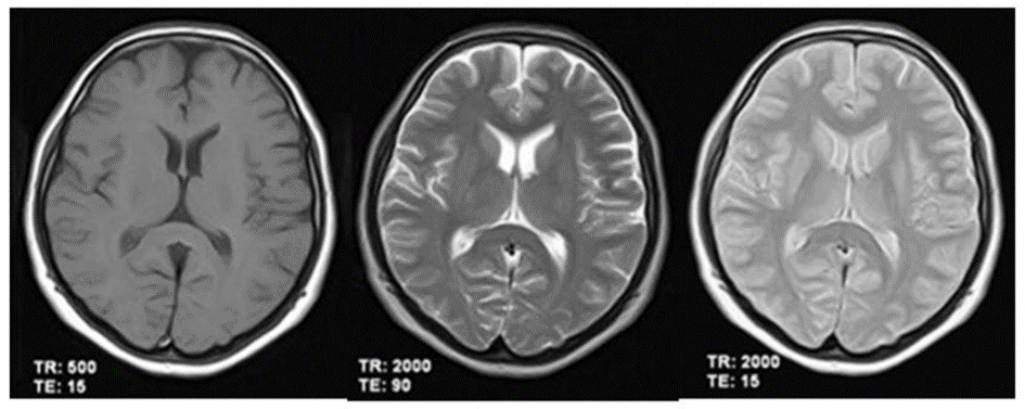
Bu görüntüleme parametrelerine bağlı olarak MRG'de T1 mi yoksa T2 ağırlıklı görüntüler mi elde edileceği belirlenir ve görüntü kontrastı da buna göre açıklanır.

Bir MR görüntüsüne bakıldığında, görüntünün T1 ağırlıklı mı yoksa T2 ağırlıklı mı olduğu nasıl anlaşılır?

Bir MR görüntüsünde T1 ve T2 ayırımının nasıl yapılacağını yukarıda açıklamaya çalıştığımız tüm değerlendirmeleri kısaca özetlersek;

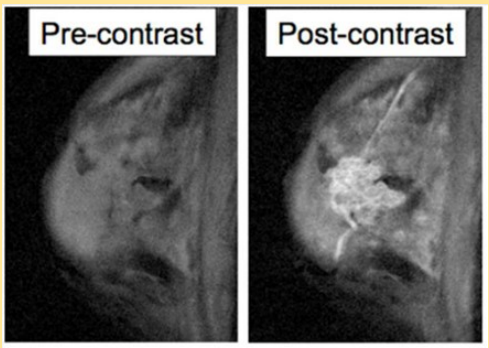
1. MR görüntüsünde dokuların relaksasyon sürelerine verdiği cevaplar farklı idi **(Tablo 2).** Buna göre SE'da moleküler özelliğini iyi bildiğimiz BOS gibi sıvı içeriği yüksek bir dokuyu yüksek sinyalli yağ, kemik gibi bir dokuyu düşük sinyalli görüyorsak bu görüntü T2 ağırlıklı denebilir. Eğer sinyal farklılıkları tam tersi ise T1 ağırlıklı görüntü diyebiliriz.
2. Bunun dışında bir MR görüntüsü üzerinde görüntüleme parametreleri bulunur; TR ve TE gibi**... Tablo 3'de** gösterildiği üzere TR ve TE uzun ise T2 ağırlıklı görüntü, TR ve TE kısa ise T1 ağırlıklı görüntü ve TR uzun TE kısa ise Proton Yoğunluğu(PD) görüntüleri olduğu anlaşılır.

Kısaca bir MR görüntüsüne baktığımızda hem dokunun sinyal farklılıkları hem de görüntüleme parametreleri olan TR ve TE kontrol edilmelidir **(Resim 1).**



Resim 1. T1, T2 ve PD MR görüntüleri

Bunun yanı sıra hastalıklar ve patolojilerin ayırımında kontrast madde kullanımı da söz konusu olmaktadır. Pre-kontrast görüntüsünde meme dokusunda lezyon belirgin değil iken kontrast madde enjeksiyonu sonucunda post-kontrast görüntüde vasküler bir yapıya sahip olan tümördeki sinyal artışı net olarak görülmektedir **(Resim 2).**

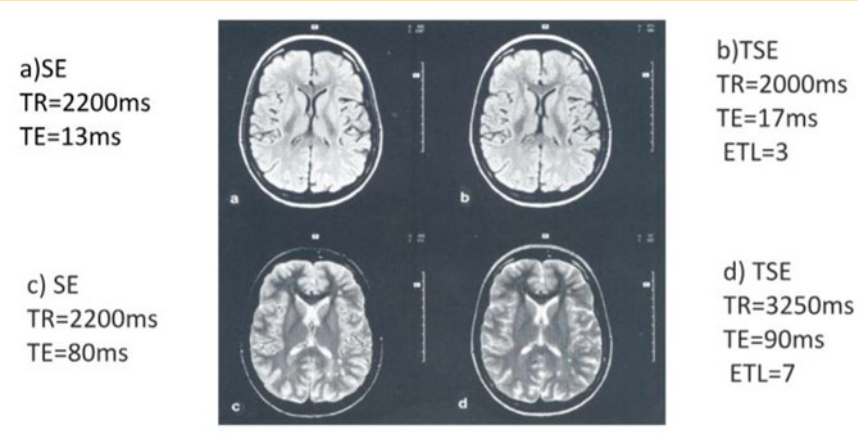


Resim 2. Kontrastsız ve kontrastlı meme MR görüntüsü

MRG'nin tetkik süresi çok uzun olduğundan hızlı görüntüleme yöntemleri ile ilgili çabalar da artmıştır. Özellikle rutin uygulamalarda SE sekansın yerine **Turbo Spin Eko (TSE)** sekansı uygulamaları artmıştır. SE ile TSE farklılıkları;

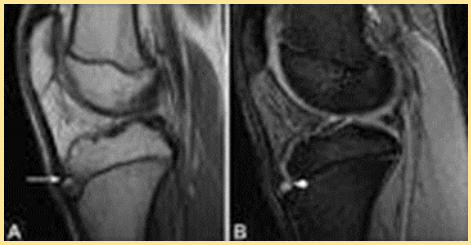
- Bir TR süresinde birden fazla 180° RF pulslar kullanılır ve kaç tane eko sinyali elde edileceği "ETL (echo train lenght)" parametresi ile belirlenir. Bu parametre farklı cihazlarda farklı isimle adlandırılabilir (örneğin; Philips MRG'de Turbo Factor gibi).
- "TE_{eff}, effective echo" ise, ETL'in ortasında bulunan, yani k-space'de santrale yerleştirilen eko'yu tanımlar.
- Birden fazla 180 derece RF pulsları gönderdiğimizde her birinden sonra bir eko sinyali elde edilecektir. Her bir eko sinyali kaydında k-space'de farklı satırları hızla dolduracağından ölçüm süresi de kısalacaktır.

SE'da ölçüm süresi= $TR \times N_{faz} \times NSA$
TSE'da ölçüm süresi= $TR \times N_{faz} \times NSA/ETL$

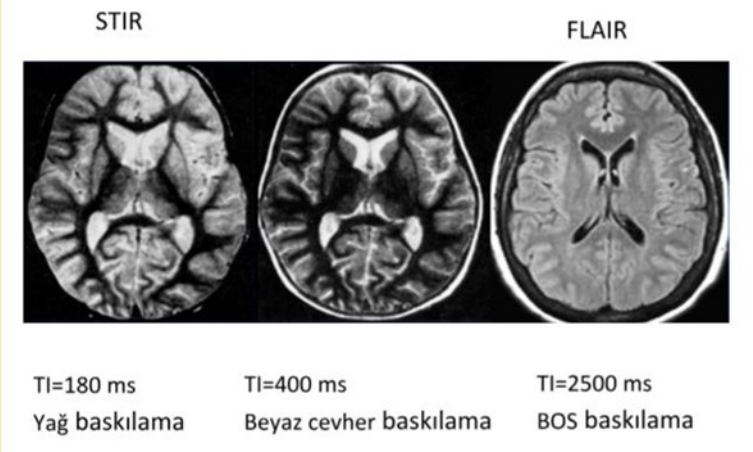


Resim 3. (a) Proton Yoğunluğu ve (b) Proton Yoğunluğu ve (c) T2 ağırlıklı SE MR görüntüleri (d) T2 ağırlıklı TSE MR görüntüleri

Resim 3'e baktığımızda SE ve TSE MR görüntülerinde anlamlı fark görülmemektedir. Ancak TSE'nun ETL değerine bağlı olarak SE'dan çok kısa bir sürede gerçekleştirilmektedir. Bunun yanı sıra görüntülerde hastalık ve patolojileri daha iyi ayırt etmek için kullanılan en yaygın sekanslardan biri de **"Inversion Recovery Sekans, IR"**dır. MRG'de önemli bir sekans olup görüntüden yağ ve su kompanentine ait yüksek sinyali ortadan kaldıran yağ ve sıvı baskılama tekniğidir. Sekansın SE'dan en büyük farkı sinyal gönderme işlemine ilk 180 derece RF pulsuyla başlanıyor ve belli "Inversion Time, TI" süresi sonrasında ise aynı SE'daki gibi 90 ve 180 derece RF pulslarıyla eko sinyallerini kaydedilerek MR görüntüsü oluşturuyor. TI değeri ise 180 derece RF pulsu sonrası net manyetizasyon vektörünün eski konumuna dönerken sıfır noktasından (null point) geçtiği anı belirleyerek hangi dokudan sinyal alınmayacağını tanımlar. Örneğin; MR görüntüsünde yağı baskılanmak istenirse TI değerini yaklaşık 160ms olarak belirlenir, yani yağa ait protonlar 160 ms'de sıfır noktasından geçecek ve tam bu sırada 90 ve 180 derece RF pulsları arka arkaya gönderildiğinde bileşke vektörü olmayan yağdaki protonlardan sinyal alınamayacaktır. Bu nedenle özellikle kas-iskelet, ekstremite MR tetkiklerinde önemli bir yere sahiptir. Bunun yanı sıra beyin MR görüntülemede, multiple skleroz (MS), beyaz cevher gibi hastalıkların tanımlanmasında önemli bir yere sahip olup, özellikle BOS'u baskılamak için **FLAIR sekansı** kullanılmaktadır **(Resim 4 ve 5).**



Resim 4. Diz MR görüntülemede (A) T1 ağırlıklı görüntü (B) STIR T1 ağırlıklı görüntü



Resim 5. Beyin MR görüntülemede IR sekans uygulamaları ile ilgili örnekler

Rutinde en çok kullanılan bu sekanslara ek hızlı görüntüleme sekansları gibi pek çok farklı sekans da (Gradient eko, EPI vb..) bulunmaktadır.

Manyetik Rezonans Görüntüleme 'de hasta kabulü nasıldır ve çekim protokolleri neye göre planlanır?

Klinisyen tarafından belirlenen ve belli bir klinik ön tanıyla başvuran hastalar MRG birimine kabul edilir. Bunun nedeni, hastalık ve patolojilerin ayırımında klinik ön tanıya göre farklı sekans protokolleriyle görüntüleme yapıldığı için bu çok büyük önem taşır. Her zaman görüntülemede mutlaka T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler alınarak o anatomik bölgenin sinyal farklılıkları değerlendirilir. Bunun dışında tabii ki, hastalık ve patolojilerin tanımlanmasında farklı sinyallerle oluşturulmuş ve gerektiğinde kontrast madde verilerek kullanılan çekim protokolleri bulunmaktadır. Tüm bu değerlendirmeler içinde rutin anatomik yapılara ait bilgiler toplanırken hızlı görüntüleme sekansları ile MR anjiyo, fonksiyonel MR, difüzyon MR, kardiyak MR ve bunun yanı sıra dokuların moleküler özelliklerinin tanımlandığı MR spektroskopi uygulamaları da yapılmaktadır. MR uygulamalarında hangi klinik ön tanıda hangi sekansların kullanılacağı MR biriminde çalışan tekniker, Medikal Fizikçi ve Radyologlar tarafından belirlenir. Örneğin; lomber bölgede LDH? veya bel ağrısı klinik ön tanısıyla gelen hastaya rutin T2 ve T1 ağırlıklı sagital kesitler alındıktan sonra T1 veya hızlı görüntüleme sekansıyla lomber disk aralıklarından geçen transvers kesitler alınır.

Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül YURT

1989 yılında Türkiye'ye gelen ilk Manyetik Rezonans Görüntüleme cihazıyla Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalında göreve başladım. Radyoloji bölümünde uzman olarak çalıştığım bu süreçte Doktora programımı bitirdim ve 2000 yılında öğretim görevlisi kadrosunu aldım. 2006 yılında kurduğumuz multidisipliner Medikal Fizik Anabilim dalında öğretim üyesi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

AYIN RÖPORTAJI

PROF. DR. SELÇUK PEKER

Med. Fiz. Uzm. Meltem Yılmaz

Bu sayıdaki röportajımızı Prof. Dr. Selçuk Peker hocamız ile gerçekleştirdik. Hem kendisini hem editörlüğünü yaptığı kitabını konuştuk. Selçuk hoca sorularımıza tüm içtenliğiyle cevap verdi. Röportajı bir dönem beraber mesai yaptıkları medikal fizik uzmanı arkadaşımız Meltem Yılmaz yaptı. Kendilerine bir kez daha teşekkür ediyoruz…

Meltem Yılmaz (MY): Hocam sizi biraz tanıyabilir miyiz?

Selçuk Peker (SP): 1961 yılında Giresun'da doğdum. 1978-1984 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde tıp öğrenimi aldım ve yine Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde Nöroşirurji Anabilim Dalı'nda ihtisasımı tamamladım. 1999 yılında Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirurji Anabilim Dalı'nda uzman olarak çalışmaya başladım. Aynı yıl ABD'de University of Pittsburgh Medical Center'da Gamma Knife (GK) Radyocerrahisi ve Fonksiyonel Nöroşirurji Fellowluğu ve Oregon Health Sciences University Department of Neurosurgery'de Hareket Bozuklukları Cerrahisi ve Ağrı Cerrahisi Fellowluğu yaptım. Eylül 2005- Aralık 2016 yılları arasında Acıbadem Kozyataği ve Kadıköy Hastaneleri'nde çalıştım. 2017 Ocak ayı itibari ile Koç Üniversitesi Hastanesi'nde Beyin ve Sinir Cerrahisi Uzmanı olarak göreve başladım. Standart nöroşirurji uygulamalarına ek olarak özellikle ilgi duyduğum alanlar "GK Radyocerrahisi", "Stereotaktik ve Fonksiyonel Nöroşirurji", "Hareket Bozuklukları Cerrahisi" ve "Ağrı Cerrahisi" dir. GK Radyocerrahisi'nde 19 yılda 9.000'i aşkın hasta tecrübem bulunmaktadır.

Resim 1. Prof. Dr. Selçuk Peker

MY: Selçuk Bey hastane haricindeki zamanlarını nasıl geçiriyor?

SP: Yürüyüş yapmaktan, özellikle köpeğimle doğa gezileri yapmaktan ve güncel tarih kitapları okumaktan hoşlanırım.

MY: MedFiz@Online dergisi ile daha önce hiç tanışıklığınız oldu mu?

SP: İsmini duymuştum ama hiç okumamıştım. Bu röportaj teklifini aldığımda araştırdım ve son sayısına baktım.

MY: Ülkemizde radyocerrahi yapan ilk ekiplerden birisiniz. Ülkemizdeki radyocerrahinin gelişimini nasıl buluyorsunuz?

SP: Türkiye'de ilk defa sırf bu işe dedike olarak kullanılan ilk cihaz olan GK cihazı 1997 yılında Marmara Üniversitesi'nde kuruldu. O tarihlerde radyocerrahiye karşı özellikle GK radyocerrahisine karşı çok büyük bir reaksiyon vardı, özellikle beyin cerrahisi camiasında. Fakat aradan yıllar geçtikçe bütün Türkiye'deki GK sayısı da arttı radyocerrahi yapan başka sistemler de geldi ve özellikle beyin cerrahisi camiasında endikasyonları ile ilgili bilgilenme daha çok arttı, daha bilgilendi insanlar ve bu şekilde kendi hastalarının da bu tedavilerden faydalanabileceklerini gördüler. Fakat yine de bu bilgilenmenin daha da artması gerekiyor. Çünkü çeşitli sempozyum ve toplantılarda hala gerçeklikle alakası olmayan yorumlar duyabiliyoruz. Tabii ki Türkiye'de 10 tane GK çok sayıda CyberKnife (CK) ve linak radyocerrahi sistemleri bulunuyor, pek çok merkezde radyocerrahi uygulanıyor ancak bence en büyük problem cihaz eksikliği değil uygulayan ekiplerin bu konudaki bilgi düzeyindeki yetersizlik.

Bunun arttırılması lazım ve bunun için mesleki derneklere büyük görev düşüyor. Bu derneklerin ortaklaşa bir şekilde çeşitli toplantılarla mesleki mensuplarının bilgilerini artırması lazım. En büyük problem dediğim gibi uygulamadaki sıkıntılar; endikasyonlar konusunda, verilecek dozlar konusunda ve hastaların takibi. Ayrıca ne gibi radyolojik görüntülemelerin elde edildiği konusunda özellikle radyologların bilgisi çok yetersiz kaldığı için doğru olmayan yorumlarda bulunuluyor ve bu da hastaların kafasını çok karıştırıyor ve sıkıntılara yol açıyor. Bu nedenle bilgilenmenin her aşamada ve konuda artması şarttır.

MY: GK ile en çok tedavi ettiğiniz vakalar nelerdir?

SP: Şu ana kadar GK ile 10.000'e yakın hasta tedavi ettim ve bu büyük bir kısmı, ¼ meningiom, ¼'u vestibular schwannom, %15 kadarı AVM'dir. Diğer endikasyonlarda geri kalan kısmı oluşturuyor. Dünyanın pek çok merkezinde radyocerrahi yapılan hastaların büyük bir kısmını metastazlar oluşturur. Ancak ülkemizde çeşitli bürokratik sıkıntılardan dolayı metastazlara uygulanan radyocerrahi sayısı daha azdır. SGK'nın SUT uygulamasındaki metastazlarda radyocerrahi uygulama kriterleri çok dar. Bu nedenle pek çok metastaz hastasına SGK üzerinden bu tedavi yapılamıyor. Ya hastanın kendisi ödemesi gerekiyor veya hiç yapılamıyor, bu da sağlıkları açısından olumsuz bir durum.

MY: Uzun yıllardır GK kullanıcısı olarak, cihazı diğer radyocerrahi platformlarıyla karşılaştırdığınızda neler söyleyebilirsiniz?

SP: GK radyocerrahisi intrakranial lezyonlar için icat edilmiş bir cihaz. Hem Türkiye'de hem dünyanın farklı yerlerinde linak temelli sistemleri kullanan veya her ikisini de kullanan meslektaşlarımla konuştuğumda GK ile elde edilen doz dağılımlarında çevre dokuya daha az doz verildiğini, gradient indeksin daha düşük olduğunu söylüyorlar. O yüzden GK'nın böyle bir avantajı olduğunu düşünüyorum. Hastalar için en büyük problemi çerçeve takılırken yaşanan ağrı problemiydi, gerçi bu bölgelere lokal anestezi yaparak pek çoğunda bir engel olmaktan çıkıyordu. Ancak günümüzde yeni GK modeli ile termoplastik maske ile de uygulamanın yapılabiliyor olması bu problemi ortadan kaldırdı.

MY: Hocam medikal fizik ve fizikçiler ile ne zaman tanıştınız? Genel olarak izlenimleriniz nelerdir?

SP: Medikal Fizikçiler ile ilk tanışmam aslında 1999'da Pitsburg'da fellowluğum zamanında oldu. Burada katkılarının ne kadar önemli olduğunu gördüm. Daha sonra Türkiye'ye döndüğümde Marmara Üniversite'nde daha sonra Acıbadem Kozyatağı Hastanesi'nde ve şimdi Koç Üniversitesi'nde iş birliği içinde oldum. Onların ekibin doğal bir parçası olduğunu düşünüyorum.

MY: Olmazsa olmaz diyebilir miyiz?

SP: Öyle zaten...

MY: İzlenimleriniz nedir?

SP: Kanımca Medikal Fizikçi arkadaşların araştırma ile alakalı konulara daha çok önem vermeleri gerekir. Bunlar temel bilimlerle veya klinik konular ile alakalı olabilir. Hakikaten medikal fizikçi arkadaşlar çok zekiler ancak dünya çapında ses getirecek çalışmalar hakkında biraz eksik olduklarını düşünüyorum. Bu konuya daha çok önem verip daha çok araştırmalar yaparak dünya bilimine, Medikal Fizik literatürüne katkıda bulunacaklarını düşünüyorum. Bu gerçekten önemli bir eksikliktir. Katıldığım kongrelerde başka ülkelerdeki medikal fizikçilerin yaptığı çalışmaların sunulması, bende 'neden bizim medikal fizikçilerimiz bu kadar ön planla değiller bu platformlarda' diye bir üzüntü yaratıyor.

Resim 2. Selçuk Peker-Meltem Yılmaz

MY: Aslında dünya geneline de baktığınızda beyin cerrahı ve radyasyon onkologlarına kıyasla GK ile uğraşan medikal fizikçi sayısı gayet az. Bunlar arasından yayın yapan ise daha az.

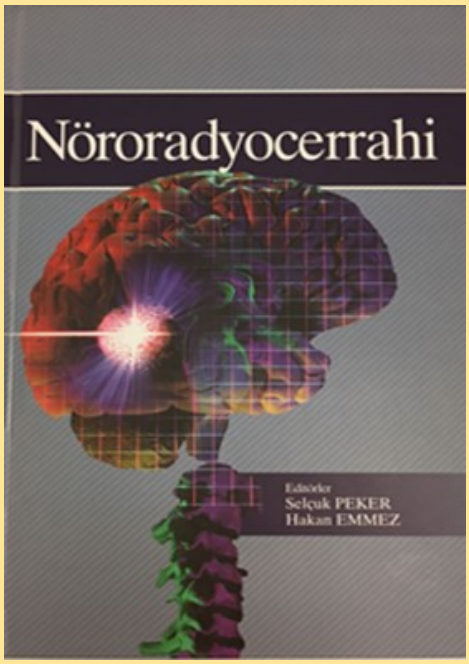
SP: Evet az ama bu sayede yayın yapan, bu işe ilgi gösterenlerde anında ön plana, sahneye çıkıyor. O yüzden de eğer Türkiye'den bu işe gönül verecek arkadaşlar hakikaten bu konuya zaman ayırırsa anında sahneye çıkıyorlar çünkü böyle bir boşluk var aslında. O yüzden de özellikle genç arkadaşların bu işe önem vermeleri lazım düşüncesindeyim.

MY: Son çıkardığınız Nöroradyocerrahi kitabı (Şekil 1) biz medikal fizikçiler tarafından da ilgiyle karşılandı. Kitabın fikir temeli nasıl oluştu?

SP: 1999'dan beri radyocerrahi ile ilgileniyorum, pek çok hasta tedavi ettim, pek çok hastada elde ettiğimiz sonuçlara hâkimim ve camiamızda bu konudaki bilgi eksikliğinin de farkındayım. Bu nedenle uzun yıllardır kafamda nöroradyocerrahi ile ilgili bir kitap yazma fikri vardı. Hatta bu kitabın indeksini de oluşturmuştum ama çeşitli sebeplerle başlayamamıştım. Yaklaşık iki yıl önce Dr. Hakan Emmez arkadaşımla bu işi konuştuk, artık bu işe girmenin gerekli olduğuna karar verdik ve bir organizasyon oluşturduk. Farklı merkezlerde ve farklı sistemlerle çalışan arkadaşlarımızla konuşarak herkesin katkıda bulunduğu bir kitap ortaya çıkarmaya çalıştık. İlk intibalar ve yorumlar yararlı bir kaynak olduğu şeklinde. Türkiye'de radyocerrahi üzerine yazılmış monograf ilk kitap, bu da bizi sevindiriyor haliyle. Tabii ki ilk kitap olduğu için eksikler vardır ve bundan sonraki çıkacak kitapların daha da iyiye gideceğinden eminim.

MY: Kitapta neler var? Kitabı sizin ağzınızdan dinleyebilir miyiz?

SP: Kitabın konusu nöroradyocerrahi yani nörolojik bilimlerde radyocerrahinin kullanımı ile alakalı bir kitap. İstedik ki hem işin temelini anlatan bir kitap olsun hem de klinik uygulamalarla alakalı konu başlıkları olsun. O yüzden kitapta GK, CK ve diğer linak sistemlerini, radyocerrahinin radyobiyolojisi ile ilgisini, diğer pek çok hastalıkla alakalı klinik sonuçları anlatan bölümler var. Fakat yıllar yıllar önce ilk bu kitap fikri aklıma geldiğinde olmazsa olmaz dediğim bir bölüm de bu kitapta oldu ve bu yüzden çok sevinçliyim. O bölüm, Lars Leksell'in hayatı ile ilgilidir. Bu bölümün Lars Leksell'in oğlu Dan Leksell tarafından yazılmış olması bence bu kitaba ayrı bir değer katmıştır. Bu nedenle ayrıca sevinçliyim.



Resim 3. Nöroradyocerrahi kitabı

MY: Kitap sonrası ilk tepkiler nasıl?

SP: Arkadaşlarımdan hep olumlu tepkiler aldık. Kitabı bastırdıktan sonra tüm nöroşurijisyenler radyasyon onkologları ve araştırma görevlilerine ücretsiz olarak dağıttık. Toplantılarda, kongrelerde stantlara koyduk ve oradan ücretsiz dağıttık. Doktor ziyaretlerimizde kendilerine verdik. Yani bu kitaptan herhangi bir mali beklentimiz olmadı. İstediğimiz tek şey insanların radyocerrahi konusunda daha da bilgilenmeleri ve bu şekilde topluma faydalı olmak. Genel olarak çok olumlu geri dönüşler aldık.

MY: Gelecek ile ilgili planlarınız nelerdir? Son olarak dergi okuyucularımıza neler söylersiniz?

SP: Önümüzdeki yıllarda radyocerrahi ile ilgili hasta tedavilerinde farklı platformları da kullanarak daha çok hastaya yardımcı olabilmeyi hedefliyorum. Aynı zamanda da belli bir tecrübe elde ettiğim için bunları hem çeşitli toplantılar sayesinde hem de makale ve kitaplarla insanlara aktarmak istiyorum.

MY: Nikola Tesla'nın çok büyük bir hayranı olduğunuzu biliyorum. Bir beyin cerrahı olarak ilginiz nasıl başladı biraz anlatır mısınız?

SP: Nikola Tesla hakikaten benim çok hayran olduğum bir bilim adamı. Yıllar önce bir tatile gidecektim ve okumak üzere bir kitap arayışına girdim. Özellikle otobiyografiler ve biyografiler çok ilgimi çeker. Kitap dükkânında o bolümü gezerken Nikola Tesla ile ilgili bir kitap gördüm. Marc Seifer'in yazdığı bir kitap. O kitaptan sonra Tesla'nın adeta bir hayranı oldum. O tarihten itibaren Tesla'nın yaptıklarıyla ilgili kitapları, kaynakları okumaya başladım. Yaklaşık 10 sene önce bulunduğum merkezin Sırbistan ile olan ilişkilerinden dolayı sürekli olarak Belgrad'a gidip gelmem söz konusu oldu. Orada da Nikola Tesla Müzesinin olması benim için muhteşem bir rastlantıydı. Her gidiş gelişimde kutsal mekânı ziyaret eder gibi müzeyi ziyaret ettim ve giderek Tesla ile ilgili paralar, pullar, broşürler, madalyalar, kitaplar, posterler biriktirmeye başladım. Böylece bir koleksiyonum da oldu. Hatta daha da abarttım bu işi, koluma Nikola Tesla dövmesi yaptırdım. Benim için Nikola Tesla gerçekten bu dünyaya gelmiş geçmiş en zeki, en büyük bilim adamlarından biridir.

MY: Türkiye'de sizin gibi sadece radyocerrahi alanına yoğunlaşmış beyin cerrahi çok fazla yok. Başlangıçta bu kararı nasıl verdiniz ve işinizin yüzde kaçı cerrahi ve radyocerrahidir?

SP: Radyocerrahiye ilk girişim 1999 yılında oldu. O zaman Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde GK radyocerrahisine bir uzman alınması söz konusu olduğunda bu bana çok cazip geldi ve bu konuya eğilmek istedim. Şansım da yaver gitti ve şartlar da uygundu. Bu şekilde radyocerrahiye başlamış oldum. Bugünkü pratiğimde radyocerrahi işimin %70-80'ini oluşturuyor. Geriye kalan %20-30'luk kısımda diğer cerrahi aktivitelerden oluşuyor. Şansımın yolunda gitmesi ve radyocerrahiye girmiş olmaktan son derece mutluyum. Çünkü bu işi çok seviyorum ve hastalara çok faydalı olduğunu düşünüyorum. Bu nedenle işimi çok severek yapıyorum. İnsanın işinde başarılı olması için işini sevmesi çok önemli bir faktör olduğunu düşünüyorum. Radyocerrahinin bilgisayar teknolojisiyle alakalı olması da bana çok cazip geliyor. Çünkü el ile değil de teknolojiyle bir şeyler yapmak 21. yüzyılda asıl cazip olan şey diye düşünüyorum. Bu da benim teknolojiye olan ilgimi de tatmin etmiş oluyor bir bakıma.

MY: Okuyucularımıza son olarak ne söylemek istersiniz?

SP: Medikal Fizikçi arkadaşlarıma işlerine dört elle sarılmalarını ve sadece günlük hasta tedavisi konusunda çalışmanın yanında mutlaka araştırmaya, yeni bir şeyler bulmaya da kafalarını yormalarını tavsiye ederim.

MY: Bana hep söylediğiniz gibi her işi yapan adam olmaktansa...

SP: Evet her uzmanlık dalı için geçerli olan bir şey var; hiç kimse her konuda uzman olamaz. Ancak bir konuda çok iyi olabilirsiniz ama başka konularda da standart bilgi düzeyinde olmanız lazım. Ben her konunun bir numarası olacağım diye bir şey 21. yüzyılda söz konusu değil. Belki 50-100 sene önce bu olabilirdi ama günümüzde mutlaka dar bir alanda çok öne çıkmanız lazım. Ancak böyle olursa evrensel bilime bir katkınız olabilir. Diğer taraftan standart herhangi biri olarak mesleki hayatınızı sürdürürsünüz. Şunu eklemek isterim; iyi bir medikal fizikçinin temel anatomi bilgisinin çok iyi olması ve gerektiğinde beyin cerrahına veya radyasyon onkoloğuna bu konularda da yol göstermesi, öneride bulunması lazım. Bu konuya da özellikle dikkatlerini çekmek isterim.

MY: Sohbetiniz için çok teşekkür ederim.
SP: Ben teşekkür ederim.

Med. Fiz. Uzm. Meltem YILMAZ

Hacettepe Fizik Mühendisliği mezunuyum. Mezuniyetimden sonra 2 yıl radar&sonar sistemler üreten bir firmanın arge bölümünde proje mühendisi olarak çalışırken, öğrenciliğim boyunca hep yapmak istediğim meslek olan Medikal Fiziğe yönelme kararı alarak Acıbadem Üniversitesi'nde Medikal Fizik Master eğitimimi tamamladım. Bu süreçte Hollanda'nın en köklü üniversitelerinden biri olan Vrije University Medical Center Amsterdam'da IBA firması ile ortak yürütülen bir projede 7 ay süre ile çalışma fırsatını yakaladım. Döndüğümde 2012 yılında Acıbadem Kozyatağı Hastanesi'nde Gamma Knife ve Linak sistemlerinde çalışmak üzere Medikal Fizik Uzmanı olarak göreve başladım ve 4 yıl çalıştım. 2016 Kasım ayından beri Alman Brainlab firmasında Clinical Speacialist olarak çalışmaktayım. Mesleki ilgi alanım kranial radyocerrahisi. En büyük tutkularım seyahat etmek ve motosiklet kullanmak.

AYIN KLİNİĞİ

ÖZEL ANKARA GÜVEN HASTANESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ

Med. Fiz. Uzm. Duygu BAYCAN SAVAR

Sağlık sektöründe 45 yılı geride bırakan Özel Ankara Güven Hastanesi, alanında uzman hekim kadrosu, modern tıbbın gerektirdiği teknolojik altyapısı, hasta ve hasta yakını memnuniyeti odaklı yaklaşımıyla hizmet vermeye devam etmektedir. Yüksek hasta ve hasta yakını memnuniyeti oranları, hasta sayısını ve talebi arttırmakta; artan talepler hastalarımıza olan sorumluluğumuzu yükseltmektedir. Tüm dünyada en yaygın görülen hastalıklar arasında ilk sıralarda yer alan kanserin tedavisinde radyoterapi büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple, MNT Sağlık Hizmetleri ve Ticaret A.Ş. firması ile güçlerini birleştiren Ankara Güven Hastanesi, Nisan 2016 yılında radyoterapi cihaz kurulumuna başlayarak, Radyasyon Onkolojisi bölümünde; 2016 yılının temmuz ayında ilk hastasını tedaviye alarak radyoterapi yolculuğuna başlamıştır.

Ankara Güven Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde, Varian TrueBeam STx cihazı ile yaklaşık 2 yıllık süreçte 1000 hasta tedavi edilmiştir. Bölümümüzde başta meme, baş boyun kanserli hastalar ile SRS/SBRT olmak üzere, tüm hasta tedavileri yüksek kalite standartlarında, büyük bir özveri, dikkat ve takip ile yapılmaktadır. Tedavi cihazımızın absorbe doz doğruluğu IAEA Absorbe Doz kontrol sistemi tarafından her yıl kontrol edilmektedir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda tedavi cihazımızın tüm foton enerjilerinde, absorbe doz doğruluğunun (1MU/ 1cGy) ±1% sınırları içerisinde olduğu IAEA tarafından onaylanmıştır.

Her hastaya ait tedavi ve kabul protokolleri, multidisipliner yaklaşımla uygulanmaktadır. Radyasyon Onkolojisi birimi, tüm tanı ve tedavi birimleriyle haftada 2 kez konsey oluşturmakta ve hasta bazlı tedavi yaklaşımı belirlenmektedir. Tüm onkoloji hastalarının sağlığı, konforu ve ihtiyaçları göz önünde bulundurularak; beslenme, psikolojik ve fizik tedavi hizmetleri sağlanmaktadır. IGRT eşliğinde, 3D konformal radyoterapi, IMRT ve VMAT tedavileri ile hizmet verdiğimiz bölümümüzde, 1 uzman doktor, 2 konsültan profesör doktor, 1 medikal fizik uzmanı ve 5 radyoterapi teknikeri görev almaktadır. Ankara Güven Hastanesi ve MNT Sağlık Hizmetleri olarak, hedefimiz maksimum doğruluk ve titizlikle, tüm hastalarımıza ev ortamında, aile sıcaklığında hizmet vermektir. Geldiğimiz noktanın gururu, bizi daha fazla çalışmaya yöneltmekte, gelecekteki hedeflerimizin çıtasını yükseltmektedir. Önceliğimizin, hastalarımızın bize duyduğu GÜVEN olduğunu unutmadan yolumuza devam etmekteyiz.

CİHAZ PARKURU

- **Varian TrueBeam STX 2,5 Slim**; 6 /10 ve 15 MV ve 6 / 10 MV FFF olmak üzere 5 foton enerjisi ile, 6/9/12/15 MeV Elektron enerjili, 120 HD MLC, 6D couch, IMRT /VMAT/SRS/SBRT ve CBCT / Digital port hasta pozisyon doğrulama

- **Siemens Biograph MPC;** NT ile ortak kullanım, 32 dedektör, 4D CT- RPM kurulumu,

- **Tedavi Planlama Sistemi**; Varian Eclipse V13,6, Varian Aria V13,6, 2 Calculation Box, 2 Somavision, 4 Aria Box

- **Dozimetrik ekipmanlar;** PTW & SNC marka iyon odaları (06.cc farmer, semiflex, Roos) 1 adet alan dedektörü, Tüm enerjilerde kullanılan PDIP, EpiQA, SNC PC elektrometre, SNC Daily QA, SNC 3D Su Fantomu

RADYASYON ONKOLOJİSİ KLİNİK KADRO

Doktor;

Uzm. Dr. Aykut AKSOY

Konsültan Doktorlar;

Prof. Dr. Ferah YILDIZ

Prof. Dr. Mustafa CENGİZ

Medikal Fizik Uzmanı;

Duygu BAYCAN SAVAR M.Sc.

Radyoterapi Teknikerleri;

Tolga Murat GÖDEŞ

Buket GÜL

Betül BİRİCİK

Melis YÜCESAN

Hüseyin KAYA

Med. Fiz. Uzm. Duygu BAYCAN SAVAR

2008 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Fizik bölümünden, 2011 yılında ise Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Yüksek Lisans programından mezun oldu. Yüksek lisans eğitimi ve tez yazım süresince Medicana International Ankara hastanesinde çalıştı. 2011-2016 yılları arasında MNT Sağlık Hizmetleri ve Tic. A.Ş / İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde görev almış olup, 2016 yılı itibariyle de MNT Sağlık Hizmetleri ve Tic. A.Ş / Özel Ankara Güven Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalışmaktadır. Evli ve bir çocuk annesidir.

AYIN RAPORU
AAPM TG 158: EKSTERNAL RADYOTERAPİDE TEDAVİ HACMİ DIŞINDAKİ DOZLARIN HESAPLANMASI VE ÖLÇÜLMESİ

Med. Fiz. Uzm. Hanieh MABHOUTİ

ÖZET

Gelişmiş teknik ve teknolojilerin radyoterapi alanına getirilmesi ile birlikte, risk altındaki çevredeki organlara verilen doz minimize edilirken konformal tümör dozlarını tatbik etme kabiliyetimiz önemli ölçüde artmıştır. Bununla birlikte, geliştirilen doz dağılımları tedavi uygulanan hacmin dışındaki normal dokulara verilen doz problemini azaltmamıştır. Bu gelişmelerin oluşturduğu karmaşıklığına rağmen hedef dışı dozun hesaplanması, ölçülmesi, düşürülmesi ve raporlanması konusunda medikal fizikçilerin deneyimi limitlidir. Tedavi planlama sistemleri alan dışında dramatik şekilde başarısız olduğunda bu bölgedeki dozun ölçülmesi veya tahmin edilmesi gereği ortaya çıkmıştır. Dolayısıyla hedef dışı dozların değerlendirilmesi ve yönetilmesi açısından fizikçilere kılavuz olmak adına AAPM Task Grup 158 oluşturulmuştur.

GİRİŞ

External radyoterapide, PTV alanı dışındaki dozlara "**hedef dışı doz"** adı verilir ve iki alt kategoriye ayrılır; (a) "**Alan içi, hedef dışı doz**", Primer ışın alanı sınırları içinde hedef sınırları dışında oluşan doz olarak tanımlanır, örnek olarak ışın yolu boyunca giriş ve çıkış dozları verilebilir. (b) "**Alan dışındaki hedef dışı doz**", yalnızca PTV dışında değil, herhangi bir primer ışın alanı sınırları dışında olan hedef dışı dozdur, ikincil radyasyonlar veya sapma yoluyla depolanan dozlar buna örnektir.

Hedef dışı doz belirtilen üç doz düzeyinden biri ile sınıflandırılabilir. Yüksek dozlar (Reçete dozunun> 30 Gy veya> %50) tipik olarak doğrudan planlama süreci sırasında optimize edilir. Ara dozlar (Reçete dozunun 3–30 Gy veya 5–%50) da ayrıca sıklıkla optimizasyon sırasında ele alınır ancak genel olarak tedavi planında buna odaklanılmaz. Düşük dozlar (reçete dozunun < 3 Gy or < %5) tedavi planlama sırasında genellikle göz önüne alınmazlar. Bununla birlikte, eğer bu düşük dozlar göz önüne alınırsa; ölçülmeleri, karakterize edilmeleri ve planlama sisteminde modellenmeleri oldukça zordur.

Modern tedavi planlama sistemlerinde, yüksek doz bölgeleri ve primer-ışın yolu içindeki alanlar iyi tanımlanmaktadır. Bununla birlikte, tedavi alan kenarı dışından birkaç santimetre ötede dozun doğru tespiti oldukça yetersizdir.

Hasta için sağlığa zararlı etkiler oluşturabileceklerinden tedavi edilen hacmin dışındaki düşük radyasyon dozları bir sorundur. Kanserin görüntülenmesindeki başarı ve modern tedaviler ile sağ kalan ve yeterince uzun süre yaşayan hasta sayısının artmasıyla, sağlıklı dokuda radyasyonun yan etkilerinin gözlenmesini kolaylaşmış ve ikincil radyasyonun geç etkilerine ilişkin riskler daha belirgin hale gelmiştir.
Son 30 yılda birçok çalışma hedef dışı dozu tanımlamaya çalışmıştır. Fakat henüz hedef dışı dozun tayini ve azaltılmasına yönelik fizikçiler için kullanışlı bir kılavuz yoktur. Hedef dışı dozu hesaplamak ve azaltmak fizikçinin görevi olsa bile tedavinin risklerini ve avantajlarını bilerek tedaviyi reçete etmek radyasyon onkoloğunun sorumluluğundadır. Bu amaçla, bu rapor hedef dışı radyasyon ile ilgili olarak aşağıdaki hususları ele almaya yöneliktir:

1) Hedef dışı dozun ana kaynaklarını vurgulamak
2) Klinik uygulamadaki farklı tedavi yaklaşımları ile ilişkili kabaca bir doz tahmininde bulunmak
3) Foton, elektron ve nötron maruziyetlerinin ölçümü için dozimetrelerin ve fantomların kullanımını tartışmak
4) Dozimetrik değerlendirmeler için hesaplama tekniklerinin (Monte Carlo dâhil) kullanımını tartışmak
5) Hedef dışı dozları azaltmak için göz önüne alınabilecek teknikleri vurgulamak
6) Doz raporlamasını tartışmak
7) Klinik ve araştırma uygulamaları için önerilerde bulunmak

HEDEF DIŞI DOZ İLE İLGİLİ KAYGILAR

Hedef dışı radyasyonla ilgili kaygılar aşağıda maddeler halinde sıralanmıştır.

a) İkincil Kanserler: Alan dışı çok düşük dozların ikincil kanser oluşturma riski vardır ve çocuklarda bu risk daha fazladır.
b) Kardiyak Toksisite: Kardiyak toksisiteler daha çok alan içi yüksek dozlara bağlı olsa da düşük dozların toksisite riskini arttırdığına yönelik çalışmalar mevcuttur.
c) İmplante Kalp Pilleri ve Diğer Elektronik Cihazlar: AAPM Task Grup 34'de belirtildiği gibi kalp pilleri ve diğer elektronik cihazlar düşük dozlara duyarlıdır. Direk radyasyona maruziyet, nötron varlığı implante elektronik cihazların fonksiyonunu etkileyebilir.

d) Fetal Doz Tahminleri: Fetal ışınlamaların 10 cGy ve altındaki düşük dozlarda bile yan etkileri olabileceği bilinmektedir. Fetusun çok düşük dozlardan bile etkilendiğinden düşük dozların tahmini çok önemli olabilir.
e) Katarakt Oluşumu: Gözün subkapsuler lens epitelyumu özellikle lens fiberlerinden ayrılan bölümü radyasyona çok hassastır. Katarakt oluşumu radyasyona bağlı geç etkilerden biri olduğu bilinmektedir.
f) Cilt Dozu: Cilt genellikle hedef dışı yapı olarak ışınlanır ve düşük doz radyasyona duyarlıdır. Radyoterapi ışınlamalarında ciltte eritem, deskuamasyon ve nekrozlar oluşabilir. Epidemiyolojik çalışmalar tedavi alanı dışındaki düşük doz radyasyonlarda bile cilt kanseri riski olduğunu göstermiştir.

DOZ TAHMİNLERİ

İkincil radyasyonun kaynaklarının belirlenmesi, hedef dışı dozları azaltmak için fizikçilere klinik tedavi yaklaşımlarını tasarlamalarında yardımcı olabilir. Her bir tedavi yaklaşımı için tipik doz düzeyleri belirlenerek, ön doz değerlendirmesi yapılması amaçlanır veya daha detaylı ölçümlerin gerçekçi olabileceği doğrulanır.

Alan dışı doz kaynakları ve açıklamaları

a) Foton ışınları: Bir lineer hızlandırıcı (LINAC) ile yapılan foton tedavilerinde üç istenmeyen radyasyon kaynağı mevcuttur: (i) **Hastadan saçılan radyasyon;** birincil tedavi ışını hastaya girdikten sonra tedavi alanının dışına çıkan saçılma. (ii) **Kolimatörden saçılma**; hızlandırıcı kafasındaki saçılan radyasyonun tedavi alanı açıklığından ilerleyip hastaya tedavi alanı dışında giriş yapması ve (iii) **Cihazın kafasındaki sızıntı**; hızlandırıcı kafa zırhlamasından sızarak hastaya tedavi alanı dışında bir yerde ulaşan radyasyon. Tedavi uygulanan hacmin yakın çevresinde alan dışı radyasyonun en baskın kaynağı hasta kaynaklı saçılmalardır. Alan sınırından daha uzak bölgelerde (~20 cm. den fazla, ancak kesin uzaklık tedavi alanı parametrelerine, ışın modülasyonuna ve ışın enerjisine bağlıdır) cihaz kafasından kaynaklanan sızıntı baskın alan dışı doz kaynağı haline gelir. Hasta ve kolimatör saçılmalarının katkısı nedeniyle enerji spektrumu tedavi alanı dışında tedavi alanı içine göre daha yumuşaktır.

Tedavi alanı dışındaki dozu etkilen en önemli parametre alan kenarından uzaklıktır. Alan dışı doz alan kenarından uzaklaştıkça eksponansiyel olarak azalır.

Tedavi alanı dışı dozu ayrıca alan boyutuna bağlıdır ve artan alan boyutu ile birlikte artar, çünkü radyasyona maruz bırakılan bölge büyüdükçe daha büyük hasta kaynaklı saçılmalar oluşur.
Alan dışı radyasyonun en önemli komponenti olan hasta kaynaklı saçılmaların oluştuğu tedavi alan kenarında yukarıda anlatılan alan boyutu bağımlılığından daha fazla bahsedilir. Alan sınırından uzaklaştıkça, daha az alan boyutu bağımlılığı görüldüğünden buradaki doz daha çok cihaz kafası sızıntısı tarafından oluşur. Modüle edilmiş tedavilerde tedavi alanı dışındaki doz ayrıca ışın modülasyonuna da bağlıdır. Modülasyonun artması ile birlikte doz da artar, çünkü monitor unit (MU) sayısının artmasıyla daha fazla cihaz kafası kaynaklı sızıntı ve daha fazla kolimatör saçılması üretilmektedir. Modülasyona bağlı olma durumu en fazla tedavi alanından uzak alanlarda görülmektedir; alan sınırı yakınında doz konusunda hasta saçılmaları baskındır ve hasta saçılmaları yalnızca radyasyon uygulanan dokunun hacmine bağlıdır. Hasta saçılmaları için (ve hedef yakınındaki alan dışındaki doz) modülasyon yalnızca tedavinin konformal olma durumunu değiştirdiği ölçüde önemli olacaktır (daha küçük tedavi hacimleri daha az alan dışı doz üretir), önemli olmasına rağmen, artan konformalite ayrıca alanın sınırı lokasyonunu da değiştirebilir (izodoz hattının %50'si olarak tanımlanır). Alan dışı doz, cihaz kafası zırhlamasındaki değişiklerinden dolayı hızlandırıcı modelleri arasında hafif farklılıklar göstermektedir.

Işın enerjileri ~10 MV'yi aştığında, hızlandırıcının kafasındaki nötron üretimi belirgin hale gelir. Nötronlar ana olarak birincil kolimatörde üretilir ve daha düşük bir kapsamda ise hedef ve düzleştirici filtre tarafından üretilir. Jaw ve çok yapraklı kolimatörler (MLC) de primer foton ışını (örneğin alan kapalı ise) ile kesişirlerse ayrıca majör bir nötron kaynağı olabilirler. Hastada nötron üretimi ihmal edilebilir seviyededir. Tedavi kafasında üretilen nötron MU sayısı ile artar.

Işın enerjisi arttıkça üretilen nötron sayısı artmaktadır. Varian cihazında 10 MV'den 15 MV'ye çıkıldığında nötron üretimi yaklaşık 10 kat, 15 MV'den 18 MV'ye çıktığında yaklaşık 2 kat artmaktadır. Nötron üretimi foton enerji spektrasındaki varyasyon nedeniyle cihaz firmaları arasında farklılıklar göstermektedir. Varian cihazında, Siemens ve Elekta hızlandırıcılara göre 2 kat daha fazla nötron üretilmektedir. Tedavi bankerlarının büyüklüğü de nötron dozunu etkileyebilir. Küçük tedavi odaları teorik olarak odadan saçılan nötronların sayısını arttırabilir. Bazı araştırmacılar bu etkiyi bulurken, bazıları bir ilişki bulamamıştır. Son olarak ne nötron spektrumu ne de nötron akısı off-axis uzaklıktan, SSD ve alan boyutundan etkilenmektedir.

Nötron doz eşdeğerinin çoğunluğu genellikle hızlı nötronlardan depolanmaktadır. Nötron dozunu etkileyen diğer parametre hasta içindeki derinliktir. Nötron hastaya çarptığında hızlıca termalize olur. Böylece doz eşdeğeri derinliğe indikçe hızlıca azalır.

Tedavi hacminden uzak mesafelerde hasta yüzeyinin yakınları haricinde yüksek enerjili foton tedavileri için ikincil foton dozu ikincil nötron dozundan daha fazladır.

b) Proton ve ağır iyonlar: Proton tedavisinde eşdeğer ikincil doz, nötronlar, ikincil protonlar, hafif yüklü iyonlar, geri tepen ağır iyonlar ve fotonlar tarafından üretilir. Doz eşdeğerinin büyük çoğunluğu nötronlardandır ve ikincil fotonlar ortam doz eşdeğerine %10 katkı sağlamaktadır. İkincil nötronlar, birincil iyonlar ışın hattı bileşenleri (harici nötronlar) ile veya hastanın kendisi (dâhili nötronlar) ile nükleer etkileşime girdiklerinde üretilir.

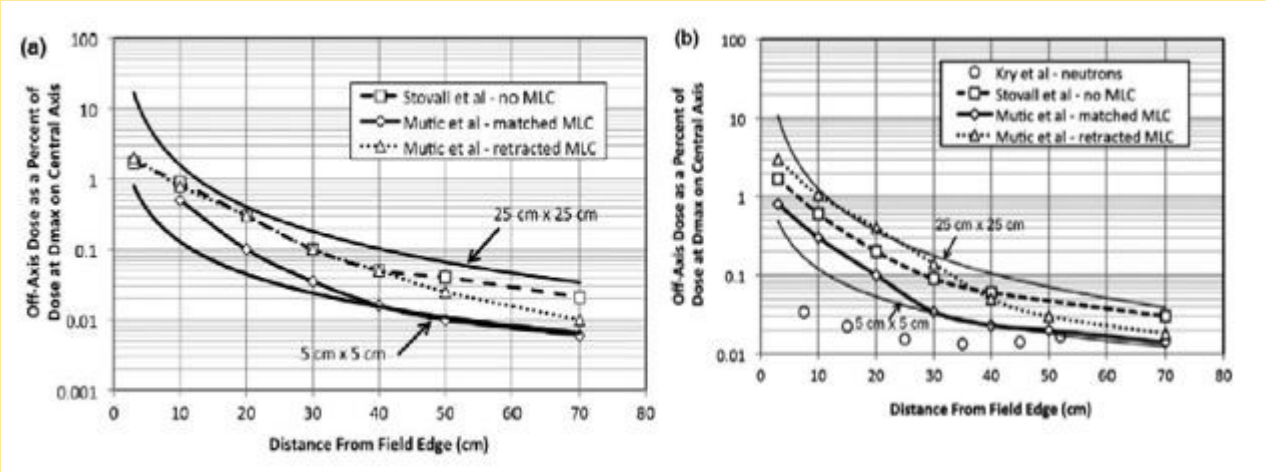
Pasif scattering proton tedavisinde alan dışı doz eşdeğerinin majör kaynağı harici üretilen nötronlardır ve tüm vücuttaki mevcut nötron dozunun yaklaşık %85'ini oluşturur. Harici nötron üretimi ışın yolu üzerindeki materyallere (tip ve boyutlar) ve dolayısıyla proton ışın hattının tasarımına bağlıdır ve foton enerjisi ile birlikte artar. Dâhili nötron üretimi ışın enerjisi ve alan boyutu ile birlikte artar.

Tarama ışınlarında (Scanning beams) dâhili nötronlar alan dışı doz eşdeğerinin baskın kaynağıdır çünkü harici nötron katkısı çok düşüktür. Dolayısı ile tarama ışınları daha az nötron üretir. Proton tedavisi üretilen nötronların foton tedavisinde üretilen nötronlardan daha fazla enerjiye sahip olması nedeniyle bu nötronlar daha fazla nüfuz etme özelliğine sahiptir.

Ağır iyon tedavilerinde üretilen nötron dozu karakteristikleri proton tedavisine benzemektedir.

Tedavi alanı dışındaki doz tahminleri

a) Foton tedavisi:
(i) Konvansiyonel teknik: 6 ve 18 MV için konvansiyonel foton ışınlarının alan dışı dozları Şekil 1 (a) ve 1(b)'de verilmiştir. Yüksek alan dışı dozlar geniş alan boyutlarından gelmektedir. Yüksek enerjili foton tedavilerine bağlı nötron dozları genellikle ölçüm için genellikle en uygun ortam olan havada ölçülür. Tedavi enerjileri ve lineer hızlandırıcı üreticilerine ait doz eşdeğeri verileri Tablo 1'de verilmiştir.



Şekil. 1. 6-MV (a) ve 18-MV (b) konvansiyonel foton ışınları için raporlanan alan dışı dozlar. Nokta ile gösterilen veri serisi içindeki tüm veri noktaları 10 cm x 10 cm alan boyutu kullanılarak elde edilmiştir. Şekildeki alt ve üst sınırlar (kalın eğri) makul şekilde beklenebilecek an düşük ve en yüksek alan dışı dozları göstermek için verilmiştir.

Neutron ambient dose equivalent (outside the treatment field)

Photon beams			Electron beams		
Linac	Energy	H*(10) (μSv/MU)	Linac	Energy	H*(10) (μSv/MU)
Varian	10	0.9[b]	Varian	9	0.01[e]
	15	9.4[a,c]		12	0.04[e]
	18	19[a]		15–16	0.31[e,d]
	20	26[a]		18	1.6[d]
Elekta	15	3.3[a,c]		20	0.31[e]
	18	8.4[a]	Elekta	12	0.03[e]
	22	37[b]		15	0.54[e,d]
Siemens	10	0.3[b]	Siemens	15	0.05[f]
	15	5.2[a,c]		18	0.2[f]
	18	5.6[a,c]		21	0.25[f]
	23	18[c]			

Tablo 1: Tedavi alanı dışında havada nötron doz eşdeğeri tablosu

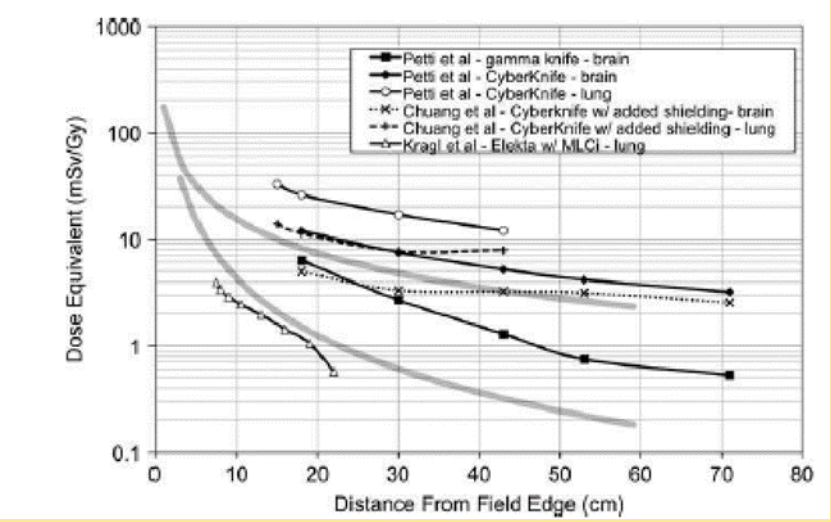
(ii) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapisi: IMRT tedavileri konvansiyonel tedaviler ile karşılaştırıldığında alan kenarları belirsizdir. Bu rapor alan kenarı olarak %50 izodoz hattını önermektedir. 3DCRT tedavileri ile kıyaslandığında IMRT hedef dışı doz açısından birtakım avantajlara ve dezavantajlara sahiptir. IMRT tedavileri tipik olarak tedavi alanı sınırlarında daha düşük dozlara sahiptir, ancak tedavi alanının uzağında ise daha yüksek dozlara sahiptir. IMRT, tedavi alanının yakınında daha iyi bir konformalite sağlar ki bu da alan sınırını kısıtlar ve dolayısıyla yüksek doz alan doku hacmini azaltır. Fakat tedavi alanının uzağında, ışın modülasyonu daha yüksek dozlar oluşmasını sağlayan kafa sızıntılarını arttırmasına yol açar.
Baş-boyun gibi geniş alanlarda daha fazla hastadan saçılma olacağından özellikle tedavi alanı kenarında daha yüksek alan dışı dozlara sebep olabilir. Daha fazla modülasyon (örneğin daha büyük MU/doz) kafada daha çok sızıntı oluşturduğundan tedavi alanı uzağında daha yüksek alan dışı doz olacaktır. Sliding window tekniği, step-and-shoot IMRT tekniğine göre %20-30 daha fazla MU gerektirdiğinden tedavi veriliş tekniğinin alan dışı dozu etkilediği söylenebilir.

iii) Tomoterapi: Hedef hacmin karmaşıklığına ve uygulanan MU'ların büyüklüğüne bağlı olarak doz değişkenlik gösterse de genel olarak tomoterapi ile verilen alan dışı dozların büyüklüğü ve dağılımı IMRT ile verilenler ile benzerdir.

iv) Volümetrik Ark Tedavisi (VMAT): VMAT tedavisi IMRT'nin bir diğer formu olduğundan alan dışı doz karakteristikleri diğer IMRT tekniklerine benzemektedir. VMAT tedavileri daha fazla açıdan yapıldığından IMRT'ye kıyasla hafif derecede farklı hedef dışı doz dağılımı üretir. Sonuç olarak, ortalama doz VMAT ile IMRT arasında benzer şekilde olurken VMAT ile daha fazla doku daha düşük dozlarla ışınlanacaktır.

IMRT tekniklerinde alan dışı dozlar primer olarak alan boyutu ve MU sayısına bağlıdır. Ark sayısı arttıkça MU artacağından sızıntı radyasyon miktarı ark sayısına bağlı artarak alan dışı dozların büyüklüğünü arttıracaktır.

v) Stereotaktik Radyocerrahi/Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SRS/SBRT): MLC ve cone kullanan konvansiyonel linaklara ek olarak Cyberknife ve Gammaknife ile stereotaktik radyoterapi yapılmaktadır. Bu farklı cihazların ve ışın şekillendiricilerin kendine özgü hedef dışı doz dağılımları mevcuttur. Data Şekil 2'de gösterilmiştir. Diğer cihazlar ile karşılaştırıldığında alan dışı dozlar orijinal Cyberknife ünitesinde daha yüksek bulunmuştur. Cyberknife sistemi hedef dışı dozu düşüren ek tungsten kolimatör ile upgrade edilerek dozlar alan kenarından 30 cm öteye diğer platformlarda benzer seviyelere düşürülmüştür. Bazı CyberKnife tedavileri diğer modalitelere kıyasla daha fazla MU gerektirir ve hızlandırıcının robotik şekilde konumlandırılması radyasyon sızıntısı kaynağını hastaya yakın bölgeye yerleştirebilir ki bunların tümü daha yüksek hedef dışı dozlara sebep olmaktadır. GammaKnife göreceli olarak daha düşük enerji spektrumuna sahip olduğundan dozlar genellikle CyberKnife veya LINAC sistemleri ile verilenlere kıyasla tedavi edilen alana daha yakındır. Alan sınırından çok uzaklıklarda GammaKnife tedavilerinin orta seviyede dozlar ürettiği görülmüştür, bunlar LINAC bazlı terapilerden daha yüksektir ancak CyberKnife ile elde edilenlerden daha düşüktür.



Şekil 2: Beyin ve Akciğer (MLC kullanılarak) için yayınlanmış farklı stereotaktik tekniklere ait alan dışı doz verisi

vi) Flattening Filter Free (FFF) IMRT: Modern radyoterapide flattening filter kullanmadan IMRT veya stereotaktik radyocerrahi/radyoterapi yapılabilmektedir. Yüksek oranda artan doz hızına rağmen, FFF modalitesi alan dışı dozu düşürür. Daha az hedef akımı gerekmesi nedeniyle cihaz kafası kaynaklı sızıntıyı düşürür. Benzer şekilde, flattening filter artık bir saçılma kaynağı olmadığından kolimatör saçılması düşer. Bununla birlikte, FFF modlalarında hastadan saçılma artabilir. Mevcut FFF ışınları genellikle 10 MV veya altı olduğundan nötron üretimi genellikle pek söz konusu olmamaktadır. Nötron kaynağı olarak flattening filter daha etkin bir uygulama ve eliminasyon yapması nedeniyle, daha yüksek enerjili foton ışınlarında bile FFF modundaki nötron üretimi diğer geleneksel düzleştirilirmiş ışınlara kıyasla %70 oranında düşmektedir.

b) Elektron Tedavisi: Elektron tedavisi kaynaklı hedef dışı dozun karakteristiği foton tedavisi kaynaklı olan hedef dışı dozdan tamamen farklıdır ve elektron tedavisi kaynaklı hedef dışı dozun büyüklüğü yüksek oranda hızlandırıcının üreticisine bağlıdır. Alan dışı dozun büyük çoğunluğu özellikle saçılan birincil elektronlar veya alt trimmer içerisinde üretilen saçılan Compton elektronlar olmak üzere saçılan elektronlardan kaynaklanır. Genel anlamda elektron tedavisi kaynaklı alan dışı doz tedavi enerjisi ile birlikte artmaktadır.

c) Proton Terapisi: Proton tedavisinde alan dışı doza en büyük katkıyı nötronlar yapmaktadır. Scanning ışınlarda bile ikincil fotonların eşdeğer doza tipik olarak katkısı nötron katkısının yaklaşık %10'u kadardır. Proton terapisi sırasında üretilen nötron ve alan dışı doz geometrik ve fiziksel parametrelere bağlıdır. Pasif scattering tedavisi için daha yüksek tedavi enerjilerinde ve daha küçük alan boyutlarında daha yüksek nötron dozları gözlemlenirken, scanning ışın tedavisinde, yüksek enerjiler ve geniş alan boyutlarında daha yüksek nötron dozları gözlemlenmektedir. Proton terapisinin yüksek enerjili foton terapisine göre daha fazla nötron dozu eşdeğeri üretmesine rağmen, proton terapisi genellikle hedef dışı doz açısından önemli faydalar sunmaktadır.

d) Brakiterapi: Harici ışın olmamasına rağmen brakiterapi hedef dışı doz açısından karşılaştırılabilir bir alternatif modalite sağlar. Yüksek enerjili kaynaklarda, doz genellikle brakiterapi kaynağının tipine minimal bağlıdır. Düşük doz brakiterapi kaynaklarında henüz bir veri yayınlanmamasına rağmen yüksek enerjiler ile karşılaştırıldığında çok daha düşük dozlar beklenmektedir.

e) Konkomitan Görüntüleme Dozları: Görüntüleme dozları genellikle radyoterapi dozlarına eklenmemesine rağmen genel alan dışı dozlara etkisi önemlidir. Tablo 2 de konkomitan görüntüleme prosedürlerinde hastaların maruz kaldığı nominal radyasyon doz aralığı gösterilmiştir. Hastalar radyoterapi boyunca simülasyon ve günlük tedavi lokalizasyonu için görüntüleme dozlarına maruz kalırlar.

Imaging method	Parameter assumptions or body area	Estimated radiation dose per image (cGy)
Portal imaging (MV)	Solid-state flat-panel detectors; 100 cm source/isocenter distance	< 1–5
Planar imaging (kV)	Gantry-mounted kV system or ceiling/floor-mounted kV sources/flat-panel detectors	~0.02–0.3
Cone-beam computed tomography (kV) (Elekta XVI®, Varian OBI®)	Imaging site and doses to structures:	
	Head/neck	
	Soft tissue	~0.2–2
	Red bone marrow	~4–5
	Bone surfaces	~9–20
	Chest	
	Soft tissue	~0.5–3.5
	Red bone marrow	~1–4
	Bone surfaces	~2–10
	Pelvis	
	Soft tissue	~0.5–5
	Red bone marrow	~2–3
	Bone surfaces	~5–8

Tablo 2: Standart klinik konkomitan görüntüleme prosedürlerinde hastaların maruz kaldığı nominal radyasyon doz aralığı

ÖLÇÜM YAKLAŞIMLARI

a) Foton dozimetrisi: Radyasyon alanı, tedavi alanı dışında tedavi alanı içinden farklı olduğundan hedef dışı foton (veya elektron) dozu (özellikle tedavi alanı dışında) ölçümleri birçok zorluk içermektedir. Göz önünde bulundurulması gereken özel durumlar:

i)Yüzeydeki doz: Tedavi alanının dışında, başıboş elektronlar nedeniyle yüzeyde doz artar. Bu nedenle yüzey yakınında build-up etkisi yerine build-down etkisi oluşur. Bu nedenle çok yüzeysel doz değeri istenmiyorsa hasta yüzeyine yerleştirilen dozimetre, değerinden fazla (5 kata kadar overestimasyon) doz değeri verebilir.

ii)Enerji spektrumu: Tedavi alanı dışında ortalama doz çok daha azdır (ortalama foton enerjisi 0,2 MeV 'e kadar az). Eğer dozimetre kalibrasyonu "harder" yapılmış ise, primer ışın (6MV ışını için ortalama foton enerjisi yaklaşık 1,5 MeV), dokudan daha yüksek atom numaralı dozimetre bu yumuşak radyasyona aşırı yüksek (overresponce) değer verir.

iii)Dozimetre dinamik aralığı: Tedavi alanı dışında doz seviyeleri düşük olduğundan, fantom ölçümleri uygun dozimetre okumaları elde edebilmek için değerler yukarı yükseltilir. Bu in vivo dozimetre uygulamalarında mümkün değildir.

iv) Diğer parçacıkların varlığı: Bu bölüm foton ve elektron dozlarının ölçümleri ile sınırlıdır. Eğer ölçümler karışık alanda (örneğin foton/nötron) yapılıyorsa, farklı tipteki radyasyonlarda dozimetre cevaplarının çok farklı olacağını bilmek ve hesaba katmak gerekir.

Foton dozimetrisi için kullanılan yöntemler şunlardır:

I) Thermoluminesans dozimetreler (TLD) ve optically stimulated luminescent dozimetreler(OSLD): Alan dışı ölçümlerde TLD ve OSLD iyi sonuçlar verir. Bu detektörler in vivo ölçümlerinde küçük, güvenli ve mütevazıdır.

II) İyon odaları: İyon odalarının birçok iyi özelliği vardır ve hedef dışı ölçümlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tip detektörler ile yüzeyde ölçüm almanın birçok zorlukları vardır.

III) Filmler: EBT Gafkromik film tedavi alanı dışı doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. Filmler düzlemsel bilgi vermesine rağmen birçok zorlukları vardır.

IV) Diodlar: Birçok alan dışı doz ölçümlerinde diodlar kullanılmaktadır.

V) MOSFET: Küçük boyutu, hemen okuma alınması, kolay kullanım, geniş doz aralıklarında lineer cevap vermesi gibi özellikleri nedeniyle MOSFET'ler oldukça avantajlıdır.

b) Nötron dozimetrisi: Nötron dozimetrisi çok zordur. Hata yapmak oldukça kolaydır. Nötron dozimetrisini doğru yapmak için sadece detektörü bilmek yetmez ayrıca ölçülen nötron alanını da bilmek gerekir.

En önemlisi, nötron detektörleri belirli bir enerji aralığı boyunca nötronlara duyarlıdır. Foton dozimetrisinden ayrı olarak, nötronlar rutin olarak hastaya verilen doza katkısı olan nötronların enerjisinden çok farklı enerjilerde tespit edilir. Farklı nötron enerjilerinde değişken dedektör cevapları nedeniyle, detektör cevap fonksiyonunu ve ölçümü yapılan nötron spektrumu ile nasıl ilişkili olduğunu bilmek oldukça kritiktir. Bu konu hasta veya fantom varlığında oldukça önemli hale gelir. Detektörün kalibrasyonu (tipik olarak havada yapılmaktadır) in vivo kullanımda veya fantomun veya hastanın yüzeyine yerleştirildiğinde yanlış olabilir. Bu gibi uygulamaların yapılması zordur ve ölçüm lokasyonundaki nötron enerjilerinin nötronların kalibrasyon sırasındaki enerjilerine kıyasla dikkatli şekilde göz önüne alınmasını gerektirir.

Nötron dozimetrisi için kullanılan yöntemler şunlardır:
I)Termal nötron tabanlı dedektörler
II)Hızlı nötron dedektörleri
III)Fantomlar

HESAPLAMAYA İLİŞKİN YAKLAŞIMLAR

Hesaplamalar ölçümlere nazaran daha fazla iş yükü ve daha fazla zahmet gerektirebilir. Bununla birlikte, hesaplamaların kesin şekilde yapılmasını ve doğru şekilde kıstaslar alınmış olmasını temin etmek için gerekli özen gösterilmelidir.

a) Tedavi Planlama Sistemleri: Radyoterapi Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) alan dışı doz hesaplamaları için geliştirilmemiş veya tasarlanmamıştır. Her ne kadar TPS tedavi alandan uzaktaki noktalardaki dozları gösterse bile, genel olarak alan dışı dozların tahmin edilmesinde kullanılmamaları gerekir. Convolution/Superposition ve AAA için bile olsa planlama sistemlernde hesaplanan doz ile ölçülen doz arasında büyük farklılıklar bulunmuştur. Planlama sistemindeki bir hata hasta saçılmalarının ve cihaz kafası kaynaklı sızıntının düşük tahmin edilmesine ve dolayısı ile kolimatör saçılmalarının düşük tahmin edilmesine bağlanır.

b) Alan dışı dozun tahmininde analitik modeller: Analitik modeller tarihsel olarak foton tedavilerinin alan dışı dozlarının tahmininde kullanılmıştır. Örneğin, AAPM Report TG-36'den gelen verilerin matematiksel fantomlar ile birlikte kullanılması ile hastanın farklı organlarına verilen alan dışı dozlar tespit edilmektedir. Alan dışı dozları hesaplamak için kullanımı kolay arayüzüne sahip Peridose isimli yazılım geliştirilmiştir. Nötronlar bugüne kadar bu analitik modellerin hiç birisine dâhil edilmemiştir.

c) MonteCarlo Yöntemleri: MCNP5, MCNPX, Geant4, EGSnrc, ve FLUKA dahil olmak üzere alan dışı dozunun hesaplanmasında birkaç farklı Monte Carlo modeli kullanılmıştır. Monte Carlo hesaplamalarının belirsizliği hem sistematik hem de rassal belirsizlikler göz önüne alınarak raporlanmalıdır. Monte Carlo modelleri çeşitli tedavi teknikleri ve geometrileri için alan dışı dozun hesaplanmasında kullanılmaktadır. Tedavi kafalarının detaylı modellerine, sızıntı radyasyonunun ve cihaz kafasından saçılan radyasyonun ve yüksek enerjili foton veya proton tedavileri sırasında oluşan nötron üretiminin ve saçınımının uygun şekilde modellenmesi için gerekli olan kafa zırhlama bileşenleri ve yapısal bileşenler dâhildir. Foton nakli (nötron dahil) ve proton nakli için bu gibi birkaç detaylı model geliştirilmiştir.

d) Fantomlar: Analitik doz hesaplama modelleri basit geometrik şekilli fantomlar ile birleştirilir ve doz bu tanımlanan şekil üzerine düşürülür.

HEDEF DIŞI DOZU MİNİMİZE ETME TEKNİKLERİ

a) Hedef hacmin azaltılması: CTV veya PTV boyutunun azaltılması hedeflenmemiş yapılardaki dozu azaltmanın en etkili yollarından biri olabilir. Bu direk olarak yüksek doz radyasyon alan doku hacimlerini azaltır. Yüksek doz bölgelerinde ikincil kanser riski olasılığı yüksek olduğundan azaltılmış yüksek doz bölgesi ile bu risk azalmış olur. Hacmin azaltılmasının bir sonucu olarak tabii ki alan dışı doz değerleri de azalmaktadır.

b) Tedavi modeliteleri: Raporda aşağıdaki tedavi modeliteleri için alan dışı doz değerleri karşılaştırması yapılmıştır. Detaylar raporun orijinalinden bakılabilir.

i)Proton vs IMRT ii)FF vs FFF

iii) IMRT vs 3DCRT iv) Foton vs elektron

c) Tedavi enerjisi: IMRT tedavi planları klinik olarak hem yüksek hem de düşük enerjili ışınlarda elde edilebilir ve foton tedavisinde enerjisinin seçimi göreceli olarak esnek bir parametre olabilir. Yüksek ve düşük enerjili tedaviler arasında bir trade off (al-ver) vardır. Yüksek enerjili tedaviye nötron üretimi eşlik ederken düşük enerjili tedavide ise daha fazla sayıda MU gerektirmesi nedeni ile daha fazla başıboş foton dozuna sebep olur. Bu değerler üzerinde yakın zamanda yapılan değerlendirmeler, tedavi enerjisinin bir fonksiyonu olarak alan dışı doz eşdeğerlerinde fiili olarak çok az bir fark olduğunu göstermiştir.

d) Foton Wedge'leri: Fiziki wedge'lerden kaynaklanan alan dışı dozlar açık alanlardan kaynaklananlardan yüksektir çünkü fiziki wedge'ler daha büyük miktarda kolimatör saçılımı üretmektedir. Bunlar ayrıca, primer-ışın zayıflamasının aynı dozu vermek için ek MU'lar gerektirmesi nedeniyle cihaz kafasından kaynaklanan sızıntının artmasına yol açar. Alan dışı doz fiziki Wedge'lerde açık alanlara göre yaklaşık 2-4 kat fazladır. Geliştirilmiş dinamik Wedge'ler, fiziki Wedge'ler gibi doz dağılımları oluştururken açık alanlara çok benzer alan dışı dozlar üretir.

e) MLC ve Kolimatör yönü: Tersiyer MLC'lerin varlığı LINAC'a karşı ek kafa zırhlaması sağlamakta ve dolayısı ile hastaya ulaşan cihaz kafası kaynaklı sızıntıyı azaltmaktadır. Varian cihazlarında, kolimatör stratejik olarak doğru yönlendirildiğinde çevre dozlarının düşürüldüğü gösterilmiştir. Eğer MLC yaprakları hasta ekseni boyunca açık kalırsa (hasta ekseninin çaprazının aksine) yapraklar hastaya kalkan olmaya devam eder ve alan sınırından olan uzaklığa bağlı olarak dozu %6 ila>%50 oranında azaltır.

f) Işın açısı: Hedef dışı dozu azaltmanın etkin bir yolu, ışın açısının giriş ve çıkış yollarının özellikle hedeflenmeyen yapılara değmeyecek şekilde kontrol edilmesidir. Bazı foton tedavi lokalizasyonlarında non-coplanar ışınların kullanımı yaygındır. Bununla birlikte, tedavi alanı kafa tepe noktasından daha büyük bir açıyla yönlendirildiğinde, primer ışının çoğu hasta ekseninden aşağıya yönlendirilecektir. Eğer gantri kafası hastanın bir noktasına doğru eğilirse bu noktadaki cihaz kafası kaynaklı sızıntı kaynağına yaklaşılması yüzünden artacaktır.

g) Jaw izleme: Hedef dışı dozu minimize etmek için, jawlar ve MLC yaprakları mümkün olduğunca kapatılmalıdır. Tersiyer MLC için, Joy ve arkadaşları IMRT'nin her bir segmentinin MLC açıklığının jaw ile izlendiğinde yaprak kaynaklı sızıntının azaldığını göstermiştir.

h) Hasta zırhlama: Hamile hastaların tedavisinde zırhlama yapılması önerilir. Ayrıca kontralateral meme gibi belirli bir yapıya verilecek dozu azaltmak için de zırhlama yapılabilir. Zırhlama tasarımı; 1. Işın açısı, 2. Zırh bileşenleri, 3. Hasta saçılmaları, 4. Nötron zırhlaması 5. Su eşdeğeri materyalleri içerir.

ı) Hızlandırıcı zırhlama: Foton LINAC'ları için, bu durum hızlandırıcı kafasına daha fazla kurşun eklenmesini gerektirir. Bu dolaylı olarak tersiyer MLC'lerin getirdiği bir sonuçtur. Dahası, bu yaklaşım yalnızca cihaz kafası kaynaklı sızıntıyı ele alır ancak tedavi alanı yakınından alan dışı dozun baskın kaynağı olan hasta dozunu ele almaz. Elektron aplikatörleri etrafına kurşun zırhların eklenmesi de ayrıca önerilmektedir ve bunun elektron tedavisi ile ilişkili ikincil radyasyonu önemli ölçüde azalttığı görülmüştür.
i) Görüntüleme dozu yönetimi: Görüntüleme için radyasyon içermeyen sistemler tercih edilebilir. Düşük doz çekim yaparak iyi görüntüler elde edilebilir. Görüntüleme dozu yönetimi için, MU sayısı ve görüntülüme alanının boyutu düşürülerek maruziyet azaltılabilir.

Med. Fiz. Uzm. Hanieh MABHOUTİ

1987 yılı, IRAN Oroumieh doğumludur. Tebriz Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü (2005-2010) mezunudur. Sırayla yüksek lisans eğitimlerini, 2013 yılında yine Tebriz Üniversitesi'nin Atom Fiziği Bölümünden ve sonrasında 2017 yılında Medipol Üniversitesi'nin Sağlık Bilimleri Enstitüsü -Sağlık Fiziği Bölümünde tamamlamıştır. 2016 yılından itibaren ise, eğitiminin yanı sıra, çalışma hayatına başlamış olup, Mesimed A.Ş şirketinde, IBA cihazlarının eğitim sorumlusu (Medikal Fizik Uzmanı) olarak görev almaya başlamış, halen de devam etmektedir.

ÇEVİRİ

ERKEN EVRE HODGKİN LENFOMASINDA 3D-KONFORMAL RADYOTERAPİYE KARŞI FARKLI IMRT ÇÖZÜMLERİ: DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRMA VE KLİNİK HUSUSLAR

Öğr. Gör. Fiz. Yılmaz ŞAHİN

Makalenin Orijinali: *"Different IMRT solutions vs. 3D-Conformal Radiotherapy in early stage Hodgkin's lymphoma: dosimetric comparison and clinical considerations"*

Yazarlar: *Christian Fiandra1*, Andrea Riccardo Filippi1, Paola Catuzzo3, Angela Botticella1, Patrizia Ciammella1, Pierfrancesco Franco2, Valeria Casanova Borca3, Riccardo Ragona1, Santi Tofani3 and Umberto Ricardi1*

** Correspondence: christian.fiandra@unito.it*
1University of Turin, Department of Oncology, Radiation Oncology Unit,
Turin, Italy
Yazının yayınlandığı kaynak: *Radiation Oncology, 2012,7,S:186*

ÖZET

Giriş: Hodgkin Lenfomalarda (HL) radyoterapi, son zamanlarda radyasyon hacimleri ilişkili bezecik kavramını (Katılımlı Nodlar Radyasyon Tedavisi, INRT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) kullanımıyla daha da azaltmak için yeni girişimlerle birlikte gelişmektedir. Şu anda IMRT çeşitli tekniklerle planlanabilir, ulaştırılabilir ve bu rolü tamamen net değildir. Farklı IMRT çözümlerini plan kalitesi ve tedavi etme verimliliği açısından karşılaştırmak amacıyla klinik rutinden alınan tipik bir veri kümesi üzerinde bir planlama çalışması tasarladık.

Metot: Erken evre mediastinal HL'den etkilenen ve ABVD-bazlı kemoterapi sonrası 30 Gy INRT ile tedavi edilen toplam 10 genç kadın hasta, veri tabanından seçilmiştir. Beş farklı tedavi tekniği karşılaştırıldı: 3D-CRT, VMAT (single arc), B-VMAT ("butterfly", multiple arcs), Helical Tomotherapy (HT) and Tomodirect (TD). Işın enerjisi 6 MV idi ve tüm IMRT planlama çözümleri OAR (göğüsler, akciğerler, tiroid bezi, koroner ostia, kalp) üzerinde spesifik doz hacmi kısıtlamaları ile ters planlamayla optimize edildi. Doz-Volüm Histogramları (DVHs) ve Uygunluk Numarası (CN) hesaplandı ve daha sonra hem istatistiksel hem de istatistiksel bir analizle (Wilcoxon Testi) hedef ve OAR için karşılaştırıldı.

Bulgular: PTV kapsamında tüm planlarda V95% ≥%95 ulaşılmıştır; en yüksek ortalama CN, HT (0.77) ve VMAT (0.76) ile elde edildi. B-VMAT, ortalama CN ortalama değerlerini (0.67) gösterirken, en düşük CN, TD (0.30) ve 3D-CRT teknikleri (0.30) ile elde edildi. Akciğerler ve göğüsler için daha yüksek CN ve daha büyük sağlıklı dokular arasında düşük radyasyon dozları alan arasında ters korelasyon eğilimi gösterilmiştir. Tiroid bezi ve kalp / koroner ostia için, HT, VMAT ve B-VMAT teknikleri hem Dmean hem de 3D-CRT ve TD'ye kıyasla orta-yüksek dozları alan hacimler açısından daha iyi bir koruma sağladı.

Sonuç: IMRT teknikleri, beklenen sonuç olarak sağlıklı dokularda (akciğerler, göğüsler) daha düşük dozlarda doz alınmasıyla birlikte, üstün hedef kapsamı ve OAR korunumu gösterdi. Farklı IMRT teknikleri arasında HT ve VMAT daha yüksek konformasyon seviyeleri gösterdi; B-VMAT ve HT, hedef çevresindeki daha yüksek konformasyon ve daha düşük dozlara (3D-CRT'ye özgü) maruz kalan daha düşük OAR hacimleri arasında en dengeli uzlaşmayı sağlayabilen planlama çözümleri olarak ortaya çıkmıştır.

GİRİŞ

Erken evre Hodgkin lenfoma (HL) olan hastaların genel prognozu mükemmel olup, 15 yıllık genel sağkalım oranı % 80'in üzerindedir. Kısa bir kemoterapi (2 ila 4 döngü Adriamycin, Bleomisin, Vinblastin, Dacarbazine: ABVD döngüsü) ve ardından 20-30 Gy Tutulu Alan Radyasyon Tedavisi (IFRT) içeren kombine bir modalite tedavi yaklaşımı şu anda standart olarak önerilmektedir. Çoğu HL hastası ile tedaviden sonra uzun süreli tam azalma ve uzun süreli sağ kalım elde edilirken, özellikle meme ve akciğer kanseri [1,2] ve kardiyovasküler hastalık [3,4] gibi ikinci maligniteler olmak üzere uzun dönem komplikasyon riski yüksektir.

Radyoterapi, radyasyon volümleri ve doz azalımı açısından son 20 yılda önemli ölçüde değişmiştir. Şu anda iki önemli kritik nokta araştırılmaktadır: Tedavi hacimlerinin ilgili boğumlar kavramına (INRT) [5] doğru daha da küçülmesi ve Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi (IMRT) gibi oldukça uyumlu tekniklerin kullanılması. INRT, tedavi hacimlerini azaltarak radyasyonun neden olduğu geç etkilerini teorik olarak azaltabilirken, IMRT doz dağılımını önemli ölçüde iyileştirme potansiyeline sahip olup, orta düzeydeki doz seviyesine maruz kalan sağlıklı dokuların miktarını azaltır.

Böyle bir dozimetrik kazanım, mediastinal hastalıkta [6] özellikle önemli olabilir; bunun için, yüksek derecede konformal ışınlama modalitelerinin, klinik açıdan önemli sonuçlarla korunan kritik organları geliştirebileceğine dair kanıtlar artmaktadır. Burada, erken evre HL ve mediastinal tutulumdan etkilenen genç bir kadın hasta grubunda 3D-CRT ve farklı bilinen IMRT çözümleriyle (HT ve VMAT) gerçekte sunulan INRT'nin karşılaştırmalı bir planlama çalışmasını sunuyoruz. Bu çalışma aynı zamanda TomoDirect ™ 'i Tomotherapy HI-ART II platformunun hızlı, düşük modülasyonlu bir çözümü olarak ve Lenfoma hastaları için Kurumumuzda tasarlanan spesifik bir hacimsel IMRT yaklaşımı ve Butterfly-VMAT (B-VMAT, bu yüzden birden fazla arka dayalı iki koplanar ark ve bir düzlemsel olmayan ark), tipik kelebek şeklindeki düşük izodozlar olarak adlandırılır. Çalışmanın temel amacı, plan kalitesi (hedef kapsam ve OAR koruma) ve tedavi verimliliği açısından en uygun planlama çözümünü araştırmaktı.

METOT

Çalışmamıza Nisan 2008'den Eylül 2009'a kadar radyoterapiye başvuran, erken evre HL'den etkilenen on ardışık kadın hasta dahil edildi. Medyan yaş 26.5 idi. Tüm hastalara 3 veya 4 aşama ABVD kemoterapisi ile standart kombine modalite tedavisi uygulandı. Sırasıyla, EORTC prognostik risk faktörlerine göre elverişli veya uygun olmayan erken evre, ardından 30 Gy / 15 fraksiyonda Involved Nodal Radyoterapi (INRT) uygulandı. (EORTC H10 protokolü radyoterapi kılavuzlarına göre). On hastadan 2 tanesinde mediyastinal bulky hastalığı, 2/10 hiler tutulum, 4/10 supraklaviküler tutulum, 6/10 supraklaviküler ve üst boyun tutulumu vardı. Hiçbir hastada ekstranodal hastalık yoktu. Aksiller tutulumu olan hastalar dahil edilmedi. Tüm hastalarda kemoterapi öncesi ve sonrası kontrastlı Bilgisayarlı Tomografi (BT), FDG-PET ve Bilgisayarlı Tomografi (FDG-PET-CT) taramaları yapıldı. Tüm hastalar Oncentra Masterplan TPS istasyonu Versiyon 4.1'de (Nucletron, Veenendal, Hollanda) konturlandı. BT simülasyonu taramaları, 3 mm'lik bir dilim kalınlığı ile kontrastsızdır. Görüntüler, genellikle termoplastik maskelerden oluşan immobilizasyon aletleri kullanılarak tedavi pozisyonunda elde edildi.

Klinik Hedef Volum (CTV) ve Risk Altındaki Organlar (OAR) aynı 2 radyasyon onkoloğu tarafından düzenlenmiştir. INRT CTV, kemoterapi sonrası anatomik sınırlara göre modifiye edilmiş ön kemoterapi CTV (ön kemoterapi CT ve PET-BT taramaları bazında konturlu) olarak EORTC-GELA kılavuzlarına [1] göre tanımlanmıştır. EORTC-GELA yönergelerinin önerdiği gibi, mümkün olduğunca büyük kan damarları ve kalpleri dahil edilmedi. Planlama Hedef Volümü (8 mm izotropik marj), mediastinal lenf nodlarının hedef hareketini kompanse etmek için 5 mm ve günlük conebeam CT, IGRT protokolü ile kurulum hatası için 3 mm oluşturmak üzere CTV'ye eklenmiştir.

Akciğer, tiroid, göğüs, kalp ve koroner ostia, riskli organlar olarak tanımlandı ve BT veri tabanında çizildi. Meme glandüler doku için standart bir pencere (0) ve genişlik (500) seviyesi kullandık. Kalp, tüm kalp odalarını da içerecek şekilde auriküllerden organın ucuna doğru tanımlandı. Koroner arterlerin kaynağı auriküllerin ucundan aorta ampulüne kadar uzanan (genellikle 2.5-3 cm, hafif bireysel farklılıklar) proksimal aortun dış çevresi olarak tanımlandı. Hedef dışı doku, hastanın CT taraması (dış hasta çevresi) tarafından kapsanan PTV hacmi ile tanımlanmıştır.

Reçete dozu, 2 Gy günlük fraksiyonda, her plan için ortalama PTV dozu olarak 30 Gy idi. Doz homojenliği hedefi olarak, doz kapsamı açısından ICRU No.83'ün tavsiyelerine uymamaya karar verdik. ICRU No.50 (hedefin reçeteli dozun %95'inden fazlası ve %107'sinden daha azı ile kaplanması gereken) ile tanımlanan klasik hedefler bu ortamda daha uygun görülmüştür (cilt yüzeyine yakın hacimler, yüksek radiosensivite mikroskobik hastalık). Azami tolere edilen doz, 3D-CRT durumunda bir voksel içinde reçete edilen dozun (yani 34.5 Gy) %115'i; Tüm tedavi modaliteleri için doz ortalandı. OAR için doz hedefleri **(Tablo 1)**, daha önce yayınlanmış bir çalışmada potansiyel bir karşılaştırma amacıyla elde edilmiştir [7]. Tüm planlar için ışın enerjisi 6 MV idi. On hastanın tümü 3D-CRT ile tedavi edildi ve tüm tedaviler yeniden planlandı. Bu nedenle, her hasta için beş radyoterapi tedavi planı oluşturuldu: 3D-uyumlu (3D-CRT) plan, tek ark VMAT planı (VMAT), üç ark VMAT planı ("kelebek" VMAT veya B-VMAT olarak adlandırılan), Helical Tomoterapi planı (HT) ve TomoDirect ™ planı (TD).

Konvansiyonel 3D-CRT planları, beam's-eye-view görünümünde çok yapraklı kolimatörlerle şekillendirilmiş 2 anterior posterior paralel zıt alandan (portal açısı 0°-180°) oluşuyordu. Hesaplamalar, Collapsed Cone algoritması kullanılarak Oncentra Masterplan ile yapıldı.

Bu iki VMAT planı, mediastinal tutulumu olan lenfoma hastalarında tercih edilen sınıf çözümü olarak Kurumumuzda geliştirilen ve seçilen tek ark 360 ° (başlangıç açısı 180°) veya 3 ark'lı bir plan (B-VMAT) serisinden oluşmaktaydı. Bu yaklaşım 60 ° 'lik 2 adet düzlemsel yay (150° ve 330°' lik portal başlangıç açıları) ve 60° 'lik 1 no'lu düzlemsel yay (330°' lik portal başlangıç açısı, 90° 'lik açıyla) oluşur **(Şekil 1).**

VMAT planları (hem tek ark VMAT hem de B-VMAT), Elekta Monaco tedavi planlama sisteminde (TPS sürüm 3.0) hesaplanmıştır. Monako TPS, 3 ana fonksiyonu kullanarak, PTV ve OAR'lar için biyolojik maliyet-fonksiyonları ile özel bir doz optimizasyonuna izin verir: Poisson istatistik hücre-öldürme modeli, seri komplikasyon modeli ve paralel komplikasyon modeli. Üç boyutlu doz dağılımları, Poisson hücre öldürme modeli ve Seri komplikasyon modeli için EUD'ye veya paralel komplikasyon modeli için hasar gören organın bir kısmına dönüştürülür [8]. Bu biyolojik parametreler daha sonra plan optimizasyonu için genel hedef skoruna dahil edilir. Her bir parametre, PTV kapsamını ve her bir OAR'ın korunmasını tanımlayan objektif işlevi en aza indirmek için optimizasyon işlemi sırasında değiştirilir. İstenen ışının akıcılığını elde etmek için kullanılan tüm Beam Modülatörü (isocenter'da 4 mm yaprak genişliği ile) ile Elekta Axesse ™

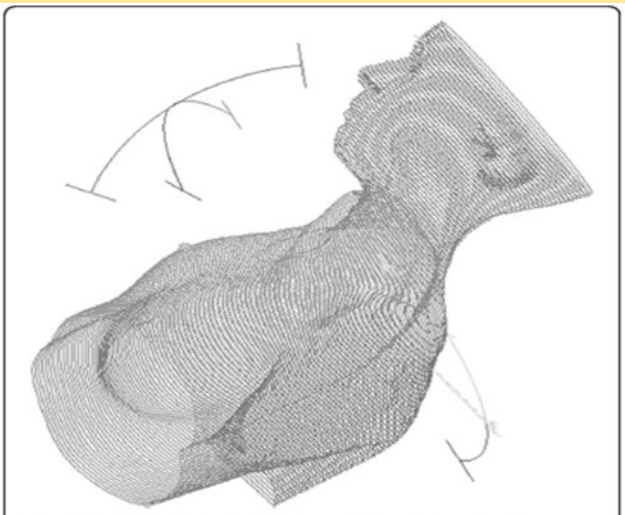


Figure 1 3D-graphical representation of the arc /beams configuration employed in Butterfly VMAT (B-VMAT) approach.

Lineer Hızlandırıcı için tüm VMAT planları planlandı. Tüm olgular için %3'lük bir varyansa sahip XVMC / VEF Monte Carlo algoritması kullanıldı [9]. Hesaplama sistemi 3 mm'ye ayarlandı. HT ve TD planları, TomoTherapy Hi-Art sürüm 4.0.5 TPS (Accuray, Inc., Sunnyvale, CA) kullanılarak oluşturuldu ve optimize edildi. Her bir plan için, tedavi alanı genişliği, saha (TD aralığı, sinogram projeksiyonu başına santimetre cinsinden kanepe hareket mesafesi olarak tanımlanır) ve modülasyon faktörü seçilmelidir. Daha sonra, hedef boyunca geçen her ışın demetinin doz dağılımı, bir konvolüsyon / süperpozisyon algoritması ile hesaplanır. Işınım hesaplama adımı tamamlandıktan sonra optimizasyon süreci başlar ve objektif fonksiyonun optimize edilmesi için tekrarlamalı en küçük kareler minimizasyon yöntemi kullanılır. Son doz hesaplaması sırasında, optimize edilmiş sinogram, yaprak akısı çıktı faktörleri ve gecikme verisi dikkate alınarak, teslim sinogramına dönüştürülür. Hem optimizasyon hem de hesaplama süreçlerinde ince bir hesaplama tablosu (256x256 piksel) kullanıldı.

HT tedavileri, 2.6 ve 3,7 arasında bir modülasyon faktörü, 0.287'lik bir adım ve 25 mm'lik bir alan genişliği ile planlandı, bu, kranio-kaudal doz yayılması (50 mm alan genişliğinden daha düşük) ve tedavi süresi arasında uygun bir uzlaşma olarak düşünülebilir (10 mm alan genişliğinden daha düşük).

TD planlarında, standart 3D-CRT tekniğini daha iyi ürettiği için sadece iki karşıt ışın konfigürasyonu araştırıldı. 2.0 ve 2,2 arasında bir planlama modülasyon faktörü ve 25 mm'lik bir jaw genişliği kullanıldı. Eğim değeri, alan genişliğinin onda biri olan varsayılan değer olarak ayarlandı (25 mm ışın için 2,5 mm / projeksiyon).
Kantitatif değerlendirme kümülatif doz-hacim histogramları (DVH'ler) ile gerçekleştirilmiştir. PTV için analiz edilen parametreler Dmean, V95, V107, Conformation Number (CN) ve Homojenite İndeksi (HI). Plan uygunluğu, van't Riet ve Ark tarafından önerilen CN kullanılarak değerlendirilmiştir. [10], PTV ile birlikte reçete izodoz hattının üstüste binmesini ve normal doku üzerinde dozun dökülmesini dikkate alır. CN, $\mathbf{TV_{PI}^2/TVXV_{PI}}$ olarak tanımlanır. Burada $\mathbf{V_{PI}}$, reçete izodozunun hacmi, **TV** planlama hedef hacmi ve $\mathbf{TV_{PI}}$, reçete izodozunun kapsadığı planlama hedef hacmidir. İdeal bir plan için elde edilen maksimum CN değeri 1'dir [11]. Homojenite indeksi, $\mathbf{D_2}$ ve $\mathbf{D_{98}}$ denklemlerinin sırasıyla %2 ve %98'lik bir hacim olarak alındığı $\mathbf{HI = (D_2-D_{98})/D_P}$ denklemi ile tanımlanırken, $\mathbf{D_P}$ ise reçete izodozudur.

Table 1 Dose objectives for traditional dose optimization on HT and TD

Structure	Parameter	Objective
PTV	D_{mean}(Gy)	30
	$V_{90\%}$ (%)	99
	$V_{95\%}$ (%)	95
	$V_{107\%}$ (%)	1
Breast	V_{4Gy} (%)	50
	V_{10Gy} (%)	33
Lung	V_{5Gy} (%)	50
	V_{10Gy} (%)	33
Thyroid	V_{18Gy} (%)	50
	V_{25Gy} (%)	33
Heart	$V_{7.7Gy}$ (%)	50
	V_{15Gy} (%)	33
Coronary Ostia	V_{20Gy} (%)	100

OAR için analiz edilen parametreler, ortalama doz ve temsilci Vd idi. Her bir plan için teslim tedavi süresi tahmin edildi. Wilcoxon eşleştirilmiş-çiftleşmiş, imzalı-sıralı testi, sonuçları farklı 5 teknik arasında karşılaştırmak için kullanılmıştır. İstatistiksel anlam eşiği $p \leq 0.05$ idi. Tüm istatistiksel testler iki taraflıydı ve Systat sürüm 7.0.1 (Systat Yazılımı, Inc.225 Chicago, ABD) kullanılarak yapıldı. V_4, V_5 ve V_{20} akciğerler ve göğüsler için CN ile dağılım grafiği çizildi.

SONUÇLAR

(Şekil 2), beş farklı teknikle tek bir hastada doz dağılımlarını gösterirken, 10 hastada (ortalama değerler) 5 farklı teknik için planlama karşılaştırmasının ayrıntılı sonuçları **Tablo 2**'de gösterilmiştir.

PTV

Tüm doz ve hacim verileri, dikkate alınan 10 hastanın ortalama değerleri olarak hesaplandı. PTV'ye ortalama dozlar hemen hemen aynıydı. Dmean, HT için minimum 29.9 Gy değerinden 3D CRT için maksimum 30,6 Gy değerine kadar değişmiştir. ICRU 50 tanımlarına göre en iyi hedef kapsama, **Tablo 2**'de gösterildiği gibi, 3D-CRT, VMAT ve B-VMAT için de optimal olsa bile, HT ve TD (sırasıyla V_{90}% = 99.1 ve 99.2) ile elde edilmiştir. 3D-CRT, B-VMAT ve VMAT teknikleri% V107 (%5, %5.5 ve %4.3) daha yüksek değerlere sahipti. Conformation Number, HT ile en yüksek 0,77 değerine ulaştı, ardından VMAT, 0.76; B-VMAT, 0.67'lik bir ara değere sahipken, TD, 3D-CRT gibi 0.3'lük bir CN değerine ulaştı. HT (HI = 0.07) ve TD (HI = 0.1) homojenite indeksi değerleri diğer tüm tekniklerden daha düşüktü.

Lungs

Dmean, 3D-CRT dahil olmak üzere tüm farklı teknikler için benzer değerler gösterdi. Düşük dozlar için (V_5), 3D-CRT'den (ortalama %29,3) VMAT'a (ortalama %39,0 değeri) artan hacim eğilimi gözlenebilir. Daha yüksek dozlar (V_{20}) alan hacimler için, maksimum değer TD (V_{20}=%15,6) ile, en yüksek CN ile IMRT teknikleri için en düşük değerlere ulaşıldı. **Şekil 3**, CN değerleri ile V_5-V_{20} değerleri arasındaki korelasyonu göstermektedir: CN ile korelasyon eğilimi kayda değerdir.

Göğüsler

Dmean, HT ve VMAT (1.2 ± 0.9 ve 0.9 ± 0.4) arasında karşılaştırılabilir değerler gösterdi, ancak diğer tekniklerle karşılaştırıldığında, B-VMAT'ın ($p < 0.05$) azalmış ortalama dozu açısından anlamlı farklılık gözlemlenebilir **(Tablo2).** 3D-CRT ve TD için V_4 değerleri sırasıyla %4,5 ve %3,7 iken, VMAT ve HT V4 değerleri sırasıyla %6,2 ve %5,4'tür. B-VMAT için, V_4 değeri 3D-CRT'ye (%4,6) benzerdi. V_{15} ve V_{20} tüm farklı teknikler için düşüktür (V_{15} için 0,3-1,6 ve V_{20} için 0,1-1,3). **Şekil 3**, CN değerleri ile V_4 ve V_{20} arasındaki korelasyonu göstermektedir; ters korelasyon için bir eğilim sadece V_4 için dikkate değerdir.

Tiroid bezi

Tiroid bezi için Dmean, HT, VMAT ve B-VMAT (14.4, 13.5 ve 13.5 Gy) için TD ve 3D-CRT'ye (17.3 ve 17.7 Gy) kıyasla daha düşüktü. Her bir hastanın değerlerinin analizinden (makalede bildirilmemiştir), sadece daha yüksek CN değerlerine ulaşabilen teknikler (0,6'dan fazla) tiroid için belirtilen doz hedeflerini karşılayabildi.

Koroner Ostia

Tüm teknikler için ortalama doz ve V_{20} değerleri karşılaştırılabilir. Daha yüksek CN değerlerine sahip tedavi planları, bu organın risk altında kalmasını sağlamıştır, çünkü çoğu vakada koroner osti, hedef hacimlerden uzaktı.

Kalp

Kalp tarafından alınan ortalama doz, tüm farklı teknikler için benzerdi (3.1- 5.1 Gy).

Hedef olmayan doku

Dmean olarak kabul edilen tüm vücuda göre anlamlı fark bulunmadı. Bununla birlikte, minimum değere B-VMAT tekniği ile (3.1 Gy) ulaşılırken, 3D-CRT, 4.1 Gy ile maksimum ortalama değerine sahipti.

Tedavi Verimliliği

Tüm teknikler klinik olarak kabul edilebilir tedavi süresine sahipti. IMRT teknikleri daha yüksek tedavi süreleri (HT için ortalama 7.2 dakika, VMAT için 6.2 dakika (tek ark) ve B-VMAT için 12 dakika) gösterirken, 3D-CRT ve TD anlamlı olarak daha hızlıdır (3.2 ve 4.4 dakika).

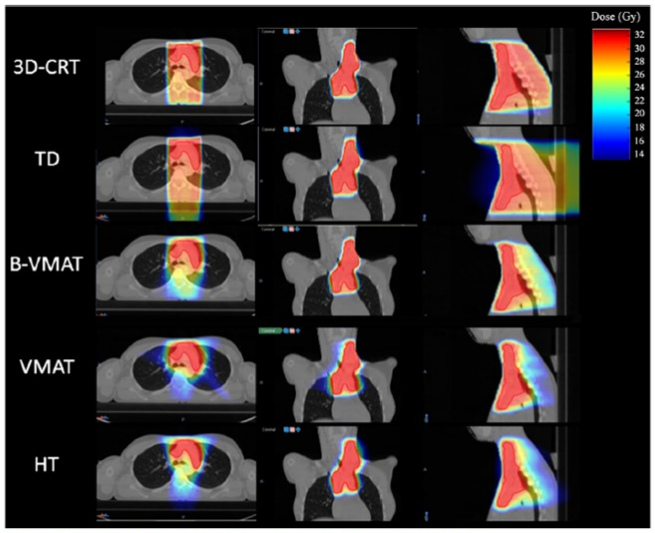


Figure 2 Dose distributions achievable in patient number 4 with all different five techniques.

Conformation number

Her bir planlama metodu, modülasyon derecesine bağlı olarak CN'nin farklı değerlerini verir. **Şekil 3'a** ve **3'b**, akciğerler **(Şekil 3a)** ve göğüs **(Şekil 3b)** için sırasıyla tüm farklı teknikler için CN'nin bir fonksiyonu olarak "düşük" dozlar (V_4, V_5) ve "yüksek" dozlar (V_{20}) eğilimini göstermektedir. Akciğerler için düşük dozlar (V_5) alan hacimler, daha yüksek CN teknikleri için %50 değerlere, daha düşük CN teknikleri (3DCRT ve TD'ye karşılık gelen) için %20'den başlamıştır. Tersi bir eğilim "Yüksek" doz (V_{20}) alan hacimler için gösterilmiştir, daha yüksek CN teknikleri (HT ve VMAT) için daha düşük CN yaklaşımları %15'ten yaklaşık %5'e kaymaktadır. Meme dokuları için, aynı düşük dozlar (V_4) alan hacimler için belirgindi; ancak daha yüksek dozlar alan hacimler için de geçerli değildi (V_{20}).

TARTIŞMA

Farklı IMRT yaklaşımları gibi yüksek derecede konformal ışınlama modalitelerinin, hematolojik malignitelerde potansiyel olarak klinik anlamlı sonuçlarla uygunluğu iyileştirerek korunan kritik organları iyileştirebileceğine dair kanıtlar artmaktadır [6,7,12-15].

Table 2 Comparison of mean dosimetric parameters computed for 3D-CRT, TD, B-VMAT, VMAT and HT

Variable	Objectives	3D-CRT	TD	B-VMAT	VMAT	HT
PTV						
Volume (cm^3)	428.7 ± 195.6					
D_{Mean}	30	30.6±0.7^{b,e}	30.0±0.1^{a,c,d}	30.4±0.2^{b,e}	30.4±0.2^{b,e}	29.9±0.1^{a,c,d}
$V_{90\%\ (\%)}$	99	98.2±1.0^{b,d,e}	99.2±0.7^{a,c,d}	98.3±1.2^{b,e}	98.6±1.1^{b,e}	99.1±0.2^{a,c,d}
$V_{95\%\ (\%)}$	95	94.8±0.5^{b,d,e}	97.4±1.7^{a,c,d,e}	95.5±2.3^{b}	95.4±1.7^{b}	95.9±0.7^{ab}
$V_{107\%\ (\%)}$	<1	5.0±5.2^{b,d,e}	0.02±0.03^{a,c,d,e}	5.5±3.8^{b,e}	5.50±3.80^{b,e}	0.3±0.28^{a,b,c,d}
$CN_{95\%\ (\%)}$	1	0.30±0.1^{c,d,e}	0.30±0.1^{c,d,e}	0.67±0.1^{a,b,d,e}	0.76±0.02^{a,b,c}	0.77±0.06^{a,b,c}
HI	0	0.30±0.1^{b,c,d,e}	0.10±0.03^{a,c,d,e}	0.20±0.1^{a,b,e}	0.16±0.04^{a,b,e}	0.07±0.01^{a,b,c,d}
Lung						
$D_{mean(Gy)}$	-	6.6±2.6	6.3±2.7	5.9±2.5	6.4±2.5	5.9±2.2
$V_{5Gy\ (\%)}$	50	29.3±12.4^{b,c,d,e}	26.4±11.6^{a,c,d,e}	31.3±14.3^{a,b,d,e}	39.0±15.6^{a,b,c}	37.0±12.6^{a,b,c}
$V_{10Gy\ (\%)}$	33	22.6±9.4^{d}	21.9±9.6^{d}	20.8±10.0^{d}	25.6±13.3^{a,b,c,e}	20.6±11.0^{d}
$V_{15Gy\ (\%)}$	-	18.6±7.6^{c,d,e}	18.5±8.2^{c,d,e}	15.3±8.0^{a,b,e}	15.0±10.6^{a,b,e}	12.8±7.5^{a,b,c,d}
$V_{20Gy\ (\%)}$	-	15.2±6.2^{c,d,e}	15.6±6.9^{c,d,e}	11.3±6.7^{a,b,d,e}	8.8±6.3^{a,b,c,}	7.6±4.5^{a,b,c}
$V_{30Gy\ (\%)}$	-	3.5±2.7^{b,c,d,e}	0.7±0.5^{a}	0.8±0.8^{a}	0.3±0.3^{a}	0.1±0.3^{a}
Breast						
$D_{mean(Gy)}$	-	1.0±0.4^{c}	0.9±0.9^{c}	0.7±0.3^{a,b,d,e}	0.9±0.4^{c}	1.2±0.9 ^{c}
$V_{4Gy\ (\%)}$	50	4.5±2.3^{d,e}	3.7±4.2^{d,e}	4.6±3.0^{d,e}	6.2 ±4.7^{a,b,c}	5.4±5.5^{a,b,c}
$V_{10Gy\ (\%)}$	33	2.5±1.4^{c,d,e}	2.4±3.0^{c,d,e}	1.1±1.0^{a,b}	1.2±1.1^{a,b}	1.4±1.8^{a,b}
$V_{15Gy\ (\%)}$	-	1.4±0.7^{c,d,e}	1.6±2.2^{c,d,e}	0.4±0.4^{a,b}	0.3±0.4^{a,b}	0.6±1.0^{a,b}
$V_{20Gy\ (\%)}$	-	0.9±0.5^{c,d}	1.3±1.9^{c,d}	0.1±0.1^{a,b}	0.1±0.1^{a,b}	0.2±0.5^{a,b}
$V_{30Gy\ (\%)}$	-	0.2±0.3^{c,d,e}	0.6±1.0^{c,d,e}	0^{a,b}	0^{a,b}	0^{a,b}
Thyroid						
$D_{mean(Gy)}$	-	17.7±4.5^{c,d,e}	17.3±5.1^{c,d,e}	13.5±6.3^{a,b}	13.5±5.3^{a,b}	14.4±5.5^{a,b}
$V_{18Gy\ (\%)}$	50	45.9±18.1^{c,d,e}	51.3±19.2^{c,d,e}	35.2±21.6^{a,b}	33.4±18.8^{a,b}	38.2±23.0^{a,b}
$V_{25Gy\ (\%)}$	33	32.0±14.4^{c,d,e}	32.9±14.6^{c,d,e}	22.2±15.8^{a,b}	21.3±14.7^{a,b}	24.5±19.8^{a,b}
Coronary Ostia						
$D_{mean(Gy)}$	-	22.1±9.9^{c,d,e}	19.8±9.3^{c,d,e}	15.7±7.9^{a,b}	15.9±8.9^{a,b}	16.4±8.4^{a,b}
$V_{20Gy\ (\%)}$	100	73.5±40.8^{c,d,e}	59.1±37.7^{c,d,e}	43.1±32.6^{a,b}	44.0±34.3^{a,b}	44.3±34.2^{a,b}
Heart						
$D_{mean(Gy)}$	-	5.1±4.0^{c,d,e}	4.3±3.7^{c,d,e}	3.5±2.3^{a,b}	3.1±2.2^{a,b}	3.8±3.8^{a,b}
Non target tissue						
$D_{mean(Gy)}$	-	4.1±1.3	3.8±0.9	3.1±0.7	3.6±0.9	3.90±0.96
Time (min)	-	3.2±1.1^{b,c,d,e}	4.4±1.1^{a,c,d,e}	12.0±2.8^{a,b,d,e}	6.2±1.3^{a,b,c,e}	7.2±1.6^{a,b,c,d}

Statistically significant differences ($p<0.05$) for each technique versus alternatives are reported: ^{a}Test vs 3D-CRT; ^{b} Test vs TD; ^{c} Test vs B-VMAT; ^{d} Test vs VMAT; ^{e} Test vs HT.

Açık soru, IMRT'nin çevreleyen organlara daha düşük bir doza yol açıp açmayacağı ve geç komplikasyonların (özellikle akciğer ve kardiyak toksisite) IMRT ile gerçekten azaltılabileceğidir. Bu karşılaştırmalı planlama çalışmasında, gerçek referans tekniği 3D-CRT'ye kıyasla INRT konseptini uygulayan farklı foton IMRT çözümlerini değerlendirdik.

Helikal Tomoterapi ve VMAT, PTV kapsamı için çok uyumlu yöntemler ayrıca VMAT için daha hızlı bir dağıtım çözümünün potansiyel avantajı (sadece bir rotasyon) olarak test edildi. B-VMAT, akciğerler ve göğüslerin radyasyon maruziyetini azaltan oldukça uyumlu bir çözüm elde etmek amacıyla, mediastinal tutulumu olan HL hastaları için Kurumumuzda özel olarak geliştirilmiştir. TD, düşük bir modülasyon derecesi isteniyorsa, Tomotherapy için uygun ve basit bir alternatif planlama çözümünü temsil etti.

Standart 3D-CRT yaklaşımı, ICRU kriterlerini (V_{95}%>%95) karşılayan, geçerli bir hedef kapsamaya yol açsa bile, tüm farklı IMRT teknikleri, 3D-CRT'ye kıyasla PTV'ye daha iyi uyum sağlayabilmiştir; IMRT ile elde edilen daha iyi PTV kapsamı farklı teknik yaklaşımlardan bağımsız olarak, radyasyon dozunun PTV'ye daha yüksek konformal iletimi ile sonuçlanacak şekilde, her radyasyon ışınının yoğunluğunu modüle etmek IMRT yeteneğine bağlıdır. Farklı IMRT teknikleri arasında HT ve VMAT PTV'ye en uygun uyum düzeyini gösterdi (**Tablo 2,** CN için $p<0.05$); VMAT ve B-VMAT, maksimum dozun (V_{107}) daha yüksek değerlerine sahipti, ancak PTV içinde dozun homojenliği açısından daha iyi sonuçlar, Monaco yazılımının gelecekteki versiyonu için vaat edildi. Benzer planlama karşılaştırma çalışmalarında diğer yazarlar tarafından daha önce gösterildiği gibi, tüm farklı IMRT çözümleri, belirli OAR'a (tiroid bezi, kalp ve koroner osti) ortalama dozları düşürmek açısından da daha iyiydi [7,12,13]. Muhtemelen daha düşük bir ortalama dozun potansiyel olarak geç toksisite insidansı ile ilişkili olduğu bu tür organlar için, IMRT, tiroid bezini daha iyi ayırabilen tüm farklı modüle edilmiş teknikler ile serimizdeki avantajını doğrulamaktadır; tiroid bezinde radyasyon dozunu düşürmek hipotiroidizm ve ikinci kanser gibi geç toksisite riskini azaltabileceği düşünülmektedir [16].

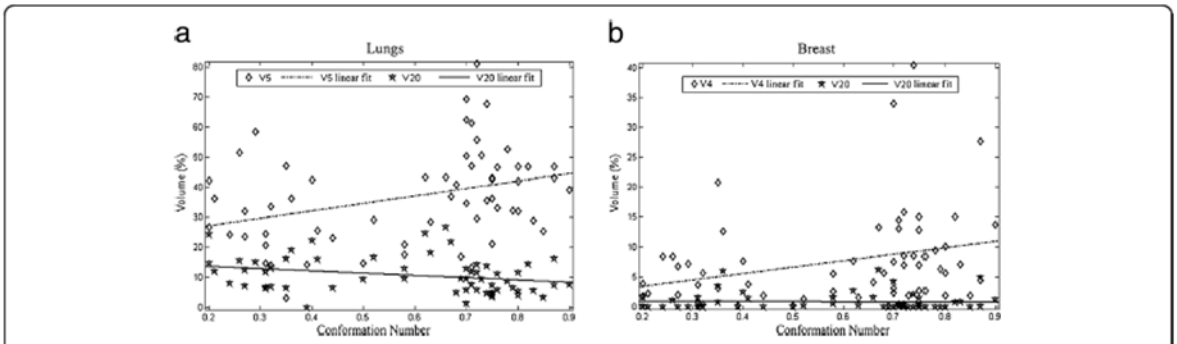


Figure 3 Lung and breast volumes (%) receiving 4–5 Gy and 20 Gy plotted as a function of CN for all available different techniques.

Kalp ve koroner ostiumdan önemli ölçüde kaçınılması, IMRT'den bağımsız olarak, daha geniş IFRT yaklaşımı dışında INRT konseptinin uygulanmasıyla başarılmıştır (10 hastamızdan 8'inde, bu yapılar çok düşük dozlar almıştır), daha önce Koeck ve ark. tarafından gösterildiği gibi [17], INRT kullanırken 3D-CRT ve IMRT arasında kardiyak Dmean'da anlamlı bir fark olmadığını bildirmektedir. Bazı yazarlar kalp koruyucunun amacının en iyi şekilde IMRT ile sağlanabileceğini belirtmişlerdir [18]. Zaten olası bir IMRT dozimetrik kazancı ile ilişkili klinik yararın bireysel büyüklüğü, esas olarak yardımcı risk faktörlerine (hasta anatomisi, mediastinal tutulum varlığı, kardiyak komorbidite) bağlı olarak tahmin etmek zordur. Yakın gelecekte, en azından kritik anatomik sunumlarda ve kardiyak toksisite riski taşıyan klinik vakalarda, proton tedavisi gibi yeni farklı yaklaşımlar muhtemelen kardiyak radyasyon dozlarını azaltabilir. (Hoppe ve arkadaşları [19] tarafından kalp atımının yanı sıra kritik kardiyak alt ünitelere radyasyon dozlarında güçlü bir azalma bildirilmiştir).

Supradifragmatik HL hastalarında IMRT'nin amaçlarından biri, akciğerlere radyasyon maruziyetini azaltmaktır. Akciğerlere Dmean, 3D-CRT dahil olmak üzere tüm farklı teknik yaklaşımlar için benzerdi; tüm IMRT teknikleri, yüksek doz alan hacimleri önemli ölçüde azaltabilmiştir (>20Gy); Bunun daha düşük akut radyasyon pnömonisi insidansına dönüşmesi beklenebilir. (Girinsky ve ark. [12], mediastinal kitleleri olan HL hastalarının tedavisinde ortalama 12.8 Gy ve %5'inde ortalama V_{20} ile %25'inde grade >2 akciğer toksisitesini bildirmişlerdir). V_{20} değerlerinin azaltılmasının aksine, IMRT teknikleri V_5 parametresinin artmasına neden oldu. Düşük dozlarda pulmoner hacimler (V_5) için, her bir farklı tekniğin CN'si daha yüksek, karşılık gelen V_5 değerleri daha yüksekti; öte yandan, CN ile akciğerler V_{20} arasında ters bir korelasyon vardı (CN azaldıkça, daha yüksek V_{20} değerleri elde edildi).

Şekil 3'te gösterilen korelasyon eğrilerinin eğimi, farklı tekniklerle ulaşılabilen CN'nin, planlama için potansiyel bir son nokta (düşük ve yüksek doz hacimleri arasındaki en iyi uzlaşma) olarak düşünülebileceğini göstermektedir.

İkincil kanserin gelişme riski, düşük doz radyasyon maruziyetinin büyük göğüs hacmine etkisi şu anda bilinmemektedir; daha düşük dozlarda ve daha küçük hacimlerde risk azaltma gösteren bazı açık veriler vardır [20]; ancak göğüslere hangi doz dağılımının en tutucu olduğu konusunda hala belirsizlikler vardır [21]. 3D-CRT ve IMRT arasında Dmean'ı, karşılaştırırsak, anlamlı sonuçlar buluyoruz. Deneyimlerimize göre, özellikle mediasten içeren lenfoma hastaları için çözümümüz olarak tasarlanan B-VMAT çözümü, en uygun, 0,7 Gy Dmean değerlerini elde ediyor (diğer planlama çözümleriyle elde edilenlerden biraz daha düşük, $p < 0,05$). Çalışmamızda elde edilen tüm farklı tekniklerle elde edilen Dmean değerleri, geniş bir V_4 ve CN değerleri aralığında olsa bile, hastanın spesifik anatomisine güçlü bir şekilde bağlı olsa da diğer deneyimler de bildirilenlerle de karşılaştırılabilir [21].

Hedef olmayan dokuya olan doz, tüm farklı teknikler arasında önemli ölçüde farklılık göstermedi (daha yüksek CN değerlerine sahip olan teknikler için biraz daha yüksek).
Literatürde [22], fiziksel doza veya biyolojik parametrelere dayalı optimizasyon yöntemlerinden kaynaklanan tedavi planlarının karşılaştırılması hakkında bazı deneyimler bildirilmesine rağmen, bu çalışma HL hastalarının tedavisinde de radyometrik planlamalara dayanan volumetrik IMRT tekniklerini değerlendiren ilk deneyimdir. Bunları Tomoterapi temelli çözümle (klasik HT) karşılaştıran ilk deneyim olarak; Monoblok IMRT planlama sürecinin bir parçası olan radyobiyolojik optimizasyon hem PTV kapsamı hem de OAR'ın korunumu için tüm doz kısıtlamalarına uymayı ve tatmin edici doz dağılımı elde etmeyi başardı. Bu çalışmada henüz araştırılmamış, ancak benzer doz dağılımı elde edilebilen bir planlama seçeneği, eşit aralıklı alanlara sahip geleneksel IMRT'dir. Bu, 9 statik eş düzeyli IMRT alanlarının kullanımı ile diğer grupların test ettiği bir yaklaşımdır [7].

IMRT, reçeteli stratejilere ve hedef paradigmaya bağlı olarak, klinik önemi günümüzde bilinmeyen düşük / orta dozlara ışınlanan daha büyük hacimlerin maliyetine bağlı olarak yüksek dozları OAR'a düşürmektedir. Tüm farklı OAR'ları birlikte düşünürsek, daha iyi dozimetrik performansları olan optimal bir IMRT tekniğini bulamadık; nedenlerden biri de dahil edilen 10 hasta arasındaki anatomik farklılıkların yanı sıra INRT yaklaşımının kendisinde, daha az konformal teknikle bile en fazla OAR'ın iyi korunmasını sağlayabilmiştir [23]. Bu ortamda, IMRT belli bir doz dağılımı sürekliliğini temsil eder; Klinik rutinimizde, IMRT kullanma ya da yapma kararı, büyük mediastinal hedefleri olan hastalarda beklenen en büyük fayda ile karşılaştırmalı tedavi planlamasından sonra bireysel olarak yapılır.

Gelecekteki bir araştırma kuşağı muhtemelen planlama sürecinde ikinci kanser riski modellemesi de dahil olmak üzere farklı hastalık sunumları için farklı IMRT çözümlerini ele alacaktır.

SONUÇLAR:

IMRT teknikleri, beklendiği gibi, düşük-orta dozları alan bazı sağlıklı dokuların (özellikle akciğerler ve göğüsler) daha büyük hacimleri ile, 3D-CRT'ye kıyasla üstün hedef kapsama ve OAR korunmasını gösterdi.
Farklı IMRT teknikleri arasında HT ve VMAT en yüksek uygunluk seviyelerini gösterdi; TD performansları beklendiği gibi 3D-CRT'ye çok benzerdi; B VMAT ve HT, hedefe uygunluk (IMRT'nin tipik) ve düşük ara radyasyon dozları alan sınırlı OAR miktarları (tipik 3D CRT) arasında en uygun uzlaşma ve dengeyi elde edebilen planlama çözümleri olarak ortaya çıkmıştır.

REFERANSLAR

Hodgson DC, Gilbert ES, Dores GM, Schonfeld SJ, Lynch CF, Storm H, Hall P, Langmark F, Pukkala E, Andersson M, Kaijser M, Joensuu H, Fosså SD, Travis LB: Long term solid cancer risk among 5-year survivors of Hodgkin's lymphoma. J Clin Oncol 2007, 25:1489–1497.

2. Ng AK, Bernardo MV, Weller E, Backstrand K, Silver B, Marcus KC, Tarbell NJ, Stevenson MA, Friedberg JW, Mauch PM: Second malignancy after Hodgkin disease treated with radiation therapy with or without chemotherapy: Long term risks and risk factors. Blood 2002, 100:1989–1996.

Swerdlow AJ, Higgins CD, Smith P, Cunningham D, Hancock BW, Horwich A, Hoskin PJ, Lister A, Radford JA, Rohatiner AZ, Linch DC: Myocardial infarction mortality risk after treatment for Hodgkin disease: a collaborative British cohort study. J Natl cancer Inst 2007, 99:206–214.

Moser EC, Noordijk EM, van Leeuwen FE, le Cessie S, Baars JW, Thomas J, Carde P, Meerwaldt JH, van Glabbeke M, Kluin-Nelemans HC: Long-term risk of cardiovascular disease after treatment for aggressive non-Hodgkin lymphoma. Blood 2006, 107:2912–2919.

Girinsky T, van der Maazen R, Specht L, Aleman B, Poortmans P, Lievens Y, Meijnders P, Ghalibafian M, Meerwaldt J, Noordijk E: Involved-node Radiotherapy (INRT) in patients with early Hodgkin Lymphoma: Concepts and guidelines. Radiother Oncol 2006, 79:270–277.

Ghalibafian M, Beaudre A, Girinsky T: Heart and coronary artery protection in patients with mediastinal Hodgkin lymphoma treated with intensitymodulated radiotherapy: dose constraints to virtual volumes or to organs at risk? Radiother Oncol 2008, 87(1):82–88.

Weber DC, Peguret N, Dipasquale G, Cozzi L: Involved-node and Involved-field volumetric modulated arc vs fixed beam intensity-modulated radiotherapy for female patients with early-stage supra-diaphragmatic Hodgkin Lymphoma: a comparative planning study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009, 75:1578–1586.

Alber M, Nusslin F: An objective function for radiation treatment optimization based on local biological measures. Phys Med Biol 1999, 44:479–493.

Fippel M: Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. Med Phys 1999, 26:1466–1475.

van't Riet A, Mak ACA, Moerland MA, Elders LH, van der Zee W: A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate. Int. J. Radiat Oncol Biol Phys 1997, 37:731–736.

Feuvret L, Noe¨l G, Mazeron J-J, Bey P: Conformity index: A review. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006, 64:333–342.

Girinsky T, Pichenot C, Beaudre A, Ghalibafian M, Lefkopoulos D: Is intensity-modulated radiotherapy better than conventional radiation treatment and three-dimensional conformal radiotherapy for mediastinal masses in patients with Hodgkin's disease, and is there a role for beam orientation optimization and dose constraints assigned to virtual volumes? Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006, 64:218–226.

Nieder C, Schill S, Kneschaurek P, Molls M: Comparison of three different mediastinal radiotherapy techniques in female patients: Impact on heart sparing and dose to the breasts. Radiother Oncol 2007, 82:301–307.

Campbell BA, Hornby C, Cunninghame J, Burns M, MacManus M, Ryan G, Lau E, Seymour JF, Wirth A: Minimising critical organ irradiation in limited stage Hodgkin lymphoma: a dosimetric study of the benefit of involved node radiotherapy. Ann Oncol 2012, 23:1259–1266.

Cella L, Liuzzi R, Conson M, Torre G, Caterino M, De Rosa N, Picardi M, Camera L, Solla R, Farella A, Salvatore M, Pacelli R: Dosimetric predictors of asymptomatic heart valvular dysfunction following mediastinal irradiation for Hodgkin's lymphoma. Radiat Oncol 2011,101:316–321.

Bhatti P, Veiga LH, Ronckers CM, Sigurdson AJ, Stovall M, Smith SA, Weathers R, Leisenring W, Mertens AC, Hammond S, Friedman DL, Neglia JP, Meadows AT, Donaldson SS, Sklar CA, Robison LL, Inskip PD: Risk of second primary thyroid cancer after radiotherapy for a childhood cancer in a large cohort study: an update from the childhood cancer survivor study. Radiat Res. 2010, 174(6):741–752.

Koeck J, Abo-Madyan Y, Lohr F, Stieler F, Kriz J, Mueller RP, Wenz F, Eich HT: Radiotherapy for Early Mediastinal Hodgkin Lymphoma According to the German Hodgkin Study Group (GHSG): The Roles of Intensity-Modulated Radiotherapy and Involved-Node Radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012, 83:268–276.

Goodman KA, Toner S, Hunt M, Wu EJ, Yahalom J: Intensity-modulated radiotherapy for lymphoma involving the mediastinum. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2005 May 1, 62(1):198–206

Hoppe BS, Flampouri S, Su Z, Latif N, Dang NH, Lynch J, Joyce M, Sandler E, Li Z, Mendenhall NP: Effective Dose Reduction to Cardiac Structures Using Protons Compared with 3D-CRT and IMRT in Mediastinal Hodgkin Lymphoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012, 2. in press

Hodgson DC, Koh ES, Tran TH, Heydarian M, Tsang R, Pintilie M, Xu T, Huang L, Sachs RK, Brenner DJ: Individualized estimates of second cancer risks after contemporary radiation therapy for Hodgkin lymphoma. Cancer 2007, 110:2576–2586.

Weber DC, Johanson S, Peguret N, Cozzi L, Olsen DR: Predicted risk of radiation-induced cancers after involved field and involved node radiotherapy with or without intensity modulation for early-stage hodgkin lymphoma in female patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2011,81:490–497.

Semenenko VA, Reitz B, Day E, Qi XS, Miften M, Li XA: Evaluation of a commercial biologically based IMRT treatment planning system. Med Phys 2008 Dec, 35(12):5851–5860.

Filippi AR, Ciammella P, Namsyl-Kaletka A: Single institution preliminary experience on dose reduction to organs at risk in thoracic radiotherapy for patients enrolled in EORTC-GELA-IIL H10 study protocol on early stage Hodgkin's Lymphoma. Eur J Cancer Suppl 2009, 7:158.

Öğr. Gör. Fiz. Yılmaz ŞAHİN

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

SERVİKS KANSERİNDE STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ BRAKİTERAPİNİN YERİNİ ALABİLİR Mİ?

Med. Fiz. Uzm. Evren Ozan GÖKSEL

GİRİŞ

Brakiterapi (BT) yüzyılı aşkın bir süredir uygulanan ve klinik sonuçları iyi bilinen bir tekniktir, Stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) ise BT'ye göre daha genç ve halen deneme aşamasında olan bir tekniktir. Bu yazıda **''SBRT brakiterapinin yerini alabilir mi?''** sorusunu cevaplandırmaya çalışacağız.

Brakiterapide kaynak yakınında çok yüksek doz oluşurken, kaynaktan uzaklaştıkça doz hızla düşer ve böylece etraf normal dokular daha iyi korunmuş olur. Stereotaktik vücut radyoterapisinde, hedefin merkezinde yüksek doz oluşturulurken, hedeften uzaklaştıkça dozun hızla düşmesi sağlanmaya çalışılır. Brakiterapide ve SBRT'de, benzer şekilde 1-5 fraksiyonda hastaya yüksek doz verilir. Derin doz dağılımlarındaki ve fraksiyon şemalarındaki bu benzerlikler nedeniyle **''SBRT, brakiterpiye alternatif olabilir mi?''** sorusu gündeme gelmektedir. Ayrıca SBRT'nin tedavi süreci hem uygulayıcı ekip açısından hem de hasta açısından daha kolaydır; yani bu soru şöyle de sorulabilir: İşin kolayına kaçmak mümkün mü?

Brakiterapinin Avantajları ve Dezavantajları

Brakiterapi uygulamaları, bazı avantajlara sahiptir. Bunlar; hedef yakınında eksternal tedavi yöntemleriyle çıkılamayacak kadar yüksek doz, kaynaktan uzaklaştıkça hızlı doz düşüşü, aplikatör-organ pozisyonu sabit ve tedavi süresi kısadır, dolayısıyla OAR dozları komşu organ hareketlerinden daha az etkilenirler; ayrıca her aplikasyonda görsel muayene yapılabilir.

Dezavantajları ise; özel koşullarda aplikasyon odası gerektirir, birçok aplikasyon anestezi gerektirir, medikal inoperable hastaların bir kısmına yapılamaz, hastanın planlama için aplikatörle birlikte bilgisayarlı tomografi ve/veya MR odasına taşınması ve konturlama-planlama sürecini beklemesi gerekir; ayrıca büyük ve düzensiz şekilli hedeflerde interstisyel (IS) uygulama yapılmadığında hedef sarımı tam sağlanamaz. Radyoaktif kaynak alınması-taşınması ve saklanması problemleriyle birlikte, anestezi ve aplikasyona bağlı komplikasyon olasılıkları da mevcuttur.

Intrakaviter (IC) uygulamalarda doz dağılımının hastaya özel olarak modifikasyonu aplikatörlerin uzaysal pozisyonu nedeniyle sınırlıdır. Kaynaktan itibaren ters kare kanunuyla dozun kontrolsüz olarak düşüşü dolayısıyla belirli şekil ve büyüklükteki tümörlerin periferde kalan kısımlarına yeterli dozun verilememesi IC brakiterapinin en zayıf noktasıdır; ayrıca kaynağa yakın bulunan normal dokular yüksek doza maruz kalabilir. Chao KS ve arkadaşları uterosakral boşluğa uzanımı olan IIIB serviks kanseri hastalarında eksternal pelvik ışınlamayla kombine IC brakiterapi uygulamalarının sonuçlarını araştırmışlar ve bu uygulamaların uterosakral boşluğa yeterli dozu veremediklerini ve bu bölgeye daha iyi doz verebilmek için yeni yöntemlerin araştırılması gerektiği sonucuna varmışlardır.[1]

SBRT'nin Avantaj ve Dezavantajları

Stereotaktik vücut radyoterapisinin avantajlarını sıralarsak; anestezi gerektirmez ve neredeyse bütün hastalara uygulanabilir, perforasyon ve enfeksiyon riski yoktur, hedef reçetelendirilen doz ile sarılabilir ve hedeften uzaklaştıkça doz düşüşünün hızlı olması sağlanabilir, tedavi sırasında eş zamanlı hedef takibi yapılabilir. Dezavantajları ise; hedef yakınında brakiterapi kadar yüksek doza çıkılamaz, hedeften itibaren doz düşüşü brakiterapi kadar hızlı değildir, tedavi sırasında eş zamanlı takip için marker yerleştirilmesi gerekebilir ki bu da invaziv bir işlemdir; ancak bazı tekniklerde tedavi süresi oldukça uzundur.

Brakiterapi Uygulamalarındaki Azalma

Kathy Han ve arkadaşları yaptıkları çalışmada brakiterapi uygulama oranlarını araştırmak amacıyla 1988-2009 yılları arasındaki SEER datasını incelemişler ve 2003 yılındaki hızlı düşüşe (aslında oldukça az sayıda destekleyici yayın olmasına rağmen) IMRT ve SBRT gibi tedavi tekniklerinin kullanımındaki artışın neden olduğunu düşünmüşlerdir.[2]

Brakiterapi uygulamalarındaki azalmanın nedenleri olarak; eğitimli ve tecrübeli ekip eksikliği, ekipman eksikliği, IC uygulama korkusu ki IS uygulama daha da korkutucudur ve komplikasyon korkusu sıralanabilir.

Bu göz korkutucu nedenlerden biri de uterin perforasyon olasılığıdır. Bilgisayarlı Tomografi temelli çalışmalar bu olasılığın %14 olduğunu göstermiştir; ancak, ultrasound eşliğinde aplikasyon yapıldığında bu oranın %1,4'e gerilediği belirtilmiştir.[3]

SBRT Uygulamalarındaki Artış

Bu artışın nedenleri olarak; tedavi sürecinin daha kolay olması, hedefin daha konformal sarılabilmesi, kritik organların yüksek ve orta dozlarda daha iyi korunabilmesi ve eşzamanlı hedef takibi imkânı gösterilebilir. Aslında hedef içerisinde en yüksek ve ortalama dozların brakiterapiden daha düşük olması da bir üstünlük gibi belirtilebilir; ancak bu doz dağılımının radyobiyolojik olarak bir avantaj olduğunu söylemek doğru olmaz.

Literatürde brakiterapi yerine SBRT kullanımıyla ilgili çalışmalar çoğunlukla serviks, endometrium ve prostat kanserinin tedavisine yoğunlaşmıştır ve **''SBRT, brakiterpinin yerini alabilir mi?''** sorusu, her bir bölge için ayrı ayrı sorulduğunda, cevabın birbirinden farklı olduğu görülmektedir. Bu nedenle, bu yazıda da **''SBRT brakiterapinin yerini alabilir mi?''** sorusu bölge bölge cevaplandırılmaya çalışılacaktır.

Serviks Kanserinde SBRT Brakiterapinin Yerini Alabilir mi?

Bu soruyu serviks kanseri için dört farklı şekilde sorabiliriz. Bunlardan birincisi; asimetrik ve perifere uzanımı olan büyük şekilli tümörlerde IC brakiterapi ile yeterli doz sarımı sağlanamadığında, SBRT ile kombine uygulanabilir mi?

Marianne S. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; lokal ileri serviks kanseri hastalarında, büyük ve asimetrik şekilli tümörlerde doz hacim parametrelerini geliştirmek için **''IC brakiterapi ile Stereotaktik IMRT boost kombine edilebilir mi?''** sorusunu cevaplandırmaya çalışmışlardır. Çalışmada 6 hastanın planlama amaçlı çekilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılmış ve HRCTV'ye (31-100cc) 4x7 Gy boost dört farklı boost tekniğiyle planlanmış ve doz -hacim histogramları değerlendirilmiştir (IC, IC+IS, IC+IMRT ve sadece IMRT). Sadece intrakaviter uygulanan plan için ortanca doz kapsaması %74 (%66-93) bulunurken, IC+IS için %95 (%78-99), IC+IMRT için %96 (%69-99) ve sadece IMRT için %98 (%90-100) bulunmuştur. IMRT tekniğinde doz sarımının iyi sağlanmış olmasına rağmen, 60Gy doza maruz kalan normal doku hacminin, IC+IS e göre ortanca 2 kat (1.4-2.3) arttığı bulunmuştur. Hedefin şekline göre IC+IS veya IC+IMRT teknikleri en iyi sonuçları vermektedir. Sonuç olarak, uygun hastalarda IC ile IMRT kombinasyonun kullanımı uygun bulunmuştur; ancak V60Gy artışından dolayı, IMRT tekniğinin tek başına kullanımı uygun bulunmamıştır.[4]

Bin Wan ve arkadaşları yaptıkları çalışmanın sonucunda büyük ve asimetrik şekilli tümörlerde IC brakiterapi +SBRT planlarının doz-hacim sonuçlarını, IC brakiterapinin tek başına kullanımına göre daha üstün bulmuşlardır; ayrıca IS brakiterapiye göre, IC brakiterapi +SBRT'de travma ve cerrahi prosedür riski daha az bulunmaktadır ve bu iki yöntemin birleştirilmesiyle yapılan tedavi süresi sadece 15-20 dk sürmektedir.[5]

Birinci soruya geri dönersek; **asimetrik ve büyük şekilli tümörlerde IC brakiterapi ile birlikte SBRT uygulanabilir mi?** Cevap, literatüre göre; ''evet''.

İkinci soru Brakiterapi yapılabilecek hastalara alternatif olarak SBRT uygulanabilir mi?

Mustafa Cengiz ve arkadaşları, 11 serviks kanseri hastasının IC brakiterapi planlarını Cyberknife (CK) planlarıyla karşılaştırılmışlardır. Daha önce IC brakiterapi ile tedavi uygulanan hastaların tomografi görüntüleri kullanılarak, bu çalışmada kullanma amacıyla CK planları oluşturulmuştur. Bu hastalara enfeksiyon ve genel anestezi gibi bazı risklerden dolayı IS uygulama yapılmadığını belirtmişlerdir. CK tekniğinde, hedef içerisine altın marker yerleştirilerek eşzamanlı hedef takibi yapılır, bu nedenle CK planları için CTV'ye PTV marjı verilmemiştir. Planlar karşılaştırıldığında ortalama hedef sarımı CK için %99.1 iken, BT için %50.7 ($P<0.05$) bulunmuştur. Normal dokulardaki doz dağılımları benzer bulunmuştur. Rektum için %25'lik doz hattının brakiterapide oldukça iyi olduğunu ancak, %100 doz hattı için rektum, sigmoid ve mesanenin brakiterapide yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Kemik iliği maksimum dozlarında da CK planlarının anlamlı miktarda yüksek olduğunu söylemişlerdir. Sonuç olarak; SBRT planlarının, daha iyi hedef sarımı ve kemik iliği haricindeki diğer normal dokularda daha iyi doz dağılımı sağladığını söylemişlerdir; ancak SBRT için bu dozimetrik avantajların, yüksek kemik iliği dozunun, büyük hacimli düşük doz bölgelerinin ve uzun tedavi süresinin etkilerinin klinik çalışmalarla araştırılması gerektiğini belirtmişlerdir.[6]

Dietmar Georg ve arkadaşları brakiterapi ile SBRT'yi karşılaştıran diğer çalışmalarda brakiterapiye biraz haksızlık yapıldığını düşünmüşler ve yüksek teknoloji eksternal radyoterapi (ERT) ile konvansiyonel brakiterapinin karşılaştırıldığını belirtmişlerdir. Bu nedenle kendi çalışmalarında yüksek teknoloji ERT ile yüksek teknoloji görüntü rehberliğinde brakiterapiyi (IGBT) karşılaştırmışlardır. Eksternal radyoterapi planlamaları için brakiterapi planlamasında kullanılan tomografi görüntülerini kullanmışlar ve brakiterapi CTV'lerine 3-5 mm marj vererek ERT için kullanılacak PTV'leri elde etmişlerdir. Bu PTV hacimlerine yönelik IMRT ve IMPT planları 4x7 Gy doz reçetelendirilerek yapılmıştır. Planlama sırasında rektum ve mesane için D1cc ve D2cc dozları aşılmadan hedefe maksimum doz verilmeye çalışılmış ve hedef için D90 değerleri, normal dokular için ise 3-7 Gy doz değerleri karşılaştırılmıştır. Rektum ve mesane D2cc ve D1cc dozları BT'den düşük tutulduğunda, HRPTV ve IRPTV dozları IMRT'de çoğunlukla daha düşük bulunmuştur. Normal dokular için V60 Gy hacmi IMRT'de brakiterapiden 2 kat daha büyük bulunurken, bu oran IMPT için IMRT'den daha düşük bulunmuştur. Marjı 3mm olan PTV dozları, IMPT için brakiterapi ile karşılaştırılabilir bulunurken; GTV dozları, IMRT ve IMPT için çoğunlukla düşük bulunmuştur. Sonuç olarak; ileri teknoloji ERT ile ileri teknoloji brakiterapi karşılaştırıldığında, IMRT ve IMPT, IGBT'den daha kötü bulunmuştur.[7]

Beant S. Gill ve arkadaşları serviks kanserinde brakiterapi ve alternatif yöntemlerin kullanımındaki eğilimi NCDB verilerinden belirlemişler ve bu eğilimin farklı RT modaliteleri için sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada Ocak 2004 – Aralık 2011 yılları arasında tedavi gören Evre IIB-IVA arası serviks kanseri hastaları araştırılmış ve toplam sağ kalım oranı Kaplan-Meier metoduyla incelenmiştir. Brakiterapideki %10,6'lık bir azalmanın, düzeltilmiş sağ kalımda %14'lük bir azalmaya karşılık geldiği bulunmuştur. Çalışmada toplam 7654 hasta değerlendirilmiştir ve brakiterapi kullanımının 2004 yılından 2011 yılına %96,7'den %86,1'e düştüğü görülmüştür. Aynı periyotta IMRT kullanımının %3,3 ve SBRT kullanımının %13,9 arttığı görülmüştür (P<0.01). Sağ kalım analizlerindeki bütün önemli faktörler kontrol edildikten sonra, IMRT ve SBRT boostu toplam sağ kalımda daha kötü bulunmuştur [risk oranı 1.86; %95 güven aralığı 1.35-2.55 (P<0.01)].[8]

Kari Tanderup ve arkadaşları kırmızı dergide yayınlanan yazılarında ***''lokal ileri serviks kanseri hastalarının küratif tedavisinde brakiterapi dışında bir seçenek var mı?''*** sorusunu araştırmışlar ve bazı sonuçlara ulaşmışlar ve bazı önerilerde bulunmuşlardır. Bunlar;

Brakiterapi 100 yılı aşkın süredir serviks kanserinin başarılı tedavisinin vazgeçilmez bir parçasıdır.

Geçmişte yapılan hataları tekrarlayarak aynı sancılı süreci tekrar yaşamayalım.

1970'lerde 25 MV kullanılmasıyla Evre IIIB hastalarda ERT alanları küçültülerek 60-70 Gy boost yapılmış ve brakiterapi neredeyse tamamen bırakılmıştı. Düşük sağ kalım ve yüksek komplikasyon oranları sonrası bu yöntem terkedilmiş ama bu süreç yıllar almıştır.

Sonuç olarak Tanderup ve arkadaşlarının **''Serviks kanserinde boost için Brakiterapi yerine SBRT kullanalım mı?'' sorusuna cevabı; ''**kesinlikle hayır.''[9]

İkinci soruya geri dönersek, bu soruya net olarak **''evet''** cevabını veren bir yayın yok; dolayısıyla bizce de **''hayır''** Bu durumda SBRT'yi brakiterapinin yerine uygun bulmadık. Bu durumda karşımıza başka bir soru çıkıyor: **BT uygulanamayan hastaları ne yapalım, hiçbir şey yapmadan bırakalım mı?** Kathy Han ve arkadaşları ABD'de serviks kanserinde brakiterapi kullanım eğiliminin ve sağ kalım oranıyla ilgili faktörlerin belirlenmesi için, 1988-2009 yılları arasında ERT görmüş 7359 Evre IB2-IVA serviks kanseri hastasını SEER verilerini kullanarak araştırmışlardır. 2000'lerden sonra brakiterapi alan veya almayan hastalar arasındaki farklılığı düzeltmek için eğilim skoru eşleştirmesi (Propensity Score matching) kullanılmıştır (NCI eşzamanlı kemoterapi kullanımı alarmı verdikten sonrası). 7359 hastanın %63'ü ERT+BT alırken %37'si sadece ERT almıştır. Brakiterapi uygulama oranı 1988'den 2009'a % 83'den %58'e düşmüş (P<0.001); 2003 yılında ise %23'lük hızlı bir düşüş yaparak %43'e gerilemiştir. 4 yıllık kansere özgü sağ kalım oranı (CSS) BT uygulanan kolda %64,3 iken, uygulanmayan kolda %51,5'e gerilemiştir (P<0.001). Brakiterapi uygulanan kolda toplam sağ kalım oranı (OS) %58.2 bulunurken, uygulanmayan kolda %46.2 bulunmuştur (P<0.001). Sonuç olarak BT CSS ve OS'de bağımsız olarak daha iyi bulunmuştur (CSS HR 0.64; 95% CI, 0.57-0.71 ve OS HR 0.66; 95% CI, 0.6-0.74). Bu populasyon tabanlı çalışma ABD'de BT kullanımının azaldığını göstermiştir. Ayrıca BT kullanımının CSS ve OS'nin anlamlı oranda yüksek olmasında bağımsız ilişkisi olduğu görülmüştür; bu nedenle uygun olan bütün hastalarda BT kullanılmalıdır.[2]

Öyleyse sorumuza geri dönersek: **Brakiterapi uygulanamayan hastaları hiçbir şey yapmadan bırakalım mı?** Cevap; ''hayır.''

Son olarak **''Brakiterapi uygulanamayan hastalara alternatif olarak SBRT uygulayalım mı?''** sorusu sorulabilir.

Caitlin Merrow ve arkadaşları VMAT tekniğinin serviks kanserinde homojen ve inhomojen doz dağılımları oluşturmadaki potansiyelini dozimetrik olarak araştırmışlardır. Planlamada üç farklı tip doz dağılımı oluşturmaya çalışmışlardır.

Tip 1: Standart armut şekilli doz dağılımı (Brakiterapinin doz dağılımını taklit eden) yüksek doz gradientli (6 Gy).

Tip 2: Brakiterapide reçetelendirilen doz hattı PTV olarak belirlendiğinde içerisinde homojen doz dağılımı (6 Gy).

Tip 3: OAR dozunu arttırmadan, PTV içerisindeki dozu homojen olarak arttırmak (7-10 Gy).

VMAT (Volumetrik Modulated Arc Therapy) ile tandem ovoid doz dağılımı taklit edildiği zaman, hedef içerisindeki sıcak doz bölgeleri B brakiterapiye benzetilebilmiş, en yüksek mesane nokta dozu [Ort (Gy)±SD, Brakiterapi 5.14 - VMAT 5.61±0.17] karşılaştırılabilir ama en yüksek rektum nokta dozu (brakiterapi 5.15 – VMAT 7.48±0.31) daha yüksek bulunmuştur. Armut şeklindeki PTV'ye 6 Gy doz homojen verildiği zaman, mesane (brakiterapi 5.14 – VMAT 4.99±0.41) ve rektum dozu (brakiterapi 5.15 – VMAT 5.53±0.24) karşılaştırılabilir bulunmuştur. Armut şeklindeki PTV'ye homojen yüksek doz verildiği zaman, mesane (brakiterapi 5.14 – VMAT 6.26±0.24) ve rektum (BT 5.15 – VMAT 7.14±0.66) dozu oldukça yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak; VMAT, riskli organları korurken, hedef hacimde konformal doz dağılımı oluşturmada daha başarılı bulunmuştur. VMAT, brakiterapi tedavi planlarındaki yüksek doz bölgelerini (%75-200RX) taklit etmede büyük başarı göstermiştir. VMAT, 6Gy doz dağılımını hedef içerisinde homojen oluşturmada başarılı olmuştur ancak, PTV'de homojen olarak doz arttırılmaya çalışıldığında, OAR korumada başarılı olamamıştır. VMAT, BT olması gereken ancak olamayan hastalarda, brakiterapi doz dağılımını taklit etmede bir alternatif olarak kullanılabilir.[10]

Bretislav Otahal ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 10 inoperable lokal ileri serviks kanseri hastasına MR tabanlı yapılan brakiterapi ve CK planlarını karşılaştırmışlar. 7 hasta sadece IC, 2 hasta IC+1 iğne, 1 hasta IC+2 iğne ile planlanmıştır. Marker yerleştirme ve eşzamanlı görüntü takibi yapıldığı için PTV marjı verilmemiştir. Uterin hareketi en aza indirgemek için boş rektum tercih edilmiş ve uretral kateter kullanılmıştır. Dozun 98%'inin HRCTV D98 kapsaması referans olarak alınmış ve diğer parametreler karşılaştırılmıştır. 10 hastanın ortalama HRCTV D100, D98, D90, D60 ve D30 dozları değerlendirildiğinde, D100, D98, D90 ve D60 dozlarının benzer olduğu, ancak D30 dozunun brakiterapide oldukça yüksek olduğu bulunmuştur. Bu yüksek doz bölgesinin brakiterapide daha büyük bir hacim kaplaması tümör radyobiyolojisi açısından bir avantajdır. İkincil kanser riskini değerlendirmek için Body konturununun Dmean değerine bakılmış ve integral doz brakiterapi için CK'den daha yüksek bulunmuştur (brakiterapi 0.2 Gy-CK 0.1Gy). Düşük doza maruz kalan hacim CK'de daha büyük bulunmuştur. Mesane, rektum ve sigmoid için 0.1cc, 1cc ve 2cc dozları CK planlarında anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Mesane, rektum ve sigmoid için p değerleri 0.1cc, 1cc ve 2cc için sırasıyla (p=0.001, p=0.002 ve p=0.008), (p=0.002, p=0.001 ve p=0.01) ve (p=0.003, p=0.0007 ve p= 0.008) olarak bulunmuştur. GTV D100 iki teknik için de karşılaştırılabilir bulunurken, GTV D90 BT'de %10-20 daha yüksek bulunmuştur. Cyberknife ile HRCTV'nin %15'lik perifer kısmı daha yüksek doz alırken, %85'lik kısmı brakiterapi ile daha yüksek doz almıştır. Cyberknife ile OAR koruması daha iyi bulunmuş, 0,1 cc, 1 cc ve 2 cc için dozlar %20-30 daha düşük bulunmuştur. Sonuç olarak; halen hedef içerisinde doz arttırımı için en iyi yöntem BT iken, BT uygulanamayan hastalarda önemli miktarda OAR koruması için CK tercih edilebilir. Cyberknife ile HRCTV homojen olarak ışınlanırken, perifer kısmı daha yüksek doz almaktadır ve OAR koruması daha iyidir.[11]

Brakiterapi ile kateter yakınındaki tümör çok yüksek doza maruz kalır. Risk altındaki organ koruması CK ile daha iyi olduğu için hedef içerisindeki doz yükseltilebilir ama brakiterapi ile tamamen aynı olması sağlanamaz. Buradaki soru işareti radyobiyolojik etkiyle ilgilidir. Acaba brakiterapinin bu kadar etkili olmasının nedeni tümörün bir kısmının çok yüksek doza maruz kalması mıdır? Ayrıca CK'nin en büyük dezavantajı olan tedavi süresinin çok uzun olması sitotokisite kaybına neden olabilir.

Sorumuza geri dönersek; **''Brakiterapi uygulanamayan hastalara alternatif olarak SBRT uygulayalım mı?''** Cevap ''evet''; ancak SBRT de eğitimli-tecrübeli bir ekip ve uygun ekipmana sahip bölümler tarafından uygulanmalı ve brakiterapi ile aynı klinik sonuçlar beklenmemelidir. Stereotaktik vücut radyoterapisi ile tümör kontrolünün ve yan etkilerin brakiterapi ile karşılaştırılabileceği sonuçlar henüz oluşmamıştır ve en büyük bilinmezlik, aplikatör yakınındaki ultra yüksek dozun tümör radyobiyolojisine etkisidir.

Sonuç

Brakiterapi uygulanamayan hastalara SBRT uygulanabilir. Büyük ve düzensiz şekilli hedeflerde SBRT + brakiterapi birlikte kullanılabilir. Brakiterapiden vazgeçip SBRT'yi uygulamaya çalışmak yerine, brakiterapiye olan yatırımı, eğitimi, istekliliği arttırmak ve brakiterapide gelişen teknolojiyi takip etmek, hatta gelişmesine katkıda bulunmak şimdilik daha önemli görünmektedir.

Referanslar

1. Chao KS, Williamson JF, Grigsby PW ve Perez CA. Uterosacral Space Involvement in Locally Advanced Carcinoma of the Uterine Cervix. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998; 15;40(2):397-403.
2. Kathy Han, Michael Milosevic, Anthony Fyles, Melania Pintilie ve Akila N. Viswanathan. Trends in the Utilization of Brachytherapy in Cervical Cancer in the United States. Int J Radiation Oncol Biol Phys 2013; 87(1):11-119.
3. Schaner PE, Caudell JJ, De Los Santos JF, Spencer A, Shen S ve Kim RY; Intraoperative Ultrasound Guidance During Intracavitary Brachytherapy Applicator Placement in Cervical Cancer. Int j Gynecol Cancer 2013; 23:559-566.
4. Assenholt MS, Petersen JB, Nielsen SK, Lindegaard JC ve Tanderup K; A Dose Planning Study on Applicator Guided Stereotactic IMRT Boost in Combination with 3D MRI Based Brachytherapy in Locally Advanced Cervical Cancer. Acta Oncologica 2008; 47:1337-1343.
5. Wan B, Lang J, Wang P ve Ma C-M. Treatment Optimization with Concurrent SBRT and Intracavitary Brachytherapy for Locally Advanced Cervical Cancer. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2016;17(1):70-79.
6. Cengiz M, Doğan A, Özyiğit G, Ertürk E, Yıldız F, Selek U ve ark. Comparison of Intracavitary Brachytherapy and Stereotactic Body Radiotherapy Dose Distribution for Cervical Cancer. Brachytherpy 2012; 11:125-129.
7. Georg D, Kirisits C, Hillbrand M, Dimopoulos J ve Pötter R. Image-Guided Radiotherapy for Cervix Cancer: High-Tech External Beam Therapy versus High-Tech Brachytherapy. Int j Radiat Oncol Biol Phys 2008; 71(4): 1272-1278.
8. Gill BS, Lin JF, Krivak TC, Sukumvanich P, Laskey RA, Ross MS ve ark. National Cancer Data Base Analysis of Radiation Therapt Concolidation Modality for Cervical Cancer: The Impact of New Technological Advancements. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2014; 90(5):1083-1090.
9. Tanderup K, Eifel PJ, Yashar CM, Pötter R ve Grigsby PW. Curative Radiation Therapy for Locally Advanced Cervical Cancer: Brachytherapy Is NOT Optional. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2014; 88(3):537-539.
10. Merrow C, deBoer S ve Podgorsak MB. VMAT for the Treatment of Gynecologic Malignancies for Patients Unable to Receive HDR Brachytherapy. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2014; 15(5): 66-73.

Otahal B, Dolezel M, Cvek J, Simetka O, Klat J, Knybel L ve ark. Dosimetric Comparison of MRI-Based HDR Brachytherapy and Stereotactic Radiotherapy in Patients with Advanced Cervical Cancer: A Virtual Brachytherapy Study. Oncology and Radiotherapy 2014; 19:399-404.

Med. Fiz. Uzm. Evren Ozan GÖKSEL

2005 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun olduktan sonra İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsünde Medikal Fizik Yüksek Lisansımı 2008 yılında tamamladım. 2007-2008 yılları arasında İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyayon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptım. 2008-2017 yılları arasında Acıbadem Kozyatağı Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştım. 2014 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Bölümünde Doktoramı tamamladım. 2010 yılından beri Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesinde Öğretim Görevlisi olarak ders vermekteyim. Acıbadem Altunizade hastanesinin açıldığı 2017 yılından itibaren, Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktayım. Evli ve bir çocuk babasıyım. Ailemle vakit geçirmek dışında, bisiklete binmek, kamp yapmak ve tüplü dalış yapmaktan da büyük keyif almaktayım.

GÜÇLÜ KUVVET VE AĞIR HADRONLARIN İÇ YAPISI

Dr. Kadir Utku CAN

Editörün Notu *(Fadime Alkaya):*

*2000 yılından beri tanıdığım ve eğitiminin her aşamasında gururla izlediğim K. Utku Can Tokyo "**RIKEN Nishina Center Hiyama Strangeness Nuclear Physics Laboratory'da;** post doktora kapsamında **"Probing the Heavy-Flawored Hadron Structure from Lattice QCD"** proje yürütücülüğünü yapmakta ve Ülkemiz adına başarılı çalışmalara imza atmaktadır. Japonya'nın kültürel hayatının içinde de aktif rol almakta özellikle fotoğraf ve müzik konusunda çok etkileyici çalışmaları bulunmaktadır. K. Utku Can aynı zamanda yıllardır birlikte keyifle ve uyumla çalıştığım Prof. Dr. Z. Füsun Tokaltlı'nın oğlu olarak annesinin izinde gitmektedir. Başarılarının devamını dileyerek, **"Güçlü Kuvvet ve Ağır Hadronların İç Yapısı"** isimli yazısını aşağıda sunuyoruz.*

Günümüze kadar parçacık fiziği üzerine yapılagelen bilimsel araştırmalar sonucunda biliyoruz ki görünen Evren'deki cisimlerin birbirleriyle veya kendileriyle etkileşimlerinde dört kuvvet rol oynamaktadır. Bu kuvvetler elektromanyetik, zayıf, güçlü ve kütle çekim kuvvetleridir. Saydığımız dört kuvvet arasından ilk üçü için halihazırda parçacık ölçeğindeki dinamikleri tanımlayan kuantum alan kuramları mevcuttur. Kütle çekim kuvveti için de bir kuantum kuramı yazılmaya çalışılsa da günümüzde hala daha klasik bir kuvvet olmaktan öteye geçebilmiş değil. Biz bu yazıda daha ziyade kuantum düzeyde tanımlı kuvvetlere odaklanacağımız için kütle çekim kuvvetini bir kenara bırakıp geriye kalan üç kuvvetle ve aslında sadece güçlü kuvvete odaklanarak devam edeceğiz.

Bir kuvvetin kuantum düzeydeki anlamını irdeleyecek olursak, modern bağlamda kabaca şöyle bir açıklama yapabiliriz: Her kuvvetin etkisi o kuvvetle ilintili bir parçacık tarafından iletilir veya taşınır. Örnek olarak foton, elektromanyetik kuvveti taşıyan parçacıktır. Gözümüzde canlandırmaya yardımcı olması açısından hayal gücümüzü zorlayıp gündelik bir durumu ele alabiliriz. Düşünün ki arkadaşınızla birlikte yürürken birbirinize bir top atıyorsunuz. Topu fırlatmanız demek aslında topa belirli bir enerji yüklemeniz demek. Arkadaşınız veya siz topu yakaladığınız zaman toptaki bu enerji karşı tarafa geçmiş oluyor. Temelde, topu enerjiyi taşıyan bir aracı olarak kullanıp karşı tarafa etkinizi aktarmış oluyorsunuz. İşte bu durumda, çok basitçe dillendirecek olursak, top fotona, sizler de elektrona karşılık geliyorsunuz. Elektromanyetik kuvvetin taşıyıcısı foton iken, zayıf kuvvet W veya Z olarak adlandırılan iki farklı parçacık tarafından, güçlü kuvvet ise gluon olarak anılan foton benzeri bir parçacık tarafından iletiliyor.

Uzunca bir zamandır kuantum kuramını yazabildiğimiz üç kuvvet Standart Model olarak bilinen bir çatı kuram altında toplanmış durumda. Bu çerçevede elektromanyetik, zayıf veya güçlü etkileşen parçacıkların dinamiklerini açıklayabiliyor, deneylerde gözlemlenen pek çok olayı anlamlandırabiliyor ve teorik hesaplamalar yapıp evrendeki veya parçacık hızlandırıcılarındaki olaylar hakkında öngörülerde bulunabiliyoruz. Günümüzde radyasyon onkolojisinde kullanılan hızlandırıcıların mühendisliğinin altında tamamen bu kuramlara dayalı hesaplamalar yatıyor.

Standart Model'i tam olarak bir bağlama oturtmak ve temel parçacık fiziğine ufak bir giriş yapmak adına Standart Model dahilinde tanımlanan parçacıkları ele alalım. Temel parçacıkları sadece kuantum düzeyde sahip oldukları **spin** özellikleri üzerinden **fermiyon** ve **bozon** olarak iki kategoriye ayırıyoruz. Spin kavramı için çeşitli klasik fizik benzetimleri yapılmaya çalışılsa da genelde daha kafa karıştırıcı olduğu için onu olduğu gibi kabul etmekte fayda var. Fermiyonlar yarım spine (1/2, 3/2 ...) sahipken bozonlar tam spine (0, 1, ...) sahiptir. Fermiyonlar da kendi içinde **lepton** ve **kuark** olarak ikiye ayrılıyor. Leptonlar dahilinde elektrik yüklü elektron ve onun daha ağır kuzenleri, **müon** ve **tau** ve bunların anti-parçacıkları bulunuyor. Ek olarak elektronik, müonik ve tauik yüksüz nötrinolar (ve anti-nötrinolar) da bu gruba dahil. Kuarklar ise, kütlelerine göre hafiften ağıra, up, down, strange, charm, bottom ve top olarak altı tane kuarktan (ve elbette altı tane de [anti-up, anti-down...] anti-kuarktan) oluşuyor. Tanımları gereği kuarklar kesirli elektrik yüküne sahiptirler. Up, charm ve top +2/3 elektrik yüküne sahipken down, strange ve bottom -1/3 elektrik yükü taşıyor. Elektrik yüküne ek olarak bir de renk yükü olarak tanımlanan ve güçlü kuvvetten sorumlu bir yüke daha sahiptirler. Bu durum üzerine yazının ilerleyen bölümlerinde daha detaylıca değineceğiz. Bozon kısmını ele aldığımızda ise karşımıza kuvvetleri ileten parçacıklar çıkıyor. Foton, bu kategoriye dahil ve uzun menzilli elektromanyetik kuvvetin taşıyıcısıdır. Elektrik yüküne sahip herhangi bir parçacık foton ile etkileşiyor. W veya Z bozonları zayıf kuvvetin taşıyıcıları ve etki menzilleri 10^{-15} m (protonun yarıçapı) civarında. Radyoaktif bozunmaların hepsinde bu bozonlar rol oynuyor. **Gluonlar** ise güçlü kuvveti taşıyorlar. Bu kuvvet sadece renk yükü taşıyan (anti-) kuarklara ve gluonlara etki ediyor ve menzili 10^{-15} m civarında olsa da Evren üzerine etkisi azımsanamayacak derecede önemli. Güçlü kuvvet kuark, anti-kuark ve gluonların etkileşerek proton veya nötronu oluşturmasında etkili yegâne etkin kuvvet. Elektromanyetik kuvvette denkleme dahil olmasına rağmen etkisi görmezden gelinebilecek kadar küçük. Protonlar ve nötronlar ise yine güçlü kuvvet sayesinde atomların çekirdeklerini oluşturuyor. Atomlar molekülleri, moleküller ise daha karmaşık yapıları ve organik veya inorganik cisimleri dolayısıyla görünür Evren'deki tüm cisimleri oluşturuyor. Güçlü kuvvetin önemini tek bir cümleyle şu şekilde özetleyebiliriz: Bu kuvvetin işleyişi şimdikinden farklı olsaydı, bambaşka bir evrende yaşıyor olurduk.

Bozon kategorisinde ve Standart Model dahilinde geriye kalan son parçacık ise meşhur **Higgs bozonu**. Higgs bozonu, temel parçacıkların kütle kazanmasından sorumlu. Kütle sahibi herhangi bir temel parçacık (Higgs parçacığı da buna dahil) Higgs bozonu ile etkileşiyor ve kütle kazanıyor.

Bu noktadan itibaren hadronların özelliklerini tartışmak için diğer kuvvetleri bir kenara bırakıp güçlü kuvvete ve bu kuvvetin etkilerine odaklanacağız. Aslına bakarsanız önceki paragrafta iki tane hadrondan bahsettik: Proton ve nötron. Ancak hadronlar bu iki parçacıktan ibaret değildirler. Kuark, anti-kuark ve gluonların oluşturduğu herhangi bir bağlı durumu hadron olarak tanımlamak mümkün. Bu tanımlamadan yola çıkarak ve olabildiğince basit düşünerek hadronları iki temel bölüme ayırabiliriz. Bir kuark ve anti-kuarktan oluşan (anti-) mezonlar ve üç tane (anti-) kuarktan oluşan (anti-) baryonlar. Son dönemde deneylerde gözlemlenen olası tetraquark (iki kuark + iki anti-quark) ve pentaquark (üç kuark + bir kuark-anti-kuark çifti) veya kuramlardan öngörülen dibaryon (üç kuark + üç anti-quark) benzeri bağlı durumları da hesaba katacak olursak işleri biraz daha karmaşıklaştırmak mümkün. Şu anda deneylerde gözlemlenmiş yüzlerce hadron var ancak bu hadronlardan bozunmayanı (en azından yarı ömrü evrenin yaşından fazla) sadece protondur. Nötron yalnızca atom çekirdeği içerisindeyse kararlı bir parçacık olarak davranıyor ancak eğer serbestse beta bozunmasına uğrayıp protona dönüşüyor. Sadece up, down, strange, charm ve bottom kuarklar bağlı durumlar oluşturulabiliyorlar. Top kuark yaşam süresinin kısalığı yüzünden bağlı durum oluşturamadan başka parçacıklara veya kuarklara bozunuyor. Sadece protonun kararlı bir parçacık ve kuark içeriğinin de uud olduğunu düşünürsek, strange, charm veya bottom içeren herhangi bir hadron en nihayetinde, dinamiğine bağlı olarak güçlü ve/veya elektromanyetik ve/veya zayıf etkileşim aracılığı ile, sadece up veya down kuarktan oluşan bağlı kararlı durumlara veya lepton veya fotonlara dek bozunabilir.

Dikkatinizi çektiyse eğer kuarklardan hep hadronların içerisindeki parçacıklar olarak bahsettik. Bunun sebebi aslında şu ana dek deneylerde serbest bir kuarkın gözlemlenmemiş olmasıdır. Kuarkların varlığına dair elimizde deneylerden gelen inandırıcı ve kesin kanıtlar var olsa da bu kanıtlar hadronların iç yapısına yönelik yapılan deneylerden gelmektedir. Anlayışımız o ki, kuarklar doğada bağlı durumlar oluşturup hadronların içerisine hapsoluyorlar. Aslına bakarsanız CERN'deki Büyük Hadron Çarpıştırıcısı benzeri yüksek enerjili deneylerde veya keza Evren'in erken dönemlerinde kuarkların gluonlarla birlikte bir kuark-gluon plazması oluşturduğuna dair buluntular var. Her ne kadar plazma içerisinde kuarklar serbest parçacıkmış gibi davransa da serbest parçacıktan kasıt tek başına bir kuark olduğundan plazma içerisindeki kuarkları tam anlamıyla serbest olarak tanımlamak pek doğru değil.

Bu noktada güçlü kuvveti diğer kuvvetlerden ayıran bir özelliğe değinmiş oluyoruz. Hangi enerji ölçeğinde değerlendirdiğinize göre farklı bir davranışla karşılaşıyoruz. Enerji ölçeğinin bir ucunda kuarklar, hadronlara hapsolurken diğer ucunda neredeyse serbestmiş gibi davranıyorlar. Kuarkların hadronlara hapsolmasının sebebi renk yükü taşımaları ve bu yükten öte gelen etkileşimleridir. Etkisi uzaklığın karesiyle ters orantılı olan elektromanyetik etkileşimin aksine renk yükleri arasındaki etkileşim yükler arasındaki uzaklıkla orantılıdır. Bu da demek oluyor ki renk yükü taşıyan kuarklar birbirlerinden uzaklaştıkça aralarındaki çekim kuvveti giderek artıyor. İşin çetrefilli kısmı ise sadece kuark ve gluonların etkileşimleri üzerine yazdığımız kuantum renk dinamiği kuramından başlayarak hadronların özellikleri ile ilgili hesaplamalar yapmak, iç dinamiklerine dair kuramsal öngörülerde bulunmaktır.

Günümüzde **Kuantum Renk Dinamiği (KRD)** kuramından yola çıkarak hadronların özelliklerini, örneğin kütlelerini, spinlerini, yaşam sürelerini veya iç yapılarını/dinamiklerini hesaplamak mümkün. Çetrefilli olmasının sebebi ise bu hesaplar için süper bilgisayarlara ihtiyaç duyuluyor olmasıdır. İngilizce Lattice Quantum Chromodynamics olarak adlandırılan, Türkçe'ye Örgü Kuantum Renk Dinamiği olarak çevirebileceğimiz yöntemin özü KRD kuramını istatistiksel mekanik problemini andıran bir yapıda yeniden yazıp sayısal olarak çözümlemektir. Hala daha üstesinden gelinmesi gereken çeşitli teknik, teknolojik ve algoritmik zorluklar olsa da bu yöntem elimizdeki en gelişmiş, en güvenilir ve sayısal hassaslığı en yüksek yöntemdir. Örgü KRD'nin güvenilirliği o kadar yüksek ki, deneysel veri olmayan durumlarda bu yöntemden gelen sonuçlar deneysel veriyle neredeyse eşdeğer tutuluyor. Teknik zorluklar aşılıp yöntem geliştirildikçe çoğu durumda deneye olan bağımlılığı ortadan kaldırma potansiyeline sahip.

Yaklaşık son beş yıldır benim de dahil olduğum Türk ve Japon araştırmacılardan oluşan bir ekip ile Örgü KRD metodunu kullanarak en az bir ağır kuark (charm kuark) içeren hadronların özelliklerine ve iç yapılarına dair araştırmalar yürütmekteyiz. Ağır kuark içeren hadronları seçmemizin başlıca sebeplerinden bir tanesi bu hadronların, iç yapılarının sadece hafif kuark (up, down, strange) içeren hadronlara kıyasla (örneğin protona kıyasla) farklı olmasıdır. Bu farklılıkları güvenilir ve hassas bir şekilde belirleyebilmek hem kuarkların etkileşimleri hem de önceden bahsettiğimiz hapsoluş mekanizmasının işleyişi hakkında çıkarımlarda bulunabilmek açısından büyük önem arz ediyor.

Eğer deneysel açıdan düşünecek olursak; herhangi bir hadronun iç yapısı ile ilgili bilgi edinmek için kullanılan yöntem, hadrona bir elektron ışını gönderip elektron ile hadron foton aracılığı ile etkileştikten sonra açığa çıkan sonuçları inceleyerek çıkarımlarda bulunmaktır. Kuramsal açıdan baktığımızda bu duruma karşılık gelen elektromanyetik etkileşimler olduğundan araştırmalarımız ağır hadronların özellikle elektromanyetik iç yapılarına odaklanmış durumda. Bir hadronun elektromanyetik özelliklerinden bahsettiğimizde aslında elektrik yük yoğunluğu ve dağılımından, manyetik alan altında ne şekilde davranacağından veya etkileşimler sonucunda nasıl değişeceğinden ve bütün bunlara içerisindeki kuarkların ne şekilde katkı vereceğinden bahsediyoruz. Bulgularımız gösteriyor ki hadronun içerisinde bir veya birden fazla ağır charm kuarkın varlığı yukarıda bahsettiğimiz özelliklerin hepsinin, hafif hadronların değerlerine kıyasla, farklılaşmasına sebep oluyor. Örneğin elektrik yük çapları ufalıyor, manyetik alana olan hassasiyetleri azalıyor, bozunma dinamikleri baskılanıyor. Bu değişimlerin en büyük sebebi olarak sistematik olarak azalan charm kuark katkılarını görüyoruz. Kuramsal olarak hadronların iç yapılarını anlamaya bir adım daha yaklaşmaya ve başka kuramsal yaklaşımlara örnek olmaya ek olarak; yaptığımız hesaplamalar, varlığı öngörülen ancak henüz deneylerde tespit edilememiş pek çok parçacığın kütlesi, yaşam süresi, etkileşim ve bozunma dinamikleri hakkında, dünyanın çeşitli gelişmiş ülkelerinde konu ile ilintili deneyler yapılacak laboratuvarlara ön ayak olacak, yol gösterecek veriler sunuyor. Bu birkaç senelik çalışmalarımız bizleri güçlü etkileşen parçacıkları anlamaya adım adım yaklaştırsa da nihai bir sonuca varmak için bu konuyu çalışan dünya çapındaki camia olarak henüz erken bir aşamadayız.

Ekibe dahil olan Prof. Dr. Güray Erkol (Özyeğin Üniversitesi), Prof. Dr. Altuğ Özpineci (ODTÜ), Dr. Bora Işıldak (Özyeğin Üniversitesi), Dr. Hüseyin Bahtiyar (Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi) ve Japonya'dan Prof. Dr. Makoto Oka (Tokyo Teknoloji Enstitüsü ve Japon Atom Enerjisi Kurumu İleri Bilimler Araştırma Enstitüsü) ve Toru. T. Takahashi (Gunma Teknoloji Koleji) alanlarında önde gelen araştırmacılar olup çalışmalarımızda yol gösterici ve aktif rol oynadılar ve ayrılmaz bir parça olmaya devam etmekteler. Yaptığımız araştırmaların hepsi dünyanın önde gelen, prestijli nükleer ve parçacık fiziği dergilerinde yayınlandı [2-8] ve doktora tezimi oluşturan bir kısmı ise kitap olarak basıldı [1]. Dünyanın konu ile ilgili başı çeken araştırma enstitüleri ve üniversitelerindeki araştırmacılarla iletişim halinde, ekibimizi genişletme hedefiyle ağır hadronların özelliklerini anlamaya ve güçlü kuvvetin bize sunduğu problemleri irdelemeye devam etmekteyiz.

REFERANSLAR

- K.U. Can, Electromagnetic Form Factors of Charmed Baryons in Lattice QCD, Springer Theses Series, Springer Singapore (2018), DOI: 10.1007/978-981-10-8995-4
- H. Bahtiyar, K.U. Can, G. Erkol, M. Oka, T.T. Takahashi, $\Xi_c\gamma \to \Xi'_c$ transition in lattice QCD, Phys. Lett. B772 (2017) 121-126, DOI:10.1016/j.physletb.2017.06.022
- K.U. Can, G. Erkol, M. Oka, T.T. Takahashi, $\Lambda_c\Sigma_c\pi$ coupling and $\Sigma_c \to \Lambda_c\pi$ decay in lattice QCD, Phys. Lett. B768 (2017) 309-316, DOI:10.1016/j.physletb.2017.03.006
- K.U. Can, G. Erkol, M. Oka, T.T. Takahashi, A look inside charmed-strange baryons from lattice QCD, Phys. Rev. D92 (2015) no.11, 114515, DOI:10.1103/PhysRevD.92.114515
- H. Bahtiyar, K.U. Can, G. Erkol, M. Oka, $\Omega_c\gamma \to \Omega*_c$ transition in lattice QCD, Phys. Lett. B747 (2015) 281-286, DOI:10.1016/j.physletb.2015.06.006
- K.U. Can, G. Erkol, B. Isildak, M. Oka, T.T. Takahashi, Electromagnetic structure of charmed baryons in Lattice QCD, JHEP05 (2014) 125, DOI:10.1007/JHEP05(2014)125
- K.U. Can, G. Erkol, B. Isildak, M. Oka, T.T. Takahashi, Electromagnetic properties of doubly charmed baryons in Lattice QCD, Phys. Lett. B726 (2013) 703-709, DOI:10.1016/j.physletb.2013.09.024
- K.U. Can, G. Erkol, M. Oka, A. Ozpineci, T.T. Takahashi, Vector and axial-vector couplings of D and D* mesons in 2+1 flavor Lattice QCD, Phys. Lett. B719 (2013) 103-109, DOI:10.1016/j.physletb.2012.12.050 .

Dr. Kadir Utku CAN

1988 İstanbul doğumluyum. 2005-2010 tarihleri arasında Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünü bitirdikten sonra 2010-2012 yılları arasında ODTÜ Fizik Bölümünde yüksek lisansımı tamamladım. 2012-2013 yılları arasında üniversitemde başladığım doktora programını tamamlamadan aynı yıl Tokyo Institute of technology Graduate School of Science and Engineering Fizik Bölümünde Araştırma Öğrencisi olarak 1 yıl süreyle Japon Hükümeti MEXT bursu ile çalışmaya başladım. 2014-2017 yılları arasında aynı bölümde doktora programını aynı bursla tamamlayarak PhD derecesini aldım. 2017 yılından itibaren "RIKEN Nishina Center Hiyama Strangeness Nuclear Physics Laboratory'da" post doktora kapsamında çalışmaktayım.İngilizcenin yanısıra Japoncayı da orta derecede bilmekteyim. Bilgisayar programlama dili olarak FORTRAN 77/95, CUDA, C/C++, PYTHON ve LATEX kullanabilmekteyim.

2017-2020 yılları asrasında "Probing the Heavy-Flawored Hadron Structure from Lattice QCD" adlı projenin yürütücülüğünü yapmaktayım. Araştırma konularım Kuantum Renk Dinamiği, Hadron yapısı ve Ağır Hadronlardır. 2017 yılında Springer tez ödülü ve aynı yıl Tokyo Teknoloji Enstitüsü Tejima Yabancı Öğrenci Araştırma Ödülüne layık görüldüm.

Hobilerim Fotoğraf (https://utkcnpht.wordpress.com) ve Gitar (Jazz, blues, rock, metal)'dır.

FOTOĞRAFLARLA 13. ULUSAL RADYASYON ONKOLOJİSİ KONGRESİ

Ülkemiz radyasyon onkolojisi camiasının en büyük kongresi 13.Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi bu yıl 27 Nisan-1 Mayıs 2018 tarihleri arasında Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti'nde Kaya Artemis Kongre Merkezi'nde yapıldı. Ulusal ve uluslararası birçok konuşmacının davet edildiği kongre herkes için oldukça verimli oldu. Kongrede 74 sözel bildiri sunulurken yüzlerce poster sergilendi.

Kongrenin ilk günü ve son günü kurslara ayrılmıştı. İlk gün "Planlamadaki Değil, Poliklinikteki Hastam" kursunu Zeynep Özarslan ve Fazilet Öner Dinçbaş yönetti. "Radyasyon Onkologları için Teranostik Nükleer Onkoloji Kursu" ise Esra Kaytan Sağlam ve Meltem Çağlar Tuncalı tarafından koordine edildi. Bu kurs Teranostik Nükleer Onkoloji Derneği ile birlikte düzenlendi. Son gün olmasına rağmen yoğun katılımıyla dikkat çeken "Stereotaktik Radyocerrahi/ Stereotaktik Beden Radyoterapisi Kursu" Kaan Oysul ve Mustafa Cengiz koordinatörlüğünde gerçekleştirildi.

Kongrede bu yıl ilk kez medikal fizik anlatımları ile ilgili farklı bir yol izlendi. Medikal fizikçilere dedike bir oturum

düzenlendi. Diğer klinik oturumlarda, oturumun konusuna göre medikal fizikçi arkadaşlarımız görev alarak görüşlerini paylaşma fırsatı buldular. İlk gün torasik, jinekolojik, hemotolojik ve pediatrik tümörler ile radyobiyoloji konuşuldu. Ben Slotman "SBRT in NSCLC" isimli konuşması ile herkesi hayran bıraktı. James Welsh "New Horizans in Radiation Oncology" başlıklı konuşmasında salon doluydu cumartesi akşamı açılış konuşmaları yapılarak meslek büyüklerimize kutlama plaketleri verildi.

ULUSAL RADYASYON
ONKOLOJİSİ KONGRESİ

2018
KKTC
HATİCE B. BECERİR

11:02:26
VINCENT KHOO

10:32:42
JAMES WELSH

10:36:07
MARIA C.
LEONARDI

Kongrenin ikinci gününde Genitoüriner sistem, santral sinir sistemi, meme tümörleri konuşulan ana konulardı. Karol Sikora proton tedavisi ile ilgili bir konuşma yaptı. MR tedavilerine yönelik Chris Terhaard çeşitli örnekler verdi. Genç radyasyon onkologları oturumunda Ben Slotman epey soru ile karşılaştı. Akşamüstü yoğun program sonrası katılımcıları güzel bir sürpriz bekliyordu. Ali İhsan Varol ile kelime oyunu herkesi gülmekten kırdı geçirdi.

30 Nisan 2018 tarihli toplantılarda izleyeciler farklı bir konsept ile karşılaştılar. Baş-boyun tümörleri, Gastrointestinal sistem tümörleri, yumuşak doku, benign cilt ve palyatif tümörler konuşulan ana konulardı. Maria Cristina Leonardi "Pushing the evidence forward in tomotherapy in breast radiotherapy" başlığı ile birçok vakada doz dağılımlarını ve sonuçlarını aktardı. Vincent Khoo "Prostat SBRT" başlıklı sunumu ile birçok hekimi uygulama için cesaretlendirdi. Teknoloji savaşları başlıklı toplantı kaçıranları çok üzdü. Esra Kaytan Sağlam, Gökhan Özyiğit ve Cem Önal hocalarımız teknoloji ile bilimin yarışını, firmaların hayatımızdaki rolünü güzel bir mizansen ile aktardılar hepimize. "Postoperatif kavite radyocerrahisinde leptomeningeal relaps" başlıklı yazıda Dr. Banu Atalar ve Hale Başak Çağlar mükemmel bir sunum yaptılar ve izleyicilerin kafasını karıştırdılar ama sunum sonunda ortak bileşenleri bizlere harika aktardılar. Aynı saatlerde medikal fizik oturumu meslektaşlarımızın merakla beklediği oturumlardan birisiydi. Oturum başkanlığını Cüneyt Ulutin ve Hatice Bilge Becerir yaptığı oturumda bir saat içerisinde gelişen teknolojiler, adaptif radyoterapi ve proton tedavisinin gerekliliği konuşuldu.

Kongrenin son günü SRS/SBRT tedavilerine ayrılmıştı. Sabah oturumunda Dr. Meriç Şengöz başkanlığında vestibular schwannoma, menengioma, spinal radyocerrahisi ve SRS/SBRT tedavisinde dikkat edilmesi gerekenler konuşuldu. Konular ile bağlantılı 3 sözel bildiri sunumu yapıldı.

Kongreler akademik ve bilimsel hafızayı tazelemek ve yenilemek için son derece öneme sahip olsa da aslında en güzel yanlarından birisi sosyal dostlukların gelişimine fayda sağlaması ve meslektaşların kendi aralarında zaman geçirmesine olanak bulmasıdır. Bu kongre vasıtasıyla insanlar Kıbrıs'ın en güzel otellerinden birinde hem bilimsel hem de sosyal yönden yeterince doydular. Bir sonraki kongrenin merakı ile evlerine geri döndüler.

30. ULUSAL NÜKLEER TIP KONGRESİNİN ARDINDAN

Med.Fiz.Uzm. Burcu KOZANLILAR

Med.Fiz.Uzm. Nami YEYİN

30. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi, 11-15 Nisan 2018 tarihlerinde Antalya Belek'de, Gloria Kongre Merkezi'nde gerçekleşmiştir.

Ulusal Nükleer Tıp Kongreleri, bu yılda 1975 yılında kurulan Türkiye Nükleer Tıp Derneği tarafından düzenlenmektedir. Bu yılki kongrenin ana teması, 'Hedefe yönelik ve kişiselleştirilmiş radyonüklit tedaviler' olarak belirlenmiştir. Günümüzün gelişen teknolojisi ile yeni tanı ve tedavi amaçlı radyofarmasötikler ile birlikte Nükleer tıp, moleküler görüntüleme ve tedavi alanında da büyük ilerleme kaydetmiştir. Kongrede klinik onkolojide önemi giderek artan bu gelişmeler aktarılırken, sosyal ve mesleki sorunların da gündeme getirildiği panel ve toplantılar gerçekleşmiştir. Kongrede 20 ana oturum başlığı altında alanında uzman bilim insanları tarafından güncel bilgiler katılımcılara aktarılmış ve ayrıca 7 adet sözel bildiri oturumunda toplam 50 adet sözel bildiri katılımcılar tarafından sunulmuştur. Kongreye nükleer tıp çalışmaları alanlarını ilgilendiren hekimlik uygulamalarını içeren sunumlar yanında çok sayıda medikal fizik uygulamalarını içeren çalışmaların sunumları gerçekleştirilmiştir. Kongreye 250 Uzman Doktor, 29 Asistan Doktor, 10 Teknisyen ve 8 Medikal Fizikçi katılmıştır.

Resim 1: Prof. Dr. Hatice Durak'ın açılış konuşması

Resim 2: Açılış Kokteyli

30. Ulusal Nükleer Tıp kongresinin 1. gününde nükleer tıpta asistan ve uzman doktorların kişisel başvuruları ile yeterlilik sınavı yapılmış, kurumsal ve uygulama tarzında yapılan sınavların her ikisinden de başarılı olan nükleer tıp doktorları yeterlilik belgesi almaya hak kazanmıştır. Kongrenin 1. gününde "Temel MR Görüntüleme" ve "Klinik PET/MR kursu" konulu seminerler gerçekleştirilmiştir. Birinci günün sonunda "Açılış seromonisi ve açılış konuşması" Prof. Dr. Hatice Durak tarafından yapılmış (Resim 1) ve ardından kokteyl (Resim 2) gerçekleştirilmiştir.

2. gün, "Pet Imaging For Response Evaluation In Oncology" oturumunda "Evolving role of imaging response criteria in oncology" konusu anlatılmıştır. Türkiye Nükleer Tıp Derneği tarafından düzenlenen, ulusal ve uluslararası Nükleer Tıp alanında değerli bilim insanları tarafından editörlüğü yapılan MIRT (Medical Internal Radionuclide Therapy) isimli derginin editörler kurulu toplantısı gerçekleştirilmiştir.

Türkiye'de Nükleer Tıbbın kurulmasında önemli bir yeri olan Prof. Dr. Suphi Artunkal anısına her yıl düzenlenen en iyi sözel bildiri oturumu gerçekleştirilmiş ve ödüle aday dört sunum anlatılmıştır. Bu dört çalışmanın üçünün nükleer tıp fiziği ile ilgili konuları içermesi biz nükleer tıpta çalışan Medikal Fizikçiler adına gurur kaynağı olmuştur.

Ödülü Yeditepe Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalından Nalan Alan Selçuk ve arkadaşlarının yaptığı çalışma kazanmıştır.

Kongrenin 3. gününde "Theranostics In Prostate Cancer I: Yüksek Riskli Prostat Ca'da Görüntüleme Yöntemleri Ne Sunuyor?" oturumunda "Pediatrik Nükleer Tip" konusu anlatılmıştır. 2 nolu salonda "TNTD Genç Araştırmacı Ödül Oturumunda" sözel bildirileri ile Genç Araştırmacı Ödülüne aday sözel bildiri çalışmaları anlatılmıştır.

"Theranostics In Prostate Cancer II: Kastrasyona Dirençli Prostat Ca'da Tedavi, Multidisipliner Bakış (Panel)" konulu oturum gerçekleştirilmiştir. 2 No' lu salonda "Nükleer Tıpta Tanı Ve Tedavide Güncel Durum" konulu oturumda ise Siemens Healthineers, GE Healthcare ve BAYER firmalarının çağrılı konuşmacıları tarafından anlatılmış ve aynı zamanda 3. Salonda kongreye sözel bildiri ile katılan araştırmacılar sunumlarını yapmışlardır.

1 No'lu salonda "İlaç Taşıyıcı Sistemler Ve Nükleer Tıp" ve "Hedefe Yönelik Tedavilerde Yeni Dönem (Alfa Ve Ötesi)" konulu seminerler gerçekleştirilmiştir. 2 No'lu salonda Klinik Deneyimlerle "Baş-Boyun Tümörlerinde PET/MR vs. PET/BT" konulu oturum anlatılmıştır. Aynı zamanda Salon 3 de sözel bildiriler hem sabah hem de öğleden sonra oturumlarında anlatılmıştır.

1 No'lu salonda "Uzmanı İle Birlikte: Tiroid Kanserinde Sonografi-Patoloji İlişkisi, Olgularla Değerlendirme (İnteraktif Oturum)" konulu oturum gerçekleştirilmiştir. "Radyonüklid Tedavi Planlamada İnternal Dozimetri" isimli oturumunda 2. salonda "İnternal dozimetride temel prensip ve metodlar" konulu seminer Dr. Türkay Toklu (resim 3) ve "İnternal dozimetrinin klinik uygulamaları" konulu seminer Doç. Dr. Nalan Alan Selçuk (Resim 4) tarafından verilmiştir.

Resim 3: Dr. Türkay Toklu

Resim 4: Doç. Dr. Nalan Alan Selçuk

"Read With The Expert: SPECT/CT (İnteraktif Oturum)" konulu oturumda "SPECT/CT in musculoskletal disease and SPECT/CT in non-skeletal clinical entities" Dr. Simin Dadparvar tarafından anlatılmıştır. 2 No'lu salonda "Karaciğer Tümörlerinde Hedefe Yönelik Tedaviler" konulu oturumda MOLTEK ve BAYER firmalarının çağrılı konuşmacıları tarafından anlatılmıştır. "PANEL: Radyofarmasötikler Ve Ruhsatlandırma", "Uzmanı İle Birlikte Değerlendirme (İnteraktif Oturum): Nükleer Kardiyoloji" ve "Olgularla MPS" konulu seminerler gerçekleştirilmiştir. Salon 3'de sözel bildiriler hem sabah hem de öğleden sonra oturumlarında anlatılmıştır.

4. günün sonunda "ÖDÜL TÖRENİ (Suphi Artunkal, Genç Araştırmacı ve En İyi Poster) ve kapanış konuşmaları" oturumu gerçekleştirilmiştir. Ödül sahiplerine ve Nükleer tıp yeterlilik belgesi almaya hak edenlere plaket ve belgeleri teslim edilmiştir.

Suphi Artunkal Ödülü Kazanan Çalışma

İyi Differensiye Düşük Riskli Tiroit Kanseri (İdtk) Hastalarında Hedef Doku Radyasyon Dozu İle Ablasyon Tedavisi: Prospektif, Randomize, Gözlemsel Klinik Çalışma

Nalan Selçuk, Nami Yeyin, Türkay Toklu, Reşit Akyel, Onur Erdem Şahin, Adil Boz, Fuat Yapar, Levent Kabasakal

Resim 5: Dr. Nalan Alan Selçuk

Genç Araştırmacı Ödülü Kazanan Çalışma

Primer Hiperparatiroidi Hastalarında Hiperfonksiyone Paratiroid Bezinin Lokalizasyonunda 18f-Kolin Pet/Bt'nin Rolü Ve Tc-99m Mıbı Spect/Bt İle Karşılaştırılması

Mine Araz, Çiğdem Soydal, Elgin Özkan, Kemal Metin Kır, Erkan İbiş, Sevim Güllü, Murat Faik Erdoğan, Rıfat Emral, Özlem N. Küçük

Resim 6: Dr. Mine Araz

En İyi Poster Bildiri Ödülü Kazanan Çalışma

Rai İle İndüklenmiş Akciğer Fibrozisinde Lökotrien Reseptör Antagonistinin Etkinliği

Aylin Akbulut, Arif Osman Tokat, Deniz Billur, Serdar Kuru, Gökhan Koca, Meliha Korkmaz

Resim 7. Dr. Aylin Akbulut

Ardından "Akıllı İlaç Kullanımı'' konulu seminer Prof. Dr. Tevfik Fikret Çermik tarafından anlatılmıştır. Son oturum olarak Olağan Genel Kurul, Yönetim ve Denetleme Kurulu Seçimleri gerçekleştirilmiştir.

Resim 8. 30. Nükleer Tıp Kongresi Stant Alanı

Kongre süresi boyunca kahve molaları ve oturum aralarında stant alanı ziyareti gerçekleştirilerek hem katılımcıların dinlenmesi hem de stantları gezerek yeni ürün ve teknolojiler hakkında bilgi sahibi olmaları sağlanmıştır.

Resim 9 Kongreye Destek Olan Firmalar

"Radyofarmasötikler Ve Ruhsatlandırma" ve "İlaç Taşıyıcı Sistemler" konulu oturumlarda Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) stant açarak ve TAEK temsilcileri oturum başkanlığı yaparak kongreye destek olmuştur. Kongre 11-15 Nisan tarihleri arasında yoğun bir program ile gerçekleştirilmiş olup BAYER TÜRK KİMYA SANAYİ LİMİTED ŞİRKETİ, SIEMENS HEALTHCARE SAĞLIK A.Ş., MOLTEK SAĞLIK HİZMETLERİ ÜRETİM VE PAZARLAMA A.Ş., MEDİCHECK NÜKLEER ÜRÜNLER SANAYİ VE TİCARET A.Ş, BTG MEDİKAL LİMİTED ŞİRKETİ, NEPHA TIBBİ CİHAZLAR SANAYİ VE TİCARET A.Ş., POZİTRON TEKNİK HİZMETLER İÇ VE DIŞ TİC. SAN. LTD. ŞTİ, GE HEALTHCARE, NUKLEON NÜKLEER TEKNOLOJİ ARAŞTIRMA SAN. VE TİC. LTD. ŞTİ., ECZACIBAŞI MONROL NÜKLEER ÜRÜNLER, firmaları stant açarak kongreye destek olmuşlardır.

30. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi' ne Nükleer Tıp Fizikçisi gözünden bakış ve temenni;

Ülkemizde uzun yıllar medikal fizikçi ihtiyacı sadece radyasyon onkolojisinde hissedilmiştir, Türkiye Atom Enerjisi Kurumunun (TAEK) çıkardığı yönetmelik 'medikal fizikçisi bulunmayan onkoloji bölümlerine lisans verilmemesi' onkolojideki talebin önemli bir nedenidir. Nükleer tıpta ise medikal fizikçiler geçmişi 20 yıldan fazla da olsa özellikle üniversite hastanelerinde sınırlı sayıda klinikte çalışma imkânı bulabilmişlerdir. Radyoloji kliniklerinde ise görev alan fizikçi sayısı yok denecek kadar azdır.

Nükleer tıptaki klinik teşhis ve tedavinin hatasız yapılabilmesi hekim, medikal fizikçi ve teknisyen üçlüsünün tam bir iletişim içerisinde ve ortak bir bilimsel lisanı belirli bir düzeyde kullanmalarıyla mümkündür.

Nükleer Tıpta radyasyondan korunma konusundaki mevcut durum, medikal fizikçi, tekniker istihdamında ve mevcut mevzuattaki eksiklikler, yaşanan sıkıntılar, radyasyondan korunma ve kalite kontrol testleri için ihtiyaç duyulan ekipmanların gündeme gelmesi, özellikle açık kaynaklarla tedavi uygulamalarında eğitim ve uygulamaya yönelik ihtiyaçların ortaya konulması gibi konuların tartışılması amacıyla önümüzdeki Nükleer Tıp kongrelerinde fizik oturumlarının arttırılması ve fizikçi katılımının daha çok olmasını umut ediyoruz.

Med.Fiz.Uzm. Burcu KOZANLILAR

1984 yılında Afyonkarahisar'da doğdu. 2007 yılında Ankara Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Yüksek lisans eğitimini Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda tamamladı. Halen İstanbul EAH, Nükleer Tıp Kliniğinde görev yapmaktadır.

Med.Fiz.Uzm. Nami YEYİN

1987 yılında Kırşehir'de doğdu. 2009 yılında Dumlupınar Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. İstanbul Ticaret Üniversitesi Endüstriyel Fizik yüksek lisansını ve ardından İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Nükleer Tıp yüksek lisansını tamamladı. 2018 yılında İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Nükleer Tıp programında doktora eğitimine başladı. 2011 yılından bu yana İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda görev yapmaktadır.

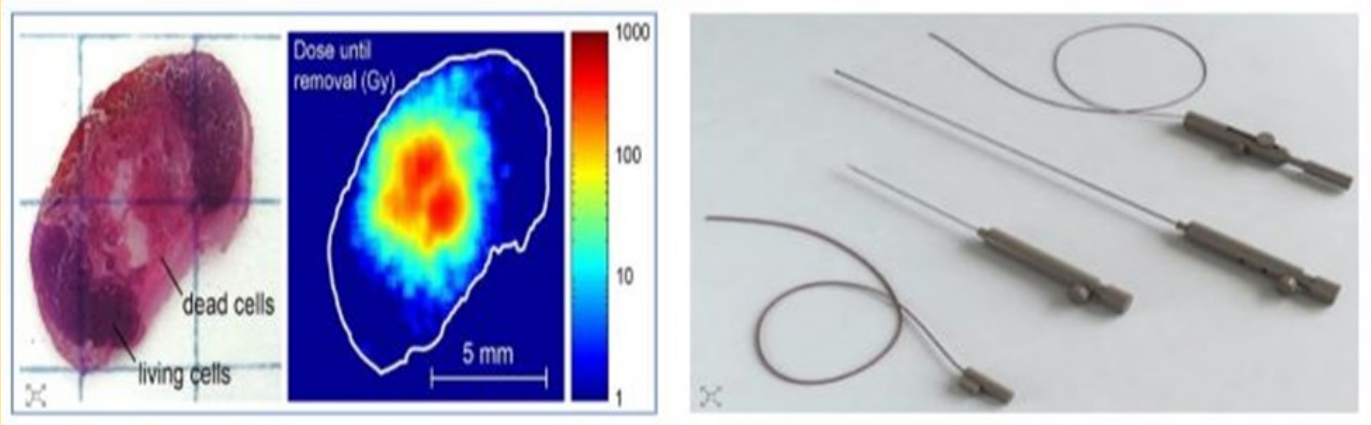
RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER

Med. Fiz. Uzm. Boran GÜNGÖR

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

Alfa Parçacıkları Kullanılarak DART (Diffusing Alpha Emitters RT) Tekniği Tedavisi (Mayıs 2018)

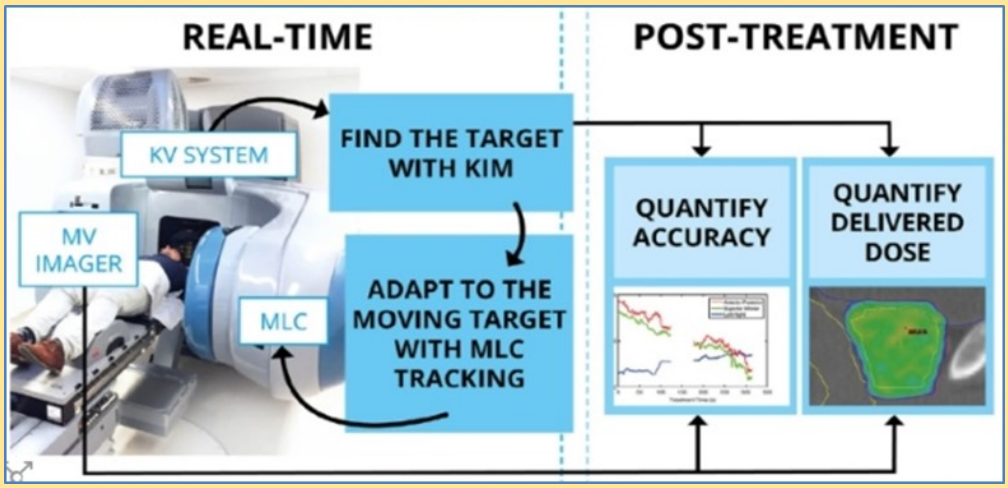
Alfa parçacıkları, yüksek biyolojik etki, oksijenlenme bağımsızlığı sebebiyle hipoksik tümörlerde kullanılabilme veya hücre evresine bakmaksızın tümör hücre DNA'sına direk olarak etki edebildiği için güçlü bir kanser tedavi şekli olarak düşünülebilmektedir. Fakat önemli bir eksikliği dokudaki aşırı küçük penetrasyon mesafesidir (yaklaşık 40-90 µm). Tel-Aviv Üniversitesi'nden araştırmacıların (Itzhak Kelson &Yona Keisari) yaptığı çalışma ile, Alpha DART (diffusing alpha-emitters RT) tekniği geliştirildiği açıklanmıştır. Ra-224 atomu içeren radyoaktif kaynak (seed) tümör içine yerleştirilmesine dayanan teknikte Ra atomları kısa ömürlü Rn-220, Po-216, Bi-212, Po-212 yüksek enerji alfa yayan atomlara bozunarak alfa yayılımı devam etmekte ve birkaç milimetre çapına kadar etki arttırılabilmektedir **(Şekil1)**. İsrail ve İtalya'da klinik deneme süreci devam eden teknik şu ana kadar skuamoz karsinom, kolon, prostat, beyin, pankreas ve akciğer karsinom olmak üzere toplam 16 hastada denendiği bildirilmiştir. Klinik sürecin erken dönem sonuçlarına göre, lokal kontrol oranı %80 ve sıfır sistemik toksisite olarak açıklanmıştır.



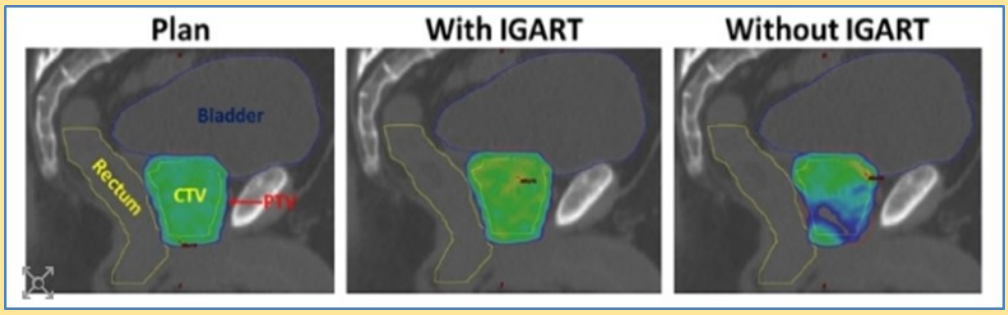
Şekil 1: Alfa DART tekniği doz dağılımı (solda), Kaynağın konulduğu tüpler (sağda).

Standart Lineer Hızlandırıcı Üzerinde Gerçek Zamanlı IGART Tekniği Uygulanması (Mart 2018)

Gerçek zamanlı görüntü rehberliği uyumlu radyasyon tedavisi (Real-time image guided adaptive rt – IGART), mevcut durumda RT sistemlerine uygulanması zor ve pahalı olarak değerlendirilmektedir. Avustralya Sidney Üniversitesi ve Royal North Shore Hastanesi'nden araştırmacıların geliştirdiği yöntem ile imaj tabanlı tümör lokalizasyon sistemi (kilovoltage intrafraction monitoring – KIM) ve gerçek zamanlı MLC takip sistemini birleştirerek gerçek zamanlı IGART uygulamasının standart Lineer hızlandırıcıda yapılabildiği açıklanmıştır **(Şekil 2)**. Tedavi sırasında tümör pozisyonunu ölçen KIM sisteminin klinik denemeleri amacıyla 8 prostat hastasının kullanıldığı, 10 yıldan uzun süredir geliştirilmekte olan KIM tekniği ile prostat hareketinin 3 boyutlu olarak milimetre altı hassasiyetle izlenebildiği belirtilmiştir. Sistemin tümör pozisyon sinyalini gerçek zamanlı MLC izleme koduna göndererek yaprak pozisyonlarının düzeltildiği ve ışın demetlerinin de bu sayede gerçek zamanlı hedef pozisyonuna göre ayarlandığı teknik ile geometrik doğruluğun geliştirildiği vurgulanmıştır. Klinik denemelerde KIM sisteminin kullanıldığı SBRT tekniği uygulanan 48 prostat hastasında, sistemin sebep olduğu ek dozun belirlenmesi ve sistemin hedef pozisyon doğruluğu gibi analizler yapılmıştır. Sonuçlara göre, KV dozu 0.4 Gy hesaplanmış, ortalama geometrik doğruluk 0.2 ± 0.6 mm olarak belirlenmiştir. Ayrıca, en fazla prostat hareketi olan tedavide (8 mm) geometrik doğruluğun hareketten etkilenmediği ve CTV'nin hedeflenen dozun %100 'ünü aldığı (sistemin kullanılmaması durumunda %95) belirtilmiştir **(Şekil 3)**.



Şekil 2: Standart Linak üzerine gerçek-zamanlı IGRT sistemi entegrasyonu



Şekil 3: IGART sistemi kullanıldığında ve kullanılmadığında doz dağılımı

AAPM 2018 Yayın Ödülleri:

AAPM 2018 yıllık toplantısında ödül almaya hak kazanan çalışmalar açıklandı ve ödüllerin 30 Temmuz 2018 günü verileceği duyuruldu. Ödül alan çalışmalar ve ödül kategorisi aşağıda verilmiştir;

- Medical Physics Journal Paper (Radyasyon Tedavi Dozimetri,Planlama veya Işınlama)

"Deep Reinforcement Learning for Automated Radiation Adaptation in Lung Cancer"
Huan-Hsin Tseng, Yi Luo, Sunan Cui, Jen-Tzung Chien, Randall K. Ten Haken, Issam El Naqa – Medical Physics 44 (12), 6690-6705 (2017)

- Medical Physics Journal Paper (Görüntüleme)

"Simultaneous PET/MR imaging with a radio frequency-penetrable PET insert"
Alexander M. Grant, Brian J. Lee, Chen-Ming Chang, Craig S. Levin – Medical Physics 44(1), 112-120 (2017)

- Journal Of Applied Clinical Medical Physics Paper (Editor-in-Chief)

"Preparation and fabrication of a full-scale, sagittal-sliced, 3D-printed, patient-spesific radiotherapy phantom"
Daniel F. Craft and Rebecca M. Howell – Journal of Applied Clinical Medical Physics 18(5), 285-292 (2017)

- Journal Of Applied Clinical Medical Physics Paper (Medical Imaging Physics)

"Optimal slice thickness for object detection with longitudinal partial volume effects in computed tomograpy"
Pascal Monnin, Nicolas Sfameni, Achille Gianoli, Sandrine Ding – Journal of Applied Clinical Medical Physics 18(1), 251-259 (2017)

- Journal Of Applied Clinical Medical Physics Paper (Radiation Oncology Physics)

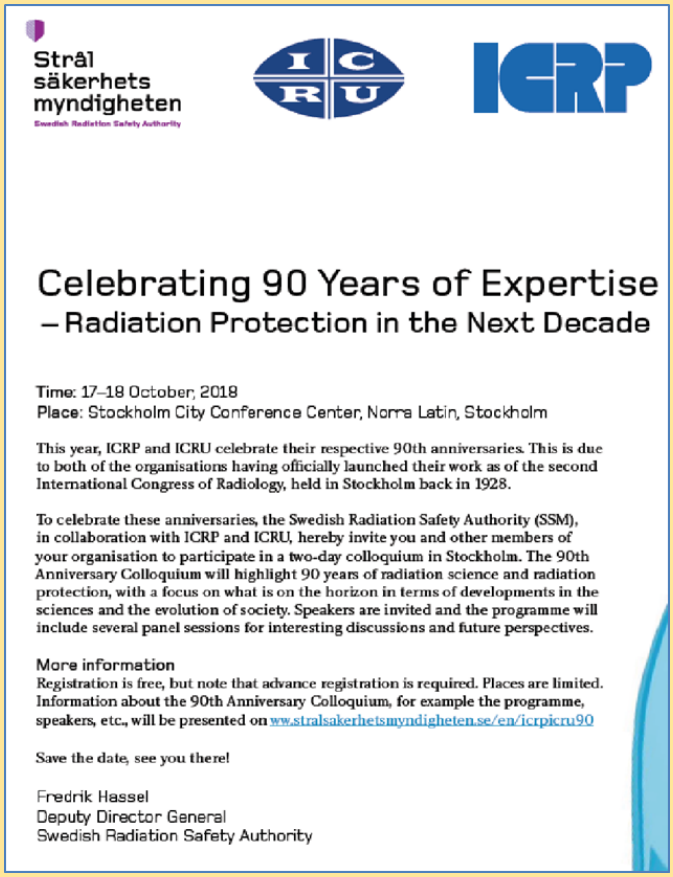
"Influence of the jaw tracking technique on the dose calculation accuracy of small field VMAT plans"
Ans C. Swinnen, Michel C. Ollers, Erik Roijen, Sebastian M. Nijsten, Frank Verhaegen – Journal of Applied Clinical Medical Physics 18(1), 186-195 (2017)

- Journal Of Applied Clinical Medical Physics Paper (Radiation Measurements)

"Sum signal dosimetry: A new approach for high dose quality assurance with Gafchromic EBT3"
Davide Cusumano, Maria Luisa Fumagalli, Francesco Ghielmetti, Linda Rossi, Guilano Grossi, Rafaella Lanzarotti, Laura Fariselli, Elena De Martin – Journal of Applied Clinical Medical Physics 18(2), 181-190 (2017)

ICRP/ICRU 90. Yıl Toplantı Duyurusu

Bu yıl, ilk faaliyetlerine 1928 yılında Stokholm'deki 2. Uluslararası Radyoloji Kongresinde resmi olarak başlayan ICRP (International Commission of Radiological Protection) ve ICRU (International Commission of Radiation Units and Measurements) komitelerinin doksanıncı yılı kutlanmakta. Bu anlamda, İsveç Radyasyon Güvenliği Topluluğu tarafından 17-18 Ekim 2018 tarihlerinde bir toplantı düzenleneceği açıklandı. Toplantıda, radyasyon güvenliği ve korunmanın 90 yıllık süreci incelenmekle beraber, bilimsel ve sosyal açıdan gelecek planları üzerine yoğunlaşılacağı bildirildi.



Strål säkerhets myndigheten
Swedish Radiation Safety Authority

Celebrating 90 Years of Expertise
– Radiation Protection in the Next Decade

Time: 17–18 October, 2018
Place: Stockholm City Conference Center, Norra Latin, Stockholm

This year, ICRP and ICRU celebrate their respective 90th anniversaries. This is due to both of the organisations having officially launched their work as of the second International Congress of Radiology, held in Stockholm back in 1928.

To celebrate these anniversaries, the Swedish Radiation Safety Authority (SSM), in collaboration with ICRP and ICRU, hereby invite you and other members of your organisation to participate in a two-day colloquium in Stockholm. The 90th Anniversary Colloquium will highlight 90 years of radiation science and radiation protection, with a focus on what is on the horizon in terms of developments in the sciences and the evolution of society. Speakers are invited and the programme will include several panel sessions for interesting discussions and future perspectives.

More information
Registration is free, but note that advance registration is required. Places are limited. Information about the 90th Anniversary Colloquium, for example the programme, speakers, etc., will be presented on ww.stralsakerhetsmyndigheten.se/en/icrpicru90

Save the date, see you there!

Fredrik Hassel
Deputy Director General
Swedish Radiation Safety Authority

ICRP/ICRU 90. Yıl Toplantı İlanı (17-18 Ekim 2018)

GÜNCEL RAPORLAR

Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180

Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) tekniği ile beraber, hasta pozisyonlama ve hedef yer belirleme sebebiyle imaj alma işlemleri rutin hale gelmiştir. İmaj dozları fazladan hassas organ dozu artışına sebep olmakta ve ikincil kanser riskini artırmaktadır. Bu nedenle araştırılması gerekliliği düşünülmüş ve AAPM komitesi tarafından bu rapor hazırlanmıştır. Raporun temel 2 amacı; (a) megavoltaj elektronik portal görüntüleme, kilovoltaj dijital radyografi, tomoterapi MV-BT, megavoltaj cone-beam BT ve kilovoltaj cone-beam BT sistemlerindeki imaj dozları incelenmesi, (b) doz hesap yöntemleri kurulumu ve hastadaki görüntüleme dozları hakkında genel tavsiyeler oluşturmak olarak belirtilmiştir. MV ve kV görüntü işlemlerindeki organ dozları ve farklı prosedürler için hasta dozları hakkında detaylı tablolar ve sonuçlar verilmektedir **(Şekil 4)**. Ayrıca, KV ve MV doz hesap algoritmaları hakkında da bilgi verilmiştir. Sonuç bölümünde imaj dozları ayarlama, doz hesaplama yöntemleri ve azaltmak için teknikler hakkında tavsiyeler oluşturulmuştur. Bu tavsiyeler arasında, imaj dozunun normal tedavi dozunun %5 'ini geçmesi durumunda tedavi plan sürecine eklenmesi, klinik imaj protokolleri oluşturulması, doktorlar ile bu etkinin paylaşılması, yıllık uygunluk testleri oluşturulması ve TG 142 gibi raporlardan faydalanılması sayılabilir. Son olarak ALARA mantığının da pratikte unutulmaması gerekliliği vurgulanmaktadır.

TABLE Ia. Typical organ doses for the head and neck treatment site with MV EPID portal imaging. D50 is minimum dose delivered to 50% of the organ volume (from Reference [26] for 6 MV beam and Reference [70] for 2.5 MV beam). These are for a typical pair of orthogonal setup fields (2 MU/field for 6 MV and 1 MU for 2.5 MV).

Brain

Organ	D50 range (cGy) 6 MV	2.5 MV
Brain	2.0–5.0	1.0–2.0
Brainstem	3.0–4.0	1.0–2.0
Chiasm	3.0–5.0	1.2–2.0
Eyes	3.0–5.0	1.3–2.0
Optic Nerves	3.0–5.0	1.0–2.0
Pituitary	2.0–5.0	1.0–2.0

TABLE Ic. Tomo MVCT dose at the center of a 30-cm water phantom and its dependency on acquisition protocols.

MVCT in Tomo

Acquisition mode	Dose (cGy)
Fine pitch (4 mm couch travel/rotation)	2.5 cGy
Normal pitch (8 mm couch travel/rotation)	1.2 cGy
Coarse pitch (12 mm couch travel/rotation)	0.8 cGy

From Edward Chao, Accuray Incorporated and T. Rock Mackie, UW, Madison, WI.

TABLE IIa. Organ doses for the head and neck and brain treatment sites from Varian OBI v1.4 using Standard Head kV-CBCT scan. D50 and D10 are minimum dose delivered to 50% and 10% of the organ volume, respectively. (From Reference [67] and kV-CBCT scan parameters for Varian OBI 1.4 shown in Table IId).

Standard head, brain			Standard head, head and neck		
Organ	D50 range (cGy)	D10 range (cGy)	Organ	D50 range (cGy)	D10 range (cGy)
Brain	0.21–0.33	0.27–0.40	Brain	0.15–0.22	0.16–0.23
Brainstem	0.19–0.30	0.22–0.32	Larynx	0.21–00.29	0.25–0.33
Chiasm	0.08–0.26	0.09–0.26	Oral cavity	0.13–0.26	0.20–0.31
Eyes	0.03–0.31	0.04–0.35	Parotids	0.26–0.42	0.31–0.48
Optic Nerves	0.05–0.27	0.05–0.27	Spinal cord	0.16–0.25	0.19–0.32
Pituitary	0.07–0.24	0.08–0.25	Thyroid	0.07–0.23	0.11–0.32
Spinal Cord	0.26–0.33	0.29–0.34	Esophagus	0.07–0.16	0.14–0.26
Skin	0.19–0.41	0.39–0.63	Skin	0.18–0.27	0.34–0.44
Bones	0.45–1.11	1.13–1.67	Bones	0.25–0.65	0.64–1.07

TABLE IId. Parameters for kV-CBCT-specified acquisition techniques in Varian OBI 1.4 (from Reference [26]).

kV-CBCT	Name	Bow tie filter	(kV)	(mAs)	Gantry rotation (degrees)
OBI	Standard-dose head	Full fan	100	145	200
OBI	Low-dose head	Full fan	100	72	200
OBI	High-quality head	Full fan	100	720	200
OBI	Pelvis	Half fan	125	700	360
OBI	Pelvis spot light	Full fan	125	720	200
OBI	Low-dose thorax	Half fan	110	262	360
TrueBeam	Head	Full fan	100	147	200
TrueBeam	Pelvis	Half fan	125	1056	360
TrueBeam	Spotlight	Full fan	125	733	200
TrueBeam	Thorax	Half fan	125	264	360

Şekil 4: Kritik organ dozları ve system parametreleri tablolarından bazıları

The Use of Effective Dose as a Radiological Protection Quantity

Bilindiği üzere, ICRP tarafından geliştirilen "efektif doz (E)" kavramı stokastik etkilerin açıklanabilmesi için risk temelli dozimetrik nitelik olup; doz limitleri veya referans seviyeleri aynı birimde analiz edebilmekte kullanılır. Bu kavram sayesinde "linear non-treshold" doz cevap ilişkisine bağlı olarak tüm iç ve dış ışınlamaların beraber incelenebilmesi sağlanabilmiştir. ICRP 103 (2007) Tavsiye raporunda E ve organ/doku dozları ile ilgili detaylı açıklamalar verilmiştir fakat pratik uygulamalarda ve spesifik durumlarda daha fazla rehberlik gerekliliği ve sorular ile karşılaşılmıştır. Draft olarak yayınlanan ve 103 no'lu raporun genişletilmesi ve güncellenmesi amaçlanan bu raporda, E kavramının radyasyondan korunmanın optimizasyonu açısından kanıtlanmış güçlü bir faktör olduğu vurgulanmakla beraber; Eşdeğer Doz (H) kavramının korunma niteliği olarak gerekli olmadığı ve el-göz-lens-cilt dokuları için reaksiyondan limiti olarak daha uygun olduğu, bireye dayalı organ/doku dozları için risk analizi ve spesifik doz-risk modellerinde E kavramının olası risk göstergesi olarak kullanılabileceği belirtilmiştir. Ayrıca, olası risk göstergesi durumuna rağmen, ek olarak yaş, cinsiyet ve popülasyon grubunun da risk analizinde etkisi olabileceği vurgulanmaktadır. Raporun içeriğinde, yapılan değişiklikler ve güncellenen bilgiler "Main Points (Ana noktalar)" bölümünde maddeler halinde ve anlaşılır şekilde okuyucuya sunulmaktadır.

KAYNAKÇA

https://physicsworld.com
https://www.thegreenjournal.com
https://www.aapm.org/
www.stralsakerhetsmyndigheten.se/en/icrpicru90
http://www.icrp.org

IŞIK ÜLKESİ: LİKYA

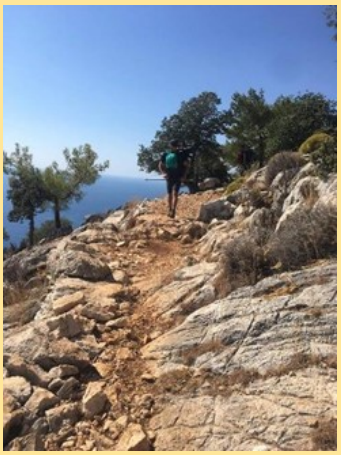
RT Teknikeri Onur MÜEZZİNOĞLU

Yürümek eyleminin, sportif bir aktivite ötesinde bir eylem olabileceğini hiç düşündünüz mü? Yaratıcı bir eylem olabilir mi? Nietzsche'nin yorulmak bilmeyen bir yürüyüşçü oluşu, Yaşar Kemal'in romanlarını aynı zamanda yürürken yazmış olması bize bir şeyler anlatıyor gibi. Zihnen tükenmemek için yapacağımız en iyi işlerden biri yürümek sanırım, kafamızı çalıştırmak, düşüncelerimizi yoğunlaştırmak, düzenlemek için yürümek. ***"Ormanlarda bolca yürüyorum ve muazzam sohbetler yapıyorum"*** diyor Nietzsche. Bu, insanın zihnini tertemiz hissedip, kendisiyle ne kadar doğru bir şekilde baş başa kalabileceği konusunda güzel bir örnek değil mi? Yaşadığımız ortam buna ulaşmamız konusunda bizi fazlasıyla zorlamıyor mu? Şehirler içindeki sokaklar benzer sokaklara, kısıtlı yeşil alanlar benzer kısıtlı yeşil alanlara açılırken, oysa ormanın içinde yürümeyi denesek, her yamacın ardından başka bir büyüleyici manzara karşımıza çıkabilir. Şehrin içindeyken göremediğiniz uçsuz bucaksız ufuk çizgisini, yamaçların ardından izlerken tarifsiz bir derinliğe ulaşabilir, dünyevi dertlerden kurtulup zihnimizin derinliklerine dalıp orayı tertemiz yapabiliriz. Ben bir düşünür ya da yazar değilim.

Tek derdim zihnimi olabildiğince temiz tutmak ve hayatıma saydam düşüncelerle devam edebilmek. Hepimiz çocukluğumuzdan birkaç anı hatırlar, yine yeniden olmasını diler, tekrar aynı tadı almak isteriz. Benimki de böyle bir durum sanırım. Şöyle ki; doğanın, ormanın, vadilerin hissettirdiği özgürlükle 6-7 yaşlarında tanıştım. Babamın Orman Muhafaza Memuru olması benim için büyük şanstı. Doğayı anlamanın, bir ağacı, bir ormanı korumayı, sevmeyi daha o yaşlarda anlamıştım. Doğduğum büyüdüğüm coğrafya olan Safranbolu, bu konuda oldukça zengin bir yerdi. Okuldan kopabildiğim her an bisikletimle, babamın ve arkadaşlarının görev yaptıkları, nöbet tuttukları yere kaçmak, ormanın içerisindeki patikalarda yürümek, koşturmak, hayaller kurmak benim için herhalde bir oyun konsolundan çok daha heyecan verici bir şeydi. Normal hayatta da yürümek, uzun zamandır en sevdiğim, beni en çok rahatlatan aktivitelerden biri.

Belirli bir yaşa geldiğimizde ve belirli bir hayata ulaştığımızda, çocukken yaşamımızın parçası olan doğa; ulaşması zor, tadını kısa süreler alabildiğimiz bir aktivite olmanın dışına çıkamıyor. Şimdilerde yaşım 26, bu bilinçle yaşamaya devam ediyorum. Bu özlemin ve tutkunun bitmesi zor. Hal böyleyken hafta sonu kamplarının da yeterli gelmediği, daha fazla yürümek, doğayla daha fazla bütünleşmek istediğim, yani, zihnen sıkıştığım bu dönemde, ülkemizin yürüyüş rotalarını araştırmaya başladım. Yaşadığımız bu eşsiz ülkede aradığımı bulmak hiçte zor olmadı. Türkiye'nin ilk uzun mesafeli yürüyüş yolu "**Likya**".

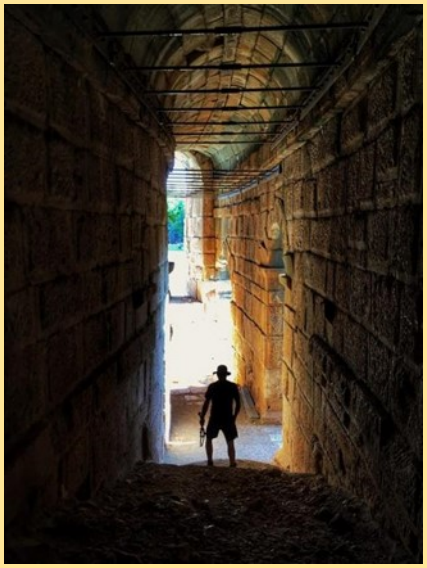
Likya Yolu, Fethiye'den Antalya'ya kadar uzanan toplam 540 km'lik bir antik yol. Genelde insanların belirli parkurlar seçerek yürüdüğü bu yol, dünyanın en iyi on yürüyüş parkuru arasında gösteriliyor. İngiliz tarihçi Kate Clow'un çalışmaları ile 1999 yılında işaretlenen yol, aynı zamanda Türkiye'nin ilk uzun mesafeli yürüyüş rotası. Likya yolunu her yıl yaklaşık 20 bin üzeri kişi yürüyor. Çünkü bu yol; Likya ülkesinin gizemine, Akdeniz'in sonsuz maviliğine, tarihe, medeniyete, dünyanın en güzel koylarına, Anadolu'nun en güzel renklerine, yalnızlığa, doğaya, dinginliğe ve insanlık tarihinin belki de en güzel geçmişine götürüyor sizi.

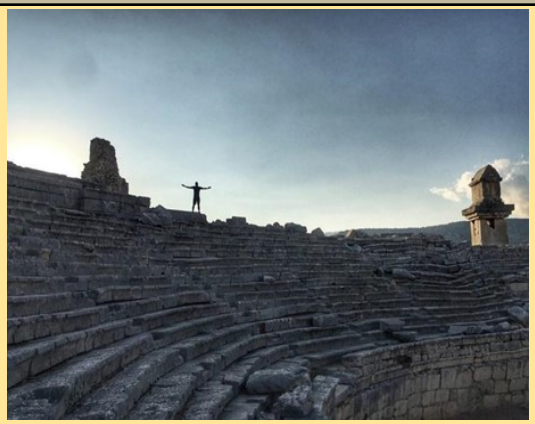


Gün içerisinde saatlerce yürüyor, yorulduğunuzda ya da akşam çöktüğünde ister deniz kenarında ister bir dağın tepesinde, Akdeniz'in uçsuz maviliğine karşı kamp atabiliyorsunuz. Ertesi gün aynı şekilde devam ediyorsunuz. Sizi sayısız antik kent misafir edip, geçmişe muazzam bir yolculuk deneyimi sunuyor. Mevsimi doğru seçerseniz eğer, yüzlerce nar, limon, portakal ağaçları altından geçerken size en taze halleriyle kendilerini sunuyor. Yanınıza kimseyi almaya da ihtiyacınız yok. Çünkü size orada eşlik edecek olan şeyler tahmin edemeyeceğiniz kadar eşsiz. Sağlam bir çanta ve sağlam bir ayakkabı, konforunuzu ve sağlığınızı artırabilir.

Tek kişilik bir çadırla her gecenizi kalabalık düşler içinde geçirebilirsiniz. Bir ihtimalmiş gibi konuştum ama, aslında kesinlikle öyle olduğuna kefil olabilirim. Rotanızın içerisinde kendinizi bolca keçi yolu, antik yol, şirin patikalar, dik vadiler ve yamaçlarla haşır neşir olurken buluyorsunuz. Her zorluğun ardından güzel bir manzarayla sizi ödüllendiriyor. Antik kentlerin yanına kurulmuş bolca şirin köy var. İnsanlar sizi çok dostça ve yardım sever karşılıyor. Ansızın önünüzde güzel demlenmiş bir cay, şivesiyle yüzünüzde tatlı bir tebessüm bırakan köy insanlarıyla sohbette buluyorsunuz kendinizi. Her dakikası bir anı olarak kalıyor insana. İsimlerinin çoğu hafızamda yok ama, yaşadığınız anlık sohbetler, kurduğunuz yakınlıklar unutulmayacak cinsten.

Hazırlıklarımı 1 ay önceden tamamlamış, ekim ayının başında yürüyüşe başlamıştım. Heyecanımı hala hatırlıyorum. Malzemelerimi çantadan defalarca kez çıkarıp kontrol ediyor, evin içerisinde defalarca kez çadır kurmaya çalışıyor ve sanki bunları ilk defa yapıyormuşum gibi bir heyecan yaşıyordum. Benim tam anlamıyla seçtiğim bir rota yoktu. Akdeniz'in maviliğinden uzaklaşmadan yürümek istedim. Niyetim Fethiye'den başlayıp gidebildiğim yere kadar gitmekti. Ama Likya yolunun bir nevi simgesi olan, Akdeniz'in en uç noktası Gelidonya Feneri bitiş noktası için bence en güzel yerdi. Ufak bir Doğu Karadeniz gezisini bitirir bitirmez Fethiye' ye geldim ve Ölüdeniz e ulaştım. On iki kilo bir çanta, azımsanabilir bir tecrübe ile yalnız başıma Ölüdeniz'den Baba Dağı'na doğru bakıyordum. Kendime sorduğum sorular," İyi mi yaptım acaba, yanıma birini almalı mıydım, benim ne işim var burada?" Bu karamsar anlarınızda çantanıza değil de aklınızın ve yüreğinizin köşesinde bulundurmanız gereken en gerekli iki malzeme, kararlılık ve motivasyon. Ha bu arada bu çok önemli yola çıkmadan çevrenizdeki korumacı, engelleyici telkinlere kulağınızı kapatın. Söylenecek şeyleri tahmin ettiniz zaten. Evet, kendime o soruları sorup cevaplamaya devam ederken Baba dağının eteklerinde başlangıç noktasına varmıştım. Bilmediğim, 40-50 metre sonra ne ile karşılaşacağımı kestiremediğim ormanın içine doğru yürüdüm. Hatırlıyorum da insan böyle bir yolculuğu tek başına yapınca, insani duyguları en saf haliyle yaşıyor. Bunlar korku ve endişe. Bu hisleri böylesine saf hissederken önce bilinç altınıza yerleşmiş bütün endişe ve kaygılarla yüzleşiyor, sonra bunlar yerini heyecan, umut, hayranlık ve taptaze bir ruha bırakıyor. Nietzsche'nin yaptığı gibi, ne güzel sohbet ediyor insan kendisiyle. Yürüdükçe arkamda kalanı unutuyor, devam ettikçe zihnim temizleniyordu. Çünkü yürüdükçe güzelleşen her manzara bir öncekini geride bırakan cinstendi. Yürümeye devam ederken aklımdan "sabret daha güzelleri birkaç adım ötende" düşüncesi geçiyor, her molada bunun ne kadar haklı bir düşünce olduğuna tanıklık ediyordum. Yürüdüğüm o muazzam yolun ardından ormanın içerisindeki patikadan sıyrılıp Kelebekler Vadisi'ne ulaştım. Yüksek kayalıkların gölgesinin düştüğü vadinin; safirden bir mavinin göz alıcı yeşillikle buluştuğu, insana zamanın dışındaymış gibi hissettiren bir görüntüsü vardı. Bu manzarada dakikalar saate, saatler ise güne dönüyordu. Bu eşsiz yolculuk Kabak koyundaki hippi dostlarımı, Alınca'daki cennet gibi manzarayı, Sydma Antik Kentindeki (Dodurga Köyü) soğuk geceyi, Gavurağalı'ndaki dik yamaçları, Pydnai, Letoon, Xhantos antik kentlerini, lahitleri görme, yaşama, tanışma fırsatı verdi.





Unutulmayacak dostluklar edinme ve tek başıma başladığım akşamları 15-20 kişi ile bitirme şaşkınlığını yaşattı. Vardığınız yerde kimse olmasa da ateşi siz yakın, etrafınızda çok renkli insanlar toplanacak ve geceyi mükemmel hikayelerle bitireceksiniz. Samanyolunu hiç parmağınızın ucundaymış gibi hissettiniz mi? Ben hissettim. Patara'nın kum tepelerinde bu anı yaşayabilirsiniz. Patara'ya vardığınızda uzun süre kalın, çevresindeki antik yerleri gezin, sanatı, medeniyeti iliklerinize kadar hissedin.

Myra Antik Kentini gezerken Antik tiyatroda gözlerinizi kapatıp, o medeniyetin insanlarıyla günün gösterisini izlediğinizi hayal edeceksiniz. Sanki mikrofonun icadından bihaber, sesini bütün seyircilere duyurmaya çalışan Kraliçe Athena'nın elbisesini giymiş sunucunun hakimiyetini hissediyorsunuz. Ve o an onun dudaklarından Likya halkının bizlere bir mesajı olan şu dizeler dökülüyor."

Evlerimizi mezar yaptık mezarlarımızı ev, / Yıkıldı evlerimiz, yağmalandı mezarlarımız, / Dağların doruğuna çıktık, / toprağın altına girdik, / Suların altında kaldık, / Gelip buldular bizi, / yakıp yıktılar, /Biz ki analarımızın, kadınlarımızın, /Ve ölülerimizin uğruna toplu ölümleri yeğleyen, /Siz bu toprağın insanları / Bir ateş bıraktık geride, / Hiç sönmeyen ve sönmeyecek olan."

Dönemin koşulları gereği, korsan saldırılarından kaçmak için dağlara tepelere yürüyen bu insanların yer yüzüne armağan ettikleri antik yollarda yürürken, o insanların onca kaygı ve endişesine rağmen yaşadıklara çağa oranla ne denli çağdaş olduklarını görünce, günümüzde eksik olanların adını kolayca koyabiliyorsunuz. Likya Krallığının bir diğer anlamı Işık Ülkesi. M.Ö 1.yy. dan bu yana yanmayı sürdüren bu ateş, bu anlara tanıklık eden herkesin geleceğine ışık tutuyor. Dahası yolun sonlarına doğru karşınıza çıkacak olan Olympos ve Phaselis de daha güzel halleriyle sizi bekliyor olacak. Yanınızda size eşlik edecek eşsiz olan şey diye bahsettiğim, karanlığa her düştüğünüzde size ışık olacak olan Likya'nın sönmek bilmeyen alevi.

"Yürümek iki mesafe arasında gidip gelmek değil, yaratıcı bir eylemdir. Hem kendi yalnızlığımıza çekildiğimiz hem de toplum olarak bizi dönüştürecek bir ayağa kalkıştır. İki büklüm vücudun karşısında dikilmeye çalışan, attığı her adımda yeryüzünün gerçek bir parçası olduğunu fark eden Homo Viator'un eylemidir. Çünkü Yürüyen İnsan kendi üzerine çöken kaygı, haset ve korku yumaklarını çözer, varlığını yeryüzünün ebediyen yeni olan kalbine düğümler. Yürüyoruz, işte bu düğümü atmak için."
Frederic Gros

11.Gün sonunda Gelidonya'ya ulaştığımda, bir yere varmak için yola çıktığımı düşündüğümü fark ettim. Fakat anladım ki bir varoluşun keşfine adımlar attım. Gelidonya Feneri, artık bir son değil, mükemmel bir başlangıçtı. Likya'dan topladığım bütün ışık huzmelerinin birazını yıllardır kapalı olan bu fenere bıraktım, birazını da yanıma aldım.

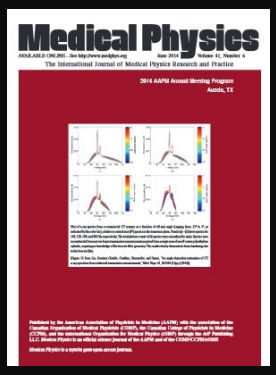
Hadi yavaştan planınızı yapmaya başlayın. Sizi neler bekliyor, sadece birazını anlattım. Dahası ve fazlası sadece bir uçak biletinde! Dönüş planlamayın!

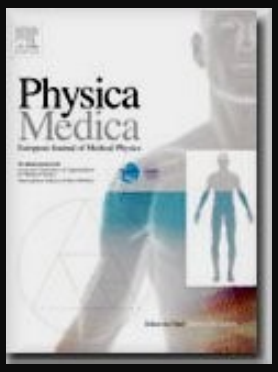
RT Teknikeri Onur MÜEZZİNOĞLU

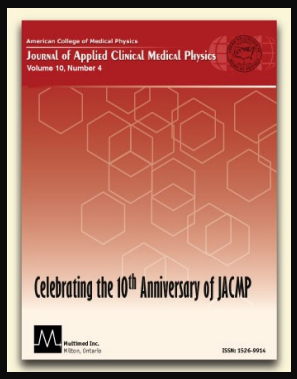
1992 Safranbolu doğumluyum. İlk-Orta-Lise eğitimimi Safranbolu'da tamamladım. Üniversite eğitimimi 2014 yılında İstanbul Bilim Üniversitesi –Radyoloji Bölümüyle tamamladım. İstanbul Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde Radyoterapi Teknikerliği görevimi devam ettirmekteyim.

IMPACT FACTOR DEĞERİNE SAHİP

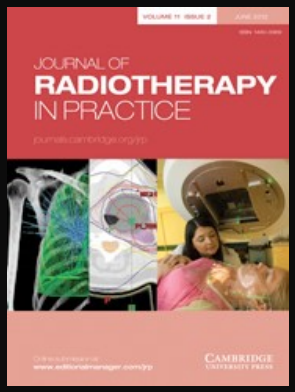
ULUSLARARASI DERGİLER

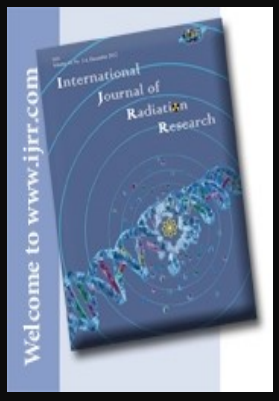




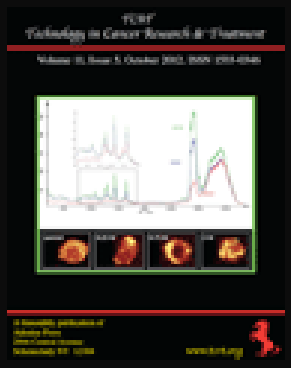


RADIATION
ONCOLOGY





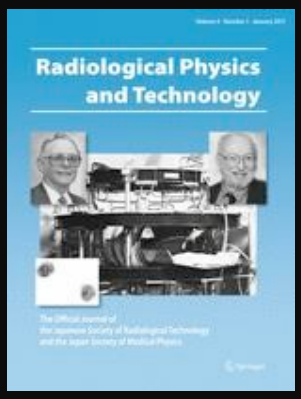
Journal of Medical Physics



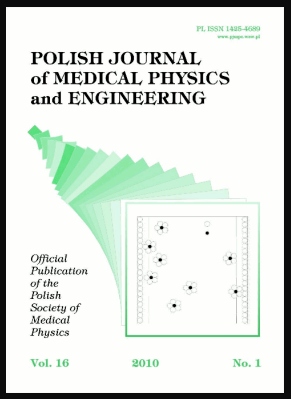
REPORTS OF PRACTICAL
ONCOLOGY AND
RADIOTHERAPY

Journal of
Medical Imaging and
Radiation Oncology

MEDICAL
IMAGE
ANALYSIS


Radiological Physics
and Technology

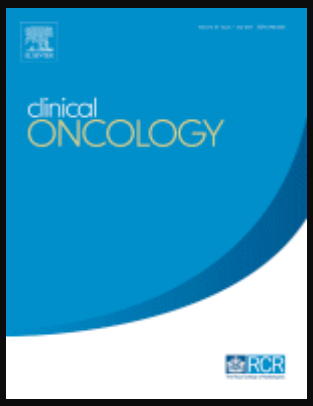
Radiation Physics and
Chemistry

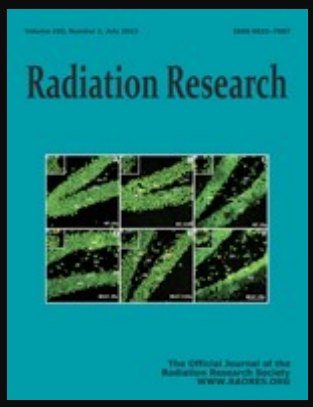

POLISH JOURNAL
of MEDICAL PHYSICS
and ENGINEERING
Official
Publication
of the
Polish
Society of
Medical
Physics
Vol. 16
2010
No. 1

pro
ASTRO

Journal of
Radiation
Research

JAPANESE
JOURNAL OF
RADIOLOGY
JRS
Springer


clinical
ONCOLOGY
RCR


Radiation Research

Korean Journal of Radiology
KJR

BİZE YAZIN

Sorularınızı Bekliyoruz!

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

medfizonline@gmail.com

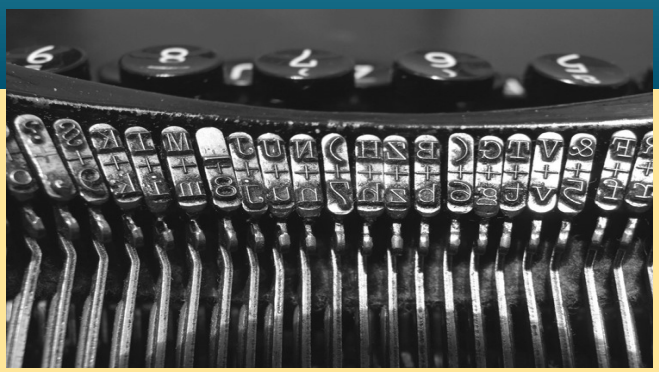
YAZARIMIZ OLUN

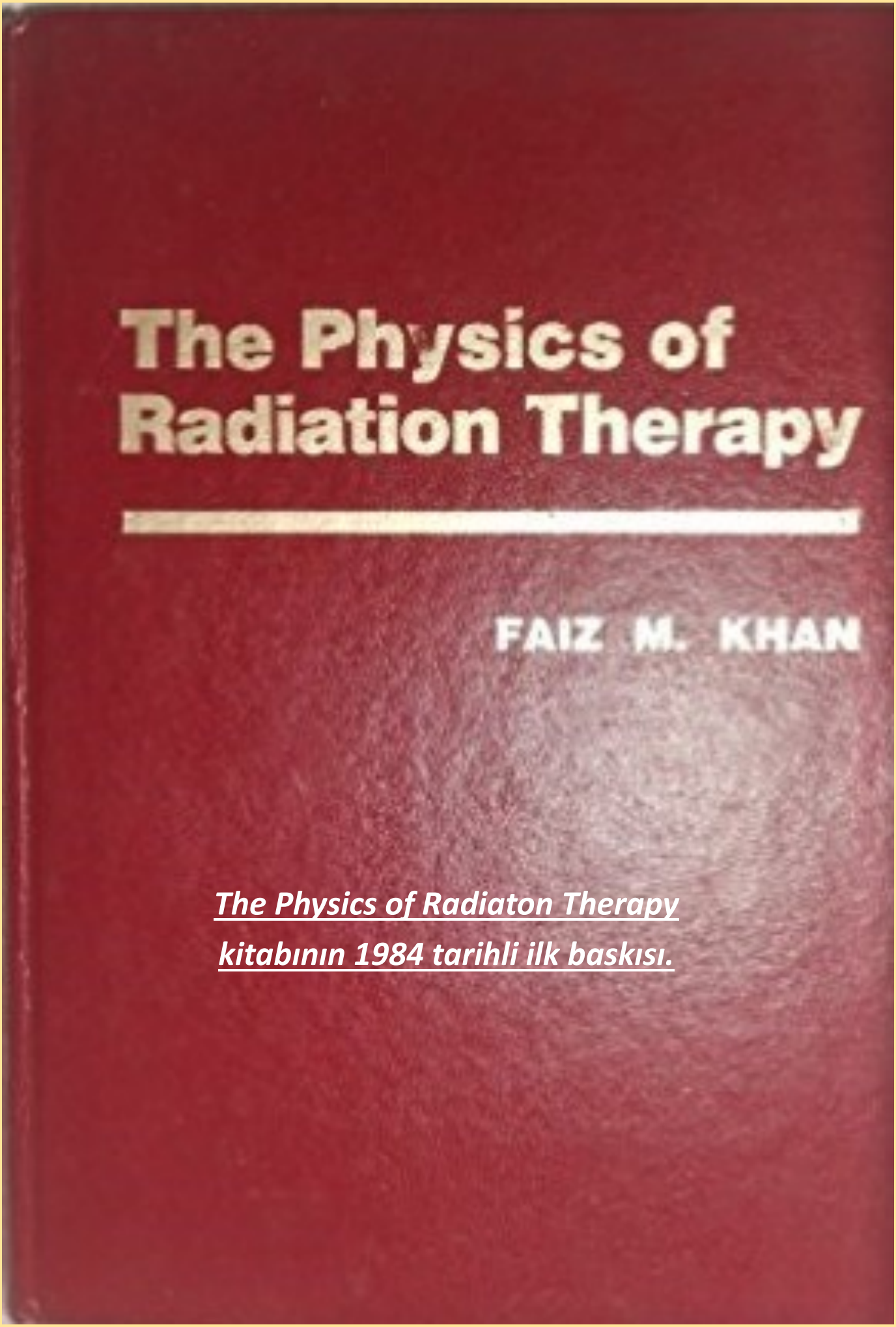
Yazarlarımızı Bekliyoruz!

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

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

Siz, değerli meslektaşlarımızı yazarımız olarak bekliyoruz.





The Physics of Radiaton Therapy kitabının 1984 tarihli ilk baskısı.