

MedFiz@Online

SAYI: 17



- MEDİKAL FİZİĞE YÖN VERENLER
- AYIN KLİNİĞİ: KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ ARAŞTIRMA VE UYGULAMA HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ A.D.
- GÖRÜNMEYENİ TEDAVİ ETMEK-MR LİNAK
- TÜM VÜCUT IŞINLAMA
- MEDİKAL FİZİK 3.0
- RADYOLOJİDE RADYASYONDAN KORUNMA
- ÜLKEMİZDE RADYASYONDAN KORUNMA GÖREVLİSİNİN SORUMLULUKLARI
- NOBEL'E GİDEN YOL: GODFREY N. HOUNSFIELD
- AAPM, GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ LİSTESİ-CİLT 3



BAŞ EDITÖR

Haluk Orhun
orhun.haluk@gmail.com

EDITÖR 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

AHMET KARAYEL
AYŞEGÜL YURT
BASRİ GÜNHAN
BORA TAŞ
BORAN GÜNGÖR
ÇAĞATAY ÇARGA
DURSUN EŞİTMEZ
GÖKHAN AYDIN
GÜLAY GÜRAY
HATİCE BİLGE BECERİR
İSMAİL ÖZSOYKAL
MERTAY GÜNER
SÜLEYMAN ÇELEBİ

(Yazarlar harf sıralamasına göre
sıralanmıştır.)

WEB TASARIM VE DİZAYN

Adil Merih
Cem Gökşen
Mümin Eray Ergen

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **MEDİKAL FİZİĞE YÖN VERENLER**
- **AYIN KLİNİĞİ: KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ**
ARAŞTIRMA VE UYGULAMA HASTANESİ
RADYASYON ONKOLOJİSİ A.D.
- **GÖRÜNMEYENİ TEDAVİ ETMEK-MR LİNAK**
- **MEDİKAL FİZİK 3.0**
- **MAKALE: TÜM VÜCUT IŞINLAMA**
- **RADYOLOJİDE RADYASYONDAN KORUNMA**
- **ÜLKEMİZDE RADYASYONDAN KORUNMA GÖREVLİSİNİN**
SORUMLULUKLARI
- **NOBEL'E GİDEN YOL: GODFREY N. HOUNSFIELD**
- **AAPM, GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ LİSTESİ-CİLT 3**
- **KRANİOSPİNAL RADYOTERAPİ**
- **RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER**
- **SERBEST KÜRSÜ: CROSSFIT**

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medfizonline.org

BASIM

e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

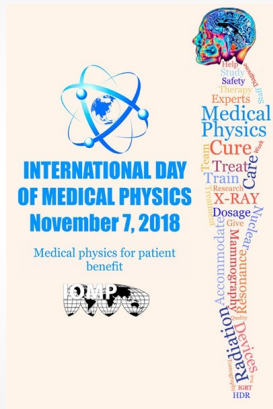
MERHABA

17. sayımızın Merhaba yazısı üç adet uluslararası günün kutlamasını içeriyor.

Uluslararası Medikal Fizik Günü

(International Organization for Medical Physics (IOMP)) her yıl 7 Kasım'ı Uluslararası Medikal Fizik günü olarak kutluyor. Medfiz@Online e dergisi elinden geldiğince medikal fizikçiler için önemli olan bugünü hatırlatıyor ve kutlanması için destek oluyor. Medikal Fizik günü sıradan kutlanan bir gün değil. Her yıl medikal fiziğin yeni bir boyut kazandığı, yeni bir aşamayı kutladığı çok önemli bir kilometre taşı. Çünkü, medikal fizik durağan, statik bir yapı değil. Teknoloji ile birlikte geometrik olarak gelişme sağlıyor.

Bu yılın medikal fizik günü teması **"Medical physics for patient benefit"** Türkçe'ye çevirirsek **"Hastanın yararı için Medikal Fizik"** olarak seçilmiş. IOMP Başkanı Prof. Maden Rehani'nin 2018 medikal fizik günü için dediği gibi **"Hasta medikal fiziğin merkezinde yer alır."** Böylesine önemli bir görev üstleniyor medikal fizikçiler.



sedürlerde, güvenlik ve doğruluk.

Medikal fizikçiler bu enerjiyi, 1867'de Polonya'da doğan ve radyoaktivitenin öncülerinden olan, Marie Curi'den alıyor. Curie, biri fizik diğeri kimya alanında iki Nobel ödülü bulunuyor ve ayrıca Nobel fizik ödülünü alan ilk kadın bilim insanı.

Bu arada, bu yıl (2018), fizik alanında kadın olarak üçüncü nobeli bir Kanada'lı kadın bilim insanı lazer ile ilgili çalışması ile aldı.

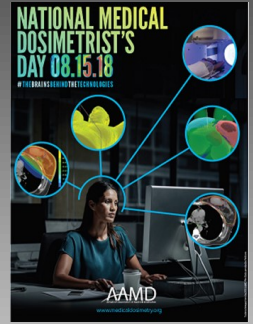
Adı: **Donna Strickland.**

Medikal Dozimetrist Günü

"American Association of Medical Dosimetrist/AAMD" kuruluşu her yıl, ağustosun 3. Çarşambasını dünyada Medikal Dozimetrist günü olarak ilan ediyor. Bu yıl, 15.08.2018 çarşamba günü, dozimetrist günü olarak kutlandı ve dozimetristlerin radyasyon onkolojisine yaptığı önemli katkılar gündeme geldi.

AAMD,dozimetrist günü ile ilgili bu yılın temasını "Brains Behind the Technologies"

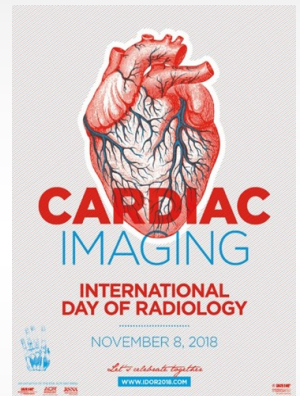
olarak seçmiş. "Teknolojinin arkasındaki beyin" olarak tercüme edilebilir.Dozimetrist günü afişi, bir yarışma sonucu oluşturulmuş. Tüm dozimetrist arkadaşlarımızın bu özel gününü kutluyoruz.



Uluslararası Radyoloji Günü

Her yıl 8 Kasım günü "Uluslararası Radyoloji Günü" olarak sunuluyor. Hatırlatmak amacıyla tekrar edelim, Uluslararası Radyoloji Günü, Wilhelm Conrad Röntgen'in 1895 yılında X-ışınını keşfettiği gün olarak seçilmiş.

Radyoloji günü, European Society of Radiology (ESR), Radiology Society of North America (RSNA), ve American College of Radiology (ACR)'nin şemsiyesi altında birçok radyoloji kuruluşlarının katılımı ile gerçekleştiriliyor. Bu yıl, European Society of Cardiovascular Radiology (ESCR)'nin iş birliği ile, "Cardiac Imaging- Kardiak Görüntüleme" teması ile gündeme geliyor.



Radyolojideki teknolojik gelişmelerin, radyasyon onkolojisindeki yansımalarının ne kadar büyük olduğunu hatırlatarak bu alanda görev yapan herkesin radyoloji gününü kutluyoruz.

07 Kasım 2018 Medikal Fizik günü ile ilgili olarak yapılacak etkinliklerin resimlerini dergimize ufak bir not eşliğinde yollarsanız, yayınlamaktan büyük bir zevk duyacağız ve tarihe bir kayıt bırakacağız.

Saygılarımızla
Haluk ORHUN

MEDİKAL FİZİĞE YÖN VERENLER

Prof. Dr. Hatice BİLGE BECERİR

Medikal Fizik Derneği'nin Değerli Üyeleri, Madam Curie'nin doğum günü olan **7 Kasım** Dünya Medikal Fizik Gününü kutlarken Medikal Fiziğe yön vermiş bilim insanların hayatlarından bahsetmek istiyorum.

Wilhelm Conrad Röntgen; 27 Mart 1845'te Lennep, Almanya'da dünyaya geldi. Hollanda'ya taşındıktan sonra eğitimine 1861-1863 yılları arasında Utrecht



Technical School'da devam etti. 1865 yılında Utrecht Üniversitesi'ne giren Röntgen, daha sonra Zürih'teki Federal Polytechnic Institute'e devam etti. Röntgen, 1869 yılında bu okuldan makine mühendisi olarak mezun oldu. **1875** yılında Strasbourg Üniversitesi'nde



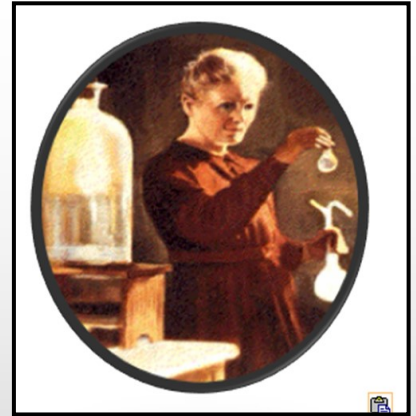
okutman olarak göreve başladı ve aynı yıl **Württemberg**'teki Academy of Agriculture'da profesör oldu. **1876** yılında Strasbourg'a geri dönen Röntgen, fizik profesörü olarak görevine devam etti. **1900** yılına gelindiğinde **Bavyera** yönetiminin

isteği üzerine **Münih** Üniversitesi'nde göreve başladı. **I. Dünya Savaşı**'nın patlak vermesi üzerine kariyerine Münih'te devam etti. **1895** yılından itibaren meslektaşları **Heinrich Hertz, Johann Hittorf, William Crookes, Nikola Tesla,** ve **Philipp von Lenard** tarafından bulunan, vakumlu cam tüplerde yüksek gerilimli elektrik deşarjı üzerinde çalışmaya başladı. 1895 yılının sonlarına

doğru bu çalışmalar cam tüplerin dışında kalan katot ışınları üzerine yoğunlaştı. **8 Kasım** 1895 tarihinde Röntgen, Hittorf-Crookes tüplerini siyah bir mukavva ile kaplayarak ve bu düzeneğe elektrotlar bağlayarak fikrini hayata geçirmeyi başardı. Çalışmaları sırasında cam tüpten çıkan ışıldamaları fark etti ve bu testi defalarca tekrarlayarak yanılma ihtimalini ortadan kaldırdı. Röntgen keşfettiği ışınlar sayesinde eşi **Anna Bertha**'nın elinin röntgenini çekti. Bu resim, çekilen ilk röntgen filmi olarak tarihe geçti. **1901** yılında yaptığı keşif ile **Nobel Fizik Ödülü**'nü kazanan Röntgen, bu ödül ile birlikte kazandığı parayı görev yaptığı üniversiteye bağışladı. Keşfinin patentini almayı ısrarla reddeden Röntgen, bulunduğu ışınların kendi adıyla anılmasını istemedi. Eşi kendisinden bir yıl önce hayatını kaybetti, **Röntgen, 1923** yılında Münih'te bağırsak kanseri yüzünden hayata veda etti.

Marie Skłodowska Curie; **7 Kasım 1867**'de Varşova, Polonya'da doğdu. İsmi Marya Skłodowska olmasına rağmen aile fertleri ona Little Manya diye hitap ederdi.

Babası matematik ve fizik profesörü, annesi ise piyanist ve şarkıcı idi. Annesi, kendisi 11 yaşında iken tüberkülozdan hayatını kaybetti. 1891 yılında **Paris**'teki Sorbonne Üniversitesine başladı 1893 yılında mezun oldu. Doktora



tezisi Henri Becquerel'in gizemli ışınları Uranium üzerinedir. Marie, atomun içinde bir şeyler olduğunu bunun ışın yaydığını keşfetti adına radyoaktivite dedi. **Uranium** ve **Thorium** olarak bilinen doğal elementleri buldu. Temmuz 1898 yılında uranyumdan daha radyoaktif bir madde buldu ve bu maddeye Marie'nin geldiği ülkenin adından dolayı polonyum dendi. Ocak 1899 yılında yeni bir element keşfetti uranyumdan 1 milyon kere daha radyoaktif idi. Adına da **Radyum** denildi. Marie, Pierre Curie ile Temmuz 1895 yılında evlendi. Eşi Pierre Curie 1906 yılında trajik bir şekilde at arabasının çarp-

ması sonucu hayatını kaybetti. Kocasının ölümünden sonra, kocasının işini üstlendi. Sorbonne Üniversitesinde ders vermeye başladı. Bu durum kendisini Fran-



sa'nın ilk kadın profesörü üretilmesine yardımcı oldu. II. Dünya savaşında hemen sonra, aynı şirkette CT scanner ile çalışmaya başladı. 1975 yılında tüm vücut CT scannerlarını geliştirdi. Yaşamı boyunca birçok ödül aldı. Hounsfield ve Cormack 1979 yılında tıp alanında Nobel ödülü aldı. Renkli kişiliğe sahip olduğu söylenirdi hiç evlenmedi ve 2004 yılında hayata veda etti.

Oysa bu gerçek onu ölüme götürecekti... 1911'de hastalandı, depresyon ve böbrek sorunlarıyla uğraştı. 1914 yılında Radyum Enstitüsünü kurdu. Daha sonra bu enstitüye kocasının adı verildi. Enstitünün bitmesinden kısa bir süre sonra Fransa, Almanya tarafından işgal edildi. Marie'nin elemanları azaldı. Sadece kızı **Irene** kaldı. II. Dünya Savaşı sırasında bütün mal varlığını bağışladı ve hemşire olmaya karar verdi. 1918'de II. Dünya Savaşı bittikten sonra Marie zamanını çoğunu iki kızı Irene ve Eve ile geçirdi. Marie birçok ödül aldı. Pul üzerine resmi basıldı. 1903'te X-ışınları ile çalışmalarından dolayı Nobel Fizik ödülünü aldı. 1911'de radyumun keşfinden dolayı Nobel Kimya ödülünü aldı. 1932 yılında radyasyona bağlı ellerinde yanıklar olmaya başladı, gözlerinde sorunlar oldu. 14 Temmuz 1934'te lösemiden öldü.

Godfrey Hounsfield; Hounsfield 28 Ağustos 1919 yılında (Nottinghamshire, England) doğdu. Beş çocuklu bir ailenin en küçük çocuğu idi. Çocukluğunda, ailesinin çiftliğindeki



elektrikli araçlara ve makinelere hayrandı. İngiltere'de matematik ve fizik okudu. II. Dünya Sava-

şı'ndan hemen önce orduya katıldı. Savaştan sonra, Londra'da **Faraday House Electrical Engineering College**'de eğitim gördü ve elektrik mühendisi olarak mezun oldu. Hounsfield 1949'da EMI, Ltd. Hayes, Middle-

sex, çalışmaya başladı. Bu şirket silahlar ve radar üzerine çalışıyordu ve Hounsfield bu konuda araştırmalarına devam etti. Şirket bilgisayarlar ile ilgilenmeye başladı ve 1958'de İngiltere'de ilk ticari transistorlu bilgisayarın üretilmesine yardımcı oldu. II. Dünya savaşında hemen sonra, aynı şirkette CT scanner ile çalışmaya başladı. 1975 yılında tüm vücut CT scannerlarını geliştirdi. Yaşamı boyunca birçok ödül aldı. Hounsfield ve Cormack 1979 yılında tıp alanında Nobel ödülü aldı. Renkli kişiliğe sahip olduğu söylenirdi hiç evlenmedi ve 2004 yılında hayata veda etti.

Bu üç fizik bilim insanı kuşkusuz dünya medikal fizik tarihini yazmaya başlamışlardır. Dünya medikal fizik tarihinden bahsederken kuşkusuz ülkemizdeki medikal fizik tarihini yazmaya başlayan, benim gibi bir çoğumuzun hocası olmuş hocamız Seyfettin Kuter'i saygıyla anarak genç medikal fizikçilere anlatmak isterim.

Doç.Dr. Seyfettin Kuter; 01.08.1926'da Fatih'de doğdu. İlk, Orta öğrenimini Şehremini'de, Lise eğitimini Per-tevniyal Lisesinde yaptı. **1946- 1951** yılları arasında İstanbul Belediyesi'nde memur olarak çalışırken aynı dönemde İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik-



Matematik bölümünü bitirdi. **1953** yılında İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Enstitüsü Kliniğine Fizikçi olarak atandı. İlk Türk Radyoloji Fizikçisi (Medikal Fizikçi), **1974** yılında Radyoterapi Kürsüsünde öğretim görevliliğine, **1986** yılında Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Başkanlığına, **1987** yılında yardımcı doçent kadrosuna yükseltildi. **2 Kasım 1987** yılında doçent unvanını aldı. Ulusal ve uluslararası birçok toplantılarda bulunmuş olup üniversitede, Sağlık Bakanlığı'nda, mesleki dernek-

lerde radyasyon ile ilgili birçok mesleki komitede görev aldı. Radyasyon fiziği konusunda 10 kitap, 60 makalesi bulunmaktadır. **1993** yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünden emekli oldu. Yaşamını kaybettiği son güne kadar (12.07.2015) bitip tükenmek bilmeyen enerjisi ile çalışmalarına devam etti.

Medikal fiziğe emek vermiş, kayıpları ile bizleri çok üzmüş uzun yıllar birlikte çalıştığım **Dr. Alpar Kalabay Dadaşbilge**; **1951** yılında Kırklareli'nde doğdu. 1973 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik-Matematik Bölümünden mezun oldu. 1974 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde göreve başladı. 1978 -79 yılları arasında İngiltere'de bulundu, 1988 yılında M.Sc. Ünvanı ve 1995 yılında Ph.D. ünvanı aldı. 2006 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünden emekli oldu ve özel sektörde çalışmaya devam etti.



Resimde Alpar Dadaşbilge, Seyfettin Kuter ve Alpar Dadaşbilge'nin eşi Baykara Dadaşbilge görülmektedir.

Medikal Fizik Derneğinin kurucu üyesidir ve uzun yıllar derneğin yönetim kurulunda çalışmıştır. Ölümünden sonra vasiyeti gereği mal varlığını Darüşşafaka Vakfına bağışladı.

30 yıl birlikte çalıştığım benim ve tüm medikal fizik camiasının İsmail Abisi

Doç. Dr. İsmail Özbay; 1951 yılında Karamürsel/ Yalova'da doğdu. **1964-1967** Gölcük Lisesinden, **1973** yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Kimya Bölümünden mezun oldu. **1974** yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde göreve başladı. **1988** yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyo-



Soldan sağa; Nazmi Oğuz, Gönül Kemikler, Hatice Bilge Becerir, Alpar Kalabay Dadaşbilge, İsmail Özbay, Mehmet Altunkaya.

fizik Bilim Dalında Yüksek Lisans, **1995** yılında Ph.D., ve 2000 yılında da Doçent unvanı aldı. Ulusal ve uluslararası dergilerde çok sayıda makalesi yayımlandı. Çok sayıda yüksek lisans ve doktora tezi yönetti. Ülkemizde yetişen birçok radyasyon onkoloğu ve medikal fizikçinin yetişmesine katkıda bulundu. Derneğimizin kurucu üyelerindendir, uzun yıllar derneğimizin Genel Sekreterliğini ve Yönetim Kurulu Başkanlığını yapmıştır. 12 Şubat 2016 tarihinde aramızdan ayrıldı. Derneğimizin birçok ulusal ve uluslararası toplantılar düzenlemesini sağladı birçoğuna başkanlık yaptı. Resim 8'de 2005 yılında Kayseri'de yapılan 10. Medikal Fizik kongresinde aramızdan ayrılan arkadaşlarımızla beraber resmimiz görülmektedir.

Medikal Fizik camiasının 7 Kasım Medikal Fizik gününü kutlarken dünyada ve ülkemizde medikal fiziğe emek vermiş tüm bilim insanlarına teşekkür ediyor, aramızdan ayrılmış olanlar için nurlar içinde yatmasını diliyorum.

AYIN BÖLÜMÜ: KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

ARAŞTIRMA VE UYGULAMA HASTANESİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ A. D.

Med. Fiz. Uzmanı Berna TIRPANCİ



Alanında uzman hekimleri ve tecrübeli sağlık personeli ile multidisipliner hasta tedavi yaklaşımını benimseyen Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi ABD'de, 2006 yılı Aralık ayından itibaren hasta alımına başlanmıştır. Onkolojik hastaların tedavisinde ileri teknolojik uygulamaları mümkün kılan CT simülatör, 3 Lineer hızlandırıcı ve 1 brakiterapi cihazı ile Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümü sadece Kocaeli'ne değil, çevre illere de hitap eden potansiyeli ile Türkiye' nin sayılı onkoloji merkezlerinden biridir.

Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde, 2017 Temmuz ayında hizmete giren Varian Trilogy cihazı ile 1 yıllık süreçte yaklaşık 500 hasta başarı ile tedavi edilmiştir. Diğer tedavi cihazları; Siemens Primus ve Oncor lineer hızlandırıcıları ile 2006'dan bu yana yıllık ortalama 1500 hasta tedavi edilmektedir. GammaMed Plus Brakiterapi cihazında 2007 yılından bu yana yıllık ortalama 100 hasta tedavi edilmektedir. Bölümümüzde başta meme, baş boyun, prostat, beyin, jinekolojik, akciğer kanserli hastalar ile SRS/SBRT olmak üzere, tüm hastalar yüksek kalite standartlarında, büyük bir özveri ve dikkat ile tedavi ve takip edilmektedir.

Cihaz Parkuru

Siemens Primus Plus: 80 MLC'li lineer hızlandırıcı, filtreli 6 MV, 18 MV foton enerjisi ve 5 farklı enerjide de elektron ışınları bulunmaktadır.

Siemens Oncor: 80 MLC'li lineer hızlandırıcı, filtreli 6 MV, 18 MV foton enerjisi ve 5 farklı enerjide de elektron enerjisi bulunmaktadır. IMRT yapılabilmektedir.

VarianTrilogy: Millennium 120 MLC'li lineer hızlandırıcı, filtreli 6 MV, 15 MV, filtresiz 6 MV foton enerjisi ve 5 farklı enerjide de elektron enerjisi bulunmaktadır.

Varian GammaMed Plus HDR Brakiterapi: Iridyum-192 HDR kaynaklı silindir ve tandem ovoid aplikatöre sahip Brakiterapi cihazı

Tedavi Planlama Sistemi: Varian Eclipse V13.6, Prowess Panter 5.02, XIO CMS, Varian Eclipse Brakivision 7.3.10

Dozimetrik Altyapı

Sun Nuclear su fantomu, RW3 katı Su fantomu, PTW 0.6 cc farmer iyon odası, PTW Roos paralel plak iyon odası, PTW Semiflex 0.125 cc iyon odası, PTW Pinpoint 0.015 cc iyon odası, PTV 2D Array, Sun Nuclear ArcCheck ve 3 DVH yazılımı.

Doktorlarımız

Prof Dr. M. Görkem AKSU (ABD Bşk.)

Doç. Dr. E. Binnaz SARPER

Doç. Dr. Eda Yirmibeşoğlu ERKAL

Uzm. Dr. Özlem AY

Uzm. Dr. Deniz Çelik

Medikal Fizik Uzmanları

Med. Fiz. Uzm. Berna TIRPANCİ

Med. Fiz. Uzm. Ayşegül Ünal KARABEY

Med. Fiz. Uzm. Ahmet KARAYEL

Med. Fiz. Uzm. Gülşah ÖZKAN

Teknikerlerimiz

Tek. Osman MARANKOZ

Tek. Emine AKKAYA

Tek. Erkut ÇALIŞKAN
 Tek. Ertan HOPANCI
 Tek. Mehmet KOSOVA
 Tek. Muammer ÖZAY
 Tek. Murat ORTAHİSAR
 Tek. Serkan ALABAŞ
 Tek. Hasan ÇAYIRÖZ
 Tek. Tuba ŞİMŞEK
 Tek. Hiranur BAYAR
 Tek. Ahmet ÇAVDAR
 Tek. Mehmet ABIK

Hemşirelerimiz:

Hem. Arzu ŞAHİN
 Hem. Sevdâ ÖZMEN

Sekreterlerimiz:

Ayşe AYDIN
 Selma TUNA

Med.Fiz. Uzm. Berna TIRPANCİ



1980 yılında Kocaeli’nde doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Kocaeli’nde tamamladı. 2004 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2007 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer Fizik yüksek lisans

programından mezun oldu. 2010 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Yüksek Lisans programından mezun oldu. 2011 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer Fizik doktor programına başladı. 2006 yılından bu yana Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi ABD’nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır. Evli ve bir kız çocuğu annesidir.

Med.Fiz. Uzm. Ayşegül Ünal KARABEY

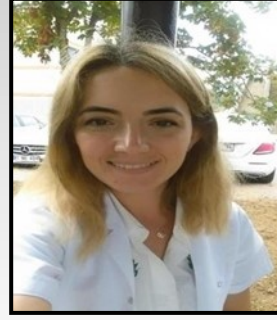


2003 yılında Hacettepe Üniversitesi, fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği yüksek

lisans programını bitirdi. 2017 yılında Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal bölümünde doktora başladı. 2004-

2007 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Tıp ABD’nde sağlık fizikçisi olarak, 2007-2017 yılları arasında Aktifçare Tıbbi Cihazlar AŞ. Bünyesinde, Kocaeli Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Kocaeli Devlet Hastanesi Radyoterapi bölümlerinde Medikal Fizik uzmanı olarak çalıştı. Halen Kocaeli Üniversitesi’nde medikal Fizik uzmanı olarak çalışmaktadır. Evli ve 1 çocuk annesidir.

Med.Fiz. Uzm. Gülşah ÖZKAN



1988 yılında Kocaeli’nde doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Kocaeli’nde tamamladı. 2011 yılında Akdeniz Üniversitesi, Fizik bölümünden mezun oldu. 2015 yılında Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim

Dalı’nda ve 2017 yılında Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği YLP’inde yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2014 ve 2018 yılları arasında Elekta Medikal Sistemler şirketine bağlı olarak çeşitli hastanelerde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştı. Şu anda Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine devam etmektedir.

Med. Fiz Uzm. Ahmet KARAYEL



1980 yılında Balıkesir’de doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Balıkesir’de tamamladı. 2006 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2006 yılında Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi ABD’de fizikçi olarak çalıştı. 2015 yılında

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer Fizik yüksek lisans programından mezun oldu. 2010 yılında bu yana Kocaeli Üniversitesi radyasyon Onkolojisi A. D.’nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.



GÖRÜNMEYENİ TEDAVİ ETMEK

MR-LINAK

Prof. Dr. Enis ÖZYAR

Med. Fiz. Uzm. Gökhan AYDIN

Med. Fiz. Uzm. Bülent YAPICI

Med. Fiz. Uzm. Görkem GÜNGÖR

Teknoloji geliyor, karşımıza yeni kavramlar çıkıyor ve günlük pratiğimize giriyor. Tedavi yaklaşımlarımızda güncellemeler gerekiyor. 2000'li yıllarda radyoterapi tarihçesindeki en önemli devrimlerden olan yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ile kişiselleştirilmiş radyoterapi kavramı hayatımıza girmiş ve doz dağılımının hasta içerisinde şekillendirilmesi fikrini gerçekleştirmek için farklı sistemler geliştirilmiştir. Dozun şekillendirilmesi, altı boyutlu robotik kollu sistemler, hacimsel yoğunluk ayarlı arklar (VMAT) ve helikal ışınlama yapan cihazlarla birlikte gelen kompleks geometri ve hassas kolimasyon teknolojisi kullanılarak başarılabilmektedir. Güncel proton cihazlarında ise enerji modülasyonu aynı amaç için kullanılmıştır. Bununla beraber hasta içerisindeki doz dağılımının konvansiyonel radyoterapi dönemindeki standart alanlar yerine kişiye özel olarak oluşturulması, tedavinin doğru uygulanabilme belirsizliğini beraberinde getirmiştir. Sadece tedavi alanları yerine, hasta pozisyonunun genel doğruluğunun değerlendirilmesi ve düzeltilmesi gerekliliği görüntü kılavuzluğunda radyoterapiyi (IGRT) hayatımıza sokmuştur. kV ışınlar ile kemik anatomi net olarak görüntülenebilmiş ek olarak CBCT ile hacimsel eşleştirme mümkün olmuştur. IGRT'deki yenilikler IMRT uygulama çeşitliliğinin aksine genel olarak aynı ekipmanlar ile daha kaliteli görüntü elde edebilmek üzerine ilerlemiş ve özellikle abdomen ve pelvis bölgesinde bu sistemler görüntü kalitesi açısından yetersiz kalmıştır. Özellikle stereotaktik radyoterapi gibi hastanın kusursuz pozisyonlanmasını gerektiren uygulamalarda radikal yeniliklere ihtiyaç duyulmuştur.

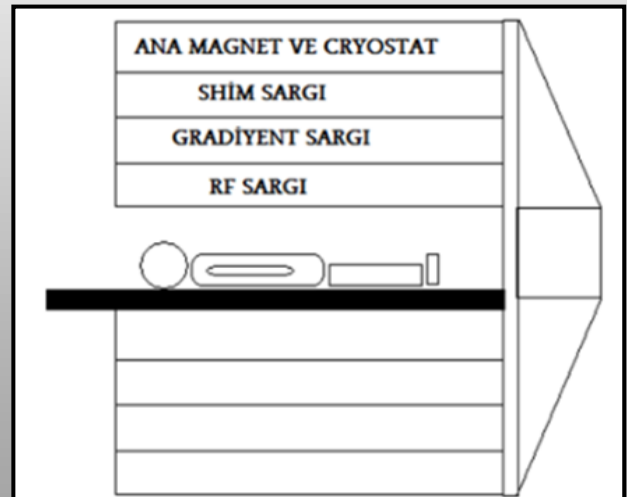
Yeni IGRT Yaklaşımı: MR-Linak

IGRT konusunda son yıllardaki en büyük yenilik, manye-

tik rezonans görüntüleme (MRI) sistemlerinin lineer hızlandırıcılara entegre edilmesiyle MR-linak cihazlarının tedavi seçenekleri arasına dahil olmasıdır. Bildiğimiz gibi MR görüntüleme, yumuşak dokuların görüntülenmesinde altın standarttır. Abdomen bölgesindeki ihtiyaç benzer şekilde beyin, prostat ve meme bölgesinde de MR, geçmiş IGRT yöntemlerine göre üstünlük sağlar. Bu nedenle MR-Linak sistemleri son dönemde radyoterapi dünyasında oldukça heyecan yaratmış ve "IGRT'nin geleceği radikal bir değişim yaşayacak mı?" sorusunu akıllara getirmiştir. İlk klinik kullanım olarak ViewRay markası ile MR-Kobalt olarak karşımıza çıkan yeni platformda ilk hasta 2014 yılında tedavi edilmiştir. Dünyada halen 6 merkezde çalışır durumda kurulu bulunan bu cihaz, güncellenmiş versiyonu olarak 0.35T'lık MR-Linak halini almıştır. Kurulumu tamamlanmış MR-Linak cihaz sayısı Eylül 2018 itibari ile 14'tür. Bu sistemin yanı sıra Elekta'nın 1.5T'lık MR-Linak cihazı mevcuttur ve geçtiğimiz günlerde CE markası alan cihazla ilk hasta tedavisi gerçekleştirilmiştir.

Biz de Acıbadem Maslak Hastanesi'nde Haziran 2018'de kurulumu tamamlanan ViewRay marka MR-Linak cihazı ile dünyadaki 9. merkez olarak Eylül 2018'de ilk hastalarımızı tedavi etmiş olmanın mutluluğunu ve heyecanını yaşıyor, bu süreçte yaşadığımız deneyimleri sizlerle paylaşmak istiyoruz.

Nedir MR-Linak? Klasik Linaktan farkları nedir?

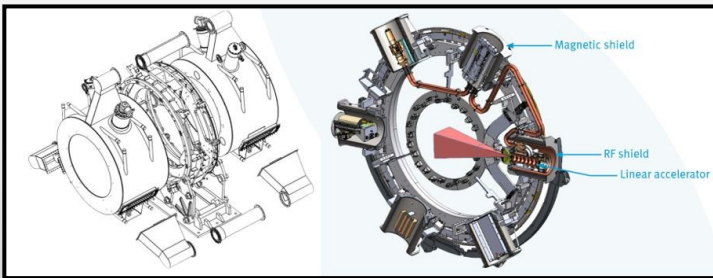


Şekil 1: MRI sisteminin şematik gösterimi

MR-Linak cihazından önce çok basit bir şekilde MRI'dan (Şekil 1) bahsetmek uygun olur. MRI, manyetik alanda elektromanyetik dalgaların vücuda gönderilmesi ve alınan sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi esasına dayanır. Uyarının verilmesi ve bilginin toplanması hücre atomlarında bulunan protonların spin hareketlerinden elde edilir.

Cihazın en dışında bulunan dev magnetler sabit bir manyetik alan oluşturur. Günümüzde ısı oluşumunu minimize etmek için süper iletken malzemeler kullanılmaktadır. Bu nedenle gerekli soğutmanın sağlanması için cryogen adı verilen sıvı helyum ve azot kullanılır. Ana magnetin içinde yer alan shim sargıları ile manyetik alanın homojenliği oluşturulur. Bunun içerisinde bulunan gradient sargıları ile hasta hareket ettirilmeden istenilen düzlemlerde görüntü alınması sağlanır. Hem sinyal oluşturucu hem de toplayıcı olarak görev yapan RF sargıları (hacim sargıları da denir) vücudu çepeçevre sarar ve görüntüyü oluşturur.

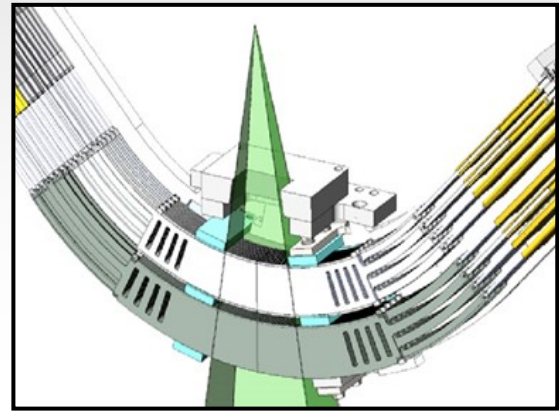
ViewRay MR-Linak sistemi (Şekil 2) ikiye bölünmüş bir süper iletken mıknatıs içerisine yerleştirilmiş lineer hızlandırıcıdan oluşmaktadır. Magnet tarafından üretilen manyetik alanın gücü 0.35Tesla'dır. Manyetik alanın alışıldık diagnostik cihazlardan düşük olması görüntüleme için yeterli bir kalite sunarken, aynı zamanda manyetik alanın, üretilen yüksek enerjili radyasyon üzerine etkisinin ihmal edilebilir düzeyde kalmasını sağlar. Diagnos-



Şekil 2: ViewRay markasına ait MR-Linak sisteminin şematik gösterimi

tik radyolojiden bildiğimiz gibi manyetik alan şiddetinin çok yüksek olması görüntü kalitesini artırsa da distorsiyon, kimyasal kayma gibi belirsizlikleri beraberinde getirir. MR'ın linak üzerindeki etkisine benzer şekilde linak kısmındaki metalik yapıların MR görüntülemeye yaratacağı problemlerin elimine edilmesi için RF zırhlama olarak karbon fiber ve bakır kaplama kullanılır.

Linak tarafına gelindiğinde, radyoterapide alışık olduğumuz düzleştirici filtresiz 6MV enerjili bir cihaz görüyoruz. SAD=90cm'de 600MU/dak'lık doz hızı ile ışınlanma yapılıyor. Klasik lineer hızlandırıcılardan farklı olarak hareketli kolimatör yapısı mevcut değil. Sistemdeki çok yapraklı kolimatörler (MLC) (Şekil 3) hem alan şekillendirme hem de IMRT görevini üstleniyor. MLC'lerin farklı düzlemlerde yer alması ve kaynaktan bakıldığında lif sızıntısı yaratmayacak şekilde hizalanması yeni bir tasarım. Bu tasarımdan dolayı üstte 34, altta 35 adet bulunan 8.3mm nominal kalınlıklı liflerin SAD mesafesindeki efektif kalınlığı 4.15mm'ye inmiş oluyor. SAD'da maksimum 27.4cm X 24.1cm'lik alan açılabilir.



Şekil 3: MLC sistemi

MR'ın bir tedavi cihazının içerisine dâhil edilmesiyle hayatımıza giren en önemli kavramlardan birisi MR güvenliği oluyor. Sadece görüntü kalitesi için değil metal ve mıknatıs etkileşiminden dolayı hem hasta hem de çalışanlar için uyulması gereken katı kuralları mevcut. Bu nedenle hastalar için tedavi kararının verilmesi ve hastanın tedavi odasına alınmasından önce uygulanan anketler mevcut. Örneğin, dar bir alanda ortalama üstü bir süre yatılacağı için klostrofobik hastalar için bu tedavi sorun olabilir. Ek olarak MR açıklığının 70cm olması hasta pozisyonlamada dikkat edilmesi gereken dezavantajlı bir parametre olarak karşımıza çıkıyor.

Günlük pratiğimizde alışık olduğumuz radyoterapi ışıkışından farklı olarak, cihazda alan ışığı, SSD mesafesi gibi kısımlar yok. Setup için izomerkezden 155cm longitudinal uzaklıkta, lazerler ile pozisyonlama yapılıyor. Sonra hasta MR görüntüleme ve radyasyon ışın merke-

zinin eşleştirildiği izomerkeze gönderiliyor. MR görüntüleme için hastalarda immobilizasyona ek olarak altta ve üstte coil kullanılıyor. Sadece tedavilerde değil simülasyonda da sahte coiller kullanılarak tedavi planlamasındaki etkiler hesaba dâhil ediliyor. MR-Linak cihazı aldığınızda beraberinde MR uyumlu immobilizasyon ekipmanlarını da almak gerektiğini hatırlatalım. Çünkü günümüzde çok popüler olan karbon fiber malzemeler MR uyumlu değil. Immobilizasyon malzemelerine benzer şekilde dozimetrik ölçüm ekipmanları da MR uyumlu olmak zorunda.

Tedavinin uygulanması açısından aklımıza takılabilecek bazı soruların cevabı olarak, gantrinin bir tur dönmesi 2 dakika ve MLC hızı > 2cm/s. IMRT tekniği olarak sadece step-shoot kullanılabiliyor.

Cihazla ilgili olarak medikal fizikçiler için ilk akla gelen sorulardan birisi iyonize radyasyonun vücut içerisinde oluşturduğu elektron etkileşimlerine manyetik alanın nasıl etki ettiği olmuştur. Mevcut iki üreticinin en büyük farkı manyetik alan şiddetleridir. Manyetik alan şiddetinin görüntü çözünürlüğüne, görüntüde geometrik belirsizlik yaratan kimyasal kayma etkisine ve elektronların etkileşim yolları üzerindeki etkilerine yönelik birçok çalışma mevcut olsa da tartışmalı konularda bir uzlaşma oluşmadığı söylenebilir.

Manyetik alan ve elektron etkileşimiyle ilgili çok tartışılan diğer bir etki 'electron return effect'. Manyetik alanın, radyasyona transvers yönde olmasından dolayı bu etkinin sonucu olarak dokudan havaya geçiş yapan elektronlar manyetik alan etkisiyle geri dönerek dokuya doz bırakır. Çıkış cilt dozlarında ve akciğer ışınlamalarında bu etkinin hesaplanmasına veya ölçülmesine ilişkin çeşitli çalışmalar bulunmakta. Etki yine manyetik alan şiddetiyle artıyor. Ancak tedavi planlamasında alan sayısının arttırılmasıyla bu etkinin ihmal edilebilir düzeye düşeceğini ve klinik olarak anlamsız fark yaratacağını ifade eden çalışmalar da mevcut.

Asıl Gizli Silah: Online Adaptif Radyoterapi

Adaptif radyoterapi denildiğinde basit olarak, hedefteki veya diğer organlardaki değişikliklere bağlı olarak mevcut tedavi planlamasının uyarlanmasını anlıyoruz. Bu süreç uzun fraksiyonlu tedavilerde ve yavaş küçülen

tümörler için tedavinin ortasında 1 veya 2 kez planlanmanın değiştirilmesi ve tedavinin yeni koşullara göre uyarlanması anlamına gelmektedir. Örnek olarak bir baş-boyun kanserli hastanın aşırı kilo kaybına bağlı olarak parotis ve spinal kord dozlarında oluşabilecek değişimlerin risklerini elimine etmek için adaptif radyoterapi uygulanması doğru bir tercih olabilir. Bu durumun gerekliliğinin tespiti için belirli bir kilo kaybında veya standart olarak tedavilerin belirli fraksiyonunda CBCT görüntüleme veya CT simülasyon ile kontrolleri yapar ve gerekli ise düzeltmeleri yaparak plan adaptasyonunu sağlarız. Benzer şekilde bir prostat hastasının rektum veya mesane doluluğunun yönetilmesindeki sıkıntılar belirli bir süre içerisinde bizi adaptif radyoterapiye zorlar. Kısaca, adaptif radyoterapi kararını vermek için çeşitli fraksiyonlardan oluşan bir veriyi toplamamız gerekir. Ancak az sayıda fraksiyonlardan oluşan stereotaktik tedavilerde, planlama ile tedavi günü arasındaki kontur farklılıkları birkaç fraksiyon beklenerek gözlemlemeyi tolere edemeyebilir. İşte ViewRay MRIdian sisteminde bulunan online adaptif radyoterapi özelliği ile seansa ait IGRT sonrasında orijinal plana göre bir fark var ise hasta masada beklerken gerekli planlama yeniden yapıp tedavi ilk başta kabul edildiği kriterlere uygun olarak tamamlanabiliyor. Online adaptif radyoterapi, tedavi uygulanan bölgeye bağlı olarak normal tedavi süresini 20-30 dakika civarında artırıyor. Tabii bu sürenin belirlenmesinde pratiklik ve deneyim de çok önemli bir parametre. Plan adaptasyonundan sonra gerçekleştirilen yazılımsal kalite kontrolün daha sonra ölçümle doğrulanması mümkün.

Sistemin içerisinde online adaptif yaklaşımının bulunması hem optimizasyon hem de hesaplama için kullanılan algoritmaların çok hızlı sonuç vermesini beraberinde getirmiş. Tahmini doz hesabı, yeniden optimizasyon ve online kalite kontrol için gereken hesaplama süreleri bir dakikanın altındadır.

Kişiselleştirilmiş IGRT

Hastanın ilk IGRT işlemleri tamamlandıktan ve ışınlama için hazır olduktan sonra görüntüleme süreci bitmiyor. Bu sefer tedavi takibinin bir parçası olarak MR kullanılıyor (Şekil 4). Bu zamana kadar kullandığımız sistemlerden farklı olarak sagittal bir düzlemdeki sürekli yumuşak



Şekil 4: Tedavi sırasında alınan MR görüntüleme

doku görüntülemesi ile tedavi sürecini izleyebiliyoruz. Bunun için seçtiğimiz düzlemde bir hedef belirliyoruz. Bu hedef için bir çerçeve (Boundary) tanımlıyoruz. Hedefin tanımlanan çerçeveden kadar farklı olması durumunda ışının otomatik olarak kesileceğine karar verip tedaviyi başlatıyoruz.

Kalite Kontrol

Linak tarafında yapılması gereken işlemler klasik linaklardan çok farklı değil. Set-up için sanal izomerkezde lazer kullanılması ve MR uyumlu ekipman gerekliliği dikkat edilmesi gereken konular. Hastaya özgü kalite kontrollerde nokta doz ölçümü ve IMRT analiz için film dozimetri en ekonomik çözümler.

MR tarafında görüntü kalitesi ve manyetik alanın homojenliğinin ölçülmesine yönelik görüntüleme testleri var. Görüntüleme tedavinin vazgeçilmez bir parçası olduğu için bu testlerin periyodik kontrolü iyonlaştırıcı radyasyonun karakteristiklerinin kontrolü kadar önemli bir hal alıyor.

Nefes Yönetimi

Tedavi sırasında solunumla hareket etmeyen hedeflerde normal solunum ile tedavi gerçekleştirilir. Akciğer ve üst abdomendeki solunumla hareketli hedeflerde ise, hastanın rahat olarak tekrarlanabileceği ve hedef-kritik organ ilişkisinin optimal olduğu ekspiryum sonu ya da

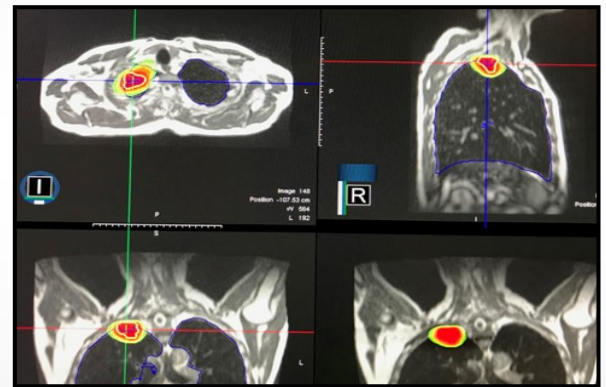
inspiryum sonu fazlar kullanılmaktadır. Yüzeysel solunum sırasında tedavi ise ancak solunum kooperasyonu olmayan hastalarda kullanılmaktadır. Solunumun ayar-



Şekil 5: Solunum takip sisteminde kullanılan gözlük

lanması kontrol odasından komutla teknisyen tarafından sağlanabildiği gibi oda içerisinde hastanın gözlükle (Şekil 5) görebildiği görsel bir ekran sistemi ile de sağlanabilmektedir.

Hastaya kumanda odasında elde edilen görüntüler yansıtılarak hastanın çerçeve içerisine solunum fazını ayarlayarak hedefi yerleştirilmesi istenmektedir. Böylece hastalar tedavide aktif olarak rol almaktadır.



Şekil 6: Stereotaktik akciğer radyoterapisi hastası

İlk Hastalar

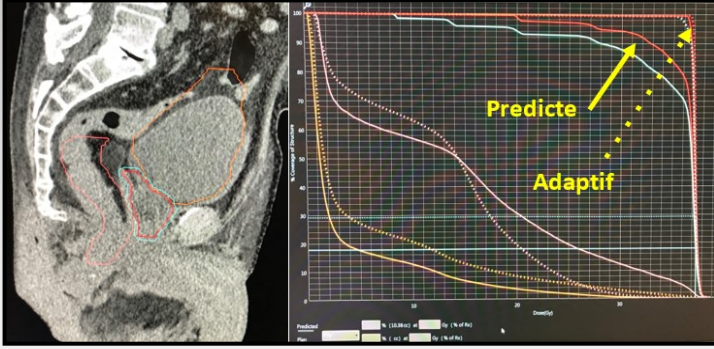
Bölümümüzde tedavi edilen ilk hasta non adaptif yaklaşımli apeks akciğer kanseri olup (Şekil 6), stereotaktik dozda tedavi edilmiştir.

İkinci hasta online adaptif yaklaşımla stereotaktik dozda tedavi edilmiş prostat kanserli hastadır. Günün MR'ına yapılan konturlamaya orijinal plan uygulandığında gözlenen ve sonrasında adapte edilen planlara ait DVH'ler yandadır(Şekil 7).

Üçüncü ve dördüncü hastalarımızı ise görsel ve işitsel komutla tedavi edilmiş, karaciğer hilusunda ve diafragma ile kalp arasında yerleşmiş oligometastatik vakalar oluşturmuştur. Diğer yöntemlerle invaziv marker yerleş-

tirilmesi gerekirken bu hastalarda marker kullanımına gerek kalmamıştır.

Amacımız ülkemizde kurulan ilk sistemle, bu yöntemden en çok faydalanacak hastaların tedavi sonuçlarını yakın gelecekte ulusal ve uluslararası bilim dünyasıyla paylaşabilmektedir.



Şekil 7: Şekildeki DVH, hastaya tedavi sırasında orijinal planın uygulanması durumunda hedefe istenilen dozun verilemediğini, adaptif plan ile hedef kapsamının tekrar sağlandığını göstermektedir.



Acibadem Maslak Hastanesi Radyoterapi Bölümü

MEDİKAL FİZİK 3.0

Med. Fiz. Uzm. Basri GÜNHAN Ph. D.

Medikal Fizik 3.0 Amerikan Medikal Fizikçileri Derneğinin (AAPM) bir toplantı sonrası gelişen teknolojik koşullar göz önünde bulundurularak mesleğin geleceği ile ilgili ne yapılabileceğini sorgulayan bir inisiyatif ortaya koyması ile başlamıştır. Özetle, Medikal Fiziğin yapması gereken veya yapacağı daha çok iş olduğu vurgulanıyor. Fiziğin doğanın şekillenmesindeki etkisi düşündüğünde, doğanın her yerinde olduğu, insan vücudunda ve tıpta kullanılan neredeyse tüm teknolojide bulunduğunun düşünülmesi belirtiliyor. Bunlara baktığınızda neredeyse her medikal araştırma bir fizik çalışması ile ilişkilendirilebilir. Durum böyle iken fizikçiler neden daha fazla ve yaygın bir şekilde tıbbın içinde olmuyorlar? Bu aşamada medikal fizikçilerin insanların daha iyi olması için daha fazla katkı yapabileceği söyleniyor. Örneğin tıbbın “photonics”, dişçilik, ortopedi, cerrahi, kardiyoloji, nanotıp ve nörotıp dalları bunlardan sadece bazıları olup bu alanlara medikal fizik dehasının ciddi katkılarının olacağı söyleniyor. Gelişmelerin tıbbın her alanını etkilediği bir dönemde tabir yerindeyse “kağıtların yeniden karıldığı” bir dönemde diğer meslekler değerlerini nasıl artıracaklarını planlamaktadır. Medikal Fizik burada bir istisna olamaz. Böyle bir dönemde doğru, anlamlı ve sıra dışı bir şekilde tıp camiasına katkımız ne olacak ve bu katkının değeri doğru iletişimle etkili bir şekilde belirlemeliyiz diye düşünülüyor. Burada kendi değerimizi kendimiz belirleyemez isek başkalarından bu değeri vermelerini bekleyemeyiz deniyor.

Bunlar düşünülürken (veya söylenirken) Amerikan Medikal Fizik Derneği (AAPM) 19 Ekim 2015 de yönetimden üyelere bir mektup geliyor. Bu mektup şunu söylüyor: Sağlık sisteminde köklü değişiklikler oluyor. Bu bağlamda mesleğin geleceği açısından bakıldığında medikal fiziğin tıpta olan değişikliklerdeki yeni konumlanma için izlemesi gereken yöntemi tarif etmektedir. AAPM bu nedenle Medikal Fiziğin geleceğini değerlendirme işini “Medikal Fizik 3.0” ile başlamak istiyor. Böylece geleneksel izole olan halihazırdaki yapısından ta-



kım çalışmasına dayalı daha “operasyonel-işlevsel” işlerle uğraşıp daha değerli işler yapar duruma getirilmesini sağlamaya çalışıyor. Burada akla gelen soru nasıl birden medikal fizik 3.0 ortaya çıktı. Tarihsel sürece bakıldığında Röntgenle birlikte başlayıp belirli bir aşamaya gelen durum Medikal Fizik 1.0 olarak tarif edilirken, ki burada radyoloji ve radyasyon onkolojisinde yapılanlar, örneğin teknolojinin oluşmasındaki öncü rol, cihazların doğru çalışmasının sağlanması, doğru tedavi dozimetrisinin yapılması ve akreditasyon işlerini kapsamaktadır. Peki bunlar yeterli değil mi diye sorduğumuzda hala cevaplanması gereken sorular var: Klinik performansımız yeterli mi? Elimizdeki teknolojiyi gerektiği gibi kullanabiliyor muyuz? (yani kullanım optimizasyonu) kalitenin sürdürülebilirliği nasıl? Teknolojiye ayak uydurabiliyor muyuz? (Yeni teknolojiler) İhtiyaçlar ve yenilikler nelerdir? Fizik tüm bu işlerde tam katkısını veriyor mu? (veya verebiliyor mu?) ve tüm bunların yanında tıpta radyasyonun ötesinde medikal fizik ne yapabilir? Bu arada 2011 yılında görüntülemeyi içeren tanımlamaların Medikal Fizik 2.0 olarak tanımlandığını bu kavramın bugün genişletilmesi ve daha kapsayıcı olması gerektiği düşünülerek Medikal Fizik 3.0’a gelinmiştir.

Medikal Fizik 3.0 nedir?

Medikal Fizik 3.0 ise modern tıpta fiziğin rolünü yeniden tanımlama ve daha da güçlendirme olarak tarif ediliyor. Medikal fizikte inisiyatif olarak “sürdürülebilir mükemmelliği” pratikte tanımlamak ve bunu elde etmek

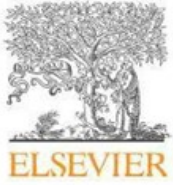
olarak tarif ediliyor. Bununla birlikte medikal fiziğin değerini arttırmak için daha iyi ifade etmek, yeniden belirlemek için izlenecek yolları bulmak gerekiyor. Bu nedenle mesleğin geleceği için yeniden bir tanım yapılıyor. Fizikçinin özgün yerini alması için yetkin ve kendine güveninin tam olması gerekiyor. Bu ise ancak, tabir yerinde ise, fizikçinin yenilik ve kesinliğin bilimsel parçası olarak tıbbın ilerlemesinde bir parçası olması ile mümkün olacaktır. Bugün tıpta yüksek kalitede, devamlılığı olan, hasta merkezli, kanıta dayalı, kesin ve güvenli bir sağlık sistemine ihtiyaç var. Burada medikal fizikçinin ne rolü var diye sorduğumuzda ise cevap fiziksel bilimlerin klinik uygulamalarını kullanarak yenilikçi ve doğru çözümleri bulmak veya sağlamak olarak ortaya çıkıyor. Bu tanımlama ister klinik fizikçi ister akademik fizikçi, ister eğitimci, ister devlette çalışan fizikçi hangi işi yapıyor olursa olsun temelde yukardaki mantıkla hareket edilmesi gerekiyor. Burada esas amaç hasta sağlığını olumlu yönde etkilemektir.

Bu aşamada ileriye bakıldığında yapılması gerekenler aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Uygulayıcılar (Smart practitioners)- medikal fizikçiler bilim insanı olarak özgün tecrübelerini sağlık ve tıba yansıtanlar.
2. Genişleme (Smart expansion)- medikal fiziğin sınırlarını radyasyon tıbbının dışına aşmak
3. Olanaklar (Smart tools)- medikal fizik 3.0'ı etkin ve sürdürülebilir şekilde ilerlemesini sağlayacak teknolojileri bulmak
4. Uygulama (Smart practice)- modelleri çalışarak pratikleri belirleyerek MP3.0 pratiğini gelişmesini cesaretlendirmek
5. Kurallar (Smart regulations)- MP 3.0 pratiğini cesaretlendirecek gerekli mesleki beklentiler ve kuralları ortaya çıkartmak.
6. İletişim (Smart communication)- medikal fizikçilerden gelen geri bildirim ve MP 3.0'ı cesaretlendirip uyumunu geliştirecek stratejileri oluşturmak ve
7. Savunma (Smart advocacy)- sağlık sektörüne, uygulayıcılara ve hastalara mesleğin daha faydalı olmasını sağlamak.

Medikal fizikçi olarak tıba yapılan katkı inanılmaz derecede yüksek olup bunun yeterli olduğu düşünülmelidir. Sayısız yapılan aktivitelere karşı MP 3.0 ile gelecekte medikal fizikçilerin hasta sağlığına olan değerli katkıları devam ettiği izlenecek, kenara konulmasına, pahalı bir lüks olarak görülmesine veya daha kötüsü basit bir medikal uygulama gibi görülmemesi için çalışmaya devam edecektir denip bu konuda medikal fizikçilerden katkı ve geri bildirim beklediklerini söylüyorlar.

TOTAL-BODY IRRADIATION USING LINAC-BASED VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY: ITS CLINICAL ACCURACY, FEASIBILITY AND RELIABILITY



Contents lists available at [ScienceDirect](http://www.sciencedirect.com)

Radiotherapy and Oncology

journal homepage: www.thegreenjournal.com



Original article

Total-body irradiation using linac-based volumetric modulated arc therapy: Its clinical accuracy, feasibility and reliability

Bora Tas^{a,*}, Ismail Faruk Durmus^a, Ayse Okumus^a, Omer Erol Uzel^a, Muge Gokce^b, Hasan Sami Goksoy^b, Esat Mahmut Ozsahin^c

^a Department of Radiation Oncology; ^b Department of Hematology, Yeni Yuzyil University Gaziosmanpasa Hospital, Istanbul, Turkey; ^c Department of Radiation Oncology, Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lausanne, Switzerland

Dr. Öğr. Gör. Bora TAŞ

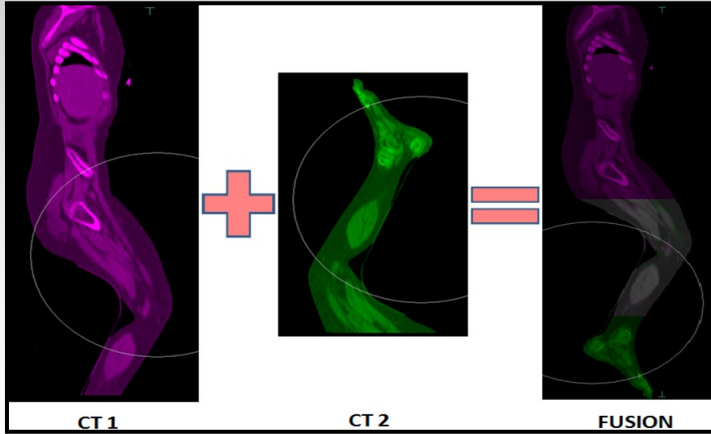
Yeşil dergide geçen ay yayınlanan çalışmamızın amacı tüm vücut ışınlamalarını (TBI) konvansiyonel genişletilmiş SSD teknikleri ile yapmak yerine, hacimsel yoğunluk ayarlı VMAT tedavi tekniği ile yaparak, yöntemin doğruluğunu, fizibilitesini ve güvenilirliğini 2015 senesinden itibaren elde ettiğimiz tecrübeler doğrultusunda paylaşmaktı.

2014 senesi sonunda Yeni Yüzyıl Üniversitesi Gaziosmanpasa Hastanesinde hasta kabulüne başlayan erişkin ve pediatrik kemik iliği nakil merkezi ile birlikte Hematoloji bölümünden gelen tüm vücut ışınlaması (TBI) talepleri doğrultusunda Radyasyon Onkolojisi Kliniği olarak arayaşa girdik. Bunun nedeni; son teknolojik lineer hızlandırıcı cihazları ile yıllardır uygulanan konvansiyonel genişletilmiş SSD tekniğini kullanarak, tüm vücudun homojen ve aynı kalınlıkta olmadığını bildiğimiz halde bu şekilde kabul edip ışınlama yapmak istememizdir. Bu anlamda Elekta Versa HD lineer hızlandırıcı cihazında hasta masasında VMAT tedavi tekniğini kullanarak istenen doz dağılımını elde etmek için çalışmalarımıza başladık. İlk olarak; tek alan VMAT, çift alan VMAT ve dual tek alan VMAT tekniklerini dozimetrik olarak birçok BT görüntüsü üzerinde aynı optimizasyon parametrelerini kullanarak birbirleriyle karşılaştırdık. Tüm bu hesaplamalar Monaco tedavi planlama sisteminde Monte Carlo algoritması ile gerçekleştirildi. Dual arc VMAT tekniği ile

diğer iki teknikten daha düşük MU değerleri elde edildi ve doz dağılımlarında da kritik organ dozlarında daha düşük, hedef yapıda daha homojen doz dağılımları sağlandı. Bunun nedenine gelecek olursak Monaco tedavi planlama sisteminde dual arc özelliği aktif edildiği durumlarda tek alanın içerisinde ilk VMAT arkı esnasında mümkün olduğunca izomerkezin sağını, ikinci VMAT arkı esnasında ise mümkün olduğunca izomerkezin solunu ışınladığını gözlemledik, bu durum TBI tedavisinde geniş alan ışınlamalarında MLC'lerin alanın bir ucundan diğer ucuna hareketini azaltmakta ve daha efektif segmentler yaratarak dozimetrik olarak avantaj sağlamaktadır.

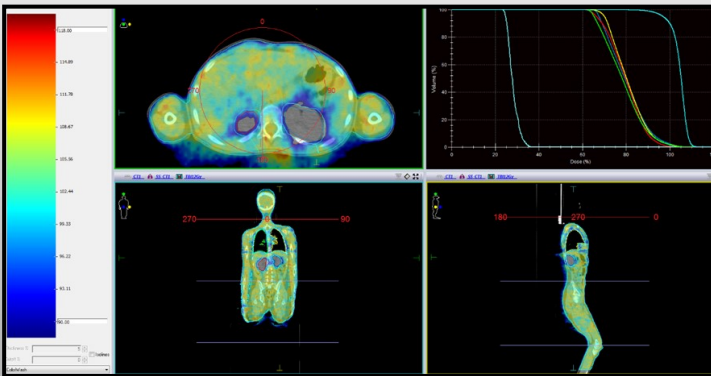
Hasta pozisyonlamasında vakumlu yatak, baş altı yastığı ve baş maskesini kullanmayı tercih ettik. Hastanın boyu 120 cm'yi geçtiği durumlarda baş gantry ve ayak gantry olacak şekilde vakumlu yatağın yönünü değiştirerek iki adet simülasyon tomografisi seti elde edildi. AML ve ALL hastaları için verilmek istenen 12 Gy doz 3 gün süresince sabah akşam olacak şekilde uygulandı. Korunan organ olarak böbrek ve akciğerlerin ortalama dozları 10.0 Gy'in altında, maksimum lens dozları ise 6.0 Gy'in altında olacak şekilde tedavi planlamaları optimize edildi. Kalan tüm vücut ciltten 2 mm çekildikten sonra hedef hacim olarak tanımlandı. 120 cm boyuna kadar olan hastalarda 3 adet izomerkez belirleyerek 2 cm'e kadar overlapping arklar oluşturuldu. 3 izomerkezli tedavi planı tek bir optimizasyon içerisinde gerçekleştirildi. 120

cm'den uzun olan hastalarda ise hastanın boyuna göre ayak gantry olacak şekilde 4. veya 5. izomerkezle planlamalar yapıldı. Baş gantry tomografisi ile ayak gantry tomografisi füzyon yaptıktan sonra (Şekil1) Monaco tedavi planlama sisteminin bir özelliği olan Bias doz özelliğini kullanarak ayak gantry planlamaları esnasında baş gantry'den gelen doz dağılımını da optimizasyona katarak oluşabilecek yüksek ve düşük doz bölgeleri minimuma indirildi.



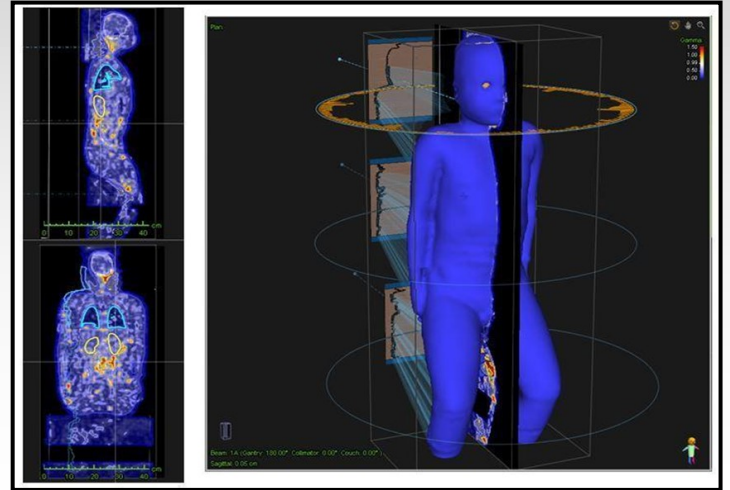
Şekil 1. Baş gantry ve ayak gantry tomografi görüntülerinin füzyonu

Çalışmamızda 2015-2018 tarihleri arasında tedavi edilmiş 30 ALL veya AML hastasının dual VMAT tedavi yöntemi ile elde edilen doz dağılımlarında; ortalama böbrek dozları 9.62 ± 0.16 Gy, akciğer dozları 9.70 ± 0.16 Gy ve maksimum lens dozları 4.54 ± 0.38 Gy olarak elde edildi. Tedavi planlaması örneği Şekil 2'de gösterilmiştir. Ortalama doz hızı 30 ± 6 cGy/min, toplam tedavi süresi pediatrik hastalarda ortalama 35 ± 4 dakika ve erişkin hastalarda 55 ± 5 dakika olarak elde edildi.



Şekil 2. Dual ark VMAT yöntemi ile TBI tedavi planlaması doz dağılımları

Monaco tedavi planlama sistemi ile elde ettiğimiz doz dağılımlarının doğruluğunu kontrol etmek amacıyla iki boyutlu ve üç boyutlu kalite kontrol cihaz ve programları kullanarak tedavi planlama sisteminin hesaplama doğruluğu analiz edildi. İki boyutlu hasta QA 'i olarak IBA firmasının Matrix evo ve MyQA sistemleri kullanıldı. Üç boyutlu DVH tabanlı hasta QA'i olarak da yine IBA firmasının Dolphin ve Compass sistemleri kullanıldı. Elde edilen QA sonuçları kabul sınırları içerisinde olarak belirlendi (Şekil 3).

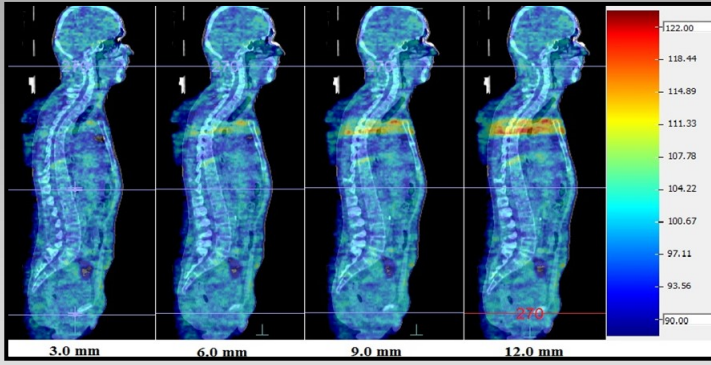


Şekil 3. Dolphin- Compass DVH tabanlı üç boyutlu hasta kalite kontrolü

Tedavi planlama sisteminin dozimetrik hesaplamalarının kabul sınırları içerisinde olduğunu belirledikten sonra tedavi sürecince longitudinal yönde yanlış pozisyonlama olduğu takdirde bunun overlapping arklar kullanmamızdan ötürü doz dağılımına etkisini incelemek amacıyla 30 hasta için 3.0 mm, 6.0 mm, 9.0 mm ve 12.0 mm longitudinal yönde yanlış pozisyonlamalar yapıp tekrar doz hesaplaması gerçekleştirildi. Şekil 4 de görüldüğü gibi 6.0 mm'ye kadar yapılan yanlış pozisyonlamalar sonucunda ortalama akciğer dozunda %4, hedef maksimum dozunda ise %10'un altında artışa neden olmuştur. Bu hesaplamalar tedavi tekniğinin güvenilirliği hakkında bizleri bilgilendirmiştir.

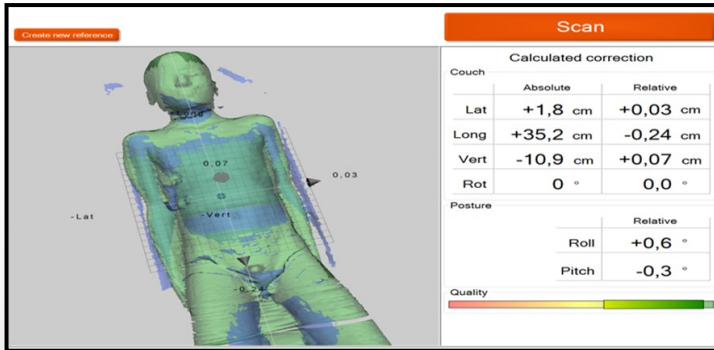
Hasta pozisyonlamasında ve intra-fraksiyon hareket takibinde kullandığımız lazer tabanlı C-RAD vücut yüzeyi takip sistemi vasıtası ile tedavi öncesi hasta pozisyonlamasında meydana gelebilecek pozisyon hataları minimuma indirilerek tedaviye başlamamızdan ötürü (Şekil

5) her izomerkez için kullandığımız CBCT görüntüleri ile tüm tedaviler süresince 3.0 mm 'nin üzerinde longitudinal yönde bir kayma elde edilmedi.



Şekil 4. Longitudinal pozisyon hataları sonucu elde edilen doz dağılımı

Tüm hastalar için akut radyasyon etkilerinde grade 3 ve üzeri herhangi bir toksisite görülmemiştir. Tüm vücut ışınlamaları için uyguladığımız yukarıda bahsettiğimiz tedavi tekniğinin doğruluğunu, fizibilitesini ve güvenilirliğini elde ettiğimiz çalışmalar sonucunda, Yeni Yüzyıl Üniversitesi Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi ve Hematoloji Bölümleri olarak incelemiş ve klinikte rutin olarak da uygulamaktayız.



Şekil 5. C-RAD vücut yüzeyi takip sistemi ile hasta pozisyonlaması



Dr. Öğretim Üyesi Bora TAŞ

1984 yılında Ankara'da doğdu. 2008 yılında Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Medikal Fizik alanındaki tez çalışmalarıyla 2010 yılında yüksek lisansını, 2016 yılı Nisan ayında da doktorasını tamamladı. 2010-2013 yılları arasında Özel Gammaray Onkoloji Merkezinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2013 yılından itibaren T.C. Yeni Yüzyıl Üniversitesi Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde çalışmaya devam etmektedir.

RADYOLOJİDE RADYASYONDAN KORUNMA

Med. Fiz. Uzm. Ayşegül YURT

Med. Fiz. Uzm. İsmail ÖZSOYKAL

Röntgenin X-ışınlarını keşfinden bu yana, iyonizan radyasyon, tıpta yaygın bir şekilde kullanımı alanı bulmuştur. Tıbbi görüntüleme ve tanı/tedavi amaçlı girişimsel Radyoloji uygulamalarında x-ışınlarının yoğun bir şekilde kullanımı ve büyük popülasyonların x-ışınlarına maruziyeti, radyolojide radyasyondan korunma önemli hale getirmiştir.

Bu yazı, radyoloji uygulamalarında radyasyondan korunma ilkeleri, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı'nın (IAEA) "Hastaların Radyasyondan Korunması - Radiation Protection of Patients (RPOP)" başlığı altında sağlık profesyonelleri için sağladığı bilgilerin bir derlemesidir. Bu bilgiler, sağlık profesyonellerinin sıklıkla sordukları sorulara yanıtlar üzerinden düzenlenmiştir.

SAĞLIK PROFESYONELLERİNİN HASTALARIN RADYASYONDAN KORUNMASINDA SORUMLULUKLARI

Radyologların, hastaların radyasyondan korunmasında sorumlulukları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Her medikal ışınlamanın, hastayı yönlendiren doktor ile konsülte edilerek gerekçelendirildiğinden (justification) emin olmak,
- İlgili diagnostik referans seviyeleri (diagnostic reference levels - DRLs) göz önünde bulundurarak, hastaların radyasyona maruziyetini minimumda tutmak,
- Görüntüleme ve girişimsel uygulamaları, medikal fizikçi ve radyoloji teknikeri ile istişare ederek optimize etmek,
- Gebelerin ve pediatrik hastaların tetkikleri ile medikal ve biyomedikal araştırmaların yönetimi için kriterler belirlemek,
- Meydana gelen radyasyon kazaları veya olaylarda tıbbi açıdan değerlendirme yapmak.
- Radyoloji teknikerlerinin, hastaların radyasyondan korunmasında ana sorumlulukları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Hasta kimliğini doğrulamak,
- Hasta ve hasta yakınlarını bilgilendirmek,
- Kadın hastaların hamile olmadığını doğrulamak,
- Yeni ekipman alımında, ekipman özelliklerini belirlemede katkıda bulunmak,
- Görüntüleme protokollerinin optimizasyonunda katkıda bulunmak,
- Radyolojik tetkikleri optimize edilmiş protokollere uygun gerçekleştirmek ve bu sayede hastaların radyasyona karşı korunduğundan emin olmak,
- Radyolojik ekipmanın rutin kalite kontrollerini gerçekleştirmek,
- Hasta dozlarının kayıtlarını tutmak,
- Radyasyon kazası veya olaylara ilişkin radyolog ve radyasyondan korunma sorumlusunu (radiation protection officer – RPO) bilgilendirmek.

Radyolojide medikal fizikçinin, hastaların radyasyondan korunmasında ana sorumlulukları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

Radyoloji bölümünün planlanmasında radyolog ve RPO ile beraber görev almak,

Radyolojik ekipmanın radyasyondan korunma ile ilgili performans özelliklerini belirlemek,

Radyoloji pratiğinin kaynakları (bütçe, ekipman, personel gibi), operasyonları, politikaları ve prosedürlerinin sürekli gözden geçirilmesi uygulamalarına katılmak,

Radyolojik ekipmanın kabul testlerini ve devreye alınmasını gerçekleştirmek,

Kalite temini prosedürlerini tasarlamak ve uygulanmasını sağlamak ve denetlemek,

Radyolojik ekipmanın bakımlarını denetlemek,

Radyolojik ekipman ve doz ölçerlerin kalibrasyonlarının yapılmasını sağlamak,

Hasta dozu değerlendirmelerini gerçekleştirmek,

Görüntüleme protokollerinin optimizasyonunda katkıda bulunmak,

Radyasyon kazası veya olayların araştırma ve değerlendirilmesine katılmak,

Radyasyondan korunma eğitim programına katkı sağlamak.

PEDİATRİK UYGULAMALAR

Çocukların radyoloji uygulamalarında radyasyondan korunmasının optimizasyonu, hastanın yaş ve boyutları, görüntülenecek bölge ve klinik endikasyona uygun hale getirilmiş protokollerin uygulanmasını içerir. Bu sayede her hastaya verilen doz mümkün olan en düşük seviyeye indirilmiş olacaktır.

Pediyatrik radyolojide görüntü kalitesini korurken hasta dozunu azaltabilecek bazı teknik uygulamalar aşağıdaki gibi sıralanabilir:

Pediyatrik radyografi uygulamaları genellikle grid kullanımını gerektirmez. Böylece hasta dozu arttırılmadan görüntü kalitesi iyileştirilebilir.

Küçük odak nokta boyutu kullanımı ve kısa ışınlama süresi arasındaki denge korunarak yüksek görüntü detayı sağlanabilir.

Birçok klinik endikasyonda ayırma gücünün bozulması göreceli olarak anlamlı olmaması nedeniyle, radyasyon dozunun azaltılması ve ışınlama süresinin kısaltılması için mümkün olduğunca hızlı film-ekran kombinasyonunu kullanılmalıdır.

Pediyatrik hastalarda, sensorler yetişkin hastalar için tasarımı olduğundan dolayı Otomatik Işınlama Kontrolü (OIK) (Automatic Exposure Control (AEC)) kullanılmaz.

Radyasyon demeti, kolimasyon kullanılarak sınırlandırılmalıdır.

Koruyucu giysiler, organları koruyacak şekilde yerleştirilmeli ve gereksiz tekrar çekimlerinden kaçınılmalıdır.

Gerek görüldüğünde, hareketsizliği özel tasarımı cihazlarla sağlanmalıdır.

GEBELİKTE RADYOLOJİ UYGULAMALARI

Doz limitleri, hastaların ışınlanmasında uygulanabilir değildir. Çünkü her hastanın kendine özgü durumuna göre radyasyon kullanımı gerekçelendirilmektedir. Bir tıbbi ışınlama gerekçelendirildiğinde, ışınlama pro-

sedürü optimize edilmelidir. Bunun anlamı, klinik olarak beklenen amaca, uygun doz değeri ile ulaşılmasıdır. Doz limitleri sadece radyasyon çalışanları için belirlenmiştir, hastalar için değil.

Radyoloji departmanlarında embriyo veya fetüsün yüksek dozlara maruz kalmasının engellenebilmesi için, üreme çağındaki kadın hastaların gebelik durumlarının belirlenmesi için bir prosedür bulunmalıdır. Bu amaçla uygulanan bir yaklaşım "10 gün kuralı"dır. Bu kural, alt abdomen ve pelvis bölgelerine yapılacak radyolojik uygulamaların, eğer mümkünse, menstrasyon başlangıcından 10 gün içerisinde yapılmasını ifade etmektedir. Orijinal öneri 14 gün idi, fakat menstural döngüdeki bireysel farklılıklar göz önüne alınarak 10 güne düşürülmüştür.

Konseptüsteki hücre sayısı az ve bu hücrelerin karakteristiği henüz özelleşmemiş ise, bu hücrelerde oluşacak zarar büyük olasılıkla konseptüsün rahme tutunamaması veya konseptüsün belirlenemeyen ölümü şeklinde olacaktır. Malformasyon gelişimi oldukça nadirdir. Organogenezin 3 ila 5'inci haftadan sonra başlaması nedeniyle, gebeliğin erken evrelerinde radyasyona maruziyet malformasyona neden olamayacaktır. Buna dayanarak, 10 gün kuralının 28 gün kuralı ile değiştirilmesi önerilmiştir. Bunun anlamı, herhangi bir tereddüt veya mens gecikmesi durumunda tetkikin 28 gün sonrasına ertelenmesidir. Bir menstural periyodun kaçırılması durumunda, aksi ispat edilmeye kadar kadın hastaların gebe olduğu kabul edilir. Böyle bir durumda radyolojik olmayan yöntemlerin kullanımı konusunda çaba sarf edilmelidir.

Bazı radyoloji departmanları koruyucu bir yaklaşım olarak 10 gün kuralını sadece baryum enema ve alt abdomen ve pelvis bölgesine bilgisayarlı tomografi gibi bu bölgelere yüksek radyasyon dozu verilen radyolojik uygulamalar için kullanmaktadır. Diğer tüm radyolojik uygulamalar için 28 gün kuralı uygulanmaktadır.

International Commission on Radiological Protection (ICRP) 84 numaralı raporuna (Tablo 1) göre 100 mGy'den daha az fetal dozlar, radyasyon riski açısından gebeliğin sonlandırılmasına GEREKÇE DEĞİLDİR. Fetüsün 100 ila 500 mGy doza maruziyeti durumunda ise

hastaların bireysel durumuna göre karar verilmelidir.

Doğal radyasyona ek doz (mGy)	Malformasyonsuz çocuk olasılığı	Kansersiz çocuk olasılığı (0-19 yaş)
0	97	99.7
1	97	99.7
5	97	99.
10	97	99.6
50	97	99.4
100	97	99.1
>100	Olası	Daha yüksek

Tablo 1: ICRP 84 nolu rapor; Radyasyon dozuna bağlı olarak sağlıklı bir çocuk yetiştirme olasılığı

500 mGy'in üzerindeki dozlarda ise belirgin fetüs hasarları olabilmekte ve bu hasarların büyüklüğünü doz ve gebeliğin evresi belirlemektedir.

Bazı durumlarda, x-ışını uygulamasının olduğu anda hastalar gebeliğini bilmeyebilir. Işınlama sonrası gebelik tespit edildiğinde hasta endişelenecektir. Böyle durumlarda fetüs dozları bu konuda tecrübeli bir medikal fizikçi veya radyasyon güvenliği uzmanı tarafından tahmin edilmelidir. Hasta daha sonra potansiyel riskler açısından bilgilendirilir. Birçok durumda minimal risk mevcuttur. Çünkü radyasyon maruziyeti döllenme gerçekleşikten ilk 3 hafta içerisinde gerçekleşecektir. Nadiren konseptüs daha ileri safhadadır ve maruz kaldığı doz yüksektir. Bununla beraber gebeliğin sonlandırılmasını gerektirecek dozlara maruziyet oldukça nadirdir.

Hastaya risklerin açıklanabilmesi için radyasyon dozunun hesaplanması gerektiğinde radyografik faktörler not alınmalıdır. Dozimetri için bazı yaklaşımlar kullanılabilir, ancak gerçek verilerin kullanılması her zaman daha iyidir. Hastanın son menstural periyot tarihi de belirlenmelidir.

Cihaz uygun şartlarda çalışıyor ise, fetüsten uzak bölgelerin (örneğin akciğer, ekstremiteler gibi) diagnostik görüntülemeleri, gebeliğin herhangi bir döneminde güvenli olarak gerçekleştirilebilir. Genellikle hastaya tanı konamama riski, radyasyon riskinden daha fazladır.

Eğer ışınlamada tanısal doz aralığının üst sınırlarında ve ışınlama alanı fetüse yakınsa, tetkik yapılırken dozun minimize edilebilmesine özen gösterilmelidir.

FETÜSÜN IŞINLANMASININ ETKİLERİ

Bir diagnostik radyoloji uygulamasının fetüste zararlı bir etki oluşturmaları çok olası değildir, fakat radyasyona bağlı bir etki oluşma ihtimali tamamen göz ardı edilemez. Işınlamanın konseptüse olan etkisi ışınlama zamanında konseptüsün evresine ve soğurulan doza bağlıdır. Gebe kalmayı takip eden 25 hafta boyunca, merkezi sinir sistemi (CNS) radyasyona özellikle duyarlıdır. Yaklaşık 100 mGy'yi aşan fetal dozlar, IQ'da doğrulanabilir bir azalmaya neden olabilir. Aynı zamanda, 1.000 mGy (1 Gy) aralığında fetal dozlar, ciddi mental retardasyon olasılığıyla sonuçlanır. Gebelik sonrası 8-15 haftalar arasında hassasiyet en üst seviyededir. CNS, bu etkilere gebeliğin 16-25 haftasında daha az duyarlıdır ve bundan sonra oldukça dirençlidir.

Radyolojik incelemeyi gerçekleştirmenin yararının, radyasyon maruziyetinden kaynaklanabilecek olası herhangi bir küçük zarardan çok daha fazla olduğu birçok durum olacaktır. Herhangi bir tıbbi maruziyette olduğu gibi, fetüse beklenen radyasyon dozu hesaba katılarak her bir inceleme klinik olarak gerekçelendirilmelidir. Gerekçelendirildikten sonra, bir yandan istenen klinik sonucu elde ederken, bir yandan fetüse radyasyon maruziyetini en aza indirmek için incelemenin optimize edilmesine özen gösterilmelidir. İnceleme sırasında fetal dozu azaltabilecek önemli tedbirlerden bazıları şunlardır:

- X-ışını demetinin klinik amacı sağlamak için yeteri kadar küçük bir alanla sınırlandırılması;
- Birincil ışın yönünün fetüsten mümkün olduğu kadar uzak olacak şekilde seçilmesi;
- Uygun ışınlama parametrelerinin seçilmesi;

ışınlama süresinin mümkün olduğu kadar kısa tutulduğundan emin olunması.

X-ışını tüpünden fetusa ulaşan herhangi bir birincil ışının kesilmesi için masanın üzerine bir kurşun önlük koymak, hasta ve personel için güven verici bir tedbir olabilir. Bu nedenle, yukarıdaki yöntemlerin yanı sıra, ince-

leme hedefini tehlikeye atmamak koşuluyla kurşun önlük kullanımı da tavsiye edilir.

HAMİLE RADYASYON ÇALIŞANLARI İLE İLGİLİ HUSUSLAR

Hamilelik sırasında fetal dozun 1 mGy'nin altında tutulabileceğine dair makul bir güvence olduğu sürece hamile bir çalışan bir X-ışını bölümünde çalışmaya devam edebilir. Hamile kadınların bu konuda gereksiz ayrımcılığa maruz kalmamaları önemlidir. Hamilelik durumunun idari birime beyan edilmesinden itibaren hem işçi hem de işveren güvenlik konusunda sorumluluk taşır. Aşağıda bu konuda ICRP 84 raporundan alınan bazı tavsiyelere yer verilmiştir:

- İşveren, hamile kadınların radyasyona maruz kalma koşullarını dikkatle gözden geçirmelidir. Çalışma koşulları, kaza sonucu yüksek doz ve radyonüklid alım olasılığının önemsiz olacağı şekilde düzenlenmelidir;
- Hamileliğin bilinmesinin ardından, işverenle çalışan arasında ortak bir değerlendirme yapılması tavsiye edilmektedir. Çalışan, potansiyel riskler, yerel politikalar ve önerilen doz limitleri hakkında bilgilendirilmelidir;
- Herhangi bir riskin gerçekleşme olasılığının çok düşük olduğunun farkında olarak, hamile kadının, kendisi veya işveren tarafından radyasyon içermeyen bir çalışma pozisyonuna geçmesi talep edilebilir. Bu yaklaşım, radyasyondan korunma amacı temelinde gerekli değildir. Ancak, bölümdeki personel yeterliliğine bağlı olarak böyle bir ek tedbir alınabilir.
- Hamile çalışanın daha düşük radyasyon maruziyetinin görüldüğü bir pozisyona geçişi de radyasyon güvenliğiyle ilgili düşünülebilecek diğer bir tedbirdir. Örneğin, bir teknisyen floroskopi biriminden BT birimine veya saçılan radyasyona daha az maruz kalabileceği başka bir birime aktarılabilir.
- Önerilen doz sınırı, fetal doz için geçerlidir ve kişisel bir dozimetrede ölçülen dozla doğrudan karşılaştırılmaz. Tanısal radyoloji çalışanları tarafından takılan kişisel bir dozimetre, fetal dozun yaklaşık 10 kat veya bu oranın da üzerinde tahmin edilmesiyle sonuçlanabilir. Örneğin, dozimetrenin kurşun

önlük dışına takılması durumunda ölçülen doz gerçek fetal dozdan yaklaşık 100 kat daha yüksek bir değer olacaktır.

KATARAKT ÖNLEMEK İÇİN ALINMASI GEREKEN ÖNLEMLER

Katarakt dünya çapında en sık karşılaşılan körlük nedenidir. Güneş ışığına maruz kalma, iyonlaştırıcı radyasyon, alkol ve nikotin tüketimi, diyabet ve kortikosteroidlerin sistematik kullanımı gibi çeşitli risk faktörleri vardır. Son on yılda yapılan bir dizi çalışma, 1 Gy'nin altındaki dozlarda lens opasite riskinin olduğunu ve eşiğin 0 ile 0.8 Gy arasında değişebileceğini göstermektedir. Ancak, Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) yakın zamanda 0.5 Gy eşiğini kabul etmiştir.

Beyin BT, paranazal sinüs BT, temporal kemik ve orbital BT ile nöro-girişimsel uygulamaları içeren incelemelerde, gözün birincil X-ışını alanı içerisinde bulunması kuvvetle muhtemeldir. Dolayısı ile, göz, koruma amaçlı uygun optimizasyon teknikleri kullanılmadığında daha yüksek bir doz alma potansiyeline sahip olacaktır. Bununla birlikte, tekrarlayan ve kronik rahatsızlığı olan hastalar sıklıkla radyolojik incelemeye tabi tutulmaktadır. Sık olarak gerçekleştirilen bu incelemeler sonucunda, örneğin, hidrosefali hastaları %26'sı 3 yıl içinde 150 mSv'den daha yüksek lens dozu almaktadır. Pediyatrik hastalarda ise, tekrarlayan beyin BT incelemeleri, birkaç yıl içerisinde 26 mGy'lik ortalama kümülatif lens dozuna yol açabilir. Ayrıca bu doz seviyesi bazı durumlarda 1.3 Gy'e kadar da yükselebilir.

İncelemenin tipine bağlı olarak, diagnostik kaliteden ödün vermeden lens dozunun azaltılabileceği birçok yöntem bulunmaktadır:

- Beyin BT incelemelerinde tarama uzunluğu hasta-ya özel olarak seçilmeli ve mümkün olduğu kadar kısa tutulmalıdır. Ayrıca, göz yuvarlağını dışlayacak biçimde farklı bir gantri açısı kullanımının veya incelemeyi aksiyel yerine helikal ışınlama yaparak gerçekleştirmenin daha düşük lens dozlarıyla sonuçlanabileceği gösterilmiştir. Gantri açılardırma özelliğinin bulunmadığı cihazlarda hasta pozisyonu dikkatle yapılmalıdır. Bunun yanında incelemeyi düşük mAs değerleriyle gerçekleştirmek de hastanın radyasyon maruziyetini azaltacaktır.

- Floroskopide gerçekleştirilen girişimsel incelemelerde, gereksiz görüntü eldesinden kaçınma, dar alanlı kolimasyon kullanımı, floroskopi süresinin ve anlık görüntü sayısının düşürülmesi, düşük puls hızında floroskopi ve radyasyon maruziyetini izleyen araçların kullanımı gibi doz azaltımını sağlayan tüm yöntemler lens dozunun azaltılması için de geçerlidir.
- Göz bölgesinin tarama alanı dışında kaldığı durumlarda, saçılan radyasyona karşı gözü korumak için koruyucu örtüler kullanılabilir.

Radyasyon çalışanları için lens dozları için ICRP, herhangi bir yılda 50 mSv'ı geçmeyecek, 5 yılın ortalaması ise 20 mSv olacak şekilde bir eşdeğer doz limitini tavsiye etmektedir. Eskiden göz lensi için yıllık doz limiti 150 mSv'dı. Deterministlik etki için eşik, akut ışınlamalar için 0.5-0.2 Sv ve kronik ışınlamalar için 5 Sv kabul edilir.

Yüksek radyasyon dozunda göz lensi risk altında olabilecek radyasyon çalışanları; girişimsel kardiyologlar, girişimsel radyologlar, hatta floroskopi kullanarak gerçekleştirilen ameliyat sırasında hastalara yakın kalan doktorlar ve paramedikal sağlık çalışanlarıdır. Bu kişiler bir uygulama boyunca birkaç saatten bir gün kadar süren saçılan radyasyondan alanındadır. Uygun koruyucu giysiler ve uygun operasyonel önlemler kullanılmadıkça, yoğun çalışmaların gerçekleştirildiği ortamlarda, göz merceği yaralanma riski yüksek olacaktır. Bireysel korunmada dikkat edilmesi gerekli olanlar;

- Koruyucu araçlar kullanılması
- X ışını tüpü ve hastayı pozisyonlama, kullanılan projeksiyonlar, ışınlama parametrelerinin ayarlanması, kolimasyon, kataterle girişim yapılan kısmın belirlenmesi, vb.
- İşyükü, doktorun deneyimi ve becerisi

Göz lensinin korumak için kurşun gözlük takmak, floroskopi cihazının üstünde bulunan kurşun cam ve perdeleri kullanmak ve uygulama sırasında hastadan saçılan radyasyon yönüne bağlı olarak kişinin hastaya göre en radyasyona maruz kalacağı pozisyonunu belirlemesi gerekmektedir.

X-ışını ekipmanının optimum çalışma koşullarında sürdürülmesi, puls tip floroskopinin kullanılması, floroskopi

süresinin en aza indirilmesi, radyografik görüntülerin sınırlandırılması, kolimasyon ve büyütme (magnifikasyon) kullanımının azaltılması, hastaların yanı sıra personelin de X ışını maruziyetinin azaltılmasına yardımcı olacaktır.

ERİTEM (CİLT KIZARIKLIĞI) VE YAPILMASI GEREKENLER

Eritem, genellikle bağışıklık sistemi hücrelerinin ve bu hücreler tarafından salınan kimyasal maddelerin birikmesi sonucu oluşan iltihap nedeniyle derinin kızarması anlamına gelir. Bu rahatsızlığın bir dizi sebebi bulunmaktadır. İyonize radyasyon da bunlardan biridir.

Cilt reaksiyonlarının ve yaralanmalarının başlangıcı cilt tarafından alınan doza bağlıdır. Etkiler, görülme sürelerine göre hızlı (<2 hafta), erken (2-8 hafta), orta süreli (6-52 hafta) ve uzun süreli (> 40 hafta) olarak ayrılır.

Eritema ile ilgili reaksiyonlar, hastaya özgü ve yüksek doğrulukta tahmin edilmesi güç olan birçok parametreye bağlıdır. Bu nedenle, deride değişikliğe neden olabilecek minimum doz, tek bir eşik dozu olarak değil, bir doz aralığı şeklinde ifade edilmelidir. İstenmeyen cilt reaksiyonları, girişimsel işlemler için kullanılan X-ışını makinelerinde karşılaşılan radyasyon enerjileri için 2 Gy değerini aşan bir cilt dozuna sahip radyasyona maruz kaldıktan sonra birkaç saat içinde ortaya çıkabilir.

Girişimsel kardiyak incelemelerde, sırtın belirli bölgelelerinde eritem gelişebileceği ile ilgili hasta bilgilendirmesi yapılmalıdır. Bu bilgilendirme, en iyi şekilde, hastanın ışınlamadan kaynaklanan olası komplikasyonları nasıl takip edebileceğine dair bilgilerin verildiği yazılı bir mektup veya broşür şeklinde verilebilir. Hastadan, girişimsel incelemenin gerçekleştirildiği günden yaklaşık 2 ila 3 hafta sonrasına kadar kendini muayene etmesi istenmelidir.

TANISAL REFERANS SEVİYELER

Tanısall radyoloji, tanısall nükleer tıp veya görüntü kılavuzluğunda gerçekleştirilen girişimsel incelemelerde, hasta dozlarının makul ölçüde düşük tutulmasını sağlamak için hastanın yaşına veya boyutuna, görüntüleme bölgesine ve klinik endikasyona özel inceleme protokollerinin standart bir şekilde uygulanması gerekir.

Farklı görüntüleme merkezlerinden elde edilen veriler, benzer hasta grupları üzerinde gerçekleştirilen aynı tür

incelemeler arasında, hasta dozları bakımından büyük farklılıklar olduğunu ortaya koymuştur. Bu tür gözlemler, incelemelerin, klinik amaçlardan ödün vermeyecek şekilde merkezler arasında dozimetrik olarak standardize edilmesi gerektiğini göstermektedir. Bu noktada, Tanısal Referans Seviyeler (TRS), farklı merkezlerde gerçekleştirilen incelemeler için dozimetrik açıdan karşılaştırma yapma ve inceleme protokollerini yeniden düzenleme imkânı sunan çok pratik doz veri tabanları olarak karşımıza çıkmaktadır. TRS'lerin, yerel ölçekte, ülke çapında veya uluslararası bölgede yapılan incelemeler için temsili olarak belirlenmesi ve takip edilmesi önemlidir. Çeşitli hasta grupları için farklı inceleme tiplerine özel olarak bu gibi TRS çalışmalarının desteklenerek artırılması, hastaların radyasyon maruziyetlerini de olumlu yönde etkileyecektir. Bunun en somut örneklerinden birine İngiltere'de rastlanmış, TRS çalışmalarının düzenli olarak gerçekleştirilmeye başlandığı 1989 yılını takip eden 20 yılda yetişkin hastalar üzerinde tanısal amaçlı gerçekleştirilen incelemelerden kaynaklanan radyasyon maruziyeti yarıya düşmüştür.

Bazı ülkelerde TRS oluşturma çalışmalarının doğrudan hükümet organları tarafından yürütüldüğü gibi, bazı ülkelerde ise bu çalışmalar düzenleyici veya profesyonel kurumlar tarafından yürütülebilmektedir. TRS'ler belirlenirken kullanılan doz birimlerinin her görüntüleme modalitesinin pratik uygulamalarında yeri olan nicelikler olmasına dikkat edilmelidir. Ayrıca TRS'lerin inceleme türünün yanı sıra, hasta yaşı ve boyutuna bağlı olarak da kategorize edilmesi gerektiği unutulmamalıdır.

Az gelişmiş, ulusal ve yerel ölçekte TRS veri tabanı bulunmayan bir ülkedeki radyoloji bölümü aşağıdaki adımları uygulayarak kendi uygulamalarını gözden geçirebilir:

- Yaygın klinik endikasyonlar için uygulanan prosedürlerden 10 veya daha fazla tipik yetişkin hasta için elde edilen radyasyon doz değerlerini kaydedin. Örneğin, BT için, beyin incelemeleri (örn. akut inme ile ilgili olarak), göğüs incelemeleri (örn. akciğer kanseri ile ilişkili olarak) ve abdomen incelemeleri (örn. akut karın ağrısıyla ilişkili olarak) dâhil edilebilir.
- Bu doz değerlerinin doğruluğunu onaylayın. Ge-

rekirse düzeltme faktörleri kullanılabilir.

- Her inceleme tipi için kaydedilen doz değerlerinin (BT için CTDIvol ve DLP) medyan değerini hesaplayın (e.g. CTDIvol and DLP for CT). Bunlar sizin doz seviyeleriniz olacaktır.
- Yerel veya ulusal TRS'lerin yokluğunda, merkez olarak görece performansınızı ve görüntüleme tekniğinizde iyileştirme ihtiyacının aciliyetini görmek adına, benzer bir uygulama için yayınlanan TRS'lerle tipik doz seviyenizi (medyan değerleri) karşılaştırın.
- Bu karşılaştırma optimizasyon çalışmasını tamamlamak için tek başına yeterli değildir. Sizin doz seviyeleriniz yayınlanan TRS'lerin altında olsa bile, merkez performansınızı belirleyecek olan görüntü kalitesini tanısal bilgiyi sağlayacak en düşük doza çekilebilmenizdir;
- Eğer değerleriniz yayınlanan TRS'lerin üzerindeyse, gerekli klinik bilgileri sağlarken, radyasyon dozu miktarını azaltmak adına, inceleme için seçilen ışınlama parametrelerinde basit değişikliklerin yapılıp yapılamayacağı acil bir şekilde araştırılmalıdır;
- İleri karşılaştırmalara imkân tanımak için görüntüleme tekniğinin revizyonunu takiben doz seviyeleri tekrar değerlendirilmelidir.

FLOROSKOPİ

Floroskopi, gerçek zamanlı görüntüleme sağlayan radyolojik bir yöntemdir. Bu yüzden, çeşitli teşhis ve girişimsel prosedürlere rehberlik etmek için özellikle yararlıdır. Floroskopinin hasta içerisindeki hareketleri gösterme kabiliyeti, saniyede maksimum 25-30 tam görüntü hızında üretilen sürekli bir dizi görüntü ile sağlanır. Bu, geleneksel televizyon veya videoların görüntüleri aktarma şekline benzer.

Floroskopik bir görüntü elde etmek için anlık radyasyon maruziyeti düşük olmasına rağmen (radyografiye kıyasla), bütün bir inceleme boyunca elde edilen uzun görüntü serileri yüksek maruziyete sebebiyet verebilir. Bu nedenle, toplam floroskopik süre, hastanın radyasyon maruziyetini belirleyen başlıca faktörlerden biridir.

Bir inceleme sırasında, X-ışını demeti genellikle vücudun farklı bölgelerine odaklanabilmektedir. Bu durum-

da dikkate alınması gereken iki farklı taraf vardır. Bunlardan biri, ışının en çok odaklanmış olduğu alandır. Çünkü bu alan, cilt ve cilt altındaki organ ve dokular için soğrulan dozun en yüksek olduğu ve olası yan etkilerin gözlenebileceği alan olacaktır. Örneğin, 30 mGy/dk'lık doz hızıyla 5 dakika boyunca aynı bölgenin görüntülenmesi, o bölgede 150 mGy'lik bir cilt dozuna yol açacaktır. Bu sebeple, X-ışını demetinin doğru pozisyonlandırılması ve uygun olduğu durumlarda meme ve gonadlar gibi radyasyona duyarlı dokuların koruyucu örtülerle korunması çok önemlidir. Dikkate alınması gereken diğer bir taraf ise, kolayca ölçülebilen bir nicelik olan Kerma Alan Çarpımı (KAÇ) ile bağlantılı olan ve hasta içerisinde depolanan toplam radyasyon enerjisidir. Çünkü inceleme sırasında depolanan bu enerji, etkin doz ve radyasyona bağlı kanser riski ile yakından ilişkilidir. Hastanın gereksiz radyasyon maruziyetinin önlenmesinde floroskopi sisteminin hassasiyeti önemli bir rol oynar. Ranforsatörlerin ve daha modern dijital flat panelli reseptörlerin kullanılması, iyi bir görüntü kalitesiyle düşük hasta dozunu bir arada sağlayabilmektedir. Ranforsatör olmadan, sadece florosan ekranla çalışan bir reseptörün bulunduğu floroskopi ekipmanı ise, hem kötü görüntü vereceğinden hem de hastayı fazla radyasyona maruz bırakacağından ötürü kullanılmamalıdır. Ekipman performansında bu gibi eksiklik ve aksaklıklar radyasyon güvenliği ve kalite kontrolden sorumlu bölüm fizikçisi tarafından tespit edilmelidir.

Görüntü alanı, tüp voltajı ve akımı, floroskopi süresi, özel görüntüleme modları, ışın durdurma özelliği gibi farklı ışınlama parametreleri ve özellikleri bulunan bir sistemde görüntülemeyi gerçekleştiren çalışanın tercihleri de hastanın radyasyon maruziyeti üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Bu yüzden, aksi gerekmedikçe düşük doz hızına sahip puls floroskopisi modunun kullanımı radyasyon güvenliği bakımından son derece faydalıdır. Bunun dışında, gereksiz cine serisinin ya da seri başına anlık görüntü sayısının azaltılması, kolimasyonun doğru kullanımı, C-kol açılındırmaları, hasta masası ve görüntü detektörünün (geometri) konumu, "yüksek kaliteli" cine modlarının kullanımından kaçınılması vb. tedbirler hasta ve personel dozları üzerinde önemli etkilere sahip olabilir. Ayrıca, hasta ve görüntü reseptörü arasındaki

mesafeyi mümkün olduğunca kısa tutmak da iyi bir optimizasyon yöntemidir.

Tüp voltajının belirlenmesinde, yüksek voltaj değerlerinin hem cilt dozunu azaltacağı, hem de artan giricilikten dolayı daha az miktarda tüp akımının kullanımı için elverişli koşullar sunacağı düşünülmelidir. Ancak, bununla birlikte düşük kVp tekniğinin de özellikle iyotlu kontrast maddesi kullanımıyla birlikte görüntü kontrastı açısından daha avantajlı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

İnceleme sırasında görüntünün büyütülmesi (magnifikasyon), uzaysal çözünürlüğü korumak adına doz hızını artıracak ve bu da ışın alanı içerisinde kalan bölgedeki radyasyon maruziyetini ve soğrulan dozu artıracaktır. Bu yüzden magnifikasyon dikkat edilmesi gereken bir uygulamadır. Bununla birlikte, doz hızı artmasına rağmen ışınlanan alan küçüleceğinden dolayı, KAÇ niceliğinde bir değişim hemen hemen gözlenmeyecektir.

Hastayı korumak amacıyla, x-ışını demetini inceleme boyunca mümkünse farklı alanlara yönlendirmek, belli bölgede radyasyona bağlı olası cilt rahatsızlığının oluşmasını önlemek için önerilmektedir.

RADYOGRAFI

Radyografideki görüntüler, hasta vücudunun bir bölümünden X-ışını geçirilerek oluşturulur. Bu X-ışınları bir film üzerinde ya da bir çeşit dijital ortamda kaydedilir. Dünya genelinde, film tabanlı radyografiden dijital radyografiye geçiş eğilimi bulunmaktadır. Ancak, görüntü bilgisini ve radyasyon maruziyetini belirleyen ana faktörler, radyografi tipinden (film veya dijital) ziyade, cihaz özellikleri ve ışınlama parametreleri tarafından belirlenmektedir.

Genel olarak kV'nin azaltılması, hasta maruziyetini artırır. Radyografide kV azaldığında, hem tüp çıkışındaki X-ışını miktarında, hem de hastadan geçip görüntüyü oluşturacak olan X-ışını miktarında azalma olur. Bu, aynı görüntü kalitesini elde etmek için tüp akımında (mA) bir artışı gerektirir. Bunun sonucunda ise hasta yüksek kV tekniğine göre daha fazla X-ışınına maruz kalır. Bu yüzden radyoloji bölümünde her inceleme tipi için hasta boyutuna bağlı uygun kV, filtre ve ışın alanı önerilerinin yer aldığı teknik çizelgeler bulundurulmalı ve çalışanlar

bu çizelgelere göre hareket etmelidir.

Dijital radyografide, film tabanlı radyografi sistemlerine göre çok daha geniş dinamik aralıklara sahip radyografik reseptörler kullanılmaktadır. Bunun bir sonucu olarak, film tabanlı radyografilerde yüksek ışınlama parametreleriyle elde edilen film siyah ağırlıklı kötü bir görüntü verirken, aynı durum dijital radyografide görüntü kalitesini artıracaktır. Hastanın radyasyon maruziyeti bakımından gizli ve önemli bir risk teşkil eden bu durumun önlenmesi için incelemeye ait ışınlama indeksi (exposure index) değerlerinin izlenmesi ve çalışanların incelemeye uygun ışınlama parametrelerini kullanmaları konusunda eğitilmesi büyük önem arz etmektedir.

Hızlı ranforsatörlü filmler çoğu inceleme için düşük hasta dozuyla sonuçlanan uygun görüntü kalitesi sağlamaktadır. Ancak bu araçlar göğüs ve iskelet sistemiyle ilgili incelemelerde yeterli görüntü kalitesini sunamamaktadır. Dolayısıyla her inceleme özelinde en uygun görüntüyü sağlayan ranforsatörlü filmler bu konuda uzman kişilerce belirlenmeli ve personele bildirilmelidir. Ayrıca, film tabanlı radyografi sistemlerinde, radyografik filme uygulanan kimyasal işlemlerin yüksek bir kalitede olması ve bu kalitenin kontrole tabi tutulması inceleme sırasında yüksek ışınlama parametrelerinin seçilmesini veya ışınlama tekrarını, dolayısıyla hastanın gereksiz radyasyon maruziyetini önlemek açısından önemlidir.

Bunlara ek olarak, dijital radyografi kullanılırken, kalite, konumlandırma vb. sorunlar nedeniyle tekrarlanan tüm görüntüleri tanımlamak ve analiz etmek için prosedürler oluşturulmalıdır. Burada amaç, teknik sorunları gidermek, personelin becerilerini geliştirmek ve böylelikle tekrarlanan incelemelerden kaynaklanan radyasyon maruziyetini azaltmaktır.

Bir inceleme gerçekleştirilirken kolimasyon alanını azaltarak, bazı doku ve organların doğrudan ışın demetinin dışında tutulması, özellikle hassas dokular ve organlarda önemli doz azaltımı sağlamaktadır. Bu doku ve organlar için inceleme esnasında hasta vücudunun belirli bölgeleri üzerinde koruyucu önlük kullanılması da radyasyondan koruyucu bir diğer önlemdir.

Tüm bunların yanında, tüp çıkışındaki ışın enerjisi (kV) ve filtre kombinasyonları ile optimize edilen X ışını spektrumu hastanın radyasyon maruziyeti ile görüntü

kalitesi (kontrast, detay, gürültü) arasındaki dengenin sağlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Bu yüzden, hem kV kalibrasyonu hem de uygun filtreleme işlemlerinin fizikçi veya mühendis tarafından onaylanması, incelemeler sırasında uygun filtre-kV kombinasyonlarının kullanıldığından emin olunması gerekmektedir.

Radyografi incelemeleri sırasında hastanın radyasyon maruziyetini azaltıcı bir diğer önlem olarak, düzgün kalibre edilmiş ve ayarlanmış bir otomatik ışınlama kontrolünün kullanımı önerilmektedir. Ancak burada doğru kalibrasyon ve sensörlerin anatomik alan içerisinde doğru yerleşimi oldukça önem arz etmektedir. Ayrıca çocuk hastalar için bu sistemin ayarlı olduğu ışınlama parametrelerinin özellikle gözden geçirilmesi gerekmektedir.

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

BT, kalp hastalığını değerlendirmek için çeşitli prosedürler de dahil olmak üzere çok çeşitli klinik uygulamalar için kullanılmaktadır. BT'nin yardımıyla, farklı anatomik bölgeler için görüntülerin optimize edilerek patolojik durumların görselleştirilmesi mümkündür. Bu, hastayla ilgili klinik durumun sağlıklı bir şekilde değerlendirilmesi için inceleme protokolünde yer alan çok sayıda ışınlama parametresinin ayarlanmasıyla sağlanır. Bu da hasta dozu ve görüntü kalitesi arasındaki dengeyi sağlamak için kapsamlı bir optimizasyon ihtiyacına işaret eder. Fakat bunun öncesinde, özellikle hastanın tıbbi geçmişini bilen bir fizikçi tarafından, incelemekten kaynaklanan radyasyon riski ve incelemenin sağlayacağı tanınal fayda gözetilerek BT incelemesinin gerekçelen-dirilmesi yapılmalıdır.

BT incelemesinden kaynaklanan doz, genellikle klinik bir sonuç elde etmek için gürültüyü belirli bir seviyenin altında tutmayı amaçlayan uygun bir tüp akımı seçimi ile optimize edilmektedir. Ancak, bunun haricinde tarama hacmi, kolimasyon, kullanılan rekonstrüksiyon filtresi, kesit kalınlığı, *pitch* faktörü, tarama süresi, hasta pozisyonlandırması gibi doz üzerinde etkili olan önemli faktörler de bulunmaktadır. Ayrıca, tüp akım modülasyonu gibi doz azaltma tekniklerinin kullanılıp kullanılmadığı da optimizasyon aşamasında büyük önem taşımaktadır.

BT incelemeleri sırasında kesit sayısı hasta içerisinde

depolanan enerji miktarını etkilese dahi, bu enerji vücudun farklı bölgelerine yayılacağı için soğrulan dozu etkilememektedir. Ancak, kesit kalınlığı her bir bölgede soğrulan radyasyon dozunu doğrudan etkileyecektir. Görüntü kalitesi voksel başına soğrulan fotonların sayısı ile alakalıdır. Voksel boyutuyla birlikte voksel başına düşen foton sayısı azaldığında, foton etkileşimlerinin istatistiksel niteliğinden dolayı gürültü artacaktır. Bu nedenle, kesit kalınlığı azaldığında, görüntü kalitesini korumak için dozun artırılması (genellikle mAs artışı ile) gerekecektir.

Bir diğer önemli ışınlama parametresi olan *pitch* faktörünü artırmak hasta dozunu azaltacaktır. Fakat bu aynı zamanda görüntüdeki gürültü seviyesinin de yükselmesi anlamına gelir. Gürültünün belli bir seviyeye sabitlemediği modern BT cihazlarında tüp akımı artırılarak bu durum engellenmektedir. Bunun sonucu olarak da hastanın radyasyon maruziyeti ile ilgili bir kazanımdan ziyade tarama süresi ile ilgili bir kazanım elde edilmektedir. Bu durumda *pitch* faktörü, görüntü kalitesi, tarama süresi ve hastanın radyasyon maruziyetini etkileyen bir denge unsuru olarak kullanılmalıdır. Bu noktada, mevcut ulusal ve uluslararası kılavuzlar ile birlikte uygun referanslardan faydalanmak gerekir.

Çok kesitli BT ile gerçekleştirilen yüksek dozlu incelemelerin başında gelen anjiyografi uygulamaları 8-30 mSv aralığında dozlarla sonuçlanmaktadır. Epidemiyolojik çalışmalardan edinilen bilgiler ise 100 mSv'in altındaki dozlarda kanser riskinin tartışmalı olduğunu göstermektedir. ICRP, lineer eşiksiz doz yanıtı hipotezine dayanarak bu durumdaki bir yetişkinin ölümcül kanser riskini % 0.005 /mSv olarak tahmin etmektedir. Dolayısıyla bir defaya mahsus gerçekleştirilen BT anjiyografi incelemesi önemli bir risk teşkil etmemektedir. Fakat bu incelemenin tekrarlandığı durumlarda riskin ciddi seviyelere ulaşabileceği düşünülerek doz azaltma yöntemlerinin mümkün olduğunca uygulanması gerekmektedir. Kardiak BT incelemeleri özelinde uygulanan vücut ağırlığına bağlı protokollerin hasta dozunu erkeklerde %12 kadınlarda %25 mertebesinde azalttığı gösterilmiştir. Bu protokollerde, kVp, mAs ve tarama uzunluğunun etkili olduğu ifade edilmektedir. Hastanın radyasyondan korunması için mümkünse MR anjiyografi alternatif bir

yöntem olarak düşünülmelidir.

Radyasyon dozu bakımından dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli BT incelemesi de kolonografidir. 1 ile 18 mSv aralığında inceleme dozu ile sonuçlanabilen bu uygulamalarda kadın hastalar yumurtalıkların büyük bölümünün ışın alanı içerisinde yer almasından ötürü erkek hastalara kıyasla yaklaşık %25 daha yüksek etkin doza maruz kalmaktadır. Dolayısıyla, bu incelemelerde, kolon duvarının tespit edilebildiği, kabul edilebilir bir görüntünün elde edilmesi koşuluyla en yüksek *pitch* faktörü ve en düşük tüp akımı seçilmelidir. Tüp akım modülasyonunun kullanıldığı incelemelerde %35 e varan doz azalımı sağlandığı bilinmektedir. Çoğu protokol, tüp voltajını 110-120 kVp aralığında seçmektedir. Bu voltaj değerleri ve 10 mAs tüp akımıyla 0.5-2 mSv doz aralığında gerçekleştirilen incelemelerde 5 mm üzerindeki poliplerin %80 üzerinde hassasiyet ve %95 üzerinde belirlilikle tespit edildiği gösterilmiştir.

MAMOGRAFI

Meme kanseri taraması, kanserleri en etkili şekilde tedavi edilebilecekleri erken bir aşamada tespit etmek için kullanılır. Meme taramasında ilk aşama, memenin X ışını ile görüntülenmesini (mamogram) içerir.

Genellikle, radyoloji uzmanı tarafından incelenmek üzere her memenin 2 adet görüntüsü elde edilir. Eğer bu görüntülerin kalitesi ile ilgili bir sıkıntı görülürse (pozisyonlama, artefakt vs.) veya kanser belirtisi olabilecek belli yapıların görünürlüğünü artırma amaçlı magnifikasyon gibi özel tekniklere ihtiyaç duyulursa ek görüntülemeler gerekebilir.

Mamografide özellikle kanserin erken dönemde tespit edilip en etkin şekilde tedavi edilebilmesi için yüksek kontrast duyarlılığı, yüksek detay ve düşük görsel gürültüye sahip görüntüler gereklidir. Fakat meme yumuşak dokudan (kemik veya hava içermez) oluşması dolayısıyla çok düşük kontrasta sahiptir. Dolayısıyla mamografide inceleme, gerekli görüntü kalitesini elde etmek için diğer radyografik incelemelerden daha yüksek bir radyasyon maruziyeti gerektirmektedir.

Mamografide amaç, hastanın gereksiz yere radyasyona maruz kalmadan meme anatomisinin ve hastalık belirtilerinin en iyi şekilde görüntülenmesidir. Bu amaç doğrultusunda mamografi için kullanılan ranforsatörler,

özellikle mikrokalsifikasyonlar olmak üzere, küçük yapıların ve objelerin çok az bulanıklaşmasını ve iyi görülebilmesini sağlamak için tasarlanmıştır. Ayrıca, düşük dozda, meme dokusundaki çok küçük farkları tespit edebilen bir film-ekran kombinasyonuna sahip olmak hastanın radyasyon güvenliği açısından oldukça önemlidir.

Diğer görüntüleme modalitelerinde olduğu gibi, günümüzde, film tabanlı konvansiyonel mamografi yerini dijital mamografi sistemlerine bırakmaktadır. Ancak, bu değişim, farklı avantajlar yanında, gereğinden yüksek kalitede görüntü elde ederken tanısal bilgiden ziyade hasta dozunu artıran uygulamaları da getirebilmektedir. Fakat bu görüntü kalitesinden feragat edilmesi gerektiği anlamı taşımamalıdır. Aksine, özellikle mamografik çekim teknikleri öncelikle mümkün olan en düşük radyasyon dozu düşünülerek değil, en yararlı görüntü kalitesi düşünülerek uygulanmalıdır.

Glandüler dokunun meme içerisinde radyasyona en hassas doku olmasından dolayı mamografide kullanılan başlıca doz birimi ortalama glandüler doz (OGD) olarak ifade edilmektedir. OGD direkt olarak ölçülemez. Ancak, genellikle bir fizikçi tarafından, tüp çıkışındaki radyasyon bilgisi ve ışınlama parametreleri kullanılarak hasta özelinde tahmin yapılabilir. Bazı dijital mamografi sistemleri bu niceliği otomatik olarak hesaplayarak inceleme sonrası raporda sunmaktadır.

Mamografi incelemelerinde meme dozunu etkileyen üç faktör bulunmaktadır. Bunlar kullanılan ekipmanın özellikleri, ışınlama parametreleri ve ışınlanan memenin boyutu ve yoğunluğu olarak ifade edilebilir. Mamografi cihazının tüp çıkışındaki ışın miktarı, reseptör hassasiyeti ve otomatik ışınlama kontrolünün ayarlanmış olduğu görüntü kalite seviyesine bağlı olarak değişmektedir. Görüntüde beklenen optik yoğunluğun sağlanması için, hastaya bağlı olarak, meme boyutu ve yoğunluğu ile birlikte soğrulan doz da artacaktır.

Mümkün olan en net görüntüyü en düşük dozla elde edebilmek için önemli olan faktörlerden biri de memenin görüntüleme öncesinde başarılı bir şekilde sıkıştırılmış olmasıdır. Görüntü bilgisi (kanser belirtilerinin görünürlüğü) ve soğrulan doz arasındaki optimum dengiyi sağlayan kV değeri, memenin sıkıştırılmış boyutuna

ve yoğunluğuna bağlıdır ve bu değer genellikle 24 ila 32 kV aralığındadır. Burada, kV seçimi çok büyük bir önem taşır. Eğer kV belirli bir meme büyüklüğü veya yoğunluğu için düşük olarak ayarlanırsa, reseptörlere yeterli X ışını ulaşabilmesi için hasta gerekenden daha yüksek bir doza maruz kalacaktır. Eğer kV çok yüksekse, bu kez de kontrast ve görünürlük azalacaktır. Dolayısıyla mamografi incelemesini gerçekleştiren personelin kalifiye olması ve hastayı incelemeye almadan önce en düşük dozla en güçlü görüntü kalitesinin yakalanabileceği doğru kV seçimini yapabilmesi çok önemlidir.



Med. Fiz. Uzm. Ayşegül YURT

1987 yılında Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünden mezun olduktan sonra Ege Üniversitesi 'nde yüksek lisans ve doktora çalışmalarını tamamladı.

Bununla birlikte, 1989 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim dalında çalışmaya başlamış olup 2000 yılı itibarıyla Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulunda akademik hayata geçip Öğretim Görevlisi olarak çalışmıştır. Şu an DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim dalında öğretim üyesi olarak çalışmaya devam etmektedir.



Med. Fiz. Uzm. İsmail Özsoykal

1987 yılında Kıbrıs'ta doğdu. 2013 yılında Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği bölümünden mezun olduktan sonra aynı yıl Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik

Anabilim dalında yüksek lisans eğitimine başladı. Yüksek lisans eğitimini 2016 yılında tamamladı. 2017 yılında yine Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. Halen doktora öğrencisi olarak eğitime devam etmektedir.

ÜLKEMİZDE RADYASYONDAN KORUNMA GÖREVLİSİNİN SORUMLULUKLARI

Med. Fiz. Uzm. Süleyman ÇELEBİ

Radyasyondan korunma ile ilgili çalışan ilk kurum, Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu (ICRP) olup, 1928 yılında Stockholm’de kurulmuştur. Radyasyondan korunmada, Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi (UNSCEAR), Avrupa Atom Enerjisi Topluluğu (EURATOM), Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU), Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA), Dünya Sağlık Örgütü (WHO), Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) gibi uluslararası başka birçok kuruluş bulunmaktadır (1).

Radyasyondan korunma ile ilgili temel prensipleri ve nicelikleri belirleyerek ülkelerin yetkili kurumlarına tavsiyelerde bulunan ICRP, radyasyon çalışanları ve halkın maruz kaldığı düşük dozların etkileri ile ilgili sürekli topladığı verilere dayanarak radyasyon çalışanları ve halk için doz sınırlamaları belirlemektedir (2). Türkiye’de radyasyon güvenliğine ilişkin ilke, önlem ve hukuki sorumluluk sınırlarını belirleyen tüzük ve yönetmeliklerin, yasalaştırılmasını sağlayan ve uygulamasını denetleyen Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) ’dur.

Radyasyondan korunma sorumlusunun görev ve sorumlulukları, 2000 tarihli TAEK radyasyon güvenliği yönetmeliğinde yer almıştır.

Radyasyon güvenliği yönetmeliği kapsamında, radyasyon kaynaklarının bulundurulduğu ve kullanıldığı kurum/kuruluşlarda radyasyon kaynağının cinsine ve çalışma koşullarına özgü radyasyondan korunma eğitimi almış ve aşağıda belirtilen görevleri yürütecek nitelikte en az bir radyasyondan korunma sorumlusu bulundurulması zorunludur (3).

- Tesisin, sistemlerin, çalışanların ve hastaların radyasyon ölçümleri için uygun cihazların bulundurulmasını, kullanılmasını ve mevcut cihazların gerekli kalibrasyonlarının yapılmasını sağlamak,
- Tesiste radyasyondan korunma ile ilgili ölçüm programlarını hazırlamak ve uygulamak,
- Radyasyon kaynaklarının emniyeti ve radyasyon güvenliğine ilişkin standart ve mevzuatın uygulanması için lisans sahibi ile birlikte yerel talimatları hazırlamak, hazırlanan planlar doğrultusunda çalışanları bilgilendirmek, uygulanmasını sağlamak ve tehlike veya kaza durumu için "Tehlike Durum Planı"nı hazırlamak, plan da belirtilen hususlarla ilgili tatbikatları yapmak ve gerektiğinde uygulanmasını sağlamak,

- Radyasyon alanlarına uygun ikaz etiketleri, çalışma talimatları ve kaza durumu müdahale planını kolayca görülecek yerlere asmak,
- Yeni radyasyon kaynakları ve/veya cihazların seçimi ile radyasyon alanlarının planlanmasında radyasyon güvenliği kriterlerinin uygulanmasını sağlamak,
- Radyasyon kaynaklarının emniyetini ve güvenliğini sağlamak, sızıntı testini, depolanmasını ve takibini yapmak,
- Radyoaktif atıkların yönetimi için gerekli işlemleri yürütmek, zorunlu nedenlerle tesis içinde geçici olarak depolanmak durumunda kalan kapalı radyoaktif kaynakların emniyetini ve güvenliğini sağlamak,
- Radyasyon görevlileri ve ziyaretçiler için radyasyon güvenliği ile ilgili önlemler almak,
- Radyasyon görevlilerinin radyasyondan korunma konusunda eğitiminde görev almak,
- Yapılan tüm işlemlerle ilgili kayıtları tutmak.

Kaynaklar

- International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series 115, IAEA
- <http://www.icrp.org>
- Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK)



Med. Fiz. Uzm. Süleyman ÇELEBİ

Lisans eğitimini 2014 yılında Balıkesir Üniversitesi Fizik Bölümün’den mezun olarak tamamladı. Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fizikliği yüksek lisans bölümünü bitirerek Medikal fizik unvanını aldı. 2017 Ekim ayı itibarıyla Medideal Medikal Projeler ve Çözümler şirketine bağlı olarak, Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi’nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.

NOBEL'E GİDEN YOL

The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979

Godfrey N. Hounsfield & Allan M. Cormack

Med. Fiz. Uzm. Mertay GÜNER

1 979'da fizyoloji ve tıp alanında Nobel Ödülü, özellikle sinir sistemi hastalıklarının araştırılması için bilgisayar destekli tomografinin geliştirilmesine yönelik katkılarından ötürü, Allan M. Cormack ve Godfrey N. Hounsfield'a verildi.



Godfrey Newbold Hounsfield (1919-2004) onu radyoloji tarihinin en büyüklerinden biri haline getiren bilgisayarlı tomografi (CT) cihazına öncülük etti. Çalışması 1979'da Fizyoloji ve Tıp dalında Nobel Ödülü'nü aldı. Bu, o zamanlar çok dikkat çekici bir gelişmeydi. Çünkü tıp alanında daha önce hiç çalışma tecrübesi

olmamasına rağmen ödüle layık görülmüştü ve o zamana kadar zamanını sadece bilgisayar ve radar teknolojileri geliştirmeye adanmış bir mühendisti.

Godfrey N. Hounsfield, 28 Ağustos 1919 da İngiltere'nin Nottinghamshire kasabasında beş çocuklu bir ailenin son üyesi olarak dünyaya geldi. Newark yakınlarında küçük bir çiftlikte büyüdü. Newark'ta Magnus Grammar School'a başladı ve burada fiziğe ve matematiğe yeteneği olduğunu gösterdi. 16 yaşında bilinmeyen bir sebepten dolayı okuldan ayrıldı.

Godfrey, Ekim 1939'da İkinci Dünya Savaşı'nın başlangıcında Kraliyet Hava Kuvvetleri için gönüllü oldu. Orada radar-mekanik eğitmeni oldu ve onbaşıliğa terfi ile RAF Cranwell'e gönderildi. Radyo haberleşme ile ilgili olan City & Guilds sınavını kazandı. Savaşın sona ermesinden sonra, Londra'daki Faraday House Elektrik Mühendisliği Koleji'ne burslu olarak kabul edildi ve oradan da başarıyla mezun oldu.

Godfrey, 1967'ye kadar Electric and Musical Industries (EMI) şirketinde çalıştı. 1959'da başarıyla uygulamaya konulan, İngiltere'nin ilk büyük transistör bilgisayarı

olan EMIDEC 1100 bilgisayarının tasarım ekibinin lideriydi.

Bilgisayarlı tomografinin keşfi

1967 yılında Godfrey'in -şirket stratejisindeki değişiklikler nedeniyle- EMI'ye olan ilgisi azalmıştı. Şirket ondan pattern recognition'ı içeren yeni bir iş alanı hakkında çalışmasını istedi ve oda buna karşılık CT-scanner teknolojisini sundu.

Hounsfield ilk olarak o zamanlar bir maddenin iç yapısını daha iyi (3D) belirleyebilmek için x-ışınlarını kullanarak o maddenin etrafında birden fazla çekim yapma önerisini ortaya attı.

EMI, daha önce hiç tıp alanında iş yapmadıkları için bu işte çok istekliydi. Godfrey'in tıbbi bilgisi yoktu ve önerisi mevcut teknolojinin ötesinde yüksek riskli bir iş gibi duruyordu. Böylece dış kaynak arayışına başladılar ve Godfrey İngiltere Hükümeti Sağlık ve Sosyal Güvenlik Departmanından bir miktar fon almayı başardı. Finansman mücadelesi önümüzdeki dört yıl boyunca devam etti ve aynı zamanda da tıp sektöründeki birçok karşıt görüş ve dirençle de mücadele etmek zorunda kaldı. O zamanın önde gelen hastanelerindeki radyologlarla yaptığı görüşmelerin birçoğunda beklediği ilgi ve desteği bulamadı ve yaptıkları anlamsız olarak karşılandı.

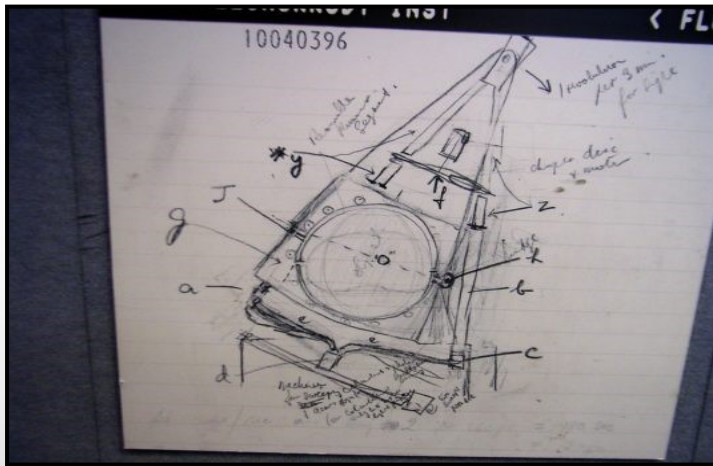
Londra'daki Atkinson Morley Hastanesi'nde bir nöro-radyolog olan James Ambrose, CT tarayıcının çeşitli prototiplerinde Hounsfield'a yardım etmeye başladı. Başlangıçta, orijinal prototip CT-scanner bir histopatoloji müzesinden elde edilen beyinleri incelemek için kullanıldı. Ancak, bu korunmuş beyinler yaşayan insan beyinini taklit etmek için ideal adaylar değildi. Sığır beyinleri bu soruna bir çözüm olarak düşünüldü fakat sığırlara verilen yüksek elektrik yüzünden bu da insan beyni için iyi bir model olmadığı anlaşıldı. Son olarak, yaygın kanamaya maruz kalmayan sığır beyinlerinin kullanılmasıyla (1968) ilk umut verici tarama sonuçlarına ulaşılmaya başlandı.

1968'de Hounsfield, yeni tarayıcısı ve teknolojisi için "A Method of and Apparatus for Examination of a Body by Radiation such as X or Gamma Radiation" ismiyle Birleşik Krallık Patentini aldı.

İlk klinik CT taraması, 1 Ekim 1971'de Atkinson Morley Hastanesi'nde beyinde iyi tanımlanmış bir kisti gösteren görüntüyle yapılmış oldu.

Her şey, 1972 yılının Nisan ayında Londra'da 1972'de New York ve New York'taki konferanslarda ilk CT taramalarını sunduktan sonra değişti. İnsanlar bu görüntüleri gördüklerinde, bu yeni tekniğin çığır açan potansiyelini fark ettiler. Böylece, klinik kullanımda kabul edilebilir dozlarda yumuşak dokular, tümörler ve kan pıhtıları arasında ayırım yapan ilk kişi oldu.

Hounsfield, 1979 yılında Fizyoloji veya Tıp dalında Nobel ödüle layık görüldüğünde Nobeli, Güney Afrikalı bir fizikçi olan Allan M. Cormack ile birlikte paylaştı. M. Cormack Hounsfield'in CT tarayıcısını destekleyen teorik matematiği geliştirmedeğini fark etti ve bunu tamamlarak ödüle ortak oldu.



Yöntemin temel özelliği, X-ışını tüpünün, belirli bir hareket modelini baz alarak ışınların, incelenen vücut bölgesinin enine kesiti boyunca birçok yönde 2 boyutlu görüntü almasına izin vermesidir. X-ışını, hassas kristal detektörlere çarptığında amplifikatörler tarafından yayılan sinyallerin, bir bilgisayar yardımıyla matematiksel olarak depolanması ve analiz edilmesi prensibine dayanır. Bilgisayar, incelenen kesitin bir görüntüsüne karşılık gelen birçok sayıdaki denklemi çözerek hızlı bir şekilde yeniden oluşturmaya programlanmıştır. Osiloskopun ekranında görülen görüntü, her bir karenin incelenen

organın bir kısmına karşılık geldiği, matris denilen bir kareler sistemiyle ifade edilir. Her eleman (pixel), karşılık gelen organın o kısmının X-ışınlarının geçirgenliğini ifade eder. Buradaki önemli nokta görüntü yeniden yapılandırılırken görüntü öğelerinin birbirini etkilememesidir. Başka bir deyişle, görüntüdeki elemanların üst üste gelmemesi gerekir. Kristal dedektörlerin ve amplifikatörün duyarlılığının normal bir X-ışını filminden 100 kat daha fazla olduğu için, bilgisayarlı tomografi doku yoğunluğunun çok küçük değişimlerini bile tespit edebilir. Bu, çözünürlüğün olağanüstü yüksek olduğu anlamına gelir. Günün sonunda da bir dokunun ince bir kesitinin en doğru şekilde görüntüsü elde edilmiş olur.

Keşfin ilk yıllarında ilk tomografi taramaları, beyin hastalıklarına özel önem verildiği için, kafatasının incelenmesi için yapıldı. Metod, nöral hastalıkların radyolojik tanısında çok büyük bir atılım yarattı. Nedeni bilgisayarlı tomografinin hassasiyeti ve duyarlılığıydı. Öte yandan, bilgisayarlı tomografi, her bölümde beyin ve boşluklarının yanı sıra beyin etrafını saran sıvı dolu bölümlerin ve subaraknoid boşlukların ayrıntılı görüntüsünü veriyordu. Bu, beyindeki ve çevresindeki patolojik değişikliklerin bilgisayarlı tomografi ile iyi gösterilebileceği anlamına geliyordu. Bu patolojilerin pozisyonlarının, büyüklüklerinin ve şekillerinin tahmin edilebilir ve doğaları belirlenebilir olması demektir. Kanamalar, kandaki pıhtı ve dolaşımdan kaynaklanan değişimler en doğru şekilde bilgisayarlı tomografi ile ayırt edilebilir durumdaydı. İnflamasyonla ortaya çıkan tümörler, beyindeki yaşlılık değişiklikleri, hidrosefali ve beyindeki malformasyonların hepsi belirlenir olmuştu. Yöntem, beyin tümörleri üzerinde çalışmak için çok değerli bir konumdaydı artık.

Bilgisayar destekli tomografi, muayene sırasında sırt üstü rahatça yatan hastaya hiçbir rahatsızlık vermiyordu. Bu, akut fazda bile hastaları incelemeyi mümkün kılıyordu. Bilgisayarlı tomografiye erişimi olan dünyadaki tüm merkezler, yöntemin, nörolojik hastalıkların uzmanlığı dahilindeki teşhis, terapi, geliştirme ve araştırma alanlarında muazzam bir ilerleme sağladığını doğrulamaktaydılar.

O yıllarda önemi hızla artan çok önemli bir uygulama vardı; tümörlerin radyasyonla tedavisi. Bugüne kadar,

radyasyon tedavisinin en zayıf halkası, vücudun iç bölgelerindeki tümörlerin pozisyonunu, boyutunu ve şeklini istenen hassasiyetle belirlenememesi olmuştur. Bilgisayarlı tomografi ile tüm bu faktörler hesaplanabilir hale gelmişti. Bu, uygun radyasyon alanını ve optimal ışın seçimini kolaylaştırıyordu. Uzmanlar bilgisayar destekli tomografinin radyasyon terapisinde yeni bir dönem başlattığına inanmaktaydı ki öyle de oldu ve o zamanlar bu gelişme büyük alanda birçok araştırma konusu imkânı sağlayacaktı.

Hounsfield ölçeği

Hounsfield, Hounsfield birimini (HU), ölçülen zayıflama katsayısının doğrusal dönüşümünü ifade etmek için kullanılan basit bir sayı şeklinde boyutsuz değer olarak yarattı. Radyologlar ilk yıllarda beyin taramalarını yorumlamak için Hounsfield birimlerinin (HU) büyük kâğıt çıktılarını kullandılar.

Hounsfield birimleri (HU), standart ve uygun bir formda CT sayılarını ifade etmek için CT taramasında evrensel olarak kullanılan boyutsuz bir ünedir. Godfrey Hounsfield tarafından yaratılan ve isimlendirilen Hounsfield birimleri, ölçülen zayıflama katsayılarının doğrusal dönüşümden elde edilir. Bu dönüşüm, hava ve suyun tanımlarına dayanmaktadır:

- Standart sıcaklık ve basınçta (STP) distile suyun radyo-densitesi (STP) = 0 HU
- STP'de havanın radyodensitesi = -1000 HU

Not: Standart sıcaklık: 0 ° C ve basınç: 10⁵ paskaldır.

Artık Hounsfield birimleri çeşitli klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Örnek olarak; karaciğer yağ oranının belirlenmesinde, kemik mineral yoğunluğunun belirlenmesinde, anemi varlığının tahmin edilmesinde ve böbrek taşı tespitinde.

Daha sonraki hayatı

Godfrey, "Ancak çok fazla sezgiye sahip olduğunuzda mutlak minimum matematik kullanabilirsiniz." şeklinde ki alışılmadık bir düşüncüyü savunuyordu. Bunu söylemek kolaydı fakat göstermek ve ispatlamak o zamanlar çok zordu. Hayatı boyunca hep dünyadaki her şeyin nasıl çalıştığına dair merak duydu. Godfrey her zaman

akademisyenler için rahatsız ediciydi. Onlar açısından söyleydi; savunduğu bu matematiksel teoriler, matema-



tikçi ve hatta akademisyen bile olmayan bir insan tarafından nasıl söylenebilirdi.

Hayatı boyunca nazik, cömert ve alçakgönüllü bir insandı ama çalışmalarında daima ısrarcıydı. Küçük takımlarda çalışmayı severdi ve her zaman kendi kurallarını belirleyen bir adamdı. Onunla tanışan insanlar onu kahve fincanlarını yıkamasına yardım eden sevimli bir kişi olarak görürdü ve genelde geçmiş başarılarını anlatmayı pek sevmediğini söylerlerdi.

Genç yaşlarından itibaren, işlerin nasıl yürüdüğü ile ilgilieniyordu ve bilim ve mühendisliğin dünyayı iyileştirmeye nasıl yardımcı olabileceği konusunda kafa yorardı. Bu coşkusu hep gelecek nesillere aktarmak istedi. Şubat 1983'te eski okulu Magnus Grammar Okulu'nda yeni bir kütüphane açmayı ve oradaki öğrencilerle konuşmayı kabul etti. Onlara şöyle dedi: *"Her yeni keşif beraberinde gelecekteki buluşların tohumlarını getirir. Muhtemelen kenarlarda bir yerlerde birilerinin onları hayata geçirmesini bekleyen birçok keşif var. Bu neden siz olmayasınız?"*

Ödüller ve Başarılar

- Barclay Prize of the British Institute of Radiology (1974)
- Fellow of the Royal Society (FRS) (1975)
- Commander of the Order of the British Empire (CBE) (1976)
- Nobel Prize in Physiology or Medicine (1979)
- Knighted (1981)

AAPM, GÖRÜŞ-KARŞIT GÖRÜŞ LİSTESİ

CİLT 3, 2013-2017

Med. Fiz. Uzm. Çağatay ÇARGA

İlk olarak 1998 yılında başlayan ve AAPM Medikal Fizik Uluslararası platformlarında en çok okunan makaleleri derleyerek oluşturulan Görüş-Karşıt Görüş kavramı, sonrasında en çok indirilen makalelerin derlemesi ile devam etmiş ve 1998-2007 yılları dahil edilmiştir. Sonrasında "Controversies in Medical Physics Volume 2" adı ile online ve ücretsiz olarak 2008-2012 yıl aralığı ikinci cilt olarak yayınlanmıştır. Son olarak 2013-2017 dönemini içeren üçüncü cilt yayınlanmıştır. Bu bölümde üçüncü cilt içerisindeki aşağıdaki konu yer alacaktır.

MRG/BT RADYOTERAPİ TEDAVİ PLANLAMASI-NIN GELECEĞİDİR.

(Carri K. Glide-Hurst ve Daniel A. Low)

Kaynak:

Medical Physics 41, Issue 11, 2014 (110601-1-2)

(<https://doi.org/10.1118/1.4894495>)

Genel Bakış

Radyoterapide MRG kullanımı belirgin kontrast üstünlüğü, yumuşak doku görüntülemesinde yüksek çözünürlük ve fonksiyonel görüntüleme modaliteleri nedeniyle hızlı bir şekilde artmakta ve tümör görüntüleme kapasitesi ile PET/BT ye rakiptir. Radyoterapinin geleceğinde tek tek BT veya MRG değil, yarıda yazılan özellikler nedeniyle MRG/BT kombinasyonunun yattığını düşünen bir takım düşünceler öne sürülmüştür. Bu ayın Görüş/Karşıt Görüş münazarasında bu önerme münazara edilmektedir. İlk tartışmacı Detroit'ten Henry Ford Health System'de kıdemli fizikçi olarak görev yapmakta olan Carri K. Glide-Hurst'dır (Resim 1). Diğer tartışmacı ise UCLA'dan radyasyon onkolojisi profesörü ve medikal fizik başkan yardımcısı görevindeki Danial A. Low 'dur (Resim 2). Tartışmacılar ile ilgili ayrıntılı özgeçmiş yazının orijinalinde mevcuttur.



Resim 1: Carri K. Glide-Hurst



Resim 2: Danial A. Low

Görüş: Carri K. Glide-Hurst, PhD.

Son yıllarda BT simülasyon, radyoterapide kullanılan birincil yöntem olmuştur. BT mükemmel bir uzaysal çözünürlük, yüksek geometrik bütünlük, kısa çekim süreci ve doz hesabı için doğru electron yoğunluğu bilgisi sağlar. İnce kesit aralıklarının daha geniş görüş alanlarının ve 4DCT 'nin uygulanabilirliği uzaysal çözünürlüğü dahada geliştirdi. İteratif rekonstrüksiyon ve doz modülasyonu kıyaslanabilir görüntü kalitesini korurken %70'lik doz tasarrufu sağlanabilmektedir. Yumuşak doku kontrastının yetersizliği BT 'nin bir dezavantajıdır. Bu eksikliği gidermek için BT ye ek olarak yumuşak doku kontrastı konusunda avantajlı olan MRG kullanılır.

BT ile karşılaştırıldığında MRG üstün bir kontrast çözünürlüğü sağlar. MRG tumor sınırlarını belirleyebilir ve normal doku ile tumor yatağını ayırt edebilir. Fonksiyonel MRG ile dominant lezyonlar tanımlanır ve bir bi-omarker gibi tümör/OAR cevapları elde edilebilir. Bununla birlikte MRG'nin geometrik doğruluğu, manyetik alan distorsiyonu ve doğrusal olmayan gradient nedeniyle azalmaktadır. Bunun sonucu olarak uzaysal distorsiyon, gradient ve spin echo çekimlerinde 3-4 mm, echo planar çekimlerinde yaklaşık 20 mm büyüklüklerine kadar çıkabilmektedir. Buna ek olarak

interfazlar(farklı sekanslar) arasındaki farklı manyetik alan suseptibilitesi bağlı oluşan distorsiyon, 3-4 mm hasta bazlı alan distorsiyona (örn: kimyasal kaymalar ve suseptibilite) sebep olabilmektedir. SRS ve SBRT için gerekli fraksiyon başına yüksek doz ve yüksek derecede doğruluğun önemi düşünüldüğünde, hedef konumdaki küçük hatalar bile tumor dozunda %20 azalım ve OAR de ise aynı şekilde doz artışına sebebiyet verebilir. Böylece BT ve MRG kombinasyonu BT simülasyonun sağladığı yüksek geometrik doğruluğu ile en doğru tumor tanımını sağlar.

Yakın dönemde MRG-sim. ve BT-sim. arasındaki füzyon doğruluğunu arttıracak MRG-sim. platformları tanıtıldı. Bununla birlikte tek modalite simülasyonu için MRG-sim. BT-sim. verileri karşılaştırması ile araştırıldı ve örneğin düşük sinyal yoğunluklu kortikal kemik MRG açısından bir sınırlama ile karşılaştı. Sadece MRG kullanılması durumunda konturlamaya dikkat edilmesi gerektiği sonucuna varıldı. MRG ile prostatik tümör hacim değerlendirmesi göstermiştir ki sadece 20 tahminden 2'si prostatektomi ile bulunmuş gerçek hacmin %10 sınırları içinde bulunmuştur. BT-konturlamasında ise hali hazırda mükemmel sonuçlar gözlemlenmiştir. MRG-simülasyonun tek başına uygulanabilmesi için yıllar sürecektir prospektif çalışmalar gerekmektedir.

Şu anda MRG tüm anatomiler için uygun değildir. MRG düşük proton yoğunluğu bulunan torasik bölgede, solunum ve kardiyak artefaktlarda sınırlı klinik avantaj sağlamaktadır. Kontrendikasyonlar nedeniyle tüm hastalar MRG için uygun değildir. Neticede klinik vakaların %25'i palyatif olarak tanımlanmaktadır, MRG'nin de yüksek maliyeti ve uzun çekim süresinden kaynaklı uygulanması zordur. Genel olarak BT-sim. radyoterapide ki yerini koruyacaktır. MRG yumuşak doku tanımlama konusunda BT-simülasyonu tamamlamaya devam edecektir.

Karşıt-Görüş: Daniel A. Low, PhD.

MRG'nin BT ye göre üstün görüntü kalitesi sağladığı konusu herhangi bir tartışma içermemektedir. MRG'yi

linik işleyişin içine entegre etmenin 2 seçeneği vardır, görüntü elde etmek için iki modaliteyi de kullanmak yada BT-simülatörleri MRG-simülatörler ile değiştirerek mevcut BT ile elde edilmiş tüm veriyi değiştirmek için strateji geliştirmek.

Mevcut bir düzeni yenisiyle değiştirirken dikkat edilmesi gereken hususlardan biri maliyettir. Çoğu tedavi için mevcut faturalandırma yapısı sadece tek bir simülasyon yöntemini karşılar. MRG+BT uygulaması, ödeme yapanların maliyetinde önemli bir artışa sebep olacaktır veya kliniklerin bu görüntüleme maliyetlerine destek sağlaması gerekecektir. Bu MRG cihazlarının yüksek maliyeti ve bunları kullanacak özel eğitimli personel gereksinimi düşünüldüğünde zorlayıcı olacaktır. Ayrıca bir imaj versindeki yapıları diğerinde kullanabilmek için füzyon gerekecektir. Bu füzyon kliniğe ek iş yüküne neden olur.

Sadece MRG kullanılarak işletme ve sermaye masrafları düşürülebilir. Burada uzaysal doğruluk, görüntülerden elektron yoğunluklarını elde etmek için geliştirilmesi gereken yöntem ihtiyacı, radyografik ve floroskopik hasta görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırmak için drr elde etme yöntemi ihtiyacı, akciğer ve üst abdominal tümörler için 4DMRG geliştirme ihtiyacı gibi zorluklar tartışılabilir. Servikal kanser brakiterapisi için MRG bazı ülkelerde yaygın olarak kullanılmaktadır ve aynı zamanda beyin lezyonları tedavisinde de çok uzun süredir kullanılmaktadır. Günümüz ve gelecek medikal ekonomik şartlarda maliyetin olası belirsiz artışı, eğer olursa, faydanın MRG+BT kabulünde rol oynaması olası değildir. MRG tabanlı simülasyonun mevcut sınırlı kullanımı dışındaki belirsiz faydaları göz önüne alındığında, sadece MRG simülasyonun uygulamasında karşılaşılmamış zorluklar ve yakın zamanda iyileşme olasılığı düşük olan zor medikal ekonomik şartlar nedenleriyle radyoterapi için MRG-BT simülasyonun baskın görüntüleme yöntemi olması olası değildir. Mevcut durumda yeri olsa bile uzun vadede yaygın olarak benimsenmesi belirsizlik taşımaktadır.

ÖNÜMÜZDEKİ ON YIL İÇİNDE TEDAVİ PLANLAMASI, İNSAN GEREKSİNİMİ OLMADAN TAMAMEN OTOMATİK HALE GELECEKTİR.

(Michael B. Sharpe ve Kevin L. Moore)

Kaynak:

Medical Physics 41, Issue 12, 2014 (120601-1-3)

<https://doi.org/10.1118/1.4894496>

Genel Bakış

Radyoterapi tedavi planlaması otomatikleşmektedir yada en azından planlayıcıyı rahatlatmak için otosegmentasyon ve optimizasyon gibi bilgisayarların rahatça halledebileceği görevler yarı otomatik olmaktadır. Bunun insan ihtiyacını kaldırmak konusunda ne kadar ilerleyeceği tartışmalı bir konudur. Bu ayın 2. Görüş/Karşıt Görüş münazarasında bu önerme münazara edilmektedir. İlk tartışmacı Toronto'dan Princess Margaret Cancer Centre'de Radyasyon Fiziği Eşbaşkanı olarak görev yapmakta olan Michael B. Sharpe'dir (Resim 3). Diğer tartışmacı ise Kaliforniya Üniversitesi San Diego radyasyon onkolojisi ve uygulamalı bilimler departmanı eş fizik direktörü görevini yapan Kevin L. Moore'dur (Resim 4). Tartışmacılar ile ilgili ayrıntılı özgeçmiş yazının orijinalinde mevcuttur.



Resim 1: Michael B. Sharpe



Resim 2: Kevin L. Moore

Görüş: Michael B. Sharpe, PhD.

On yıl içinde radyoterapi planlaması insan müdahalesine ihtiyaç olmaksızın tamamiyle otomatikleşecektir. Üretim ve

bilişim sektöründen ilgili konulardan faydalanılacaktır. Hizmette devam eden gelişim ve kalite süreklilik arz eder.

Son yirmi yılda radyasyon onkolojisinde etkileyici teknolojik gelişmeler meydana gelmiştir. Görüntü tabanlı planlama, optimizasyon, yüksek performanslı bilgisayarlar, network ve robotik uygulamalar, maddi olarak karşılanabilir olup kullanımı sıklaştığından temini zor araçlardan rutin araçlara hızla ilerlenmiştir. IMRT ve IGRT her yerde uygulanabilen araçlar oldular ve tedavi yaklaşımını değiştirdiler. Adaptif konsept 15 yıl öncesinden tanımlanmıştır. Konsept şuan yaygın olarak oturmuş durumdadır ve mevcutta biyolojik adaptasyon içermektedir. Doz dağılımlarını tahmin etme ihtiyacı otomatikleşmeyi bilgisayarlı tedavi planlamasının ilk gelişmelerinin merkezi yapmıştır. Bugün görüntü kaydı, organ tanımlama ve doz optimizasyonu gibi çok daha gelişmiş fonksiyonlar bile otomatikleşmiştir. Mesleki araçlar kullanılarak minimal müdahale ile bir planı tamamen oluşturmak, değerlendirmek ve belgelemek mümkündür. İlginç bir şekilde tanjansiyel meme ışınlaması içeren uygulamalar tartışmalı durumdadır. IMRT ve ilişkili otomasyon tekniklerinin sağladığı etkinlik ve kişiselleştirmedeki bariz gelişmelere rağmen modern inovasyon hayal kırıcıdır çünkü sağlık hizmeti sunmak en kompleks ve zahmetli çabalardan birisidir. Radyasyon onkolojisi tedavileri çok yetenekli tıbbi ve teknik personel arasında paylaşılan kararlara ve görevlere dayanır. Her hastanın kişisel ihtiyaçlarını belirleyip yanıtlamaya çalışılıyor fakat araçlarımız, becerilerimiz ve yöntemlerimiz limitlerine dayanıyor.

Hastaların dinamik yapısı ve tedaviye yanıtları uzun zaman önce bir kontrol problemi olarak kabul edildi. Adaptif radyoterapi güvenilir kavramdan bir adım ötesini kapsamalıdır. Klinik kararların ve teknik prosedürlerin kanıta dayalı, etkili, güncel ve her hastaya özel uyarlanmış olmasını sağlamak üzere genel bir kalite tanımını benimsemeliyiz. Daha üst seviye bir kalite gerekliliktir ve otomatikleşmeyi sağlamaktan daha fazlası yapılmalıdır.

Karşıt-Görüş: Kevin L. Moore, PhD.

Önümüzdeki on yıl "görüşü" desteklemek ve geliştirmek için çalışmayı isteyen biri olarak, tamamen otomatikleşmiş tedavi planlamasının son derece düşük bir olasılık olarak değerlendirilmesi gerektiğine inanıyorum. Tüm görüntüleme yöntemleri üzerinden anatomik yapı tanımlayan evrensel bir otosegmentasyon platformunun duyurulacağına inanıyor fakat aynı zamanda tam otomatik tümör hacmi konturlama

içine her hastanın kişisel klinik koşulları kusursuzca dahil edilmelidir.

Hem görüş hem karşıt görüş olarak günümüz teknolojisini kullanarak otomatik tedavi planlamasını uygulamış bulunmaktayız. Bununla birlikte tüm klinik senaryolar için evrensel otomatikleşmenin büyük zorluklar içerdiğini kabul etmeliyiz. "Görüşün" çalışmasını örnek olarak kullanacak olursak, erken evre meme kanserindeki tanjansiyeller açık bir şekilde otomatikleştirilebilir fakat bu algoritmanın tüm meme kanseri tedavilerinde kolayca kullanılabileceğinden şüphelidir. Bazı durumlar karmaşıktır ve normal tecrübeler dışında algoritmanın daha zorlanmasına, daha fazla zaman almasına hemde daha az yararlı olmasına neden olur. Otomatik tedavi planlama geliştikçe, yaygın ve standart tedaviden, nadir ve standart olmayan durumlara geçmek zorunluluğu meydana gelecektir. Radyoterapide herşeyi otomatikleştirmek zaman alacaktır ve 10 yıl yeterli olmayacaktır. Görüşün ruhuna sadık kalmak gerekirse bunun 2024 gibi gerçekleşebileceğini tahmin edebilirim. Yarı otomatik tedavi planlaması birçok durumda kullanılacak ve bilgi tabanlı, bilgisayar temelli bir optimizasyon formu birçok insan gereksinimini optimizasyon sürecinden alacaktır.

İnsanların klinik uzmanlığı normal tedaviler dışında kalan durumdaki hastalar için planların düzeltilmesi ve değerlendirilmesi adına düzenli olarak kullanılabilecektir. Planlama personeline bazı azalılar yaşanacak olsa bile iş tanımları ihtiyaçları karşılayacak şekilde genişletilebilir. İronik olarak insan odaklı planlama hastaların anatomik varyasyonları çok fazla olabileceğinden 3BKRT ve palyatif tedavide muhtemelen yerini koruyacaktır.



Med. Fiz. Uzm. Çağatay ÇARGA

1988 yılında İstanbul'da doğdu. Lisans eğitimine Ege Üniversitesi Fizik bölümünde başlayıp, 2013 yılında aynı Üniversitenin Radyasyon Onkolojisi bölümünde staj yapmış bulunup, 2014 yılında eğitimini tamamladı. Aynı yıl yüksek lisans eğitimine Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği bölümünde başladı. 2016 yılı Ekim ayından bu yana MNT Sağlık Hizmetlerine bağlı, Balıkesir Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalışmaktadır.

KRANİOSPİNAL RADYOTERAPİ

Med. Fiz. Uzm. Dursun EŞİTMEZ

Kraniyospinal ışınlaması (CSI), leptomeningeal yayılım, atipik teratoid rabdoid tümörler ve ependimomlar bulgulu medulloblastoma ve bazı nadir tümörler için bir tedavi yaklaşımıdır.

Kraniyospinal radyoterapi planlamalarında en yaygın olarak kullanılan teknik, kranyal bölge için iki lateral karşılıklı foton ışını ve omurgayı tedavi etmek amacıyla bir veya daha fazla arka foton alanının birleşimidir. Bu yaklaşım sonucunda doz dağılımında heterojenite görülmektedir. Son yıllarda hedef hacmin dışındaki organlarda (tiroit, kalp, bağırsak, akciğer vb.) dozları azaltmak için farklı CSI teknikleri araştırılmıştır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT) ve helikal IMRT hedef hacim dışında kalan bölgelerdeki dozları azaltabilen yüksek konformal tekniklerdir. Keskin doz düşüşü nedeniyle hem elektron hem de proton ışın radyasyonu hedef hacim dışında kalan bölgeleri, fotonlarla karşılaştırıldığında önemli ölçüde koruduğu görülmüştür. Çocuklukta CSI sonrası bildirilen geç etkilerin büyük çoğunluğu hedef hacminin ışınlanmasından kaynaklanmaktadır. Doz ve yaş toksisitesi sonucu etkilemekte ve doz azalımı, farklı fraksiyonasyon rejimleri, sistemik ajanlar veya hedef hacim adaptasyonları ile kombinasyonların yapılma gerekliliğini artmaktadır.

Bu çalışmada radyasyon tipi ve tekniğinin CSI, hedef dozu ve kritik organ dozlarında nasıl farklılıklar gösterdiğini ve farklı kurumlar tarafından yapıldığına nasıl değiştiği gözlemlenmektedir. Bu çalışmada, Avrupa'da tek bir hasta için ve çalışmaya katılan enstitü protokollerine göre oluşturulan beş CSI tekniğinin doz dağılımları karşılaştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Daha önce yüksek riskli medulloblastoma tanısı konularak ışınlanan 14 yaşında bir erkek çocuk hastasının CT taraması seçilmiştir. Çalışma Utrecht Üniversitesi Tıp Merkezi Araştırma Etiği Komitesi tarafından onaylanmıştır. Bireysel Baş-Boyun desteği beş noktali sabitleme maskesi (Civco Meical Solutions, Kalona, IA, ABD), vakumlu yatak (BlueBag Vakum Yastığı, Elekta, Stockholm,

İsveç) ve kişiye özel diz-ayak sabitleme (MacroMedics BV, Wainxveen) ekipmanları kullanılarak radyoterapi planlaması için sırtüstü (supin) pozisyonda BT taraması yapılmıştır (3mm kesit aralığı). Klinik hedef hacim (CTV) ve risk altındaki organlar (OAR) tek merkez tarafından konturlanmıştır (Utrecht, Hollanda). Planlama hedef hacmi (PTV), beyin (PTV_{brain}) ve spinal seviyesi C1-L2 (PTV_{spine}) için 5 mm ve spinal seviyesi L3-S3 (PTV_{spine}) için 8mm marj verilerek oluşturulmuştur. PTV_{total}, PTV_{brain} ve PTV_{spine} kombinasyonu olarak tanımlanmıştır. Konturlanmış kritik organlar ise; kafa derisi (scalp), sol-sağ lensler, sol-sağ parotis, submandibular bezler, tiroit, larenks, proksimal özofagus, özofagus, kalp, sol-sağ akciğer, bağırsaklar, mide, pankreas ve sol-sağ böbreklerden oluşmaktadır. Toplam normal doku hacmi (TNTV) ise PTV_{total} dışında kalan dış kontura karşılık gelmektedir.

TEDAVİ PLANLAMA

Hollanda Utrecht Üniversitesi Tıp Merkezi'nin radyoterapi bölümü, bu çalışmayı SIOP-E'ye bağlı olan 14 enstitüye CT taraması ve konturlar ile birlikte göndermiştir. Her merkezde 3D-CRT, IMRT, VMAT, Tomoterapi veya CSI için PBS (Proton Pencil Beam Scanning) kullanılmış ve her teknik için üç merkez dâhil edilmiştir. Katılımcı merkezlerin seçilmesinde SIOP-E Beyin Tümör Grubunun radyoterapi çalışma grubu toplantısına katılımı ve CSI için bir tedavi planı oluşturulması baz alınmıştır. Her teknik için üç enstitü rastgele belirlenmiştir.

Katılan tüm enstitülerden günlük uygulamada geçerli olan en iyi tedavi planını göndermeleri istenmiştir. Gönderilecek olan planlar 1.8 Gy'den 20 fraksiyonda reçete edilen 36 Gy'lık doz için aşağıdaki kriterlere uyması istenmiştir.

PTV_{total} kapması (en az PTV_{total} 'nın %95'inin reçete edilen dozun %95 için kapsamı)

OAR'ların azami derecede korunması

Merkezler tarafından kullanılan teknikler ve tekniklerin karakteristiği Tablo 1'de gösterilmiştir.

Risk altındaki organlarda hastalar arasındaki dozimetrik

farklılıkları değerlendirebilmek için, daha önce Utrecht Üniversitesi Tıp Merkezi Radyoterapi bölümünde ışınlanan CSI endikasyonu olan beş hasta, aynı doz reçetelendirmesi (20fx/1.8Gy) ve aynı planlayıcı tarafından VMAT kullanılarak yeniden planlanmıştır.

PLAN DEĞERLENDİRMESİ (PLAN EVALUATION)

Radyoterapi tedavi planları, her teknik için ve her bir teknik aynı zamanda merkezler arasında karşılaştırıldı. Doz hacim histogramları (DVH) PTV'ler (PTV_{total} , PTV_{brain} ve PTV_{spine}) ve OAR'lar için değerlendirilmiştir. Uygunluk indeksi (CI, Van't Riet Formülü aralık 0–1) ve homojenlik indeksi (HI, Kataria Formülü 0–1) kullanılarak hesaplanmıştır.

$$CI = \frac{(V_{95\%}^{PTV})^2}{V^{PTV} \times V_{95\%}}$$

$$HI = \frac{D_{2\%}^{PTV} - D_{98\%}^{PTV}}{D_{mean}^{PTV}}$$

TNTV için en az 1.0, 2.0, 5.0, 34.2 ve 36.0 Gy alan hacim yüzdesi hesaplanmıştır. Her bir teknik için her bir dozimetrik parametrenin ortancası ve aralığı (minimum/maksimum) hesaplanmıştır. Tekniklerin birbiri arasında değerlendirilmesinde alınan kriterler; PTV için en yüksek uygunluk (en yüksek CI), homojenite (en düşük HI) ve OAR'lara en düşük ortalama doz olacak şekilde belirlenmiştir.

Bu çalışmanın amacı ise OAR'lar için ortalama doz farkı 5.0 Gy olacak şekilde gözlenirse, teknikler arasındaki bu fark "potansiyel klinik anlamlılık (potential clinical significance)" olarak kabul edilecektir. Bu eşik, katılımcı kurumlar arasında ortak karar alınarak belirlenmiştir.

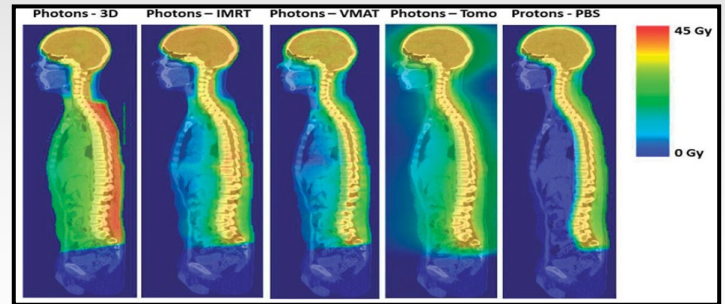
SONUÇLAR

Bu çalışmada göz önüne alınan beş farklı radyoterapi tekniği ile 20 fraksiyon/1.8 Gray doz reçete edilmiş olan 14 yaşındaki hasta erkek çocuk için sagittal ekseninde planların izodoz dağılımları gösterilmektedir (Şekil 1).

UYGUNLUK VE HOMOJENLİK (CONFORMITY AND HOMOGENEITY)

Tüm modern radyoterapi tekniklerinin ortalama CI değerlerinin, 3D-CRT'ye göre daha iyi olduğu gözlenmiştir. Özellikle 3D-CRT tekniğinde gözlenmekte olan spinal içerisindeki sıcak noktaların modern radyoterapi tekniklerinde daha homojen olması CSI ışınlamalarında modern tekniklerin kullanılması için büyük bir avantaj olduğu gözlenmektedir.

Beyin, spinal ve TNTV'de elde edilmiş değerler Şekil 2 ve Tablo 2 'de gösterilmiştir.



Şekil 1: Tüm tekniklerin izodoz dağılımları

Table 1. Overview of the treatment planning geometry per technique and per center.

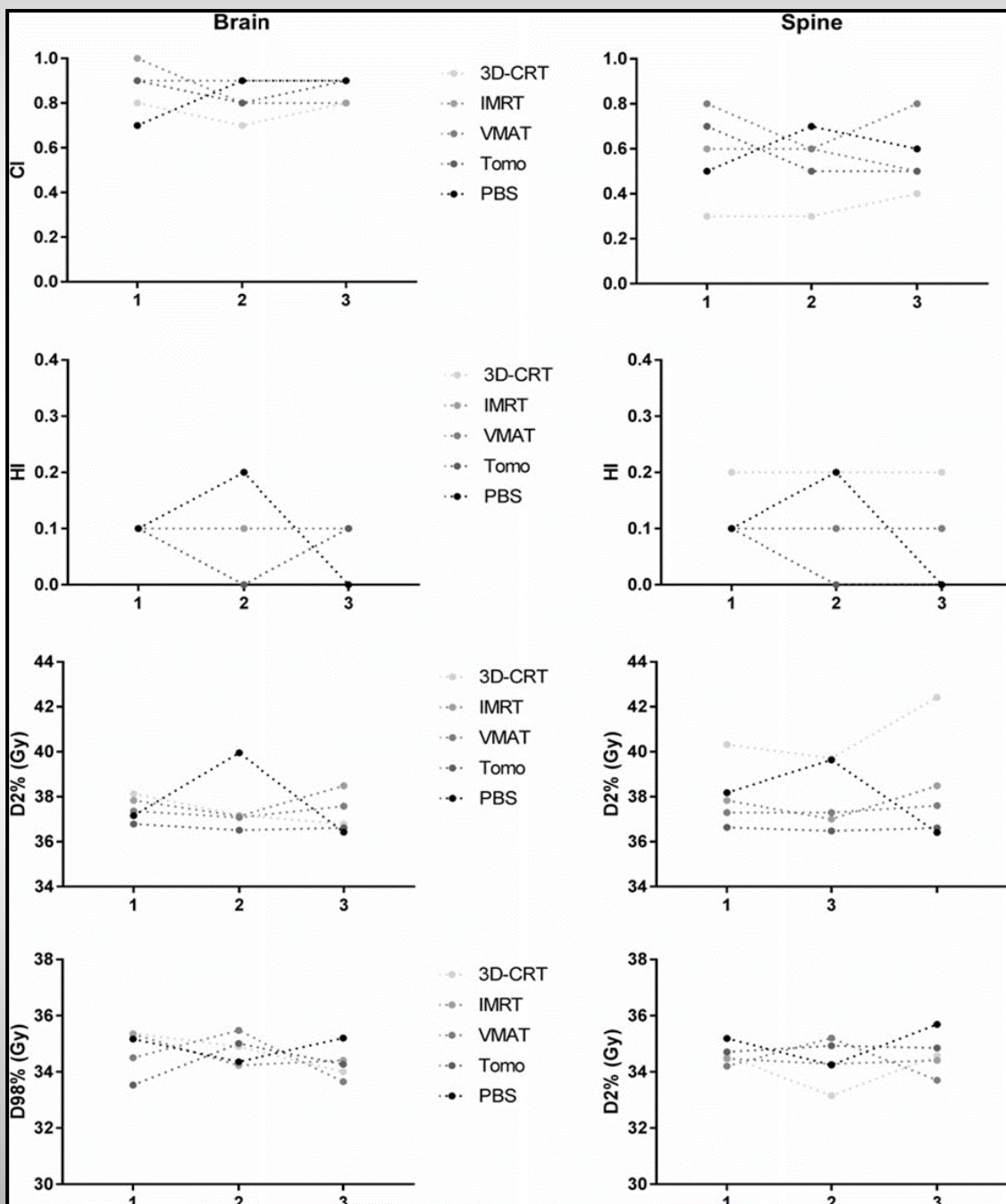
	Center	3D-CRT	IMRT	VMAT	Tomotherapy	PBS
FFS	1	Eclipse	Pinnacle	Monaco	Tomotherapy	Raystation
	2	Pinnacle	Pinnacle	Eclipse	Tomotherapy	Eclipse
Dose algorithm	1	Oncentra Masterplan AAA	Oncentra Masterplan AAA	Monaco Monte Carlo	Tomotherapy	Raystation Pencil beam
	2	Adaptive Conesolve Collapsed cone	Adaptive Conesolve Collapsed cone	Monaco Monte Carlo	Tomotherapy	Raystation Pencil beam
Dose grid size (mm)	1	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
	2	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
Energy (MV)	1	6, 15	6	6	6	180 MeV-100 MeV
	2	6	6	6	6	180 MeV-100 MeV
	3	6, 15	6	6	6	180 MeV-100 MeV
Technique characteristics	1	-	Forward planned	Full arc	Full arc	Full arc
	2	Forward planned	Forward planned	Full arc	Full arc	Full arc
	3	-	2 IMRT beams	2 partial arcs	Full arc	Full arc
Spine	1	-	Posterior fields	2 posterior partial arcs	Full arc	Full arc
	2	At extended sid	Posterior fields, inverse opt	2 partial arcs	Full arc	Full arc
	3	-	5 IMRT beams	3 partial arcs	Full arc	Full arc
Number of isocenters	1	3	3	3	1	3
	2	3	3	3	1	3
	3	3	3	3	1	3
Isocenter location	1	Mid brain, thoracic/lumbar spine	Mid brain, thoracic/lumbar spine	Mid brain, thoracic/lumbar spine	-	C1, thoracic/lumbar spine
	2	Mid brain, thoracic spine	Mid brain, thoracic spine	Mid brain, thoracic/lumbar spine	-	Mid brain, thoracic/lumbar spine
	3	Mid brain, thoracic/lumbar spine	Mid brain, thoracic/lumbar spine	Mid brain, thoracic/lumbar spine	-	Mid brain, thoracic/lumbar spine
Beam(s) gantry angle(s) (°)	1	Brain: 85, 272 Spine: 180	Brain: 90, 270 Spine: 135, 180, 220	Brain: 180, 179.9 Spine: 180-240 and 100-180	-	Brain: 30, 330 Spine: 0
	2	Brain: 85, 272 Spine: 180	Brain: 90, 270 Spine: 135, 180, 220	Brain and spine: 180.1 - 179.9	-	Brain: 30, 330 Spine: 180
	3	Brain: 85, 270 Spine: 180	Brain: 90, 270 Spine: 135, 180, 210, 240	Brain and spine: 180.1 - 179.9	-	Brain: 180, 90 couch - 15, 270 couch 15, Spine: 180
				Avoidance vectors: thoracic spine: 245-320, 50-115, lumbar spine: 230-300, 67-130	-	
				Lumbar spine: 180-90, 90-180, 180-120	-	
Number of junctions	1	3	2	2	-	2
	2	3	2	2	-	2
	3	3	2	2	-	2
Length of junction in CC direction (cm)	1	4	6	6	-	10
	2	1.6	4	3	-	8
	3	1.5	4	3	-	8

FFS: Treatment Planning Systems; CC: Cranio Caudal direction; SID: Source-to-Skin Distance.
For VMAT the stationary entry angle of the arc is indicated.

Table 2. Dosimetric parameters for PTVs and total normal tissue volume per technique.

	3D-CRT	IMRT	VMAT	Tomotherapy	PBS
	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]
PTV total dosimetry					
V95% (%)	97.8 [97.7-99.7]	98.3 [97.0-99.7]	98.8 [96.2-100.0]	98.2 [96.8-99.7]	99.8 [98.4-99.9]
V107% (%)	5.5 [2.8-7.1]	0.0 [0.0-1.5]	0.0 [0.0-0.2]	0.0 [0.0-0.0]	0.1 [0.0-6.4]
Dmean (Gy)	36.4 [36.1-37.2]	36.7 [36.0-36.8]	35.9 [35.7-36.1]	35.9 [35.8-36.0]	36.0 [36.0-36.1]
D2% (Gy)	39.4 [38.8-40.5]	37.8 [37.1-38.4]	37.3 [37.1-37.6]	36.6 [36.5-36.8]	37.7 [36.4-39.8]
D98% (Gy)	34.1 [34.1-34.9]	34.3 [33.8-34.8]	34.4 [33.8-35.4]	34.3 [33.7-35.0]	35.2 [34.3-35.3]
CI	0.6 [0.5-0.6]	0.7 [0.6-0.7]	0.9 [0.8-0.9]	0.8 [0.7-0.9]	0.8 [0.7-0.8]
HI	0.1 [0.1-0.2]	0.1 [0.08-0.1]	0.1 [0.0-0.1]	0.1 [0.04-0.1]	0.1 [0.03-0.2]
PTV brain dosimetry					
V95% (%)	99.1 [97.1-99.9]	98.3 [98.2-99.9]	99.2 [95.1-99.9]	98.1 [96.4-99.5]	99.7 [98.8-99.8]
V107% (%)	0.0 [0.0-0.0]	0.0 [0.0-1.7]	0.0 [0.0-0.0]	0.0 [0.0-0.0]	0.0 [0.0-7.4]
Dmean (Gy)	36.3 [35.6-37.2]	36.9 [36.0-37.0]	35.9 [35.6-36.1]	35.9 [35.8-36.0]	36.1 [36.0-36.1]
D2% (Gy)	37.2 [36.8-38.1]	37.8 [37.1-38.5]	37.4 [37.1-37.6]	36.6 [36.5-36.8]	37.2 [36.4-40.0]
D98% (Gy)	34.9 [34.0-35.4]	34.4 [34.2-35.3]	34.5 [33.7-35.5]	34.3 [33.5-35.0]	35.2 [34.4-35.2]
CI	0.8 [0.7-0.8]	0.8 [0.8-1.0]	0.9 [0.8-0.9]	0.9 [0.8-0.9]	0.9 [0.7-0.9]
HI	0.1 [0.06-0.1]	0.1 [0.07-0.1]	0.1 [0.0-0.1]	0.1 [0.0-0.1]	0.1 [0.0-0.2]
PTV spine dosimetry					
V95% (%)	99.3 [94.0-99.3]	98.2 [94.2-99.1]	99.7 [97.9-99.9]	99.5 [98.8-99.6]	99.8 [98.2-99.9]
V107% (%)	20.7 [10.6-27.1]	0.2 [0.0-0.4]	0.0 [0.0-0.3]	0.0 [0.0-0.0]	0.2 [0.0-3.7]
Dmean (Gy)	37.2 [36.5-37.5]	36.0 [35.9-36.2]	35.8 [35.8-36.2]	35.9 [35.8-35.9]	36.0 [35.9-36.3]
D2% (Gy)	40.3 [39.7-42.4]	37.8 [37.0-38.5]	37.3 [37.3-37.6]	36.6 [36.5-36.6]	38.2 [36.4-39.6]
D98% (Gy)	34.6 [33.2-34.6]	34.4 [34.3-34.5]	34.2 [33.7-35.2]	34.9 [34.7-34.9]	35.2 [34.2-35.7]
CI	0.3 [0.3-0.4]	0.6 [0.5-0.6]	0.8 [0.6-0.8]	0.5 [0.5-0.7]	0.6 [0.5-0.7]
HI	0.2 [0.1-0.2]	0.1 [0.08-0.1]	0.1 [0.06-0.1]	0.0 [0.0-0.1]	0.1 [0.0-0.2]
NTV					
V107% (%)	52.6 [46.1-56.1]	66.1 [64.9-79.6]	70.2 [63.7-75.5]	69.5 [62.5-71.7]	15.4 [11.3-20.1]
V207% (%)	35.9 [33-38.3]	57.2 [52.9-62.4]	62.2 [54.8-71.5]	60.1 [52.7-64.2]	14.1 [10.5-18.5]
V507% (%)	22.9 [22.2-23.4]	41.7 [38.9-48.0]	43.3 [38.6-48.7]	45.9 [37.4-49.7]	12.2 [9.1-16.1]
V342Gy (%)	5.1 [5.0-5.3]	3.4 [1.9-3.5]	0.7 [0.7-1.7]	1.7 [0.5-2.1]	1.3 [1.0-2.9]
V366Gy (%)	3.7 [3.2-3.7]	0.9 [0.8-1.6]	0.1 [0.1-0.5]	0.3 [0.01-0.3]	0.4 [0.2-0.8]

Vx% is the volume receiving at least x% of the prescribed dose.
Dx% is the dose received by x% of the volume.
VxGy is the volume receiving at least xGy of the prescribed dose.
CI is the conformity index.
HI is the homogeneity index.



Şekil 2. Tüm teknikler ve merkezler için PTV_{brain} ve PTV_{spine} CI, HI, D2% ve D98% Değerleri.
[Tomo: Tomotherapy; PBS: proton pencil beam scanning].

Üç katılımcı merkez arasında belirli bir radyoterapi tekniği karşılaştırıldığında, OAR'lere verilen ortalama dozlar da geniş bir aralık bulunmuştur (Tablo 3). Lensler (Tomoterapi), thy-roid (VMAT, Tomoterapi), larinks ve proksimal özofagus (3D-CRT, VMAT, Tomotherapy, PBS) ve özofagus (VMAT, Tomoterapi) için > 10.0 Gy aralıkları gözlenmiştir. Aynı tekniği uygulayan merkezler arasında D_{1cc} için 10 Gy'den büyük farklar daha da sık olduğu gözlenmiştir (Tablo 4). Lensler (3D-CRT, VMAT, PBS), parotis ve submandibular bezler (3D-CRT, VMAT, PBS), tiroid için D_{mean} aralığı 5.0 ile 10,0 Gy arasında olduğu görülmüştür.

Table 3. D_{mean} (Gy) for organs at risk with individual techniques.*

	3D-CRT	IMRT	VMAT	Tomo	PBS
D_{mean} OARs	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]
Scalp (Gy)	31.2 [29.8-31.3]	32.3 [28.0-32.9]	28.1 [28.0-29.0]	30.9 [27.9-32.9]	27.8 [26.3-34.0]
Lens L (Gy)	5.9 [4.5-13.8]	8.3 [6.1-9.0]	9.3 [4.6-13.3]	10.1 [3.8-14.5]	2.0 [0.5-8.2]
Lens R (Gy)	5.8 [3.9-9.9]	8.0 [4.3-8.2]	8.6 [4.8-12.7]	11.1 [3.8-15.0]	1.7 [0.4-7.7]
Parotid gland L (Gy)	23.5 [19.0-28.4]	20.8 [19.4-22.2]	10.4 [9.7-15.1]	13.1 [12.2-15.0]	4.0 [1.3-10.5]
Parotid gland R (Gy)	17.4 [16.3-28.2]	20.6 [19.7-22.7]	11.3 [10.1-15.4]	12.9 [12.0-14.4]	4.0 [0.8-9.7]
Submandibular gland L (Gy)	4.6 [3.2-10.1]	3.6 [3.3-3.6]	9.8 [7.6-14.2]	9.9 [8.1-11.1]	1.5 [0.2-4.6]
Submandibular gland R (Gy)	5.0 [3.1-12.6]	3.4 [3.4-3.5]	10.8 [7.8-13.6]	10.3 [8.4-11.2]	1.3 [0.6-6.3]
Thyroid (Gy)	28.5 [25.7-29.3]	17.0 [13.6-19.4]	13.0 [5.6-24.6]	15.3 [7.0-19.7]	0.8 [0.3-10.1]
Larynx + prox esophagus (Gy)	9.8 [9.0-24.9]	10.7 [9.7-11.6]	13.3 [5.5-26.0]	9.3 [7.8-19.5]	2.3 [1.9-17.9]
Heart (Gy)	13.4 [13.1-14.0]	8.1 [8.0-8.3]	6.9 [5.7-10.9]	9.4 [7.7-11.9]	0.01 [0.01-0.2]
Lung L (Gy)	4.1 [3.6-4.2]	7.0 [6.5-8.2]	7.9 [7.8-9.7]	6.9 [6.5-7.1]	2.0 [1.3-4.9]
Lung R (Gy)	8.6 [7.9-8.8]	8.6 [8.5-9.5]	10.2 [8.3-10.3]	9.4 [7.9-10.7]	2.3 [2.0-5.8]
Esophagus (Gy)	29.9 [29.7-31.3]	19.4 [18.8-20.5]	16.3 [12.2-23.6]	26.5 [21.6-31.9]	2.3 [0.7-6.8]
Intestines (Gy)	10.1 [9.9-10.2]	8.7 [8.3-8.7]	8.4 [6.6-12.0]	11.7 [7.7-12.0]	0.4 [0.1-0.5]
Pancreas (Gy)	17.1 [16.4-17.6]	12.1 [10.2-13.3]	8.7 [8.5-15.4]	13.7 [8.2-14.7]	0.0 [0.0-0.0]
Kidney L (Gy)	4.5 [4.2-4.8]	6.2 [5.2-8.8]	7.5 [5.8-9.0]	6.3 [5.7-6.8]	2.5 [0.9-7.7]
Kidney R (Gy)	3.3 [3.0-3.9]	5.3 [5.0-8.9]	5.6 [5.6-8.4]	6.1 [4.9-6.5]	2.3 [2.0-5.8]

*Differences per technique >10.0 Gy or between 5.0 and 10.0 Gy are indicated in bold or italic, respectively.

Table 4. D_{1cc} (Gy) for organs at risk with individual techniques.*

	3D-CRT	IMRT	VMAT	Tomo	PBS
D_{1cc} OARs	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]	Median [Range]
Scalp (Gy)	37.1 [36.2-38.0]	37.1 [36.8-37.8]	36.0 [35.3-37.5]	36.0 [35.3-36.3]	36.9 [35.8-37.7]
Lens L (Gy)	9.4 [6.2-21.8]	13.7 [13.0-13.8]	10.8 [5.3-17.0]	11.7 [4.6-16.9]	3.7 [1.6-10.8]
Lens R (Gy)	13.7 [5.2-20.8]	15.8 [15.2-16.0]	10.3 [5.6-17.2]	12.9 [4.5-17.1]	3.6 [1.2-10.9]
Parotid gland L (Gy)	36.5 [35.9-37.5]	36.5 [35.8-36.7]	19.2 [18.9-23.6]	23.6 [23.2-25.1]	16.1 [14.4-31.1]
Parotid gland R (Gy)	36.2 [36.0-37.4]	36.4 [36.0-37.7]	20.8 [19.8-24.6]	22.7 [22.0-24.9]	13.3 [9.9-28.6]
Submandibular gland L (Gy)	9.1 [5.1-19.0]	4.7 [3.6-8.4]	17.0 [12.7-19.6]	13.7 [10.9-15.0]	10.9 [1.6-15.1]
Submandibular gland R (Gy)	17.6 [14.2-19.4]	6.8 [6.4-10.5]	14.9 [14.5-19.7]	14.2 [12.1-15.6]	9.5 [4.2-23.0]
Thyroid (Gy)	30.7 [29.4-30.8]	26.1 [20.7-27.7]	17.9 [14.5-30.1]	24.2 [13.6-28.6]	7.4 [5.6-25.8]
Larynx + prox esophagus (Gy)	31.7 [30.2-31.8]	30.1 [24.3-32.1]	20.2 [14.8-33.5]	24.7 [12.5-30.4]	17.5 [11.2-33.5]
Heart (Gy)	29.1 [28.5-29.9]	15.1 [14.9-18.6]	11.7 [10.9-16.9]	17.4 [14.0-24.4]	0.3 [0.2-3.5]
Lung L (Gy)	33.0 [31.3-33.8]	27.8 [25.8-30.4]	27.2 [25.3-27.6]	29.9 [25.1-31.1]	28.5 [26.4-33.7]
Lung R (Gy)	33.1 [32.4-35.7]	28.3 [26.1-30.6]	28.4 [25.4-28.8]	29.3 [27.6-33.0]	28.1 [27.8-33.6]
Esophagus (Gy)	32.4 [31.2-37.1]	32.1 [26.3-38.9]	22.6 [18.9-32.3]	28.5 [26.5-31.1]	13.6 [6.5-26.8]
Intestines (Gy)	31.0 [28.8-32.3]	23.9 [23.1-24.7]	17.7 [17.3-26.3]	27.4 [22.1-29.9]	11.4 [1.0-16.2]
Pancreas (Gy)	28.6 [27.5-39.4]	19.8 [15.5-23.9]	13.2 [11.0-21.9]	21.4 [10.3-24.7]	0.1 [0.1-0.3]
Kidney L (Gy)	33.3 [32.7-33.3]	24.2 [19.2-28.8]	23.3 [14.9-25.9]	21.8 [21.0-26.6]	23.7 [20.3-34.3]
Kidney R (Gy)	31.8 [29.4-32.3]	21.7 [21.0-27.7]	21.8 [19.7-23.0]	22.5 [21.8-27.9]	23.2 [14.5-33.8]

*Differences per technique >10.0 Gy or between 5.0 and 10.0 Gy are indicated in bold or italic, respectively.

TARTIŞMA

Bu çalışmada CSI için uygulanan beş farklı radyoterapi tekniğinin (3D-CRT, IMRT, VMAT, Tomoterapi ve PBS) çok merkezli dozimetrik karşılaştırması, 3D-CRT ile karşılaştırıldığında tüm modern radyoterapi teknikleriyle hedef hacmin iyileştirilmiş doz uygunluğunu ve homojenliğini tiroid, kalp, yemek borusu ve pankreas gibi organlara > 5.0 Gy ortalama dozunda bir azalma göstermektedir. IMRT, VMAT ve Tomoterapi teknikleri PBS ile karşılaştırıldığında, lens, parotis ve submandibular bezler, larinks, tiroid, akciğerler, kalp, bağırsaklar, mide ve pankreas için ortalama dozda (> 5.0 Gy) ek bir azalma

bulunmuştur. Bununla birlikte, bu sonuçların yorumlanmasında dikkatli olunmalıdır. Çünkü bir dizi OAR için ortalama doz aralıkları teknik başına geniş ve farklı teknikler arasında örtüşmektedir. Örneğin, ortalama tiroid dozu, tedavi merkezine bağlı olarak VMAT ile 5,6 ve 24,6 Gy arasında ve PBS ile birlikte 0.3 ila 10.1 Gy arasında değiştiği görülmüştür.

Literatürde, birçok rapor, 3D-CRT ile karşılaştırıldığında modern radyoterapi tekniklerinin kullanımı ile PTV ve saha kavşakları için CI ve HI'nın daha iyi olduğunu göstermektedir. Ancak, hedefin muhtemel hareketi ve doğru hedef hacim belirleme ile ilgili belirsizliklerin bilinmesinin çok uyumlu teknikler için ön gereklilikler olduğu belirtilmelidir.

Klinik pratikte, daha uyumlu tekniklerin kullanılmasının nedeni, planlama hedef hacminin dışındaki sağlıklı dokunun daha iyi korunmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte, CSI sonrası geç toksisite ile ilgili yayınlanan tüm veriler, nöro-bilişsel gerileme, endokrinopatiler veya büyüme geriliği ile ilişkilidir, aslında hedef hacminin tedavisine özgü problemlerdir. Aksine, konvansiyonel 3D-CRT'nin on yıllardır kullanılmasına rağmen, kraniyospinal hedef hacminin dışında geç toksisite konusunda daha az sayıda sonuç yayınlanmıştır. Modern radyoterapi tekniklerinin uygulamaya girmesi daha yakın bir tarih olduğundan, kraniyospinal PTV'yi çevreleyen OAR'ların daha iyi korunmasından dolayı klinik bir yarar gösterebilmek için henüz çok erkendir. Bununla birlikte, tiroid, kalp, akciğer ve pankreas için, nispeten düşük doz seviyelerinde bile organ korunmasını iyileştirmek uygun olabilir.

Bu çalışmanın dozimetrik sonucu proton tedavisi ve daha az oranda modern foton teknikleri lehine olmasına rağmen, benzer teknikler kullanan merkezler arasında OAR'lere ortalama dozlarda (20 Gy'ye kadar) anlamlı mesafe bulunmuştur. OAR'lara yapılan ortalama dozlardaki bu merkezler arası değişim, ışınlama tekniklerini karşılaştıran diğer yayınlanmış çalışmalarla bildirilen OARs dozlarındaki farklılıktan daha büyüktür. Öte yandan, bu farklılıklar, merkezler tarafından yapılan optimizasyon kriterlerinin seçimine bağlanabilir ve bir hedefi diğerine göre öncelik verildiği düşünülebilir. Bu planla-

ma çalışması için, benzer teknikler kullanılarak farklı merkezlerdeki günlük uygulamaları yansıtmak amacıyla katılımcılara OAR'lar için sabit bir kısıtlama listesi sunulmamıştır. Bu, CSI ile ilişkili OAR'lar için doz kısıtlamaları konusunda uluslararası bir kılavuzun yokluğundan, benzer teknikleri kullanan merkezler arasında önemli bir doz aralığı sürdüğü anlamına gelir. Bununla birlikte, bu gözlem aynı zamanda bir tekniğin diğerine kıyasla potansiyel faydasını da etkilemektedir. Bilgi temelli planlama sistemleri, kurumlar ve teknikler arasındaki OAR'ın korunmasında farklılıkların azaltılmasına yardımcı olabilir.

Karşılaştırma amacıyla tüm teknikler için aynı PTV marjı kullanılmıştır. Bu belirsizliğin marjın bir teknik, ekipman ve kurumsal protokoller (örneğin, hasta immobilizasyon yöntemleri, hasta setup hatalarını düzeltme protokolleri) içsel olduğunu kabul edilmektedir. Yerel olarak kabul edilen PTV marjları, hedef hacmin yakınlığında OAR'ların dozu üzerinde potansiyel bir etkiye sahip olacağı öngörülmüştür. Bununla birlikte, kurum başına ve tekniğe göre bulunan dozimetrik aralıkların devam etmesi beklenmektedir. Ayrıca, bu analizde hasta konum belirleme belirsizliklerinin doz dağılımı üzerindeki etkisi dikkate alınmamıştır. Aslında, bir teknik, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan ideal statik doz dağılımı üzerinde daha küçük zararlı etkilerle sonuçlanan bir diğerinden daha sağlam olabilir. Farklı tekniklerin sağlamlığı karşılaştırmak gelecekteki bir çalışmanın bir parçasıdır. Son olarak, bu bir silico tedavi planlama çalışmasıdır ve sağlam bir silico planlama çalışmasının, bir tekniğin bir diğeri üzerindeki potansiyel dozimetrik faydalarını fazla tahmin edebildiği gösterilmiştir.

SONUÇ

3D-CRT ile karşılaştırıldığında, modern radyoterapi teknikleri internal dozu artırmakla birlikte daha iyi doz dağılımları sağlamaktadır. Protonlarla, OAR'lar ve integral vücut dozu için ek bir dozimetrik azalma gözlenmektedir. Bununla birlikte, benzer teknikler kullanan merkezler arasında bile OAR'lere çok çeşitli dozlar bulunmuştur. Bu sebeple farklı merkezler arasında karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için CSI için doz kısıtlamalarına sahip uluslararası bir kılavuza ihtiyaç duyulmaktadır.



Med. Fiz. Uzm. Dursun EŞİTMEZ

1992 yılında İstanbul/Şişli'de doğdu. İlköğretim ve orta öğretimi İstanbul, Lise Eğitimi Giresun'da tamamladı. 2016 yılında İstanbul Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldu.

İntraopeatif cihazı olan INTRABEAM cihazını Monte Carlo Simülasyon Kodu olan MCNP ile modelleyerek dozimetrik karakteristiği araştırılması üzerine yaptığı tez çalışmasıyla 2018 yılında İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2016-2017 yılında Medipol-Mega Üniversite Hastanesinde, 2017-2018 yılında MNT Sağlık Hizmetleri A.Ş. staj yaptı. 2018 Ekim ayı itibarıyla Kocaeli VM Medical Park hastanesinde sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır.

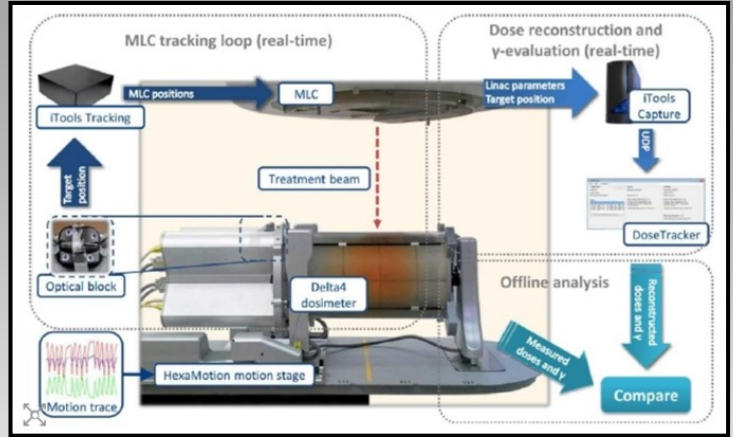
RADYOTERAPİDE SON GELİŞMELER

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.

Tümör Hareketi Kaynaklı Doz Hatası Takip Sistemi Geliştirilmesi (Ağustos 2018):

Danimarka Aarhus Üniversitesi'nden araştırmacılar tarafından geliştirilen ve test edilen 4 boyutlu doz yapılandırma ve hesaplama sistemi (DoseTracker) ile hareketli abdominal ve toraks tümörleri ışınlamalarında doz takibi yapılabildiği açıklanmıştır. Işınlama süresince ve spesifik gerçek zamanlı QA yapılabildiği belirtilmektedir (**Şekil 1**). Takip sistemi olan veya olmayan Konvansiyonel Linak cihazlarında çalışabilecek şekilde tasarlandığı belirtilen Dose Tracker Sistemi'nin, nokta doz hesabı ve "Pencil Beam Convolution" algoritması karışımı olan Fast Motion Including (FMI) doz algoritması tabanlı olduğu vurgulanmıştır. Sistemin; Linak parametreleri ve hedef pozisyonlarını "Unified Data Protocol (UDP)" mesajları olarak toplayarak, ölçülen hareket (aktüel doz) ve hareket olmaması (planlanan doz) durumu için fantom üzerinde anlık ve toplam doz oluşturduğu, sonrasında oluşturulan doz bilgilerinin karşılaştırılması yapılarak kümülatif doz dağılımı gama hata hesabı yaptığı açıklanmıştır. Sistem verifikasyonu için karaciğer kanseri 5 hasta üzerinde yapılan VMAT tedavileri kullanılmış (MLC takibi yapılan ve yapılmayan durumda) tedavi sırasındaki karaciğer hareketi önceden kaydedilerek 3 boyutlu hareket bilgisi oluşturulmuş ve sisteme pozisyon sinyali sağladığı belirtilmiştir. Toplamda 90560 aktüel ve planlanan doz bilgisi alınmış ve 5237 gama hesabı sağlanmıştır. Ortalama %1.2 (anlık doz) ve %1.5 (kümülatif doz) farkları tespit edilmiş ve sistemin gama hata analizi tahmin oranının da %97 seviyelerine olduğu açıklanmıştır.

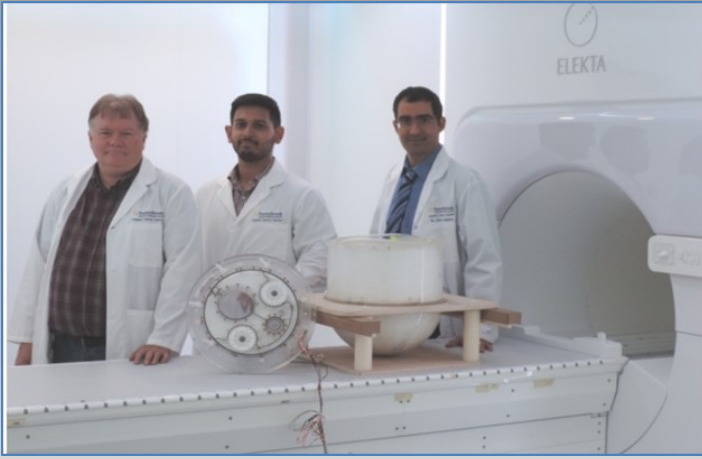


Şekil 1: DoseTracker Sistemi ile gerçek zamanlı doz takibi elde edilen deneysel şema

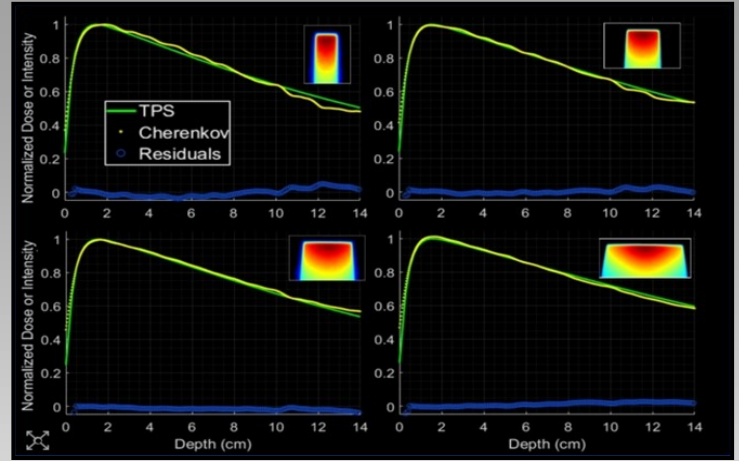
MR-Linak Dozimetrisinde Yeni Tekniklerin Geliştirilmesi (Ağustos 2018):

MR-Linak Sistemlerinin kullanılmaya başlanmasıyla beraber uygun dozimetrik ölçüm gerekliliği ortaya çıkmış ve son AAPM yıllık toplantısında yeni tekniklerle ilgili çalışmalar yayınlanmıştır. Bunlar:

Ryerson Üniversitesi'nden araştırmacıların geliştirdiği "taşınabilir su kalorimetresi" ile sudaki ışınlama kaynaklı sıcaklık artışının ölçülebildiği ve absolute soğurulan dozun direk ölçümü sağlanabildiği belirtilmiştir (**Şekil 2**). Radyasyon kaynaklı sıcaklık artışının milikelvin seviyesinde olması sebebiyle yüksek hassasiyette ölçüm cihazlarının gerekliliği ve "ısı defekti" adı verilen sudaki kimyasal değişimlerin beklenenden farklı sıcaklık artışına sebep olması durumlarının zorlukları vurgulanmıştır. Araştırmaya göre; sonlu element metodu kullanılarak kalorimetrenin termal stabilitesi optimize edilmiş ve ısı defekt problemi sebebiye ısı dedektörleri saf yüksek saflıkta su içeren cam bölüme yerleştirilmiştir. MR uygun plastik ve seramik bileşenler kullanılmış ve ısı transferini minimize etmek için cam bölümü içeren su tankı 4 derecede tutulmuştur. Elekta MR-Linak ile yapılan ölçümlerde, ısı dedektörleri ve iyon odası kullanılmış ve sonuçlar her 2 yöntem için karşılaştırılmıştır. Sonuçların %2 aralığında olduğu açıklanmıştır.



Şekil 2: Taşınabilir Su Kalorimetresi MR-Linak ölçüm düzeneği ve Araştırma Ekibi



Şekil 3: PDD karşılaştırma:Üst Satır 4.98x4.98 ve 9.96x9.96 cm alanlar; alt satır 14.94x14.94 ve 24.07x27.02 cm. (6 MV FFF)

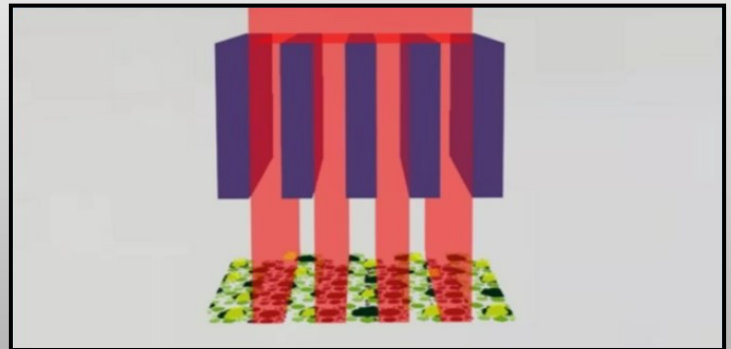
Dartmouth Koleji'nden araştırmacıların geliştirdiği yöntemde MR-Linak demet ölçümlerinde Cherenkov görüntülemesinin kullanıldığı açıklanmıştır. MR-Linak foton demetlerinin su tankı ortamından geçerken üretilen Cherenkov ışınlarını ölçmek için güçlendirilmiş CMOS sensörleri kullanıldığı ve çoğu mavi spektrumda bulunan Cherenkov fotonlarının yakalanan foton sayısı doz ile orantılı olacak şekilde simülasyonlar elde edildiği belirtilmiştir. Araştırmada belirtildiği üzere, MR-Linak 6 MV demet kullanılarak en büyük ($24.07 \times 24.07 \text{ cm}^2$) ve en küçük ($2 \times 4.15 \text{ cm}^2$) alan boyutları arasında ışınlamalar yapılarak PDD haritaları elde etmek için Cherenkov imajlarının 2 boyutta integrasyonu kullanılmış ve TPS sistemi ile karşılaştırılmıştır (**Şekil 3**). İlk aşamada $4.98 \times 4.98 \text{ cm}^2$, $9.96 \times 9.96 \text{ cm}^2$, $14.94 \times 14.94 \text{ cm}^2$ ve $27.2 \times 24.07 \text{ cm}^2$ lik alanların karşılaştırıldığı ve TPS ile uyumlu sonuçlar elde edildiği, örnek olarak $4.98 \times 4.98 \text{ cm}^2$ lik alan için ortalama %0.8 hata olduğu belirtilmiştir. Küçük alanlarda Cherenkov yoğunluğunun fazlalığı sebebiyle fotonları yakalama veriminin düşük kalmasının hatanın artmasına sebep olduğu vurgulanmış, örnek olarak sırasıyla $2 \times 4 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ve $16 \times 16 \text{ cm}^2$ alan boyutlarındaki hata %3.7, %0.31 ve %0.44 olarak açıklanmıştır.

Tedavi Etkinliğini Arttırabilecek "Bystander Etkisi"

Kullanımı (Ağustos 2018):

Çernobil kazası sonrası Kuzey Denizi'ndeki balık sürülerinde görülmeye başlanan ve ışınlanan dokuya

yakın sağlıklı hücrelerin ölmesi durumu olarak açıklanan bystander etkisinden yola çıkılarak yapılan çalışmada; ışınlanan tümör hücrelerin komşu diğer tümör hücrelerine saldıran bazı moleküller salgıladığı belirtilmiştir. Avusturalya Sydney Üniversitesi'nde yapılan çalışmaya göre, bu yöntem ile geleneksel RT etkisinin en az %30 arttırılabileceği belirtilmiş, özel bir kolimatör yapısı ile şeritler halinde yapılan ışınlama ile vurulan organizmalar "cytokine" adında molekül salgılamakta ve ışınlanmayan komşu kanser hücrelerine etki etmektedir (**Şekil 4**). Bu olayda moleküllerin nasıl salgılandığı ve nasıl komşu hücrelere geçtiğini matematiksel olarak modelleyerek tahmin edebilecek bir model geliştirildiği vurgulanmıştır. Hayvan deneyleri ile bir sonraki aşamaya geçecek olan çalışmada sağlanabilecek başarı ile aynı tedavi dozu ile daha fazla tümör hücre ölümü sağlanması ve özellikle tedaviye dirençli kanser türleri için fayda sağlanabileceği belirtilmiştir.



Şekil 4: Şerit formatında uygulanabilecek tedavi demetleri ve komşu tümör hücrelerine saldıran molekül

Radyoterapide Kişiselleştirme: Teragnostik Yak-

laşım (Ağustos 2018):

AAPM 2018 yıllık toplantısında Amerika Wisconsin Medikal Merkezi'nden araştırmacıların üzerinde konuşturduğu yeni bir yaklaşım olan Teragnostik RT, tümörün geometrik ve biyolojik özelliklerine göre kişiselleştirilen RT oluşturmak için büyük miktarda fonksiyonel imaj verisi kullanmayı içermektedir. Tedavi Planlamada kullanılabilecek, invaziv olmayan biyolojik imajların "optimize" ve "non-uniform" doz reçetelendirmesi için kullanılması hipotezi öne sürülmüştür.

Konvansiyonel RT; tümör belirlenmesi, uygun tedavinin hedefe doğru yerleştirilmesi süreçlerine dayanır fakat tümör yanması, proliferasyon ve hipoksi gibi etkenlerle başarısız olunabilmektedir. Fakat, kontrollü doz arttırılması çeşitli tümör tipleri için radyasyon direncini kırma da etkili olabilmekte veya radyoduyarlı tümörlerde de genel toksisiteyi azaltmak için doz azaltımı da mümkün olabilmektedir. Her 2 durum için de teragnostik yaklaşımın önemli rol oynayabileceği belirtilmiştir. Örnek bir yaklaşım olarak, bazı kliniklerde uygulanan şekilde PET kullanılarak hipoksi veya yüksek tümör yanması bölgelerini belirlemek ve "biyolojik hedef hacim" oluşturmak verilmiştir. Fakat PET için düşük uzaysal çözünürlük ve yüksek maliyet sebebiyle, hücre yoğunluğu, ödem, oksijenlenme veya kan akışı gibi parametreleri ölçmek için multiparametrik kuantitatif MR görüntüleme (qMRI) teknikleri önerilmiştir. Standart MR görüntüleme kullanılması yanında, MR-Linak teknolojinin de tedavi sırasında tekrar edilebilir görüntülemeye izin vermesi ile adaptif temelli gelişmelerin de ortaya çıkabileceği vurgulanmıştır. Çalışmada ayrıca değişik özellikte ve manyetik alan değerine sahip MR cihazlarının (3T,1.5T Simulatör ve 1.5T MR-Linak) T1 ve T2 bias değerlerinin, özel bir fantom ile (Eurospin T05) doğruluk ve tekrar edilebilirlik karşılaştırması yapılmıştır. Tekrar edilebilirliğin % 0.1-1.1 aralığında olup 3 sistem için de başarılı bulunduğu ve bias değerlerinin de T1: %11.4-13.8-10.3, T2: %4.5-6.8-11.7 sırasıyla bulunduğu açıklanmıştır.

KAYNAKÇA

- <https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>
- <https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>
- <http://www.abc.net.au/news/>
- <https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>

SERBEST KÜRSÜ

BİR "CROSSFIT" DENEYİMİ

Med. Fiz. Uzm. Gülay GÜRAY

Bir CrossFit spor salonuna gidiyorsun, herkes senin adını biliyor, herkes seni seviyor ve sen sadece bir antrenman yapmaktan daha büyük bir şeyin parçasısın. CrossFit bana hayatımda ihtiyaç duyduğum ekstra bir şey verdi. CrossFit bana göre iyi yapmak için verilen ödülün, farklı yaşam tarzlarında veya birçok farklı etkinlik içinde, formunuzu gündelik yaşamda ifade edebilme yeteneğidir.

Mart 2017'de ilk salona girdiğimde Crossfit Games Open adlı bir yarışmada olduklarını ve hemen benimde katılmam gerektiğini söylediler.

Daha henüz 'Crossfit nedir? Ne yapacağım bu salon-da?' dememe fırsat kalmadan kendimi bir yarışmanın içinde buldum. Daha bilmediğim veya yapabilmek için kırk fırın ekmek yemem gereken hareketlerden dolayı, bu yarışmayı eksiklerimi görme ve deneyim kazanmak için bir fırsat olarak gördüm. Fakat benim daha çok hoşuma giden şu oldu; henüz yarışma sırasında daha yeni tanıştığım insanların beni bu kadar desteklemesi ve yarışma sırasında benden daha çok heyecanlanmaları, rekabet biçimi ve en önemlisi dayanışma-yardımlaşma. CrossFit yarışmalarında her ne kadar başkalarına karşı yarışıyor olsanız da, asıl yarış kendinize karşı: Amaç kendi performansını geliştirmek, geçmek ve sınırlarını zorlamak.

İlk yarışmanın eleme antrenmanını yaparken gerçek anlamda ilk defa kendime "CrossFit'çi" diyebilecek gibi hissettim.

İlk antrenmanım; Amrap 13 min; 55 Deadlift; 55 Wallball; 20 cal row

AMRAP, As Many Reps As Possible'in kısaltması, yani belirlenen süre boyunca, o seti tekrar edebildiğiniz kadar çok tekrar etmeniz gerekiyor. Skor ise yapılan tüm hareketlerin her bir tekrarı için 1 puana tekabül edecek şekilde hesaplanıyor. CrossFit de bu ve buna benzer birçok terim var, bunlardan en sık kullanılanları ve fa-

vari hareketlerimi şöyle sıralayabiliriz;

BOX: Crossfit salonları için kullanılan terimdir.

WOD: Work Out of the Day, günün çalışma programı da denir. Genellikle çalıştığınız Crossfit Box salonunda tahtaya yazılır ve buradan takip edilebilir.

AMRAP (AS MANY ROUNDS AS POSSIBLE): Belirli bir süre içinde mümkün olan en çok tekrar sayısını yapmaya çalışmak anlamına gelir.

METCON (METABOLIC CONDITION): Metabolik antrenman tekniği demektir.

TABATA: 10 saniye dinlenme aralıkları ile, 20 saniye içinde maksimum çaba ile yapılan hareketlerin bütünüdür.



BURPEE: Vücut ağırlığının kullanıldığı bu harekette, ayakta durarak başlanır. Tüm hareket hızlı bir şekilde durmadan yapılır. Ayakta durma pozisyonundan şınav pozisyonuna geçilir, şınavın ardından bacaklar çekilir çömelme haline geçilir ve tekrar ayağa kalkarak zıplanır. Ciddi bir efor yaratan bu hareket için nefes önemlidir.

C&J: Clean and Jerk adı verilen bu hareket, olimpik ağırlıklar kullanılarak kaldırma ve silkme ile tamamlama hareketidir.

C2B (CHEST TO BAR): Pull-up hareketini yaparken göğsünüzün bar hizasına kadar çekilmesidir.

HSPU (HAND STAND PUSH UP): Amuda kalkarak kalçayı duvara yaslayıp, kendi bendeninizi yukarı itirme hareketidir. Burada kafanızın altına Ab Mat yerleştirebilirsiniz.

D.U (DOUBLE UNDER): Atlama ipini, sıçrama sırasında ayaklarınızın altından iki kere geçirerek yapılan ip atlama tekniğidir.

SNATCH: Snatch olimpik ağırlığı hızla yerden alıp, kafanızın üzerine kaldıma hareketidir. Kollarınız düz olmalıdır.

CrossFit, sağlığınıza öncelik verdiğiniz bir yaşam biçimidir. Yüksek yoğunlukta birçok farklı şey yapma yeteneği, fitness hedeflerinize ulaşmanıza yardımcı olacak en iyi yol olduğunu düşünüyorum.

CrossFit gerçekten çok güzel bir topluluk, siz de gelsenize.

CrossFit Nedir?

Crossfit: Sürekli değişen, yüksek yoğunluklu ve fonksiyonel antrenman metodudur. Temel jimnastik hareketleri, olimpik halter hareketleri ve kondisyonel egzersizleri içerisinde barındıran bir spor tarzıdır. Fiziksel egzersiz ve rekabetçi spor anlayışına dayanan CrossFit zaman karşı yüksek yoğunluklu eğitim programları, olimpik halter, pliometri, powerlifting, jimnastik, kettlebell lifting, beden eğitimi, strongman ve benzeri spor aktivitelerini içerir.

CrossFit antrenmanları WOD adı verilen ve açılımı workouts of the day (günün antrenmanı) olarak belirlenir. WOD'ler her gün değişiklik gösterir. Her bir WOD bir önceki günden farklıdır. WOD'ler zaman sınırlaması olan ve yüksek yoğunluklu antrenmanlardır. CrossFit, uygunluğu değerlendirmek ve yönlendirmek için üç farklı modelden yararlanır. İlki, egzersiz fizyologları ta-

rafından yaygın olarak kabul edilen on genel fiziksel beceriye dayanmaktadır. İkinci model, hareketlerinin performansına dayanırken, üçüncüsü ise temel jimnastik hareketlerine dayanmaktadır.

Üç standart için motivasyon sadece

mümkün olan en geniş ve en genel uygunluğu sağlamaktır. İlk modelimiz tümfiziksel aktivitelere karşı çabalarımızı değerlendirir, ikincisi nefes ve nabız hareketlerini değerlendirir, üçüncüsü ise zaman, güç ve enerji sistemini değerlendirir.

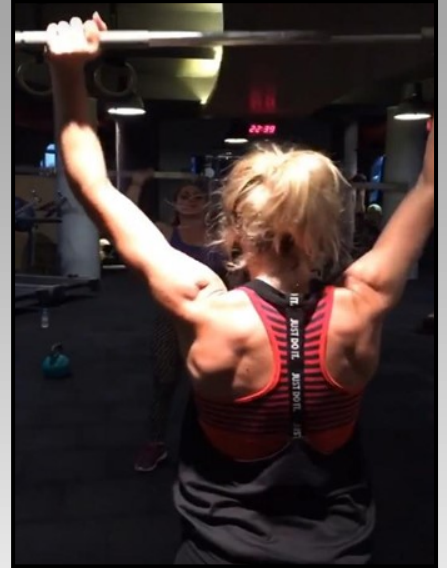
"Eat meat and vegetables, nuts and seeds, some fruit, little starch and no sugar. Keep intake to levels that will support exercise but not body fat."

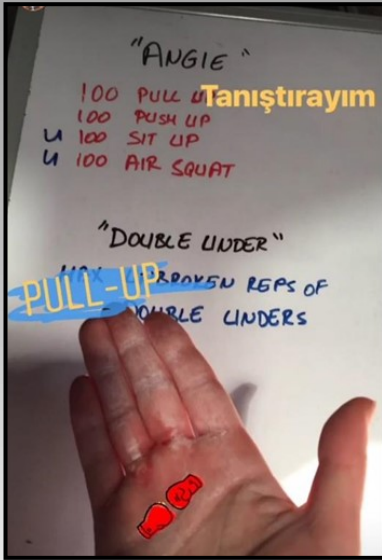
Crossfit'in İlk Standardı

Tanımlanmış 10 temel fiziksel beceri vardır. Bunlar kardiyovasküler kapasite, dayanıklılık, iş yapabilme kapasitesi, güç, esneklik, patlayıcı kuvvet, hız, koordinasyon, çeviklik ve dengedir. Bu fonksiyonel hareketler, vucut gelişime çalışmalarının aksine, tüm vücudu ve kas gruplarını dengeli bir şekilde çalıştırır. Crossfit antrenmanlarında vücudun bütün bölgelerinin temel alınması, antrenmanlardan daha fazla yarar sağlanmasına neden olur.

Crossfit'in İkinci Standardı

CrossFit, nabzın yüksek derecede tutarak antrenmanları (WOD) olabildiğince hızlı ve atik bir şekilde tamamlanmasını hedefler. Bu modelin özü değişken kombinas-



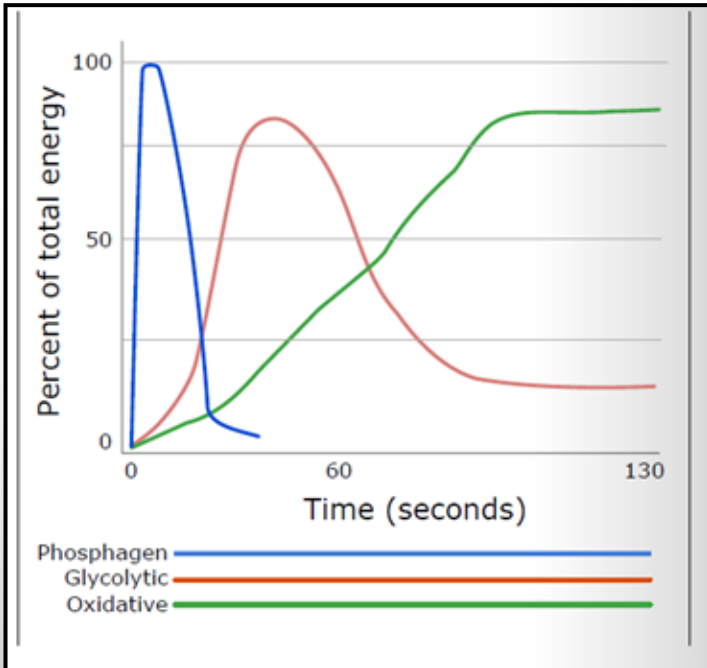


yonlarla bir araya getirilmiş antrenmanların her hareketinde en iyi performans göstermesi ve sonuçların kaydedilmesine dayanmaktadır.

Crossfit'in Üçüncü Standardı

Tüm hareketlere enerji sağlayan üç metabolik yol vardır. Phosphagen

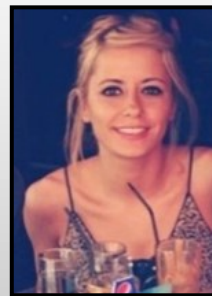
yol, Glycolytic yol ve Oxidative yol olarak bilinir. Phosphagen, yüksek enerjili aktivitelere, yaklaşık on saniye-den daha az sürenlere egemen olur. Glycolytic yol, birkaç dakika süren orta enerjili aktiviteleri yönetir. Üçüncü yol olan Oxidative, düşük enerjili aktivitelere birkaç dakikayı aşanlara hâkimdir. CrossFit'in geliştirdiği yöntem bu üç yolun uygulanmasındaki eğitime dayalıdır.



CrossFit The Games Oyunları

Crossfit Games, Amerika'da ilk olarak 2009'da düzenlenen ve dünya çapında popüleritesi hızla artan, profesyonel bir spor turnuvası. Crossfit yarışmaları üç elemelerde gerçekleşmektedir. Bunların ilk iki eleme turu "Open" (Açık) ve "Regional" (Bölgesel) yarışmalardır. En son olarak da dünya çapında "CrossFit Games" ("CrossFit" Oyunları) adıyla yarışma gerçekleştiril-

mektedir. Bu müsabakalardaki amaç dünyanın en fit kişisini bulmaktır. Basamak basamak yapılan müsabakaların 2018 finali Ağustos ayında tamamlanmış olup dünyanın en fit kadını "Tia Clair Toomey" en fit adamı "Mathew Fraser" olarak seçilmiştir.



Med. Fiz. Uzm. Gülay GÜRAY

1985 yılında İstanbul'da doğdu. Yüksek lisans eğitimini Hacettepe Üniversitesi, Radyoterapi Fiziği "Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde yaprak hareketlerinin

tekrarlanabilirliğinin DAVID İn-Vivo Dozimetrik Sistemi ile incelenmesi" isimli teziyle 2013 yılında tamamladı. Eğitim süresinde [Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi](#) Radyasyon Onkolojisinde Medikal Fizikçi olarak çalıştı. 2013 yılından itibaren Meditel Şirketinde Accuray (Tomotherapy, Radixact) ve PTW cihazlarının eğitim sorumlusu (Medikal Fizik Uzmanı) olarak devam etmektedir.

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.





2018 Nobel Fizik Ödülü, Kanadalı bilim kadını Donna Strickland ile Amerikalı bilim adamı Arthur Ashkin ve Fransız bilim adamı Gerard Mourou'ya verildi. Donna Strickland, 55 yıl sonra bu ödülü alan ilk bilim kadını oldu.

