

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

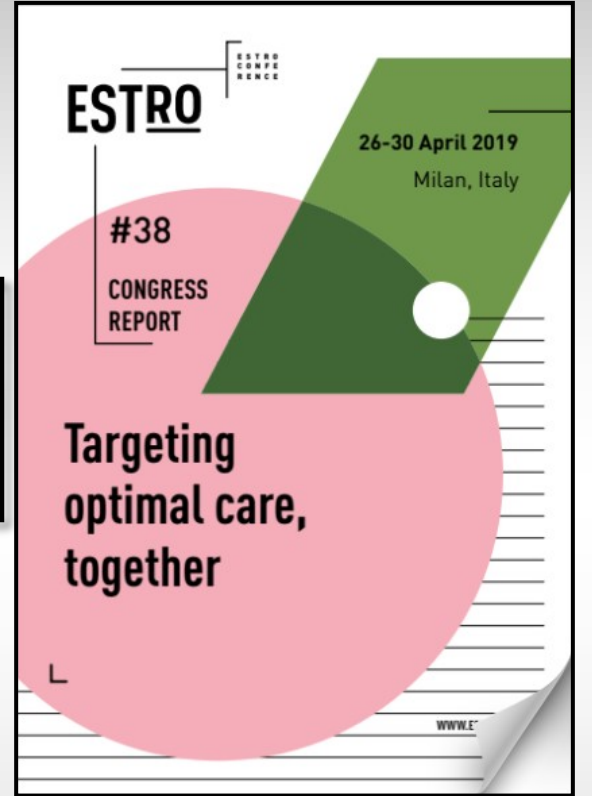
e-DERGI

HAZİRAN-TEMMUZ 2019

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 21



BU AYIN ÖNE ÇIKAN KONULARI

- ÇEVİRİ: ESTRO 2030 VİZYONU
- AYIN BÖLÜMÜ: Liv HOSPITAL-ULUS RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ
- ÇEVİRİ: TRS NO 483
- HDR PROSTAT BRAKİTERAPİ
- OSTEOSARKOM HÜCRELERİNİN RAMAN SPEKTROSKOPİSİ
- ÇEVİRİ: SAFETY IS NO ACCIDENT (ASTRO 2019)
- ÇEVİRİ: AAPM REPORT NO175
- YURTDIŞI TEMSİLCİLERİMİZ-3: BERKAN GELER
- MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ'NDEN VE 17. ULUSAL MEDİKAL FİZİK KONGRESİ'NDEN HABERLER
- 31. ULUSAL NÜKLEER TIP KONGRESİ'NİN ARDINDAN
- 2. ULUSLARARASI KATILIMLI RADYOTERAPİ TEKNİKLERLERİ KONGRESİ'NİN ARDINDAN
- SERBEST KÜRSÜ: PİLOTAJ



[instagram.com/medfizonline](https://www.instagram.com/medfizonline)

[facebook.com/MedFizOnline](https://www.facebook.com/MedFizOnline)



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

ABİDİN TECİK
BERKAN GELER
BERRİN PEHLİVAN
BORAN GÜNGÖR
DERYA YÜCEL
FADİME ALKAYA
FUAT AKMEN
HÜSEYİN ÇETİN
LEYLA POYRAZ
M.MUSTAFA TİNTAŞ
MENEKŞE TURNA
SEZGİ ERUĞUZ
UĞUR AKBAYIRLI
YASEMİN ASYALIOĞLU
YILMAZ ŞAHİN

(Yazarlar harf sıralamasına göre
sıralanmıştır.)

SOSYAL MEDYA

Adil Merih
Cem Gökşen
Mümin Eray Ergen

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **ÇEVİRİ: ESTRO 2030 VİZYONU**
- **AYIN BÖLÜMÜ: LIV HOSPITAL-ULUS RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **ÇEVİRİ: EKSTERNAL RADYOTERAPİDE KULLANILAN KÜÇÜK STATİK ALANLARIN DOZİMETRİSİ, TRS NO 483**
- **HDR PROSTAT BRAKİTERAPİ**
- **OSTEOSARKOM HÜCRELERİNİN RAMAN SPEKTROSKOPİSİ**
- **ÇEVİRİ: SAFETY IS NO ACCIDENT (ASTRO 2019)**
- **ÇEVİRİ: AAPM REPORT NO175: DENTAL GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARININ KALİTE KONTROLÜ VE KABUL TESTLERİ**
- **YURTDIŞI TEMSİLCİLERİMİZ-3: BERKAN GELER**
- **MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ'NDEN VE 17. ULUSAL MEDİKAL FİZİK KONGRESİ'NDEN HABERLER**
- **31. ULUSAL NÜKLEER TIP KONGRESİ'NİN ARDINDAN**
- **2. ULUSLARARASI KATILIMLI RADYOTERAPİ TEKNİKLERLERİ KONGRESİ'NİN ARDINDAN**
- **RADYOTERAPİDEKİ SON GELİŞMELER**
- **SERBEST KÜRSÜ: PİLOTAJ**

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medikalfizik.org

BASIM

e-kopya

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MERHABA

ESTRO38 bu yıl 26-30 Nisan tarihlerinde Milano’da düzenlendi. Gerçekten radyasyon onkolojisi alanında büyük bir organizasyon olduğunu burada vurgulamak gerekiyor.

Öncelikli olarak, bu büyüklüğün resmini sayılarla verelim:

2250 adet özet (abstract),

Kayıtlı 3700 olmak üzere toplam katılım 6600 kişi,

94 Endüstriyel partner,

14 Ulusal dernek,

311 Davetli konuşmacı,

170 Bilimsel oturum,

418 Poster, 1067 e-poster,

100 değişik ülkeden katılım.

ESTRO toplantılarına her yıl değişik temalar öncülük ediyor. Bizce, kongrelere, toplantılara tema seçimi yeni bir uygulama olarak karşımıza çıkıyor. Hedef tanımlama açısından çok yararlı bir düşünce olduğunun burada altını çizmek iyi olacak.

Bu yıl ESTRO38 ‘in teması “Targeting optimal care, together” idi. Türkçe’ye “En iyi bakımı hedefleme, HEP BİRLİKDE” diye çevirebiliriz. Burada bakım, hastaya verilen hizmeti vurguladığını ifade etmek gerekiyor.

Gelecek yıl düzenlenecek olan ESTRO39’un teması ise şimdiden belirlenmiş: “Translating research and partnership into optimal health”. Türkçe’ye “Araştırma ve iş birliklerini herkese en iyi sağlık hizmeti vermeye dönüştürmek” olarak çevirebiliriz.

Seçilen temaların, ESTRO’nun 2030 hedefi olan ve Radyasyon onkolojisinde herkese mümkün olan en iyi sağlık diye tercüme edebileceğimiz “Radiation Oncology; Optimal Health for All” vizyonunun bir parçası olduğunu belirtmek yararlı olacak.

ESTRO’nun geleneksel ödüller de bu yıl sahiplerini buldu. Önemli bir yer tutan ödüllerin dağılımı şöyleydi;

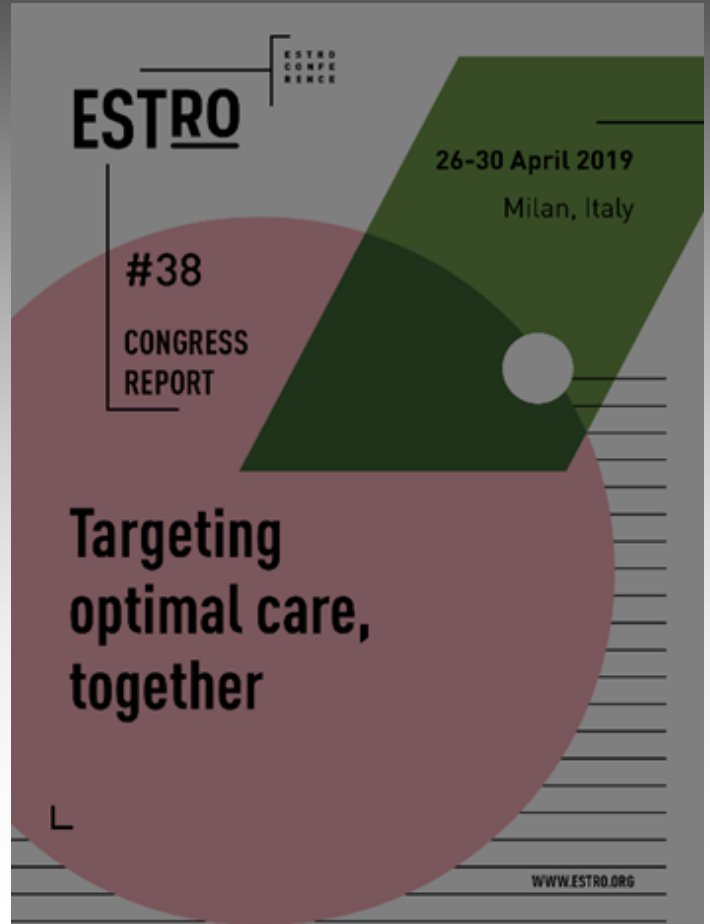
4 Adet yaşam boyu ödül,

8 Adet Akademik ve sunuş ödülü,

3 Adet cihaz üreticisi ödülü,

6 Adet en iyi poster ödülü,

Her zaman dile getirdiğimiz gibi, radyasyon onkolojisi



alanında gerek bilimsel uzman gerekse cihaz parkı açısından Avrupa’da büyük bir potansiyele sahip ülkemizin değerli bilim insanlarını, uzmanlarını hak ettikleri bu ödül dağılımında görmek bizleri çok mutlu edecektir.

Ancak ESTRO38’de, Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD)’un standını görmek, sunuşunu izlemek, üretici firmalarımızın standlarını ziyaret etmek, bölüm deneyimlerini sunan radyasyon onkolojisi uzmanlarımızı ve medikal fizik uzmanlarımızı dinlemek bizler için bir enerji kaynağı oldu.

Yazımızın sonunda, neden sadece ESTRO’yu konu ettiğimizi merak edebilecek okurlarımız için açıklayalım; Avrupa’da ESTRO çok önemli bir platformdur. Bu platform bir anlamda çok değerli bir iş birliği ve dostluk ortamıdır. Bir başka açıdan, deneyimlerimizi Avrupa’ya iletebileceğimiz bir kapıdır.

Saygılarımızla,

Haluk Orhun

ÇEVİRİ: ESTRO 2030 VİZYONU

RADIATION ONCOLOGY. OPTIMAL HEALTH FOR ALL,

TOGETHER. ESTRO VISION, 2030

Uzm. Dr. Menekşe Turna

European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO) tarihinde ilk kez 2012 yılında kanser tedavisinde radyasyon onkolojisinin rolünü geliştirmek ve desteklemek amacıyla 2020 vizyon raporunu yayınladı. Bu raporda Avrupa'daki her kanser hastasının kişisel koşulları hesaba katılarak bireyselleştirilmiş bir tedavide multidisipliner yaklaşımın bir par-

Güncel bilgilerimiz ışığında bazı modeller geliştirilse de geleceği öngörmek zordur. Radyoterapi pratiği hipofraksiyone ve akselere şemaların yaygın bir şekilde kullanımı, daha gelişmiş RT tekniklerinin kliniğe girmesi, görüntüleme yöntemleri ile daha sıkı bir entegrasyon ve otomasyon becerilerinin gelişmesine bağlı olarak değişecektir. Ayrıca genetikte gelişmeler ve 'big data' analizleri ile hizmet edilen hasta popülasyonu da farklılaşacaktır. Diğer onkolojik disiplinlerdeki



Şekil 1: Vizyon raporu oluşturulurken izlenen basamaklar

çası olarak modern radyoterapiye (RT) erişiminin olacağı vurgulanmıştır.

Teknolojik, teknik ve terapötik alanlardaki gelişmeler hastaya optimal ve bireyselleştirilmiş tedavi yaklaşımlarıyla birlikte bilimsel değerlendirme, yaygınlaşma, eğitim ve uygulama ile ilgili zorlukları da beraberinde getirmiştir. 2025 yılında Avrupa'da yıllık kanser tanısı alanların sayısının 4,5 milyonu aşması beklenmektedir. Bunların %50'si RT'yi de içeren tedavilere ihtiyaç duyacaktır. Bu RT ihtiyaçlarında %16'lık bir artışa karşılık gelmektedir.

gelişmeler loko-rejyonel tedavilerde bir yarışa yol açarken, yeni sistemik ajanlarla kombine tedaviler radyasyon onkolojisinin rolünü artırmaktadır. Multidisipliner onkolojinin sosyoekonomik boyutu da tüm bu gelişmeler ekseninde yok sayılamaz.

ESTRO 2012'den bu yana RT'de artan ihtiyaçları karşılamak için birçok önemli stratejik karar almıştır. ESTRO 2020'nin yaklaşması ile güncel sorunlar ve multidisipliner kanser tedavisinde RT'nin önemi ile ilgili farkındalığın artırılmasında derneğin rolü ile ilgili olarak vizyon raporunu güncelleme kararı vermiştir.

Method

Derneğin stratejik hedeflerini belirlemek ve 2030 vizyon raporunu oluşturmak için 3 fazlı bir yaklaşım planlandı. ESTRO önderliğinde radyasyon onkologları, medikal fizikçiler, RT teknikerleri, radyobiologlar ve hasta temsilcilerinden oluşan 28 kişilik panel üyeleri seçildi.

İlk fazda stratejik soruları içeren çevrimiçi bir anket modifeye Delphi konsensus metodu uygulanarak iki aşamada ele alındı. Bir panel tarafından belirlenen 170 ana konu önem derecesine göre önce 115'e daha sonra da 60'a indirildi. Panel daha sonra bu konuları 4 ana başlıkta topladı: bilimsel çalışmadan pratiğe, mesleği güçlendirme, derneği güçlendirme ve ortaklığı güçlendirme.

İkinci faz 16-18 Şubat 2018 tarihinde Mechelen-Belçika'da paneli temsil eden ESTRO üyeleri tarafından gerçekleştirildi. Katılımcılar geleneksel Delphi metodu ile önce dört gruba ayrılarak ve her biri bir başlığı tartıştı ve öneride bulundu. Oylama ile iki öneri seçildi. Panel bu kez iki gruba ayrıldı ve seçilen öneriler tartışıldı ve oylama ile ESTRO 2030 vizyon raporu panel tarafından belirlendi.

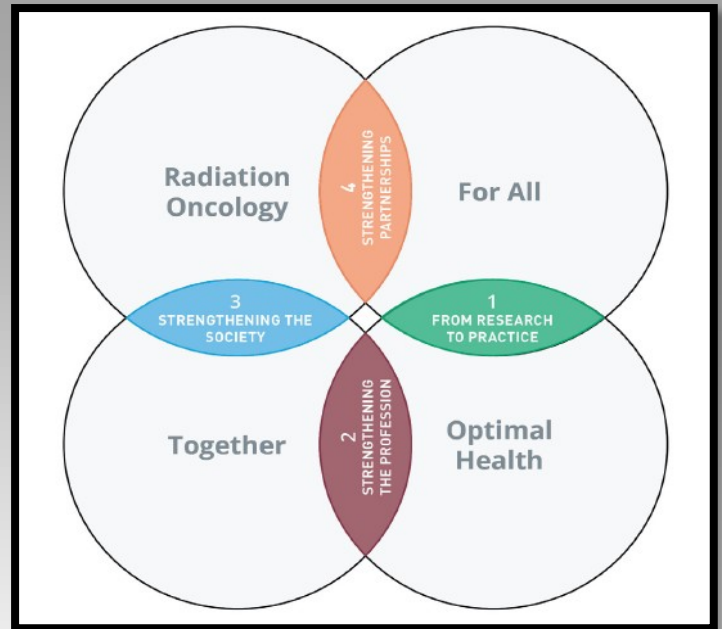
Üçüncü fazda ESTRO 2030 raporu tamamlandı ve onaylandı. Şekil 1'de yeni ESTRO vizyon raporu oluşturulurken izlenen yol şematize edilmiştir.

Yeni Vizyon Raporu

Radyasyon Onkolojisi, Herkes İçin Optimal Sağlık, Hep Birlikte

Yeni vizyon raporu ESTRO için temel öneme sahip dört kavram üzerine inşa edilmiştir (Şekil 2). Alanlardaki kesişimler yeni vizyon raporu ile konular arasındaki ilişkiye dikkat çekmektedir.

- **Radyasyon Onkolojisi:** Non- onkolojik RT endikasyonları zaman içinde hızla artarken, rapordaki 'radyasyon onkolojisi' kavramı disiplinin ana odağının ve temel endikasyonlarının onkoloji alanında olacağına dikkat çekmektedir.



Şekil 2: ESTRO stratejik vizyonu

- **Optimal Sağlık:** Sağlık sadece hastalığın kür edilmesinden ibaret değildir. Hastayı ilgilendiren kanser, tedavi ve kanser dışı tüm sonuçları da kapsar. Nihai hedef her hastanın güncel veriler ışığında alabileceği en iyi RT'yi alabilmesidir. Bu tedavi hastanın istekleri, kişisel çevresi, ülkedeki teknolojik alt yapı ve bunlara ulaşılabilirlik ve maddi olarak karşılanabilirlik gibi faktörleri de göz önünde bulundurmalıdır.
- **Herkes için:** Kanser ve kanser dışı tedavilerde, hastalıkları boyunca, küratif ve palyatif tedaviler ve sonrasında, önleme ve izlemde aktif rol almayı amaçlamaktadır. Bu çalışmalarla sadece Avrupa'da değil küresel ölçekte radyasyon onkolojisinin gücünün artırılması planlanmaktadır.
- **Hep birlikte:** Avrupa'da ve Avrupa dışında diğer ulusal derneklerle interdisipliner işbirliği geliştirmek için bu terim kullanılmıştır. Ayrıca diğer onkoloji dernekleri, sağlık hizmeti sağlayıcıları, hastalar, endüstri ve araştırma örgütleri ile de işbirliğine açık olunacaktır.

Bilimsel Çalışmadan Pratiğe

Herkes için optimal tedavi

Radyoterapi tüm kanser hastalarının yaklaşık yarısında kullanılan, devamlı ve hızlı gelişen ana kanser tedavi

2020 Raporu	2030 Raporu	İki rapor arasındaki değişim
Her kanser hastası	Herkes için	Hastalara ek olarak hizmet sağlayıcılar ve toplum
Avrupa'da	Hep birlikte	Avrupa'nın ötesinde
Erişim	Herkes için	Optimal erişimi ifade eder.
Modern teknoloji	Optimal	Özel durum ve imkânları temel alarak güncel veriye dayalı
RT	Radyasyon Onkolojisi	Radyasyon tedavisinin ötesinde
Multidisipliner	Radyasyon Onkolojisi, birlikte	Onkolojinin içinde ve ötesinde, hasta odaklı yaklaşım
Hastanın kanserine göre bireyselleşmiş	Optimal	Her hasta için özel, hizmet sağlayıcı ve toplumu da gözeterek en iyi
Kişisel koşullar	Optimal	Kişisel, hizmet sağlayıcılar ve toplum gözetilerek

Tablo1: 2020'den 2030'a vizyon raporundaki değişiklikler

yöntemlerinden biridir. Bu hızlı değişimde optimal ve bireyselleştirilmiş bir tedavi için preklinik ve klinik verilerin oluşturulması ve iyi dizayn edilmiş ve sistematik bir şekilde eğitim ile kliniğe dönüştürülmesi gerekmektedir. Radyoterapi teknolojisindeki hızlı değişim yeni sağlık girişimlerinin finanse edilebilmesi için gerekli prospektif, randomize karşılaştırmalı verinin zamanında elde edilmesini zorlaştırmaktadır. Diğer onkoloji disiplinlerine göre bilimsel araştırmalar için daha fazla finansal bariyerle karşılaşılrsa da radyasyon onkolojisi disiplini büyük miktarda bilimsel çıktı elde edebilmiştir. Her birey için optimal tedavi bilimsel araştırmadan pratiğe yapısal bir dönüşüm, kılavuzlar, eğitimler ile araştırmacılar ve farklı disiplinlerden paydaşlarla işbirliği ile sağlanacaktır.

Bilimsel bir dernek olarak ESTRO RT'de bilimsel araştırma ve gelişme misyonu ile kendi içinde ve ilişkili diğer disiplinler arasında bilimsel alışverişi desteklemektedir. Bilimin yaygınlaşması için dergiler ve kongrelerin yanı sıra 'ESTRO meets Asia' toplantısı ile daha geniş küresel bir perspektif kazanmıştır. ESTRO portföyüne üç yeni dergi katmış, interaktif atölye çalışmaları düzenlenmiş, uluslararası bilimsel projeleri desteklemiştir. Talep üzerine GEC-ESTRO brakiterapi komitesi, ESTRO-HERO sağlık ekonomisi projesi oluşturul-

muştur. Bilimsel araştırmalar için EORTC ile işbirliği içerisinde RT spesifik bir ekspertiz platformu olan E2-RADlatE oluşturulacaktır. 2013 yılında kurulan ACROP ESTRO kılavuzlarının hazırlanması için koordinasyondan sorumlu bir komisyondur.

me, genetik, yaşam kalitesi ve sağlık ekonomisi verilerini de içeren bilimsel çalışmaları destekleyecek platformlarla işbirliği içerisinde olacaktır. Bilimsel kanıtın günlük pratiğe dönüştürülmesinde ESTRO kılavuzlarının tüm tümörler için geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

Mesleği Güçlendirme

Optimal Sağlık-Hep Birlikte

Her hastaya ihtiyaç duyduğu optimal tedaviyi verebilmek için sadece kantitatif değil kalitatif olarak da iyi eğitilmiş kalabalık bir profesyonel kitleye ihtiyaç vardır. HERO projesi ile saptandığı üzere Avrupa genelinde hem sayı hem de ulaşılabilirlik açısından büyük farklılıklar mevcuttur. Kanser insi dansındaki artışla birlikte önümüzdeki yıllarda Avrupa'da RT merkezlerinin sayısı ve eğitilmiş personel ihtiyacı artacaktır. Radyoterapi tedavi, teknik ve teknolojilerindeki gelişmeler ile multidisipliner bağlamda sürekli gelişen endikasyonların pratiğe yansıtılabilmesi sürekli eğitim ve me-

zuniyet sonrası eğitimlerle mümkün olacaktır. ESTRO her zaman kurslar ve online öğrenme yöntemleri ile eğitimde ön saflarda yer almış; çekirdek eğitim programlarının oluşturulması, sürekli profesyonel ve kişisel gelişim ile radyasyon onkologları, medikal fizikçiler ve RT teknikerlerinin yetenek ve yeterliliklerinin geliştirilmesini desteklemiştir.

Multimodal kanser tedavisi, RT tedavi planlama ve uygulama, biyoloji, görüntüleme, araştırma ve iyi uygulamalar konularında 45'in üzerinde başlık ESTRO okulunda ele alınmıştır. Kursların %20 'si Avrupa dışında yapılmış ve bu artan talebe cevap vermek için FALCON gibi online eğitim ve atölye çalışmaları geliştirilmiştir. 2013'te Dynamic Oncology Virtual ESTRO (DOVE), 2018'de (Virtual Learning Environment) VLE gibi programlar kurulmuş, Uluslararası Atom Enerji Kurumu ile iş birliği yapılmıştır. ESTRO okulu 2014 yılında World Federation of Medical Education (WFME) standartlarını sağladığı onaylanmıştır. 2015'te Global Radiation Oncology Collaboration in Education (GRaCE) ile işbirliğini güçlendirmek için adımlar atılmıştır.

ESTRO çekirdek eğitim programında yer alan ihtiyaçlara hitap etmeye devam edecektir. Klinik ve medikal fizik müfredatı kısa süre içinde yenilenecek, RT teknikerleri için European Skills/Competences, qualifications and Occupations (ESCO) ile işbirliği yapılacaktır. ESTRO radyoterapi ve ilişkili olduğu alanlardaki gelişimlerle birlikte kurs portföyünü de genişletecektir. Bazı ülkelerde ve RT teknikerleri eğitiminde başarılı sonuçlar elde edilen 'train the trainer' oluşumunun geliştirilmesi üzerine çalışılacaktır. Diğer radyasyon onkolojisi dernekleri ve multidisipliner bakış açısıyla diğer disiplinlerle işbirliği geliştirilecektir.

Derneği Güçlendirme

Radyasyon Onkolojisi- Hep Birlikte

ESTRO RT hizmeti veren birçok farklı profesyonel kitleyi temsil eder ve bu kitleye hizmet sunar. Bu grupların güncel ve gelecek ihtiyaçlarını anlamak; bu ihtiyaçlara farklı coğrafik ve ekonomik koşullara göre cevap vermek karşılaşılan zorluklardır. Avrupa ve küresel öl-

çekte RT hizmetinin tutarlılığını ve etkinliğini artırmak için çekirdek eğitim programı ulusal ve bölgesel derneklerce desteklenmelidir.

Primer olarak ESTRO'dan profesyonel faydalanan ve hizmet alan aynı zamanda bilimsel içerik, yayın ve eğitim için gerekli ana kaynağı sağlayan ESTRO üyeleridir. 2013'te geliştirilen yeni üyelik yapısı ile hem üye sayısı hem de bu üyeliklerin devamı hızlı bir şekilde artmıştır. ESTRO yönetim modelini sürekli değerlendirerek, tüm üyelerinin komite, konsey ve kurullar aracılığı ile dernek yönetimine müdahil olabilmesini istemektedir. Derneğin finansal sürdürülebilirliği de son yıllarda önemli konulardan biridir.

Dernek hasta sağlığını optimize etmek hedefiyle diğer topluluklarla iletişimi güçlendirmeye devam edecektir. Avrupa ve ötesinde aktivitelerinin etkisini de değerlendirecektir. Derneğin büyümesiyle birlikte liderlik, organizasyonel verimlilik ve kaliteli yönetim ihtiyacı da artmıştır. Karar verici rollerde şeffaflığı artırmak ve stratejik vizyon raporunda belirtilen önceliklerin uygulamak için yönetim ve iş modelleri optimize edilecektir.

Ortaklığı Güçlendirme

Radyasyon Onkolojisi- Herkes İçin

Tüm kanser hastalarının yaklaşık yarısında tedavinin herhangi bir aşamasında kullanılan RT her geçen gün artan bilimsel kanıtları ile birlikte kaliteli bir kanser tedavisinin temel unsurlarından biridir. Multidisipliner kanser tedavisinde optimal tedavi için ESTRO radyasyon onkolojisini destekler. Bir önceki vizyon raporunda kansere karşı savaşta radyasyon onkolojisinin major rolünün ulusal ve uluslararası politikacılar, sağlık yöneticileri, endüstri işbirlikçileri ve diğer onkoloji dernekleri tarafından tanınması için çalışılması vurgulanmış; radyasyon onkolojisinin kanser tedavisindeki yerine dair farkındalık artırılmıştır. Böylece ESTRO sadece bilim ve eğitim odaklı bir dernek olmaktan kanser politikalarında paydaşları ile multidisipliner ölçekte ilişkiler geliştiren bir derneğe dönüşmüştür. Bu amaçla ulusal derneklerle yakın işbirliğine önem verilmiştir. Avrupa'daki önemli hasta dernekleriyle işbirliği yapıl-

miş, bu derneklerin etkinlikleri ve yayınlarına katkıda bulunulmuş, hastalarla daha yakın bir diyalog başlatılmıştır. 2014'ten bu yana organize edilen 'Patient Day' ile hastalar, bakımlarını üstlenenlerle bir araya gelerek eğitimler verilmiş, RT ile ilgili farkındalık artırılmış ve hasta sorunları tartışılmıştır.

Onkoloji tedavisinin karmaşıklığı ve multidisipliner bir yaklaşıma duyulan ihtiyaç, özellikle politika yapıcılar olmak üzere çeşitli paydaşların RT'nin kanser tedavisindeki rolünü anlamaları ve gerekli bilgilere sahip olmaları için derneğin aktif bir çabasını gerektirmektedir. ESTRO'nun ana amaçlarından biri multidisipliner onkolojide RT'yi hak ettiği konuma getirmektir.

ESTRO uluslararası varlığını geliştirecek; dünya genelinde diğer RT ve onkoloji dernekleri, radyasyon onkolojisi ile ilişkili ulusal dernekler, hasta ve temsilcileri, uluslararası ajanslar, organizasyonlar ile işbirliği yapacak ve bağlantılarını geliştirmeye devam edecektir. Radyasyon onkolojisi politikası hakkında Avrupa makamlarına tavsiyelerde bulunacaktır.

Sonuç

Radyasyon onkolojisinin içinde olduğu bilimsel, teknolojik ve sosyoekonomik çevre ESTRO 2020 vizyon raporundan bu yana önemli ölçüde değişmiştir. Teknolojik yenilikler ve bilimsel sonuçlar birçok ülkede günlük uygulama ve ulaşılabilirlik açısından kısıtlamalarla karşılaşılrsa da her bir hastanın ihtiyaçlarına cevap verebilecek fırsatları yaratmıştır. 2020 yaklaşırken multidisipliner onkolojideki yerini, stratejik hedeflerini ve gelecek için vizyonunu yeniden gözden geçirmelidir.

2030 vizyon raporu: 'Radyasyon Onkolojisi, Herkes İçin Optimal Sağlık, Hep Birlikte' de multidisipliner kanser tedavisinde radyasyon onkolojisinin ana partnerlerden biri olduğunu vurgulamaktadır ve tüm kanser hastalarının ihtiyaç duydukları kaliteli RT'ye ulaşabilmesini hedeflemektedir. Bilim ve kanıtın günlük pratiğe dökülmesine odaklanacak; radyasyon onkolojisi profesyonellerinin sürekli eğitimini destekleyecektir. Büyüyen derneğin yönetim ve liderlik anlamında ihtiyaçları ele alınacak, paydaşlarla iletişim artırılabilecektir.

ESTRO 2030 vizyon raporu gelecekteki zorlukların bilincinde; istekli, geniş, kapsayıcı ve geleceğe açıktır.

* Radiation Oncology. Optimal Health for All, Together. ESTRO vision, 2030. Yolande Lievens, Umberto Ricardi, Philip Poortmans, Dirk Verellen, Chiara Gasparotto, Christine Verfaillie, Alessandro J. Cortese. Radiotherapy and Oncology 136 (2019) 86–97.



Uzm. Dr. Menekşe Turna

1987 yılında Rize'de doğdu. Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden 2011 yılında mezun oldu. 2011 yılında Arhavi Devlet Hastanesi'nde pratisyen hekim olarak çalıştı. Uzmanlık eğitimini 2012-2016 yılları arasında Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde tamamladı. 2015 yılında altı ay klinik gözlemci olarak Leeds Onkoloji Enstitüsü'nde bulundu. 2017 yılından bu yana Erzurum Bölge Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde çalışmaktadır.

AYIN BÖLÜM

LIV HOSPITAL –ULUS RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ

Med. Fiz. Uzm. Sezgi Eruğuz

Med. Fiz. Uzm. Yasemin Asyalıoğlu

Med. Fiz. Uzm. Derya Yücel

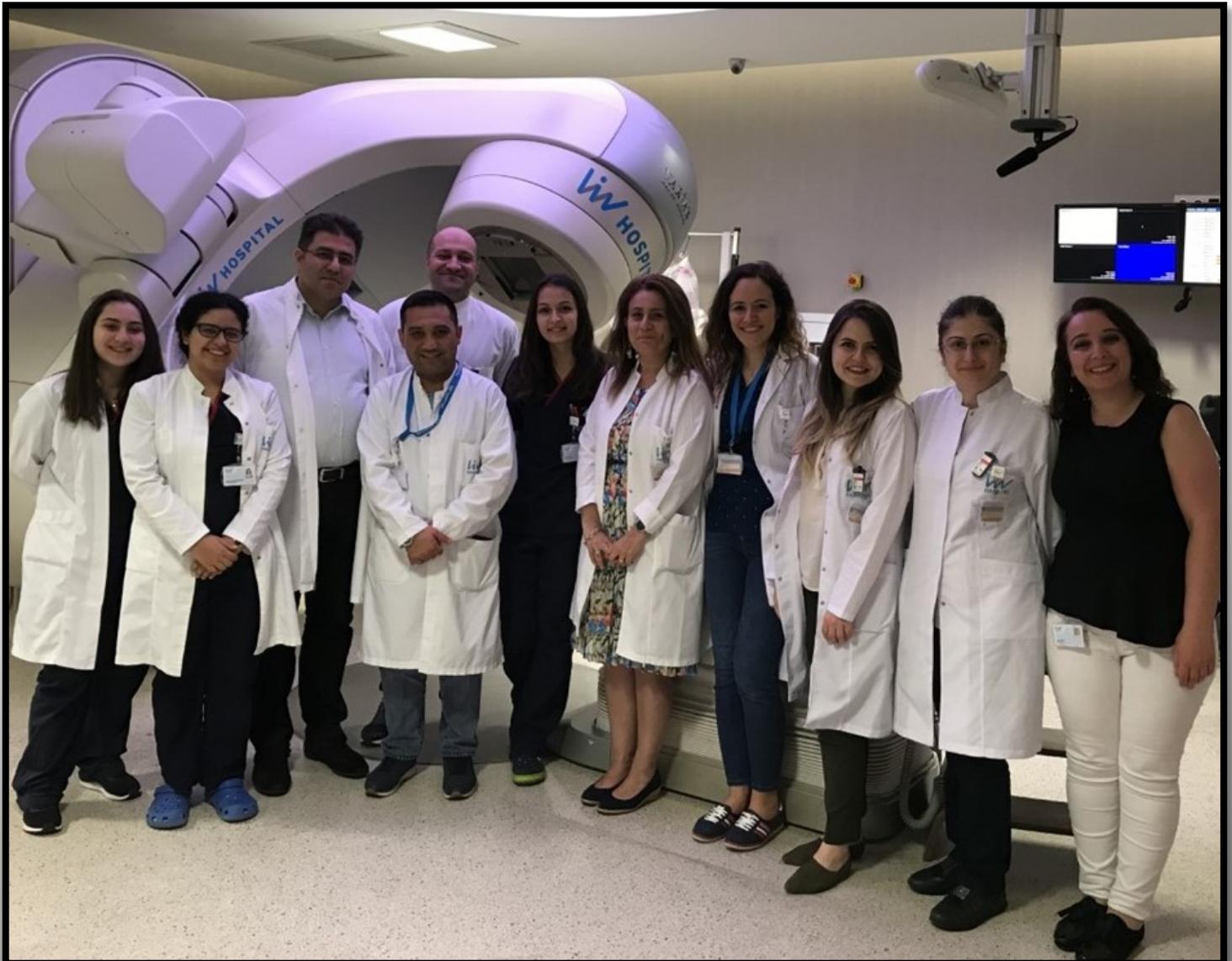
Liv Hospital hastaneler zincirinin ilk hastanesi olan Liv Hospital Ulus 2013'te hasta tedavisine başlamıştır. Radyasyon Onkolojisi Bölümümüz Liv –Hospital Ulus'a bağlı üç ayrı ekipten oluşmaktadır:

- Ulus'ta bulunan lineer hızlandırıcı cihazı, Varian Truebeam-STX
- Ulus'ta bulunan brakiterapi cihazı, Elekta, Flexitron .

- Tiflis Kliniği Elekta, Versa-HD ve Synergy

1. Liv Hospital-Ulus Eksternal Radyoterapi Ünitesi

Hastanenin açıldığı ilk günden beri hizmet vermekte olan Radyasyon Onkolojisi Bölümü ilk hasta tedavisini Şubat 2013'te gerçekleştirmiştir. Eksternal Radyoterapi ünitesinde bir adet Varian TrueBeam Stx doğrusal hızlandırıcısı bulunmaktadır. Bu doğrusal hızlandırıcının 6 MV, 6FFF, 10FFF ve 15 MV olmak üzere 4 x-ışını enerjisi ile 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV ve 15 MeV olmak üzere 4 elektron ışını enerjisi bulunmaktadır. Doğrusal hızlandırıcıda ışın alanı şekillendirme ve yoğunluk ayarı işlemi 120 yapraklı yüksek çözünürlüklü çok yapraklı kolimatörler (High Definition Multileaf Collimator-HDMLC) ile yapılmaktadır. Kliniğimizde planlama sis-



temi olarak Varian firması tarafından üretilen Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılmaktadır. Kliniğimizde yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), Hacimsel Ark tedavisi (VMAT), Steryotaktik Radyocerrahi (SRS) ve Steryotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT) tedavileri yapılmaktadır. Her hastanın ilk tedavisinden önce hasta bazlı kalite kontrol yapılmaktadır. Hasta bazlı kalite kontrollerde Sun Nuclear firması tarafından üretilen Map Check 2 iki boyutlu detektör matrisi ve Varian firması tarafından geliştirilen portal dozimetre programı kullanılmaktadır.

- Prof. Dr. Merdan Fayda
- Dr. Öğretim Üyesi Özlem Demir
- Medikal Fizik Uzmanı Sezgi Eruğuz
- Dozimetriz Hüseyn Sertel
- Teknikerler: Yakup Beğbağa, Ömer Cengiz, Can Saray Gözde Toplan, Gizem Ordulu

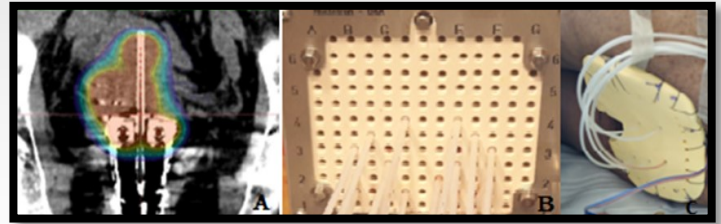
2. Liv Hospital-Ulus Brakiterapi Ünitesi

Brakiterapi ünitemiz 2018 yılı Mart ayında faaliyete geçmiştir. Ünitemize Elekta marka, Flexitron model, 20 kanallı bir HDR afterloader cihazı, Oncentra Brachy 4.5.3 planlama sistemi bulunmaktadır. GE discovery 256-slice bilgisayarlı tomografi eşliğinde üç boyutlu brakiterapi yapılmaktadır. Kısa süre sonra kurulacak 1.5 Tesla Manyetik rezonans görüntüleme sistemi ile MR temelli planlamaya geçilecektir.

Brakiterapi uygulamalarında kullandığımız aplikatörler: Vmc (vajinal çok kanallı silindir), utrecht interstitial (tandem+ ovoid+ iğne), ring, rotte, bronş (azure), leipzig, oncosmart, prostat template, transperineal yaklaşım için plastik sivri uçlu doku içi iğneler ve intraoperatif yerleştirilmeye uygun küt uçlu doku içi plastik iğneler mevcuttur.

2018 yılında toplam 64 hasta, 2019 yılında mayıs ayına kadar toplam 34 hasta tedaviye alındı. Hastalarımızın çoğunluğunu jinekolojik hastalar oluşturmaktadır olup, jinekolojik hastalarımızın üçte birini de hibrit (intrakaviter+ intersisiyel) tedavi olarak **utrecht** apli-

katör ile aldığımız hastalar oluşturmaktadır, bunun yanında 2 adet hibrit (vmc+iğne) vakalarımız da vardır. Tedavi verdiğimiz cilt hasta sayısı 6 olup, leipzig ve oncosmart aplikatörlerle tedavi edilmiştir. 2 bronş hastası (azure aplikatör) ve 2 sarkom hastası ise oncosmart aplikatör ile tedavi edilmiştir. 2019 yılı mart ayında da HDR prostat tedavilerine başladık ve kliniğimizde şimdiye kadar 3 hasta prostat boost olarak tedavi edilmiştir. Prostat hastalarımızda ultrason eşliğinde görüntüleme (bkSpecto ultrasound) ile eş zamanlı HDR brakiterapi uygulanmaktadır. Aşağıdaki fotoğraflarda kliniğimizdeki bazı HDR brakiterapi aplikatörleriyle yapılan çalışmalardan görülmektedir:



A) Utrecht aplikatör B) Prostat template C) Oncosmart

Brakiterapi ekibimiz Radyasyon Onkoloğu Prof.Dr. Merdan Fayda, Dr. Öğretim Üyesi Özlem Demir, Rad. Fiz. Uzm. Yasemin Asyaloğlu, Hemşire Nurşen Seyitoğlu ve yardımcı personel Semra Kurtuldu'dan oluşmaktadır.



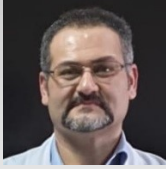
3. Liv Hospital Tiflis Kliniği

Liv Hospital Radiation Medicine Center (Liv RMC), Liv Hospital Ulus ile Mardaleishvili Hastanesi ortaklığında Gürcistan'ın Tiflis şehrinde 2016 yılında kuruldu.

Klinik Kadro

**Dr. Merdan FAYDA**

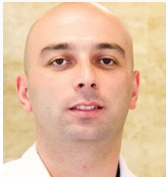
İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi 1999 L. ve 2004 Radyasyon Onkolojisi Uzmanlığı mezunudur. 2004-2005 arası GATA'da Uzman Doktor, 2006-2009 arasında Kocaeli Üniversitesi'nde Yard. Doç. Dr., 2010-2011 arasında North Carolina Üniversitesi'nde Misafir Doktor ve 2012-2015 arasında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde Doç. Dr. olarak çalıştı. 2015 yılından beri Liv Hospital bünyesinde Ulus ve Radiation Medicine Center merkezlerinde görev almakta ve İstinye Üniversitesi'nde Prof. Dr. olarak çalışmaktadır.

**Dr. Gökçe Kaan OLCAY**

1992'de Gazi UTF'den mezun olduktan sonra 1997 yılında Ankara Onk. Hast. Radyasyon Onkolojisi Uzmanlığı'nı aldı. Aynı kurumda 1997-2016 arasında Uzman Doktor ve 2016-2019 arasında İdari Sorumlu olarak görev aldı. 01.01.2019'dan beri Liv Hospital Radiation Medicine Center'da Uzman Doktor olarak görev almaktadır.

**Dr. Salome ESAKIA**

2012 Tiflis Devlet Tıp Üniversitesi mezunudur. Yüksek Teknoloji Medikal Merkezi'nde Radyasyon Onkolojisi Uzmanlığı'nı 2016 yılında tamamladı. 2016'dan beri Liv Hospital Radiation Medicine Center'da görev almaktadır.

**Dr. Giga CHUBINIDZE**

2010'da Tiflis Devlet Tıp Üniversitesi mezunudur. Medulla Clinic'de başladığı iş hayatında 2012'den beri [Mardaleishvili](#) Hastanesi, 2013'den beri Ulusal Cerrahi Enst. Ve 2016'dan beri Liv Hospital Radiation Medicine Center'da devam etmektedir.

**Med. Fiz. Gülcihan CÖDEL**

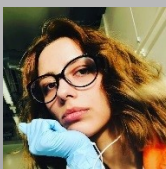
2010 Sütçü İmam Üniversitesi Fizik L., 2012 Acıbadem Üni. Radyoterapi Teknikerliği Ö.L. ve 2019 Medipol Üni. Sağlık Fiziği Y.L. mezunudur. 2012-2015 arasında MNT Sağlık Hizmetleri bünyesinde Liv Hospital Ulus'ta Radyoterapi Teknikeri olarak çalıştı. Liv Hospital Radiation Medicine Center'da 2017-2018 arasında Radyoterapi Teknikeri ve 2018-2019 arasında Medikal Fizik asistanı olarak görev aldıktan sonra 2019 itibarıyla Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

**Med. Fiz. Giorgi GAVASHELISHVILI**

2015 Tiflis Medikal Üniversitesi Lisans ve 2015 Atina Üniversitesi Radyasyon Güvenliği ve Medikal Fizik Yüksek lisans mezunudur. 2016 yılından beri Liv Hospital Radiation Medicine Center'da Medikal Fizik Uzmanı olarak görev almaktadır.

**Med. Fiz. Zurab RATIANI**

1997 Tiflis State Üniversitesi Fizik Lisans, 2002 Hannover Üniversitesi Fizik Yüksek lisans ve 2010 New York Üniversitesi Fizik Ph.D. mezunudur. 2012'de ICTP ve 2014'de Kyoto Üniversitesi Post-doc çalışmaları vardır. 2014'den beri Tiflis Free Üniversitesi'nde Fizik dersleri vermekte ve 2018'den beri Liv Hospital Radiation Medicine Center'da Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

**Med. Fiz. Tatia GONASHVILI**

2018 Gürcistan Teknik Üniversitesi Mühendislik Fiziği Lisans mezunudur. 2018'den beri aynı üniversitede Medikal Fizik Y.L. eğitimi almaktadır. 2015-2017 arasında üniversitesinde Laboratuvar Asistanı olarak görev aldı. Liv Hospital Radiation Medicine Center'da 2017-2018 arasında Radyoterapi Teknikeri olarak çalıştıktan sonra, aynı kurumda Medikal Fizik Uzmanı olarak görevini sürdürmektedir.



Radyasyon Onkolojisi ve Nükleer Tıp tedavi hizmetlerini sunan Liv RMC'nin Radyasyon Onkolojisi Bölümü

Liv Hospital ortaklığında hizmet vermektedir. Kliniğe Liv Hospital tarafından 2 Radyasyon Onkolojisi Uzmanı (1 profesör ve 1 uzman), 2 Medikal Fizik Uzmanı ve 3 Radyoterapi Teknikeri sağlanmakta olup, klinik kalite standartları Liv Hospital tarafından uygulanmaktadır. Ayrıca, 3 Radyasyon Onkolojisi Uzmanı, 1 Radyoloji Uzmanı, 3 Medikal Fizik Uzmanı ve 7 Radyoterapi Teknikerinden oluşan Gürcü ekip aynı kalite standartları doğrultusunda çalışmaktadır.

Hedef kitlesi tüm Kafkasya Bölgesi olan Liv RMC, çeşitli milletlerden senede yaklaşık 800 hastaya hizmet vermektedir. Liv RMC Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde 3 adet tedavi ve 2 adet tanı cihazları yer almaktadır. Tedavi cihazları Elekta Versa HD, Elekta Synergy Platform ve UJP Terabalt 100 Cobalt; tanı cihazları Toshiba Aquilion LB ve UJP Terasix 2D simülatördür. Liv RMC 2D palyatif hastalardan, çok izomerkezli SRS hastalarına kadar modern foton ve elektron teleterapiyelerinin tüm imkanlarını hastalarına sunabilmektedir.

Liv RMC'ye gelen her hastanın tanı ve tedavisi Liv

Hospital ekibi yönetiminde yapılmaktadır. Gerek görülen her türlü tanı ve tetkikler belirlenmiş yurtiçi kliniklerde veya Liv Hospital Ulus'ta yaptırılmaktadır. Gerek görülen her durum için Mardaleishvili Hastanesi'ndeki doktorlar ile tümör konseyi ve Liv Hospital Ulus ile görüş alışverişi yapılmaktadır. CT çekimi ile tedavi başlangıcının arası, sıra dışı vakalar haricinde, azami 48 saattir.

Kliniğimizde filtreli ve filtresiz çeşitli seviyelerde foton enerjileri, elektron enerjileri, IMRT ve VMAT tedavi opsiyonları ile kV-CBCT görüntüleme imkânı bulunmaktadır Elekta sistemleri için Monaco 5.11 tedavi planlama sistemi ve Monte Carlo algoritması kullanılmaktadır. Yaptığımız bir çalışmada 100 Gy nokta doza çıkan 70 Gy reçeteli deneme SRS planını film dozimetrisi yöntemiyle başarıyla test ettik (%2 DD ve 2 mm DTA için gama analizinde %98 olumlu sonuç). Bu hesap ve uygulama başarısını Monaco TPS'nin sağlamış olduğu her alana farklı enerji seçilebilmek, aynı plan içerisinde birden fazla izomerkez ve her izomerkeze farklı hedefler tanımlamak ile hedeflerin iç içe dahi olduğu durumlarda cost-functionlar ile istenilen plana ulaşılabilirlik gibi destekleyici unsurlar sayesinde kliniğimize gelen her hastaya ihtiyacı olan tedaviyi başarıyla sunabilmekteyiz.

Uzun dönem hasta takiplerinde yakaladığımız başarı sayesinde, Liv RMC her geçen gün Kafkasya bölgesinin daha fazla tercih edilen merkezi durumuna gelmektedir. Ülkemizi yurtdışında gururla temsil edebilmek için, var gücümüzle çalışmaya devam edeceğiz.



Med. Fiz. Sezgi Eruğuz

1985 yılında İstanbul'da doğdu. 2008 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümünden mezun oldu. Yüksek lisansını 2011 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bölümü'nde tamamladı. Temmuz 2011-Aralık 2018 tarihleri arasında Bezmialem Vakıf Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştı. Aralık 2018'den beri Liv Hospital

Ulus Hastanesi'nde görevine devam etmektedir. Mercan isminde çok tatlı bir kız çocuk annesidir.



Med. Fiz. Yasemin Asyaloğlu

Kocaeli doğumluyum ve iş hayatına da Kocaeli de başladım. Kocaeli Devlet Hastanesi 'nde 16.06.2007 tarihinden 25.05.2016 tarihine kadar çalıştım. (Co-60 -

CMS XiO, TomoTherapy Hi-Art -, Varian DMX – Eclipse), daha sonra 03.10.2016-07.02.2017 tarihinde Sakarya Üniversitesi Eğitim Araştırma Hastanesinde (Siemens Artiste cihazı ve Prowess Panther) kısa bir süre çalıştıktan sonra İstanbul'a taşındım ve 25.12.2017 tarihinden buyana Liv Hospital –Ulus (Nucletron Flexitron HDR Brachytherapy) da çalışmaktayım.



Med. Fiz. Derya Yücel

2009 Uludağ Üni. Fizik L. ve 2011 İstanbul Üni. Tıbbi Radyofizik Uzmanlığı Y.L. mezunudur. İstanbul Üni. Sağlık Fiziği Ph.D. öğrenimine devam etmektedir. 2010-2012 arası İstanbul Üniversitesi

Onkoloji Enstitüsü'nde ve 2012-2016 arası MNT Sağlık Hizmetleri'ne bağlı olarak Liv Hospital Ulus'ta çalıştı. 2016'dan beri Liv Hospital Radiation Medicine Center'da sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görev almaktadır.

ÇEVİRİ: TEKNİK RAPOR SERİSİ NO. 483

EKSTERNAL RADYOTERAPİDE KULLANILAN

KÜÇÜK STATİK ALANLARIN DOZİMETRİSİ

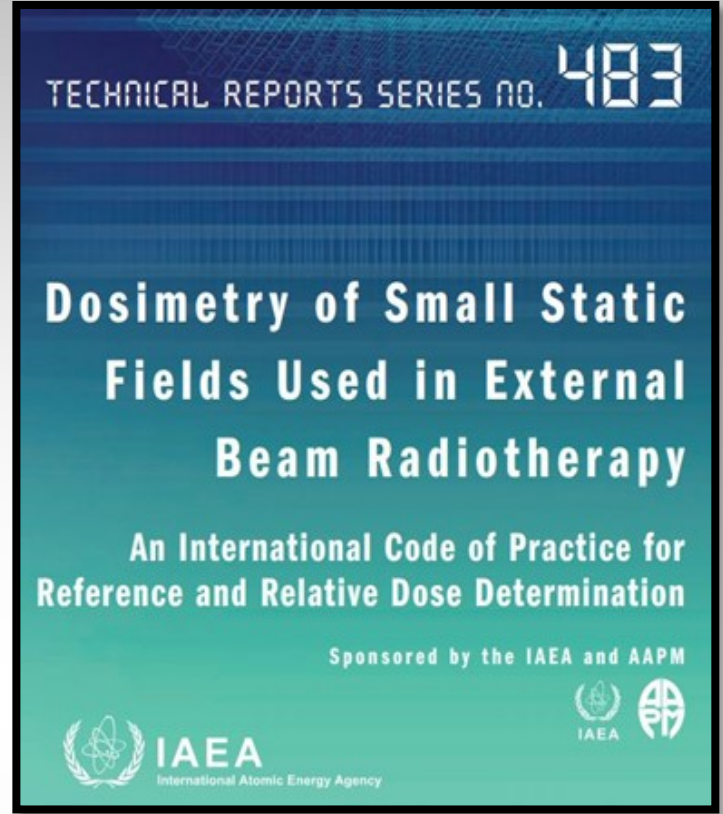
Med. Fiz. Uzm. Fuat Akmen

Başlangıç

Bu yayın, Radyoterapide kullanılan küçük statik alanların dozimetrisine adanmış ilk uluslararası uygulama kodudur. Primer standartlara göre ölçülebilir olan tutarlı referans dozimetresi ve bir ülke içindeki ortak prosedürlerin izlenmesini sağlar. Bu yayın fiziğe genel bir bakış, ardından küçük alanların referans dozimetresi için genel bir formalizm izlemektedir. Uygun detektörler kullanarak pratik uygulama için rehberler ve küçük statik alanlar kullanan özel klinik cihazlarda output faktörlerinin belirlenmesi için yöntemler verilmiştir. Bu uygulama kuralının geliştirilmesi, Amerikan Tıbbi Fizikçiler Birliği (AAPM) ile ortaklaşa kurulan uluslararası bir çalışma grubu aracılığıyla yapılmıştır. Bu alandaki uluslararası uyumlaştırılmış rehberler, radyoterapi hastalarına doz sunumunda dünya çapında tutarlılık sağlayacak ve küçük alanlar kullanan çeşitli radyoterapi tedavisi yöntemlerinin sonuçlarını karşılaştırarak, uluslararası klinik araştırma çalışmalarında doz standardizasyonuna katkıda bulunacaktır.

Eksternal radyoterapide absorbe doz hesabında genel olarak "Technical Reports Series No:398" ve AAPM'in yüksek enerjili foton ve elektronlar için yayınladıkları TG-51 protokolü kullanılmaktadır. Bunlar ve diğer dozimetri protokollerinde, bir kalibrasyon katsayısı ile iyon odası ölçümleri temel alınmakta ve primer standart dozimetri laboratuvar (PSDL) referans şartlarında örneğin 10cm x10cm gibi konvansiyonel alanlar referans alınarak suda absorbe doz ölçülmektedir.

Yeni dizayn tedavi cihazları ve genele yayılan standart/eklenebilen MLC kullanımı ile küçük statik alanların radyoterapide kullanımı artış göstermiştir. Bu du-



rum klinik dozimetrideki belirsizliği artırırken konvansiyel "code of practice (COPs)" temelinde referans dozimetrisinin izlenebilirliğini zayıflatmıştır. Aynı zamanda konvansiyonel ışınlarla göre dozimetrik hataların daha fazla olduğu görülmüştür. Bunun iki sebebi vardır;

- Konvansiyonel COPs tarafından önerilen referans şartlar bazı cihazlarda sağlanmamaktadır.
- Küçük ve kompozit alanlarda suda absorbe doz tayini ölçüm prosedürleri standardize edilememiştir.

Eksternal radyoterapide kullanılan küçük statik alanların referans dozimetrisi uluslararası çalışma grubu, dozimetri prosedürleri ve detektörleri için yol gösterici standardizasyon geliştirmek göreviyle AAPM iş birliğiyle IAEA tarafından kurulmuştur. 2008 yılında bu çalışma grubu küçük ve kompozit alanların dozimetresi için bir formalizm yayınladı. Bu formalizm, iki yeni

ara kalibrasyon alanı kavramını tanıttı:

- Geleneksel referans koşulları oluşturamayan modaliteler için statik cihaza özgü referans (msr) alanı (*statik machine specific reference*)
- Hastaya özel klinik alanlara daha yakın olan ve böylece kompozit alan dozimetrisinin standardizasyonunu kolaylaştıran bir plan sınıfına özgü referans alanı (*plan class specific reference field*)

Küçük Alanın Tanımı

Eksternal foton alanının küçük alan tanımı alabilmesi için aşağıdaki üç koşuldaki birini mutlaka tam olarak sağlaması gerekmektedir.

- Işın ekseninde lateral yüklü parçacık dengesinin kayıp olması
- Primer foton kaynağının kolimatör tarafından kısmi bloklanması
- Işın boyutu ile karşılaştırıldığında detektör hacminin benzer veya daha büyük olması

Küçük Alan Dozimetrisinin Fiziği

Eksternal radyoterapide küçük alanlar, düzleştirilmiş veya düzleştirilmemiş bir foton ışınının aşağı doğru kolimasyonu ile oluşturulur. Jawlar, MLC'ler ve bazı durumlarda koniler veya ayarlanabilir üçüncül kolimatörler de dahil olmak üzere farklı kolimasyon türleri kullanılır.

Küçük foton alanları geleneksel referans alanlarından farklıdır. Kullanılan detektörlerin çoğunun radyasyon alanı boyutuna göre büyük olması ve diğer fiziksel sebepler literatürde tartışılmıştır. Bu bölümde küçük statik foton alanlarında referans dozimetri ve output faktörlerin tayininde fiziki bakış açısı tartışılmıştır.

Küçük alan koşulları

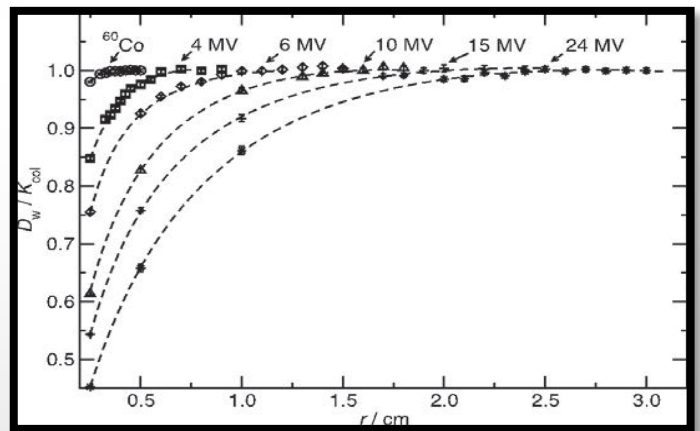
Eksternal foton ışınının küçük alan olarak belirlenmesi için aşağıdaki üç fiziksel koşuldaki en az biri yerine gelmelidir.

- Işın ekseninde lateral parçacık yük dengesi (LCPE) kaybı vardır (Şekil 1).
- Işın eksenindeki kolimasyon cihazları tarafından primer foton kaynağının kısmi bloklanması vardır (Şekil 2).
- Detektörün boyutu, ışın boyutlarına kıyasla benzer veya büyüktür (Şekil 3).

İlk iki özellik ışın ile ilgilidir, üçüncüsü ise belirli bir alan boyutu için detektörle ilgilidir. Bu koşulların üçü de alan penumbra ve detektör hacmi arasında çakışmaya neden olur.

Işın ile ilgili Koşullar

LCPE kaybı foton ışınlarında görülür. Eğer ışının yarı genişliği veya alan yarıçapı absorbe doza katkısı olan ikincil elektronların maksimum aralığından daha küçük ise bu etki oluşur. Etki Şekil 1'de gösterilmiştir.

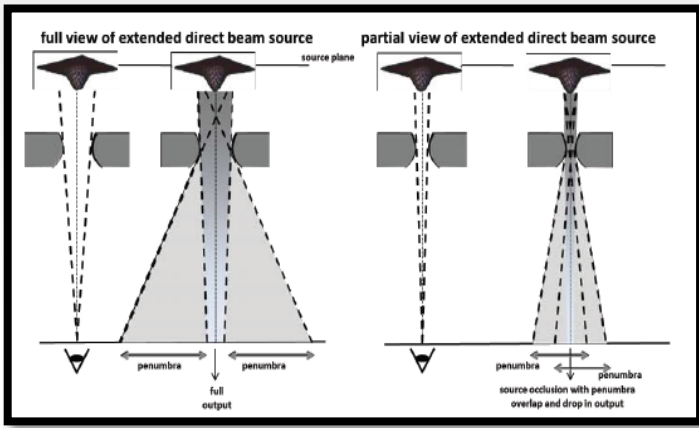


Şekil 1: Yüksek enerjili foton ışınlarının merkezi ekseninde 5 cm derinlikte su içinde Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan havadan suya geçiş grafiği. Yüksek enerjili X-ışınları için 100 cm SSD ve Co-60 için 80 cm SSD alınmıştır.

İkinci koşul Şekil 2'de gösterilmiştir ve primer foton ışın kaynağının sonlu boyutu ile alakalıdır. Kolimasyon ile oluşturulan küçük alanla, primer foton kaynağının boyutunun bir kısmı kapatıldığında (korunduğunda) kaynağın kısmen bloklanmadığı alan boyutlarına göre ışın ekseninde daha az verim (output) elde edilecektir. Bu etki kaynak perdeleme etkisidir ve tedavi alanının boyutu kıyaslandığında primer foton kaynağına yakın

ve küçük olduğunda etki daha önemli hale gelecektir. Modern lineer hızlandırıcılarda primer foton kaynak boyutu 5 mm'den daha düşüktür ve lateral elektron dengesizliğinin başladığı bu ve daha küçük boyutlarda direk kaynak perdelenmesi oluşmaktadır. Parsiyel perdelenme hem parçacık spektrumunu etkilemesi hem de basamak şeklinde lokal absorbe doz gradyenti oluşmasına sebep olması sonucunda detektör cevaplarına etkisi büyük olmaktadır.

LCPE kaybı ve primer foton kaynak perdelenme etkisinin ikisi birden azalan alan boyutu ile ışın output'unun keskin düşüşünden sorumludur. Fotonun enerjisi arttığında veya ortamın yoğunluğu azaldığında bu etki daha belirgin hale gelmektedir.



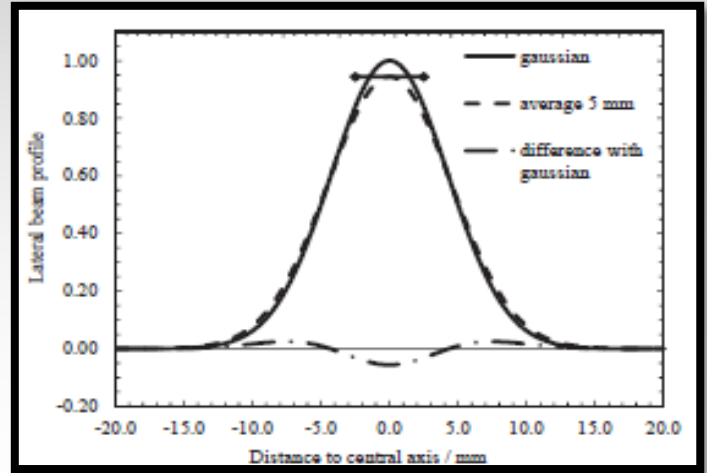
Şekil 2: Kaynak Oklüzyon Etkisinin Şematik Gösterimi

Detektör ile ilgili Koşullar

Küçük alanı karakterize eden üçüncü özellik radyasyon alanına ilişkin kullanılan detektör hacmidir. Detektör, hassas hacmi üzerinde ortalama absorbe edilen doz ile orantılı bir sinyal üretir ve bu sinyal, detekte edilen hacim (volume averaging) boyunca absorbe edilen dozun homojenliğinden etkilenir. Küçük alanlardaki etki Şekil 3'de gösterilmiştir.

Hacim ortalamasının yanı sıra, bir detektör varlığı nedeniyle yüklü parçacık akısının (ve dolayısıyla Bragg-kavite teorisi koşullarından sapmanın) pertürbasyonu önemli bir konudur ve her iki etkinin karıştığı mutlaka not edilmedir. Büyük doz gradyanlarının varlığında ve LCPE koşullarının yokluğunda, akı pertürbasyonları büyümektedir ve modellemek zorlaşmaktadır. Hacim ortalamaları için düzeltmeler de daha büyük bir belirsizliğe sahip olacaktır. Bu nedenle dozi-

metrik zorluklar, yanal absorbe edilen doz gradyent ve yüklü parçacık dengesizliğinin etkileri detektör hacmine ulaşır ulaşmaz ortaya çıkmaya başlamaktadır. Bu nedenlerden dolayı, detektör hacminin dış kenarından alan kenarına kadar mesafenin rLCPE'den küçük olması durumunda küçük alan koşullarının olduğu varsayılabilir. Merkezi eksen ölçümlerinde bu durumu önlemek için, ışın yarı genişliği veya yarıçapı en az rLCPE ile detektörün dış hacminin yarısının toplamından daha büyük olmalıdır.



Şekil 3: Bir boyutta hacim ortalama etkisinin şematik çizimi. Siyah eğri, küçük bir alan profiline yaklaşan bir Gauss eğrisidir; kesik siyah eğri, 5 mm uzunluğundaki bir detektörün ne ölçeceğine temsil eder. Çift ok tarama eksenini boyunca detektörün boyutunu temsil eder. Çizgi noktalı çizgi, iki eğri arasındaki farkı maksimum dozun bir kısmı olarak gösterir.

Alan boyutunun tanımı

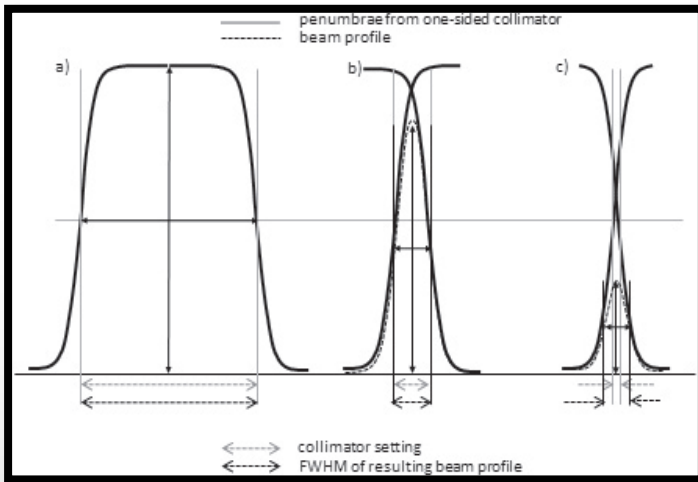
Uluslararası Elektroteknik Komisyonu, alan boyutu için iki farklı tanım vermektedir.

-Geometrik alan boyutu, ışın eksenine dik bir düzlemde radyasyon kaynağı tarafından kolimatör açıklığının geometrik projeksiyonu olarak tanımlanır.

-Işınlama alan boyutu; radyasyon ışın eksenine dik bir düzlemde izodoz çizgileri tarafından oluşan alan olarak tanımlanır.

Düz kenarlı kolimatörlerde geometrik alan boyutu ayarlanan ışık alanı ile aynıdır. Silindirik kolimatörler için kolimatör açılımı ile geometrik alan boyutu arasındaki ilişki kuadratik eğri şeklindedir. Broad (yaygın) ışın huzmelerinde lateral profillerin FWHM (örneğin %

50 rölative izodoz seviyesinde tanımlanan ışınlama alanı) değerleri kolimatör açılımı ile eşittir ve geometrik alan boyutu ile uyumludur. Dolayısıyla FWHM ölçümü alan boyutu doğruluğunu tespit etmekte ortak yöntem olarak kullanılmaktadır. Küçük alanlarda, sonlu primer foton kaynağının kısmi perdelenmesi ve LCPE kaybı, ışın çıkışında ciddi bir azalmaya neden olmakta ve bu Şekil 4(c)'de gösterilen bozunum ile benzer uyum göstermektedir. Merkezi eksenindeki maksimum doz değeri azaltıldığından, FWHM (maksimum değerinin %50 yanal ışın profilinin boyutu) penumbral eğri üzerinde Şekil 4'de görüldüğü gibi daha aşağıda bir konumda belirlenir. Sonuçta alanın FWHM'si alanın geometrik tanımı ile uyum sağlamamaktadır. %50 rölative doz seviyesinde belirlenen ışınlanan alan boyutu, kolimatör açıklığının projeksiyonu ile tanımlanan geometrik alan boyutundan daha geniştir (broad) ve bu etkiye apparent (görünür) alan genişliği ismi verilmektedir. Verilen bir SDD uzaklığında bu etki kaynak kolimatör uzaklığına bağlıdır.



Şekil 4: Kolimatör açılımları ile karşılaştırıldığında görünür (apparent) alan genişliklerinde, küçük alanlar için lateral ışın profilinden elde edilen FWHM üzerinde keskin penumbraların etkisi

Küçük alan enerji spektrumunun sertleşmesi (Beam hardening)

Kolimatör ile küçük bir alan açıldığında, sadece primer foton kaynağı perdelenmez, fakat ayrıca linak kafasındaki düzleştirici filtre ve primer kolimatörü de kapsayan farklı komponentlerden saçılan fotonlar da bloklanmaktadır. Böylece tedavi kafası içindeki primer kolimatör, düzleştirici filtre ve diğer bileşenlerden saçılan

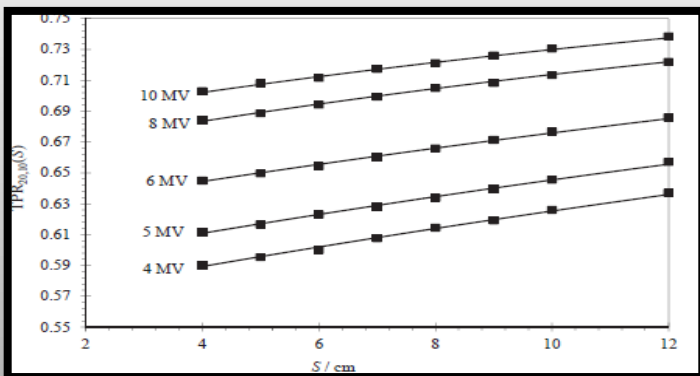
ve küçük alan merkezi eksenine ulaşan düşük enerjili foton sayısı azalmaktadır. Bununla birlikte, eksen dışı alanlar için, tedavi kafasına dağılmış fotonların göreceli olarak artmış bir katkısı olabilir ve bunun yumuşatmaya veya sertleşmeye yol açıp açmadığı, düzleştirme filtresinin şekline ve malzemelerine (varsa) bağlıdır. Buna ek olarak küçük alandaki fantom saçılma miktarı da geniş (broad) bir alana kıyasla daha azdır. Bu iki etki, ışın eksenini üzerindeki herhangi bir noktada alan boyutunun azalması ile foton enerji spektrumunun sertleşmesine ve geniş (broad) boyutlu ışın alanı koşullarına kıyasla ortalama foton enerjisinin artmasına neden olur. Bunun sonucunda su /detektör materyali arasındaki kütle enerji absorpsiyon katsayıların oranında değişim ve su/detektör materyali arasındaki stopping power ratio değerinde potansiyel değişim görülebilir. Eğer alan LCPE oluşturmak için çok küçük ise diğer bir etki rol oynayabilir. Bu durumda merkezi eksenine ulaşan düşük enerjili elektronlarda azalma olmakta ve sonucunda ortalama elektron enerjisi arttırdığından stopping power ratio değeri etkilenmektedir.

Küçük alanların ve msr alanlarının ışın kalitesi

Bir iyon odası kullanılarak Q kalitesindeki yüksek enerjili foton ışını ile konvansiyonel referans dozimetri, bu Q ışın kalitesinde suda absorbe doz kalibrasyon katsayısına ihtiyaç duyar veya eğer bu yok ise, kalibrasyon ışın kalitesinde Q_0 suda absorbe doz kalibrasyon katsayısı ve bir ışın kalitesi ve detektör bağımlı ışın kalite düzeltme faktörüne k_{Q,Q_0} gerek duyulur. Referans kalite ^{60}Co ise Q_0 ihmal edilebilir. Birçok protokolda tek ışın için kalite indeksi SDD=100 cm ve 10 cm x10 cm alan boyutunda su içinde 20 ve 10 g/cm² derinliklerde doku-fantom-oranı ile tarif edilir ve TPR_{20,10} ile gösterilir. Su fantomunda 10 cm derinlikte sadece fotonlar nedeniyle oluşan yüzde derin doz ışın kalitesini belirlemede yardımcıdır ve %dd (10,10) ile gösterilir.

Foton ışınlarının kalite endeksi cihazdan cihaza ve modele göre değişiklik göstermektedir. Küçük alanların dozimetresi için, iki pratik soru dikkate alınmalıdır: geleneksel 10 cm x 10 cm referans alanı için ışın kalitesi spesifikasyonu, aynı makinedeki daha küçük alanların dozimetresi için uygun ve yeterli midir? Bu soru-

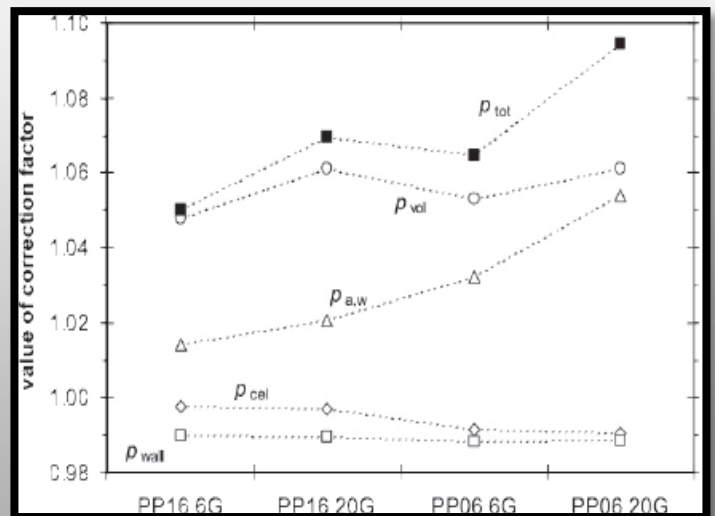
nun cevabı evet ise, ışın kalite indeksi, ışın kalitesi ölçümü için öngörülen geleneksel referans koşullarını belirleyemeyen radyasyon üreten cihazlar için nasıl belirlenebilir? İlk soru; suyun hava durdurma-güç oranlarının alan boyutu ile çok küçük bir değişimi, iyonizasyon odaları için geniş alanın ışın kalitesi endeksinin tüm alan boyutları için yeterli olacağını göstermektedir. Durdurma gücü oranlarının ve pertürbasyon faktörlerinin alan boyutu ile değişimi daha sonra bir alana bağımlı çıktı (output) düzeltme faktörüne dahil edilebilir. İkinci soruyu ele almak için çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Bu tür ışın üreteçleri için Alfonso ve arkadaşları bir m_{sr} alanı, f_{msr} kavramını tanıttı. Tomoterapi cihazı için bir çalışmada %dd (10,10) benzeri spesifik ışın kalite indeksi tanımlanmıştır. Konvansiyonel indeks ve cihaz spesifik indeks arasında bir bağlantı kurabilmesi için spesifik indeksin fonksiyonu olarak Monte Carlo ile hesaplanan k_Q değerleri, konvansiyonel ışın kalite indeksin fonksiyonu olarak hesaplanan değerler ile karşılaştırılır. Diğer bir yaklaşım $TPR_{20,10}(S)$ ölçümünü esas almaktadır. S cm x S cm kare alan boyutunda, $SDD=100$ cm'de, 20 ve 10 g/cm² derinliklerinde ölçülen suda absorbe doz değerlerinin oranı şeklinde hesaplanır. $TPR_{20,10}(S)$ değerleri konvansiyonel olmayan cihazlar için farklı S boyutlarında ölçülerek, konvansiyonel referans koşulları olan cihazlardan varyasyonu karşılaştırılır ve ölçülen datalar eksrapole edilir. Benzer yaklaşım birçok çalışmada kullanılmıştır. Bir model kullanılarak farklı enerjiler için hesaplanan $TPR_{20,10}(S)$ değerleri Şekil 5'de gösterilmektedir.



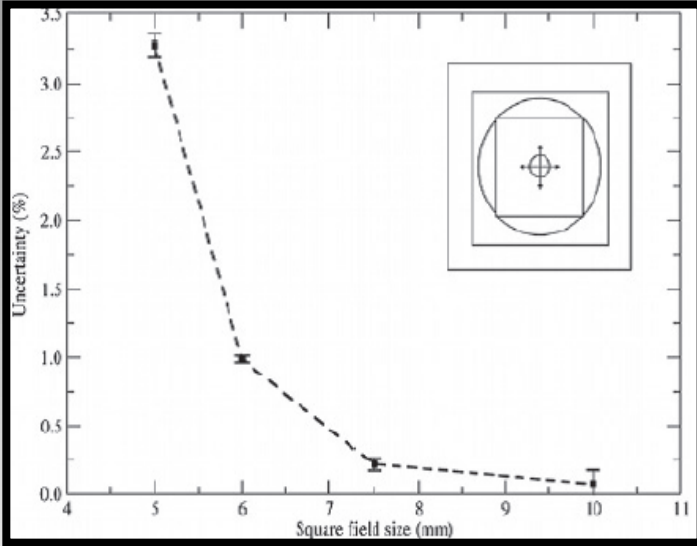
Şekil 5: 4-10 MV enerjileri ve 4-12 cm alan boyutu için S alan boyutuna bağlı $TPR_{20,10}(S)$ bağımlılığı

Detektör yanıtı

Radyoterapi dozimetresinde, bir detektörün özelliklerinin iyonlaştırıcı radyasyona tepkisini önemli ölçüde etkileyebileceği iyi bilinmektedir. Örneğin, detektörün boyutu, şekli ve hangi malzemelerden yapıldığı önemlidir. Son yıllarda iyonizasyon odaları için pertürbasyon düzeltme faktörlerinin doğru tespitleri konusunda yeniden ilgilenmek için çalışmalar başlamıştır. Özellikle, Monte Carlo yöntemleri, belirli bir ışın kalitesinde bir iyon odası için toplam pertürbasyon düzeltme faktörüne yol açan, kademeli bir şekilde çeşitli pertürbasyon etkilerini ayrıntılı olarak analiz etmiştir. Küçük statik ışınlamalarda, küçük iyon odalarının pertürbasyon etkileri üzerine çalışmalar azdır. Bu alana ilişkin ilk kapsamlı çalışmalardan birini, Crop ve ark. yapmıştır. Bu Monte Carlo çalışmasının sonuçları, 0,8 cm x 0,8 cm'lik bir alanın merkezinde Şekil 6'da gösterilmiştir. Monte Carlo hesaplamaları, absorbe edilen dozun suya ve absorbe edilen doza, tüm detektör geometrisi için detektör malzemesine göre, genel bir dönüşüm faktörünün hesaplanması için tercih edilir. Detektör-ışın boyutunu, yanlış hizalamaları veya buna ek olarak birincil foton kaynak boyutunu azaltmak, tahmin edilemeyecek kadar büyük etkilere neden olabilir. Işın eksenine dik olan her yönde 1 mm'lik eşit olarak dağıtılmış bir yer değiştirme hatası nedeniyle bir PTW 60012 diyot kullanılarak absorbe edilen doz belirlenmesine belirsizlik katkısı Şekil 7 de gösterilmiştir.



Şekil 6: 0.8 cm x 0.8 cm alan merkezinde ve 6 MV enerjide Monte Carlo ile hesaplanan pertürbasyon düzeltme faktörleri



Şekil 7: Işın eksenine dik olan her yönde 1 mm'lik eşit olarak dağıtılmış bir yer değiştirme hatası nedeniyle bir PTW 60012 diyot kullanılarak absorbe edilen doz belirlenmesine belirsizlik katkısı

Detektör hacim ortalamasının yanı sıra, küçük alan pertürbasyon faktörlerine, detektör malzemeleri ile su arasındaki yoğunluk farkı, özellikle de alan boyutu ile pertürbasyon faktörlerinin varyasyonuna ek katkısı olduğu gözlenmiştir. Sadece malzemenin hassas hacimdeki yoğunluğu değil, aynı zamanda diyot detektörlerinin epoksi kapsüllenmesi, ince metalik elektrotlar ve küçük hava boşluklarının varlığı ayrıca etkilemektedir.

Enerji aralığı ilişkisi

10 MV'den büyük foton ışınına sahip hızlandırıcı cihazlar, derin yerleşimli tümörler için sıklıkla gerekli olduğu düşünülmektedir. Düşük enerjiye kıyasla, bunlar daha uzun aralıklara sahip elektronlar yaratır, böylece doz daha büyük derinliklerde gerçekleşir ve suyun yüzeysel derinliklerde daha düşük bir absorbe edilen doz oluşur. Yanal ışın profilleri penumbra tarafından da büyük ölçüde etkilenir. Yüksek enerjili fotonlarda nötron üretimi, IMRT için belirli bir sorundur, çünkü yüksek atom numarası kolimasyon bileşenlerinde önemli sayıda (γ , n) reaksiyon meydana gelir. Örneğin, 18 MV'de, kolimasyon ile nötron çıkışı, 10 MV fotonlarından iki katı daha büyüklüktedir. Nötronlar hastaya istenmeyen radyasyona maruz kalmakla kalmaz, aynı zamanda personel ve servis personeline ekstra maruziyete neden olan linak bileşenlerinin akti-

vasyonuna da neden olurlar. Bu gözlemlere dayanarak, Uluslararası radyasyon birimleri ve ölçümleri Komisyonu (ICRU), yüksek enerji ışınların kullanımının IMRT için uygun olmadığını belirtmiştir. Bu nedenlerden dolayı, bu COP 'ta sadece 10 MV den düşük enerjili foton ışınları için rehberlik sağlanır. 2000 yılından sonra tüm radyoterapi uygulamaları için kullanılan linaklarda uygulanan ışınların yaklaşık %80'inin 10 MV veya daha düşük enerjilere sahip olduğunu gösterilmiştir. Küçük alan dozimetresi için verilerin kullanılabilirliği de 6-10 MV aralığında geçerlidir.



Med. Fiz. Uzm. Fuat Akmen

1982 Ardahan doğumluyum. Orta ve lise öğrenimini İstanbul'da tamamladım. Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği (İng) Bölümünden 2005'te mezun oldum. Askerliğimi 2007'de yedek subay olarak tamamladım aynı yıl 2007'de MNT sağlık hizmetleri A.Ş. de Nükleer Tıp'da çalışmaya başladım. Yüksek lisansımı İstanbul Ticaret Üniversitesi'nde 2010 yılında tamamladım. Yine aynı yıl çalışmakta olduğum MNT sağlık hizmetlerinde görev değişimi yaparak Konya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde 2010'dan beri Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktayım. Evliyim ve 2 oğlum var.

HDR PROSTAT BRAKİTERAPİ

Med. Fiz. Uzm. Yasemin Asyaloğlu

Brakiterapi, tümör yüzeyine ya da içine kaynağın konumlanmasıyla yüksek radyasyon dozunun direk hedefe gönderildiği bir radyoterapi yöntemidir. Brakiterapinin avantajı, yüksek doz gradyenti ile hızlı doz düşüş sağladığından hedef yüksek doz alırken komşu dokuların az doz alarak korunmasıdır. Brakiterapi uygulanan doz hızına göre sınıflandırıldığında; doz hızı saatte 0,2-2 Gy aralığındaysa buna LDR (low dose rate) yani düşük doz hızlı, saatte 12 Gy den büyükse HDR (high dose rate) yüksek doz hızlı brakiterapi olarak tanımlanır. LDR kalıcı kaynaklarla (seed) uygulanırken HDR sonradan yüklemeli (afterloader) cihazlarla uygulanmaktadır.

HDR brakiterapide doku içine yerleştirilmiş kateter boyunca hareket edebilen, bir çelik kablo ucuna tutturulmuş yüksek aktiviteli kaynak ile ışınlama yapılır. Kaynak uzunluğu 3.5 to 5 mm ve çapı 0.5 to 1 mm olarak değişen fiziksel boyutlardadır. Kaynak konum aralıkları 1-5mm arasında olmaktadır. Iridium-192 (ortalama foton enerjisi 380 keV) ve Cobalt-60 (foton enerjileri 1.17 ve 1.33 Mev) en çok kullanılan kaynaklardır ve hedef hacimde benzer doz dağılımı sergilerler.

Prostat kanseri tanısı alan hastalar, radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi, brakiterapi, androjen yoksunluğu tedavisi ya da bunların kombinasyonu olan birçok tedavi seçeneğiyle karşı karşıyadır. Uygun tedavinin seçimi hastanın bulunduğu risk grubu, hastalığın büyüklüğü, obstrüktif üriner semptomların varlığı, prostat hacmi, daha önce geçirilmiş prostat operasyonu, hasta yaşı ve eşlik eden hastalıklar ile hastanın tercihleri ve tedavinin uygulanabilirliği gibi faktörlere bağlıdır.

Radyoterapi endikasyonu olan hastalar için ister monoterapi, ister eksternal radyasyon tedavisine boost olarak olsun, brakiterapinin önemli bir rolü vardır. Brakiterapi ayrıca eksternal radyoterapi ya da brakiterapi sonrası oluşan lokal nükslerde kurtarma (salvage) amaçlı tedavi olarak da uygulanabilmektedir.

İster kalıcı kaynaklarla LDR, ister sonradan yüklemeli HDR brakiterapi olsun her iki tedavide de doz kanserli dokuyu çepeçevre sararken normal dokuların korunması eksternal tedaviden üstündür. George ve arkadaşları tarafından yapılan dozimetrik bir çalışmada, normal dokulardaki radyasyon dozu (rektal ve mesane duvarı dahil) brakiterapi de (HDR veya kalıcı tohumlar), eksternal teknikler ile karşılaştırıldığında (volumetrik modülasyonlu ark tedavisi (VMAT), yoğunluk modülasyonlu proton tedavisi) belirgin şekilde daha düşüktür (1). Spratt ve meslektaşları da stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) ile HDR dozimetrisinin karşılaştırılmasında benzer bir sonuç elde ettiler, normal dokularda en düşük doz, HDR ile elde edildi. HDR, ile prostata yüksek doz gönderilirken komşu riskli organlar daha düşük doz almıştır (2).

HDR, > 12 Gy / saat oranında verilen bir doz olarak tanımlanır, ancak genellikle doz hızı bundan çok daha yüksektir ve dakikada 1 Gy'in üzerindedir. Hızlı doz gönderiminin radyobiyolojik etkisi hipofraksiyone EBRT yapılan SBRT'ye benzerdir. HDR geç cevap veren normal dokular gibi düşük alfa / beta oranlarına sahip hücrelere, prostat kanserinde olduğu gibi daha fazla zarar verir.

HDR brakiterapi 1980'den beri prostat kanserinde kullanılmaktadır (3). Başlangıçta HDR brakiterapiye geçişteki asıl sebep LDR implantlarda ki kaynak kaybı ya da yanlış yerleştirilmesi sebebiyle yetersiz doz sarımı probleminin çözülmesiydi (4). HDR planlaması doku içine yerleştirilen kateterlerle yapıldığından dolayı daha büyük bir doğrulukla planlanan doz gönderilen doz ile aynıdır.

HDR brakiterapi sonuçları LDR ye göre daha tutarlı bir dozimetri sunar. LDR ile yapılan brakiterapiye göre HDR brakiterapide üretraya, mesane ve rektuma daha düşük doz gönderilir (5,6). HDR brakiterapi prostat dışına hastalığın uzaması ya da seminal veziküllerin de tutulumu durumunda daha güvenilirdir. Brakiterapi doz dağılımları doğası gereği kaynak çevresinde yüksek doz alanlarıyla heterojendir. Prostat içine daha

yüksek dozun verildiği yerde dozu kolayca değişebilme yeteneği nedeniyle HDR, prostat içi fokal tedaviler için doz sarmasında LDR den daha üstündür.

HDR de radyasyon dozu LDR'deki gibi haftalar veya aylar boyunca yavaşça değil dakikalar içinde hızlı bir şekilde hedefe gönderilir. Bu nedenle implantasyon sonrası oluşan ödemden dolayı prostat hacmindeki dinamik değişikliklerin tedaviye olumsuz etkisi HDR de çok az olacaktır. HDR daha kısa tedavi süresine sahip olduğundan HDR sonrası idrar semptomlarının LDR'ye göre daha hızlı çözülmesi sağlanır. HDR'deki kısa tedavi süresi özellikle daha hızlı bölünen kanser hücrelerinde LDR'ye göre ayrıca olası bir avantaj sağlayabilir (7). Alfa/beta oranı prostat kanserinde komşu normal dokulardan daha küçüktür. Prostat kanser hücreleri radyasyonun büyük fraksiyon sayılarıyla gönderilmesine, normal geç cevap veren hücrelerden daha duyarlıdır. Bu durum geç cevap veren bitişik normal dokuların tolerans dozu aşılmadan daha fazla biyolojik doz artışı için olanak sağlar.

Klinik Endikasyonlar: HDR brakiterapi eksternal radyoterapi ile birlikte boost olarak, monoterapi olarak veya önceki eksternal radyoterapiyi izleyen bir kurtarma seçeneği (salvage) olarak uygulanabilir. LDR brakiterapide olduğu gibi, HDR brakiterapi için de değerlendirilen hastalarda anestezi uygulama kontrendikasyonları olmamalı ve aşağıdaki göreceli kontrendikasyonlar dikkate alınmalıdır (8).

- Uluslararası Prostat Semptom skoru (International Prostate Symptom Score, IPSS) 18 den büyük, kısıtlayıcı akış düzeni veya rezüdüel idrar hacmi > 100 cc;
- Mesaneye çıkıntı yapan bir medyan lob > 1cm
- Prostat hacmi > 50 cc;
- Prostatın önceki transüretal rezeksiyonu (TURP);
- Aktif enflamatuvar barsak hastalığı;
- Önceki pelvik radyasyon tedavisi

HDR Boost: Eksternal radyoterapi prostat içini ve hastalığın prostat dışına uzantısını tedavi ederken, brakiterapi ile boost yapıldığında prostat içi yüksek dozlara çıkılmasını sağlanır. 2017 Amerikan Klinik Onkoloji Derneği (ASCO) / Kanser Bakımı Ontario (CCO) brakiterapi kılavuzlarında brakiterapi boost olarak (LDR veya HDR) uygun orta ve yüksek riskli hastalar için radyasyon tedavisi seçimi olarak önerildi (9). Bu öneri hastalarda artmış hastalıksız sağkalım olduğunu gösteren üç randomize kontrollü çalışmanın sonuçlarına dayanmaktadır. Bu çalışmalar eksternal radyoterapinin brakiterapi ile kombini ile sadece eksternal radyasyon tedavisini kıyaslıyor. Bu klinik çalışmaların her biri farklı bir brakiterapi boost biçimi kullandı.

HDR Monoterapi: HDR monoterapisi düşük ve iyi orta risk hasta grubu için birden fazla fraksiyonda verildiğinde iyi tolere edilen ve etkili bir tedavi yöntemi- dir. Ayrıca yüksek riskli hastalıkta mükemmel sonuç bildiren yayınlar da vardır. Optimum doz ve fraksiyonlar tanımlanmamıştır. İki fraksiyonda 27 Gy'lik bir monoterapi dozu etkili ve iyi tolere edilir (14,15).

Kurtarma (Salvage) HDR: Lokal kanser nüksü uzak metastaz gelişimi için risk teşkil edebilmektedir. Lokal kurtarma (local salvage) tedavisi potansiyel olarak semptomları önleme ve lokal hastalığın ilerlemesi ve ayrıca uzak metastazların oluşmasını önleyebilir.

HDR brakiterapisi, prosat içindeki belli bir odağı tedavi edebilmek gibi özel bir avantaja sahiptir. Prostat içindeki nükslerin %95'i başlangıçta görülen hastalık bölgesinde meydana gelir (16,17,18,19). Halen fokal kurtarma amacıyla prostat HDR brakiterapisi (focal salvage HDR) araştırmaları devam etmektedir.

HDR Prostat Tekniği: HDR prostat brakiterapi uygulamasındaki işlem sırasını şöyle özetleyebiliriz:

- Genellikle TRUS kullanılarak kateterler görüntü rehberliğinde yerleştirilir.
- Yerleştirilen kateterlerin görüntüleri TRUS, BT ya da MR görüntüleme ile elde edilir.

Tablo 2. Çeşitli çalışmalardaki EBRT ve HDR boost önerileri (8,11,12,13)

Martinez ve ark.		RTOG0321		Morton ve ark.		RTOG 0924	RTOG 1115
EBRT	HDR BOOST	EBRT	HDR BOOST	EBRT	HDR BOOST	HDR BOOST	
45Gy/25fr	3X5,5Gy	45Gy/25fr	2x 9,5 Gy	37,5Gy/15 fr	15Gy	15Gy	
	2x11,5y						
	2x 9,5 Gy						

Tablo 1. Avrupa brakiterapi grubunun HDR boost doz fraksinyon GEC/ ESTRO önerisi (10)

EBRT		
DOZ	FRAKSIYON	HAFTA
45 Gy	25	5
46 Gy	23	4,5
35,7 Gy	13	3
37,5 Gy	15	3
HDR BOOST		
DOZ	FRAKSIYON	
15 Gy	3	
11-22	2	
12-15	1	

- Planlama sisteminde hedef, riskli organ kontur
- laması
- Planlama sisteminde kateterlerin oluşturulması
- Kaynak bekleme sürelerinin (dwell time) optimize edilmesi
- Kalite güvence
- Tedavinin uygulanması

Seçilen görüntüleme yöntemi, anestezi, tedavinin uygulanacağı alan tedavinin sürecini etkileyen diğer unsurlardır. HDR prostat tekniği genel ya da mutlak hareketsizlik sağlanabilmesi durumunda spinal anestezi ile uygulanabilir. Tek fraksiyon tedavilerde hasta aynı gün evine gidebilirken birden fazla fraksiyone tedavi-

lerde hasta yerleştirilen kateterlerle bir veya daha fazla gün hastanede kalır ya da her fraksiyonda tekrar kateterler yerleştirilir (8).

Anestezisi yapılan hastaya TRUS rehberliğinde kateterler yerleştirilir. Tüm prostat ışınlanmasında genelde kateterlerin 12 adeti periferde, 4 adeti merkezde olmak üzere toplam 16 adet kateter kullanılır. Bu şekilde kateterlerin konumlanması ile üretra ve rektum dozlarının düşürülmesi sağlanır. Prostat içinde bulunan dominant bir nodülü fokal boost yapmak için nodül içine bir iki kateter eklenmesi dozda istenen artışı sağlar (8).

Sonraki adım olan görüntüleme için ideal olanı hastanın pozisyonunun tedavi boyunca bozulmamasıdır. TRUS rehberliğinde planlamada hastaya iğne yerleştikten sonra, hazır hasta anestezi altındayken ve TRUS probu hala yerindeyken kateterler yerinden oynamadan ve hastanın pozisyonu değişmeden görüntü alınması sağlanmış olur (20). BT tabanlı plan kullanıldığında ise iğne şablonunun (template) perineye sabitlenmesi ve hastanın bacaklarının litotomi pozisyonun bozulup hastanın bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi gerekmektedir. Bu süreçte hastanın BT transferinde kateterlerin yerinden oynaması engellenmelidir. Kateterlerin yerinden oynaması prostat dozunu düşürürken, üretra ve penil bulp dozlarının artmasına sebep olabilir (21).

İmajlar planlama sistemine gönderildikten sonra klinik hedef volum (prostat) ve riskli organlar (üretra, rektum, bazen mesane) konturlanır. Planlama hedefi hacmi (PTV) klinik hedef hacmi (CTV) ile aynıdır. Bazen dominant bir nodül ya da gross tümör hacmi boost olarak konturlanabilir. Bu boost alanı genellikle multi-parametrik MR görüntüleme (mpMRI) yardımı ile

Tablo 3: HDR prostat brakiterapi çeşitli uygulamalara göre protokolleri tablosu (Dr. Morton tarafından hazırlanmıştır).

	Tek fraksiyon boost (EBRT öncesi)	HDR monoterapi	Fokal Salvaj tedavi	Tüm gland salvaj tedavi	RTOG 0924	NCIC PR15
Doz fraksiyon şeması	15Gy x 1fr	19 Gy x 1fr ya da 13,5 Gy x2fr (1 hafta arayla)	13,5 Gy x 2 fr (1 hafta arayla)	tüm prostat 10,5 Gy x 2fr ve fokal lezyona 13,5 Gy x2 fr	15Gy x 1fr	15Gy x 1fr
Hedef (target) Volum	PTV=CTV= prostat+ herhangi kapsul dışına uzama	PTV=CTV = prostat	PTV=CTV = fokal lezyon + belirsiz bölge için marijn	prostat = PTV10,5 fokal lezyon = GTV = PTV13,5	PTV=CTV= prostat+ herhangi kapsul dışına uzama	PTV=CTV = prostat
Hedef Dozlar	V100=95-99%	V100	fokal lezyon V100=95-99%	prostat V10,5Gy > 90%	V100 > =90% (>=85% kabul edilebilir)	V100 > =95%
	V90=99-100%		fokal lezyon V90=97-100%	fokal lezyon V13,5Gy > 95%		
	V150 ≤ 35%	V150 ≤ 35%	fokal lezyon V150 < 35%	fokal lezyon D90% > 13,5 Gy		V150 ≤ =35%
	V200 ≤ %11	V200 ≤ 12%	fokal lezyon V200 < 11%			V200 ≤ =12%
						D90=105- 115% (100- 120% kabul edilebilir)
Üretra Doz sınırları		Dmax < 120%				Dmax ≤ 19,5Gy
	D10% ≤ 118%	D10% < 115%	D10% < 110%	D10% ≤ 110-115%	D10% < 118%	D10% < 120%
					V130=0cc	
Rektum Doz sınırları		Dmax < 90%				
	V80 ≤ 0,5 cc	V80 < 0,2 cc	V80 < 0,5 cc	V8,4Gy < 0,5 cc	V80 < 0,5 cc	
						V75 ≤ 1cc

planlama sistemindeki görüntünün değerlendirilmesi ile belirlenir (8).

Konturlama işlemi bittikten ve kateter pozisyonları tanımlandıktan sonra ters planlama (invers planning) yöntemi ile anatomik tabanlı dozimetrik kısıtlarla kaynak bekleme süreleri (dwell time) optimize edilir (22). İstenen dozların hedefi sarmış olması (tanımlanan dozun %100 ünü alan hacim V100 ün ya da %90 nını saran doz D90) hastalığın kontrolü için önemliyen, üretra dozu da uzun vadeli üriner morbiditenin belirleyicisi olarak önemlidir (23,24). Rektumun 2cc doz alan hacmi olası geç rektal toksiteyi gösterir (18).

GEC ESTRO aşağıdaki dozimetrik kıstasları hedef ve riskli organlar için önermiştir (10).

- PTV V100> 95% ya da D90> 100%
- 2 cc rektum dozu <75Gy her bir fraksiyonda 2 Gy eşdeğer doz karşılığı olarak (EQD2)
- D0,1cc (0,1 cc nin aldığı doz) < 120 Gy (EQD2) ya da
- Üretranın 10% aldığı doz 120 Gy (EQD2)
- Üretranın 30 % aldığı doz < 105 Gy (EQD2)

Gerçek zamanlı TRUS tabanlı planlamada, tanımlanan doz 15 Gy için genellikle kullanılan hedefler şunlardır (8).

- Prostat PTV V100 > 95%
- Prostat V200 < 14%
- Üretra maksimum doz < tanımlanan dozun 130%'si
- Üretra D10 < tanımlanan dozun 120 % si
- Rektum maksimum doz < 15 Gy
- Rektumda 12 Gy alan hacim < 0,6 cc.

Kullanılmakta olan HDR prostat brakiterapinin çeşitli uygulamalarının dozimetrik kıstasları da bir tablo olarak aşağıda özetlenmiştir.

Prostat HDR Protokolleri Özeti: HDR prostat brakiterapisi için sık kullanılan doz rejimleri ve normal organ sınırlamaları Tablo 3'te özetlenmiştir.

Kaynakça

Georg D, Hopfgartner J, Gora J, et al. Dosimetric considerations to determine the optimal technique for localized prostate cancer among external photon, proton, or carbon-ion therapy and high-dose-rate or low-dose-rate brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2014;88:715-22.

2. Spratt DE, Scala LM, Folkert M, et al. A comparative dosimetric analysis of virtual stereotactic body radiotherapy to high-dose-rate monotherapy for intermediate-risk prostate cancer. *Brachytherapy* 2013;12:428-33.

3. Bentzen JK, Ockelmann HH, Hansen HS. High Dose Rate 192Ir-Microselectron. *Ugeskr Laeger* 1990;152:2908-10.

4. Mate TP, Gottesman JE, Hatton J, et al. High dose-rate afterloading 192Iridium prostate brachytherapy: feasibility report. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:525-33.

5. Wang Y, Sankrecha R, Al-Hebshi A, et al. Comparative study of dosimetry between high-dose-rate and permanent prostate implant brachytherapies in patients with prostate adenocarcinoma. *Brachytherapy* 2006;5:251-5.

6. Major T, Polgár C, Jorgo K, et al. Dosimetric comparison between treatment plans of patients treated with low-dose-rate vs. high-dose-rate interstitial prostate brachytherapy as monotherapy: Initial findings of a randomized clinical trial. *Brachytherapy* 2017;16:608-15.

7. Martinez AA, Demanes J, Vargas C, et al. High-dose-rate prostate brachytherapy: an excellent accelerated-hypofractionated treatment for favorable prostate cancer. *Am J Clin Oncol* 2010;33:481-8.

Mendez LC, Morton GC. High dose-rate brachytherapy in the treatment of prostate cancer. *Transl Androl Urol* 2018;7(3):357-370.

9. Chin J, Rumble RB, Kollmeier M, et al. Brachytherapy for Patients With Prostate Cancer: American Society of Clinical Oncology/Cancer Care Ontario Joint Guideline Update. *J Clin Oncol* 2017;35:1737-43.

10. Hoskin PJ, Colombo A, Henry A, et al. GEC/ESTRO recommendations on high dose rate afterloading brachytherapy for localised prostate cancer: an update. *Radiother Oncol* 2013;107:325-32.

11. Martinez AA, Gonzalez J, Ye H, et al. Dose escalation improves cancer-related events at 10 years for intermediate- and high-risk prostate cancer patients treated with hypofractionated high-dose-rate boost and external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;79:363-70.

12. Hsu IC, Bae K, Shinohara K, et al. Phase II trial of combined high-dose-rate brachytherapy and external beam radiotherapy for adenocarcinoma of the prostate: preliminary results of RTOG 0321. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;78:751-8.

13. Morton G, Loblaw A, Cheung P, et al. Is single fraction 15Gy the preferred high dose-rate brachytherapy?

rapy boost dose for prostate cancer? Radiother Oncol 2011;100:463-7.

14. Morton G, Chung HT, McGuffin M, et al. Prostate high dose-rate brachytherapy as monotherapy for low and intermediate risk prostate cancer: Early toxicity and quality-of life results from a randomized phase II clinical trial of one fraction of 19Gy or two fractions of 13.5Gy. Radiother Oncol 2017;122:87-92.

15. Morton G, Chung H, McGuffin M, et al. Prostate HDR Monotherapy: initial efficacy results from a randomized trial of one versus two fractions. Brachytherapy 2017;16:s36-7.

16. Jalloh M, Leapman MS, Cowan JE, et al. Patterns of local failure following radiation therapy for prostate cancer. J Urol 2015;194:977-82.

17. Jiang P, van der Horst C, Kimmig B, et al. Interstitial high-dose-rate brachytherapy as salvage treatment for locally recurrent prostate cancer after definitive radiation therapy: Toxicity and 5-year outcome. Brachytherapy 2017;16:186-92. 18. Chopra S, Toi A, Taback N, et al. Pathological predictors for site of local recurrence after radiotherapy for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012;82:e441-8.

19. Pucar D, Hricak H, Shukla-Dave A, et al. Clinically significant prostate cancer local recurrence after radiation therapy occurs at the site of primary tumor: magnetic resonance imaging and step-section pathology evidence. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007;69:62-9.

20. Morton GC. Prostate high-dose-rate brachytherapy: transrectal ultrasound based planning, a technical note. Pract Radiat Oncol 2015;5:238-40.

21. Holly R, Morton GC, Sankrecha R, et al. Use of cone-beam cone-beam imaging to correct for catheter displacement in high dose-rate prostate brachytherapy. Brachytherapy 2011;10:299-305.

22. Morton GC, Sankrecha R, Halina P, et al. A comparison of anatomy-based inverse planning with simulated annealing and graphical optimization for

high-dose-rate prostate brachytherapy. Brachytherapy 2008;7:12-6.

23. Hoskin PJ, Rojas AM, Ostler PJ, et al. Dosimetric predictors of biochemical control of prostate cancer in patients randomised to external beam radiotherapy with a boost of high dose rate brachytherapy. Radiother Oncol 2014;110:110-3.

24. Morton GC, Loblaw DA, Chung H, et al. Health-related quality of life after single-fraction high-dose-rate brachytherapy and hypofractionated external beam radiotherapy for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2011;80:1299-305.

25. Ralph M. Meyer, MD, Heather A. Stanton et al. Cooperative Group Cancer Clinical Trials: An NCIC Clinical Trials Group Perspective. Can Urol Assoc J 2011;5(6):379-81



Med. Fiz. Uzm. Yasemin Asyalıoğlu

Kocaeli doğumluyum ve iş hayatına da Kocaeli de başladım. Kocaeli Devlet Hastanesi 'nde 16.06.2007 tarihinden 25.05.2016 tarihine ka-

dar çalıştım. (Co-60-CMS XiO, TomoTherapy Hi-Art -, Varian DMX – Eclips), daha sonra 03.10.2016-07.02.2017 tarihinde Sakarya Üniversitesi Eğitim Araştırma Hastanesinde (Siemens Artiste cihazı ve Prowess Panther) kısa bir süre çalıştıktan sonra İstanbul'a taşındım ve 25.12.2017 tarihinden buyana Liv Hospital – Ulus'ta (Nucletron Flexitron HDR Brachytherapy) çalışmaktayım.

OSTEOSARKOM HÜCRELERİNİN RAMAN SPEKTROSKOPİSİ

Öğr. Gör. Fiz. Yılmaz Şahin

Mario D'Acunto¹, Luisa Trombi², Delfo D'Alessandro³ and Serena Danti³

1 Consiglio Nazionale delle Ricerche, Istituto di Biofisica, CNR-IBF, via Moruzzi 1, I-56124, Pisa, Italy

2 Department of Surgical, Medical, Molecular Pathology, and Emergency Medicine, University of Pisa, via Savi 10, 56126 Pisa, Italy

3 Department of Civil and Industrial Engineering, University of Pisa, Largo L. Lazzarino 2, 56122 Pisa, Italy

Keywords: Raman spectroscopy, osteosarcoma, MG-63 cells, mesenchymal stromal cells, gold nanoshells and SERS, Raman spectroscopy

ÖZET

Osteosarkom en sık görülen primer malign kemik tümörüdür. Son yıllarda, birkaç çalışma, normal osteoblastlarla ifade edilenlere kıyasla Hidroksiapatit (HA) ve İnterlökin-6 (IL-6) sentezlerinin artmasının, osteosarkom hücrelerinin malignite derecesini tespit etmek için kullanılabileceğini göstermiştir. Normal ve kanserli fenotipler dahil olmak üzere kemik hücre farklılaşmasını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan geleneksel biyokimyasal yöntemler zaman alıcıdır ve büyük miktarda hücre gerektirebilir. HA, osteosarkom hücrelerinin olgunlaşmasıyla varlığı artan bir kalsiyum fosfat mineral formudur. Benzer şekilde, IL-6 osteosarkom hücrelerinde üretimi yüksek oranda artmış olan temel bir sitokindir. Bu çalışmada, osteo farklılaşmış mezenkimal stromal hücrelerin (MSC) HA ve IL-6 varlığını tespit ederek osteosarkom hücrelerinin osteosarkom hücrelerinin tanımlanması ve ayırt edilmesinde Raman spektroskopisi kullanılmıştır. Bununla birlikte, HA'nın tanımlanması, simetrik gerilme (P-O) moduna karşılık gelen 960 cm^{-1} 'deki karakteristik tepe ile kolaylaştırılırken, IL-6'nın miktarının belirlenmesi, sistein ile karakterize edilen Raman sinyali olduğu kadar sinyalleri diğer proteinler için ortak olan fenilalanin, amit I II ve III ile çok daha belirsizdir. Kesin bir çok değişkenli analizle desteklenen sonuçlar, Raman spektroskopisinin osteosarkom hücrelerinin spesifik mineralizasyon seviyelerinin doğrudan ve kantitatif bir ölçümünü ya-

pan yüksek hassasiyetli bir teknik olduğunu göstermektedir. Buna karşılık, içselleştirilmiş Altın Nanoshells (AuNSs) tarafından uyarılan ve Taramalı Prop Mikroskopu ile birleştirilen Yüzey Geliştirilmiş Raman Saçılımını kullanarak, alt tarama bileşenlerini bölgesel olarak incelemek için Raman spektroskopisini kullanabildik.

Giriş

Raman etkisi olarak da bilinen Raman saçılması, daha yüksek titreşimli veya rotasyonel enerji seviyelerine uyarılmış olan moleküllerin uyguladığı fotonların elastik olmayan saçılmasıdır[1]. Raman spektroskopisi, monokromatik radyasyonla aydınlatıldığında moleküller sistemlerin esnek olmayan saçılmalarına dayanır. Raman yoğunluğu, ölçülecek nesnenin polarize edilebilirliği ile orantılı olan, ilgilenilen nesne ile etkileşime giren ışığın saçılma tesir kesitine bağlıdır [2].

Raman spektroskopisi, hücre içi gözlemin büyük avantajına sahiptir [3-6]. Gerçekten de, tek hücrelerin gözlemlenmesi, hücre dışı matris su içeriği tarafından kızıltötesi ışığın kuvvetli bir şekilde emilimini atlar. Dolayısıyla, Raman spektroskopisi, tek hücrelerin moleküler bileşimi hakkında bilgi sağlayabilir. Onkolojide bu özellikle önemlidir, çünkü normal veya tümör hücreleri farklı moleküler bileşimlere sahip olabilir. Mevcut Raman spektroskopisine geleneksel sınırlamalar, yani, elastik olmayan saçılmanın düşük verimliliği, Yüzey Zenginleştirilmiş Raman spektroskopisi (SERS) veya Ucu Geliştirilmiş Raman spektroskopisi (TERS) gibi daha güçlü optik teknikler dâhil edilerek çözülebilir. SERS etkileri, kaba metal bir yüzeyde adsorbe edilen moleküller veya metal nanopartiküller veya plazmonik nanosistemler gibi nanoyapılar tarafından Raman saçılmasının artırılmasıyla üretilir. Raman spektroskopisinin bazı yüksek çözünürlüklü tarama probu mikroskopu (SPM) özellikleri ile birlikte kullanılması TERS tekniğini oluşturdu. TERS, keskin bir SPM metal ucu kullanarak nanometre uzamsal çözünürlüğü ile hem topografya hem de Raman spektrumunu aynı anda tespit eden yakın alan spektroskopik bir tekniktir. Bu

yazıda, osteosarkom hücrelerini (yani, MG-63, insan osteosarkom hücre çizgisi), MSC osteojenik farklılaşması ile tümör dışı eş olarak elde edilen osteoblast aleyhine araştırdık.

MSC'ler kemik oluşumunda osteoblastlara, ayrıca adipositler, kondrositler ve tenositler gibi diğer mezodermal hücrelere farklılaşma kabiliyetlerine sahip olduklarından temel bir rol oynarlar [10]. Osteoblastlar, mineral (özellikle HA) ve organik kemik matrisi salgılanmasıyla iskeletin uygun bir şekilde korunmasına dayanan kemik matrisi oluşturan hücrelerdir. Kemik dokusunu en fazla etkileyen kanser osteosarkomdur [11]. Osteosarkom hücrelerinin tam kökeni hala belirsizdir. Bildirilen bulgular, bu kanserin oluşumunda merkezi öneme sahip işlevsiz MSC'leri gösterme eğilimindedir [12]. MG-63 hücreleri, düşük malignite dereceli osteosarkom hücreleri olarak kabul edildikleri için bu çalışmada seçildi. Aslında, MG-63 hücreleri kanser örneklerinden türetilmiş olsa da, bazen biyomalzemeler alanındaki genel çalışmalar için normal osteoblastların (izole edilmesi ve kültürlenmesi çok daha zor) yerine kullanılırlar [13]. Bu nedenle, SaOS-2 ve HOS T85 gibi diğer osteosarkom hücre hatları ile ilgili olarak, MG-63 hücreleri, tespit yöntemimizin hassasiyetini test etmek için iyi bir model sunmalıdır. Gerçekten de, bir tümör hücresinin malignite derecesi tam olarak değerlendirmek için zor bir parametre olabilir. Raman spektroskopisi, bir hücrenin moleküler dokusu hakkında ayrıntılı bilgi verebildiği için, bu ve diğer sorularla ilgili iç görü sağlayabilir. Bu çalışmada, normal osteoblast benzeri hücrelere kıyasla MG-63'teki bu gibi bileşenlerin belirgin şekilde artması nedeniyle dikkatleri HA ve IL-6'ya çekti [14, 15]. Apatitler, genel kristal hücre birimi $Ca_{10}(PO_4)_6X_2$ ile birlikte kalsiyum-fosfatlardır. Diğerleri arasında kemik ve dişlerde bulunan apatit-yer alan iyonlar (X) F, Cl, B, OH'dir. Genel formül $Ca_{10}(PO_4)_6OH_2$ ve uzay grubu $P6_3/m$ olan Bone HA, biyolojik sistemler ve biyomedikal malzemelerdeki önemli rolü için Raman spektroskopisi ile yoğun olarak çalışılmıştır [16]. Titreşim spektroskopisi, HA'nın temel birimleri olan $(PO_4)_3^-$ ve OH- iyonla-

rını kanıtlayabilir. Fosfat grubu, 960 cm^{-1} 'de v1 simetrik germe (P --- O) modu, $430\text{--}450\text{ cm}^{-1}$ 'de v2 bükme (O - P - O) modu, 1020-- de v3 antisimetrik germe (P --- O) 1080 cm^{-1} , genellikle prolin v (C --- C) bileşeni ve v4 bükme (O - P --- O) modu ile $585\text{--}610\text{ cm}^{-1}$ [17] arasında üst üste gelir. Suyu batırılmış biyolojik ortam HA, genellikle flüoresan veya flüoresan olmayan doğadan çok geniş bir bant üretebilir [18]. Normal osteoblast ve osteosarkom hücre dizileri üzerine yapılan in vitro çalışmalar, kanser hücrelerinde daha yüksek olan mineral birikimlerinin kapsamını ve ayrıca HA bileşimindeki hafif farklılıkları, örneğin Cl'deki Cl ve F ikamelerini içeren farklı mineralizasyon profilleri göstermiştir. Sübstitüe normalde kanser hücrelerine göre daha sık görülmüştür [19].

Diğer IL'lere benzer bir şekilde, IL-6 hücre sinyalleşmesinde kilit rol oynayan küçük proteinler (Mw ~ 5 k20) olan sitokinlerin bir bileşenidir [20]. IL-6'nın kemik metastazı ve kanser ilerlemesinde temel bir rolü olduğu gösterilmiştir [15]. Aslında, IL-6 kemik metabolizması ve tümör hücresi proliferasyonu üzerindeki çoklu etkilerinden dolayı güçlü bir tümör prognijenik aktiviteye sahiptir. İnsan osteosarkomunda IL-6'nın rolü, kemik metastazı olan hastalarda yüksek serum IL-6 seviyelerinin gözlenmesiyle gösterilmiştir. IL-6'nın Raman spektrumları oldukça karmaşıktır ve hala bilinmeyen özellikler sunar [21]. IL-6'da yapılan SERS ölçümleri, 1330 cm^{-1} ile 1350 cm^{-1} arasındaki nitro kısım bandının esasen yoğunluğunu göstermiştir, esasen amidi III ile çakışmaktadır [22].

Bu çalışma, MSC'lerin tümör dönüşümünün bir parmak izi olarak, MSC'leri, osteoblastları ve osteosarkom hücrelerini araştırmak için Raman spektroskopisi, Raman görüntüleme ve SERS uygulamasının bize HA (ve karşılık gelen mineralleşme hızı) ve / veya IL-6'nın varlığını tespit etme imkânı verdiğini göstermeyi amaçlamaktadır.

Tümörün çıkarılmasından sonra kenarlardaki osteosarkom hücrelerinin varlığını tespit edebilen canlı bir

görüntüleme aracına sahip olmak, sonuçta daha yüksek hayatta kalma ve daha iyi yaşam kalitesi ile sonuçlanacak olan kesin bir rezeksiyon (ne çok düşük ne de çok fazla kapsamlı) sağlayacaktır.

Materyal ve metot

Hücre Kültürü

Normal, kanserli ve karışık hücreler, aşağıdaki gibi cam slaytlar üzerinde kültürlendi:

Farklılaşmamış MSC'ler

MSC'ler daha önce bildirilen bir yönteme [23] göre insan kemik iliğinden izole edildi ve 2 geçişinde üç kültür stratejisini gerçekleştirmek için kullanıldı. MSC'ler,% 10 fetal bovin serumu (FBS) ile desteklenmiş DMEMLG'de 20.000 hücre yoğunluğunda Petri kaplarının içindeki cam slaytlara kaplandı. Örnekler 72 saat boyunca kültürlendi, daha sonra 4 ° C'de 10 dakika boyunca %1 nötr tamponlu formalinde sabitlendi.

Osteo-farklılaşmış MSC'ler

MSC'ler, yukarıdaki gibi 20 000 hücrede cam slaytlara kaplanmıştır. 24 saat sonra kültür ortamı, DMEMLG,% 10 FBS, 10 mM gly-gliserofosfat, 50 µg ml – 1 askorbik asit ve 10–7 M hidrokortizondan oluşan osteojenik ortam ile değiştirildi. Osteojenik ortam, erken mineral matriks çökeltmesini, yani olgun osteoblast fenotipinin ekspresyonunu başlatmak için 14 gün boyunca haftada iki kez yenilenmiştir. Son olarak, numuneler (i) 'deki gibi formalin olarak sabitlendi.

Osteosarkom hücreleri

MG-63 (insan osteosarkom hücre dizisi ATCC® CRL-1427) hücreleri,% 10 FBS ile takviye edilmiş, 72 saat kültürlenmiş% 10 FBS ile takviye edilmiş Eagle'ın minimum esansiyel ortamında (EMEM) 10 000 hücrede tohumlandı; daha sonra örnekler, (i) 'deki gibi formalin sabitlendi.

Karışık kanser ve normal hücreler

MSC'ler, %10 FBS ile takviye edilmiş DMEM-LG'de 10 000 hücrede Petri kaplarının içindeki altı cam lam üze-

rine kaplandı. aralel olarak, MG-63 hücreleri,% 10 FBS ile desteklenmiş EMEM'de 6 oyuklu doku kültürü plakası (50 000 hücre / 2 mi) üzerindeki 2. geçitte kaplanmıştır. 24 saat sonra, MG-63 hücreleri verim edildi ve daha önce MSC'ler ile tohumlanan slaytlara 10 000 hücrede ekildi. 72 saat sonra slaytlar, (i) 'deki gibi formalin sabitlendi.

Raman sinyalinin sömüren SERS etkisinin artırılması için osteo-farklılaştırılmış MSC'ler ve MG-63 hücreleri, uç noktadan 24 saat önce kültür ortamında 1:20 seyreltilmiş altın nanosellerle (AuNS'ler) yüklenmiştir. Kullanılan AuNS'ler yaklaşık 160 nm (120 nm SiO₂ çekirdek +40 nm altın kabuk) nominal çapa sahipti ve Nanocomposix® (San Diego, ABD) tarafından sağlandı [24].

Son noktada, tüm numuneler 4 ° C'de 10 dakika boyunca %1 (a / h) nötr tamponlu formalinde sabitlendi.

Raman spektroskopisi

Raman spektrumları, aşağıdaki deneysel parametrelerle bir Thermo Fisher Scientific DXR2xi Raman mikroskobu ile kaydedildi: lazer dalga boyu 532 nm; 5-10

mW güç lazeri; 400–3400 cm^{-1} tam aralık ızgara; 10 ×, 50 × ve 100 × hedefleri; 25 mikron konfokal iğne

deliği; 5 (FWHM) cm^{-1} spektral çözünürlük. Bir Raman spektrumu elde etmek için entegrasyon süresi, herhangi bir spektrum için 1 sn ve 10 tarama idi. En iyi deneysel parametreleri belirlemek için, sinyal-gürültü oranını optimize etmek ve örnek floresansını en az indirmek için ön ölçümler yapıldı. Arka plan çıkarılmış Raman spektrumları, Raman yoğunluklarının standardizasyonu için eğri altındaki alan için normalleştirildi. Numuneler, Raman incelemesinden önce herhangi bir ön işleme tabi tutulmamıştır. Sırayla, örnek içi değişkenliği değerlendirmek için, örnek içindeki farklı bölgelerde çoklu ölçümler yapıldı.

Hücrelerin topografyası, alternatif kontakta çalışan bir AFM ile kaydedildi. İçselleştirilmiş AuNS'lerin tanımlanması, AFM ve EFM'nin birlikte kullanılması ile yardımcı olunan aydınlık ve karanlık alan mikroskobu ile

yapıldı [25].

Sinyal yönlendirme ve istatistiksel yöntemler

Klasik en küçük kareler (CLS)

CLS ayarlama prosedürü, çok boyutlu spektral dizi içindeki her noktada, CLS ayarlama kombinasyonunu bulmasını sağlar.

Temel Bileşenler Analizi (PCA)

PCA, denetimsiz bir şekilde hareket eden çok değişkenli bir tekniktir. PCA, ana bileşenleri temsil eden alternatif bir yeni koordinatlar kümesi bularak, verilerin boyutlandırılmasını azaltır. PCA, spektral verileri benzerlikler ve farklılıklar açısından karşılaştırmak amacıyla

la (400-2000 cm^{-1}) aralığında Raman spektrum veri setleri üzerinden gerçekleştirilmiştir. Benzer spektrumların nasıl kümelendiğini görmek için skorlar incelenmiştir. Hangi dalgalanmanın çeşitli PC'lere en fazla katkıda bulunduğunu bulmak için yüklemeler de çizildi.

Lineer Diskriminant analizi (LDA)

PCA'nın aksine, LDA denetimli bir şekilde hareket eden çok değişkenli bir tekniktir, yani kaç Raman pikinin inceleme altında olduğu ve hangi numunelerin her bir pike karşılık geldiğine dair önceden belirlenmiş bir bilgi olması gerektiği anlamına gelir.

Ön işleme ve arka plan temizliği için Omnic 9.0 yazılımı [26] ve spektral verilerin yönetimi ve istatistiksel veri analizi için Matlab® [27] 'de yazılmış özel bir kod kullanılmıştır.

Sonuç ve Tartışma

Raman spektroskopik çalışması ilk önce farklı hücrel popülasyonları ayırt edebilmek için osteo-farklılaşmış MSC hücreleri ve osteosarkom hücreleri üzerinde gerçekleştirildi. Bu nedenle, RAM sinyalinin yerel olarak arttırmak amacıyla AuNS'leri kullanan bu tür farklı hücre popülasyonları üzerinde SERS çalışması yapıldı.

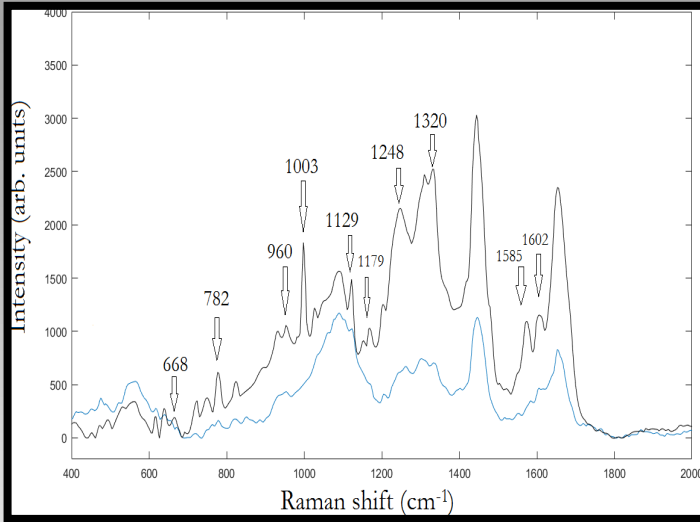
Osteo-farklılaşmış MSC'ler ve MG-63 hücreleri arasındaki, AuNS'lerin yokluğunda, temel farkları, Şekil 1'de

gösterilen ve oklarla gösterilen Raman spektrumları ile kanıtlanmaktadır.

Piklerin atanması, çok değişkenli analizden sonra ve [28], tablo 1'in yardımı ile yapılır. Öncelikle PCA'yı, ilgili değişkenleri yeni değişkenler grubunu oluşturan orijinal verilerden, yani ham verinin toplam varyansının % 90'ından % 90'ını kapsayan ana bileşenler olarak çıkarmak için kabul ettik. Daha sonra kontrol grubu ile osteosarkom hücreleri arasındaki benzerlikleri ve farklılıkları bulmak için LDA (denetlenen bir yöntem) kullanıldı. PCA, sırasıyla en yüksek spektral farklılıkların

sırasıyla 668 cm^{-1} , 782 cm^{-1} , 960 cm^{-1} , 1003 cm^{-1} , 1129 cm^{-1} , 1179 cm^{-1} , 1248 cm^{-1} , 1320 cm^{-1} , 1585 cm^{-1} ve 1602 cm^{-1} 'ye karşılık gelen ana bileşenlerle ilişkilendirildiği, Raman spektrumunun (i = spektrum sayısı, j = dalga sayısı) bir j-i matrisi gerektirir. PCA, sırasıyla (ii) ve (iii) 'den osteo ile farklılaştırılmış MSC ve MG-63 popülasyonlarını içeren 40 ortalama spektrumun 40 x 1600 matrisinde gerçekleştirildi, materyaller ve yöntemler bölümüne bakınız. PCA analizi, osteo-farklılaşmış MSC'ler ve MG-63 hücreleri arasındaki en ilgili farkları belirlemeyi mümkün kıldığı ve daha önce tanımlanmış olan ana pikler tarafından yönlendirilen LDA, araştırılan popülasyonlar arasındaki olası olası farklılıkları bulmak ve sınıflandırmak için LDA uygulanmıştır.

Derlemedeki olası farklılıklar hakkındaki tüm bilgiler, daha büyük bir değişim yüzdesi%, PC1 (% 48,4), PC2 (% 21,7), PC3 (% 13,0) ve PC4 (% 7,8) ile ilk dört ana bileşende bulunur.



Şekil 1: Osteo-farklılaşmış MSC'lerin ortalama Raman spektrumu (mavi çizgiye devam), MG-63 hücreleri.

Tablo 1: Osteo-farklılaşmış MSC'lerde ve MG-63 hücrelerinde gözlenen majör Raman bantlarının tepe konumu ve ataması. Referanslar[28,29]

Raman shift (cm ⁻¹)	Band attribution
430–450	$\nu_2\text{PO}_4^{3-}$ strong band
584–590	$\nu_4\text{PO}_4^{3-}$
668	ν (C–S) cysteine
782	Ring breathing modes in DNA, RNA bases
853	ν (C–C) collagen proline
872	ν (C–C) collagen hydroxyproline
937	ν (C–C) proline and protein backbone
959–962	$\nu_1\text{PO}_4^{3-}$
1003	ν (C–C) phenylalanine
1035	$\nu_3\text{PO}_4^{3-}$ overlaps with proline components
1048	$\nu_3\text{PO}_4^{3-}$
1060	Proteoglycan
1070	$\nu_1\text{CO}_3^{2-}$
1076	$\nu_3\text{PO}_4^{3-}$
1129	ν (C–C)
1176	ν (C–O–C), tyrosine, phenylalanine
1204	ω (CH ₂) tyrosine, hydroxyproline
1242	Amide III, protein β -sheet and random coils
1248	NH ₂ guanine, cytosine DNA, RNA
1272	Amide III, protein α -helix
1293–1305	δ (= CH)
1320	CH deformations, proteins
1340	Amide III, protein α -helix
1365	Pentosidine
1375	Proteoglycan
1446	δ (= CH ₂)
1585	ν (C–C–H)
1602	Phenylalanine
1609	δ (C = C), phenylalanine, tyrosine
1660	Amide I strongest amide I
1690	Amide I

Fischer testine göre her iki grubun varyansları arasındaki eşitlik varsayımının geçerliliği herhangi bir zaman kontrol edildikten sonra PC'lerden herhangi birinin grupları normal ve kanser hücrelerinden ayırt etmeye yardımcı olup olamayacağını doğrulamak için, şekil 2, dört PC'den her birinin skorlarına iki örnekli bir t testi uygulandı. T-testi 1-4 PC'ler için PC'ler için gösterilen osteodifferentiated ve MG-63 hücreleri arasında p değerlerini sırasıyla 0,027, 0,035, 0,041, 0,019 ayırt edebilme yeteneğinin bulunabileceğini onaylar.

İki ilk PC vektörünün spektrumları, tespit edilen 40 spektrumda bulunan Raman bantlarıyla ilişkili olabilecek her bir PC'nin ana piklerini temsil eden Şekil 3'te etiketlenmiştir.

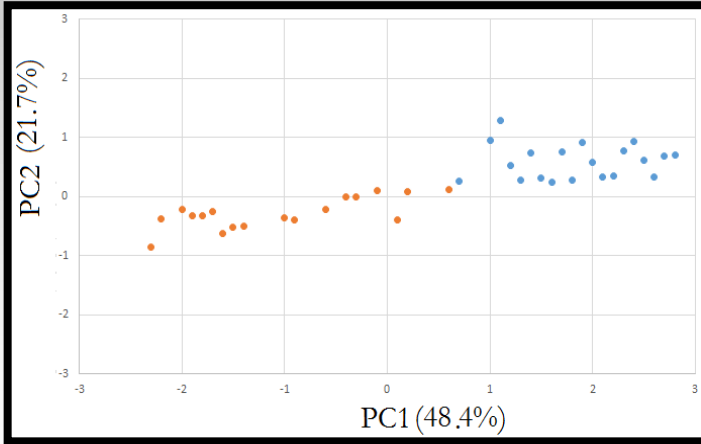
Osteo-farklılaşmış MSC'lerin aksine, MG-63 hücreleri, 960 cm^{-1} 'de PO_3-4 iyonlarının zirvesi ile belirtilen HA varlığını göstermiştir. Osteosarkom hücrelerinde diğer ilginç değişiklikler, Fenilalanin (Phe) tarafından üretilen 1003 cm^{-1} 'de (ve 1176 cm^{-1} 'de tepe noktası) zirvelerde gösterilir. Phe, DNA tarafından kodlanan proteinlerin oluşturulması için gerekli olan bir amino asittir. İnsanlarda, sonuçta, bir dizi farklı maddeye metabolize edilebilir. Bununla birlikte, osteosarkom hücrelerinin olgunlaşma aşamasında Phe'nin rolünü aydınlatmak bu çalışmanın kapsamını aşmaktadır.

668 cm^{-1} 'deki tepe noktası C-S'nin simetrik germe titreşimi olan sisteine atanır. Sistein, $\text{H}^{\text{O}_2}\text{CCH}(\text{N}^{\text{H}_2})$ $\text{C}^{\text{H}_2}\text{SH}$ formülüne sahip yarı-temel bir proteinojenik amino asittir. Sistein aynı zamanda bir IL-6 onayıdır [29, 30]. Benzer şekilde, şekil 1'de işaretlenmiş olan diğer pik noktaları, amid I, II, III'ün parmak izi olarak yorumlanabilir (sonuçta IL-6'ya ve diğer proteinlere bağlanır).

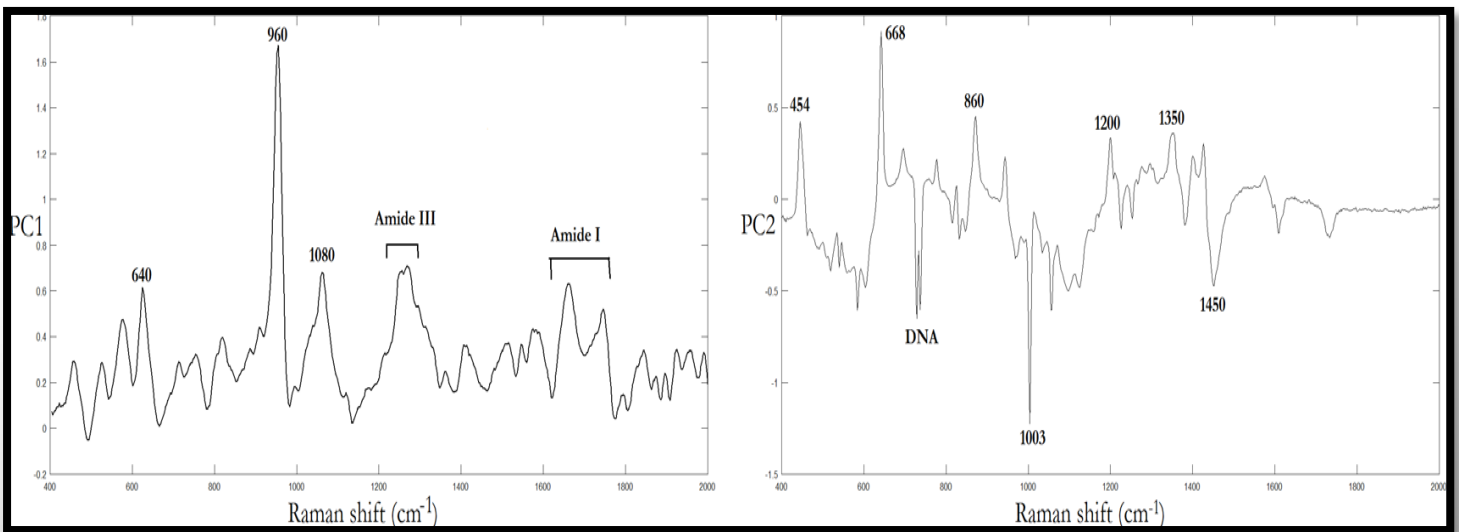
1200 cm^{-1} –1350 cm^{-1} arasındaki spektral bölge amid III'e atanabilir. Amid III bandı, esas olarak % 40 C – N uzatma, % 30 N-H bükme işleminden oluşur. 1450

cm^{-1} 'deki pik, CH₂ bükümüyle, özel bir şekilde, deformasyon C-H bantları nedeniyle malign dokularda CH₂ bükümlü metil grupları modlarına üretilir [28].

1550 cm^{-1} -1600 cm^{-1} aralığına düşen spektral bant Amid II, %60 N – H bükme ve %40 C – N gerdirmesi olarak atanabilir.



Şekil 2: PC1 – PC2 düzlemindeki puan grafiği. Mavi noktalar MG-63 hücrelerini temsil ederken turuncu noktalar osteo-farklılaşmış MSC'leri gösterir.



Şekil 3: İlk iki PC (1, 2) plan yüklemesi

Diğer spektral bölgeler, DNA bileşenlerini (~ 1225 cm^{-1} 'de asimetrik fosfat geren titreşim), polimerik reçineler gibi lipid olmayan maddeleri, numune hazırlama için kullanılan uzun zincirli yapıya sahip maddeleri tanımlamamıza izin verdi. Sırasıyla, kromozom proteinleri içeren çekirdek alanı ve proteinli madde ile zenginleştirilmiş sitoplazma (Amid I, ağırlıklı olarak ~ 1650 cm^{-1} 'de a-helis konformasyonunda ve Amid II,

1550 cm^{-1} 'de – yaprak konformasyonunda). 1660 cm^{-1} 'de, amid I'in en güçlü bileşeni, % 80 C = O gerilmesidir.

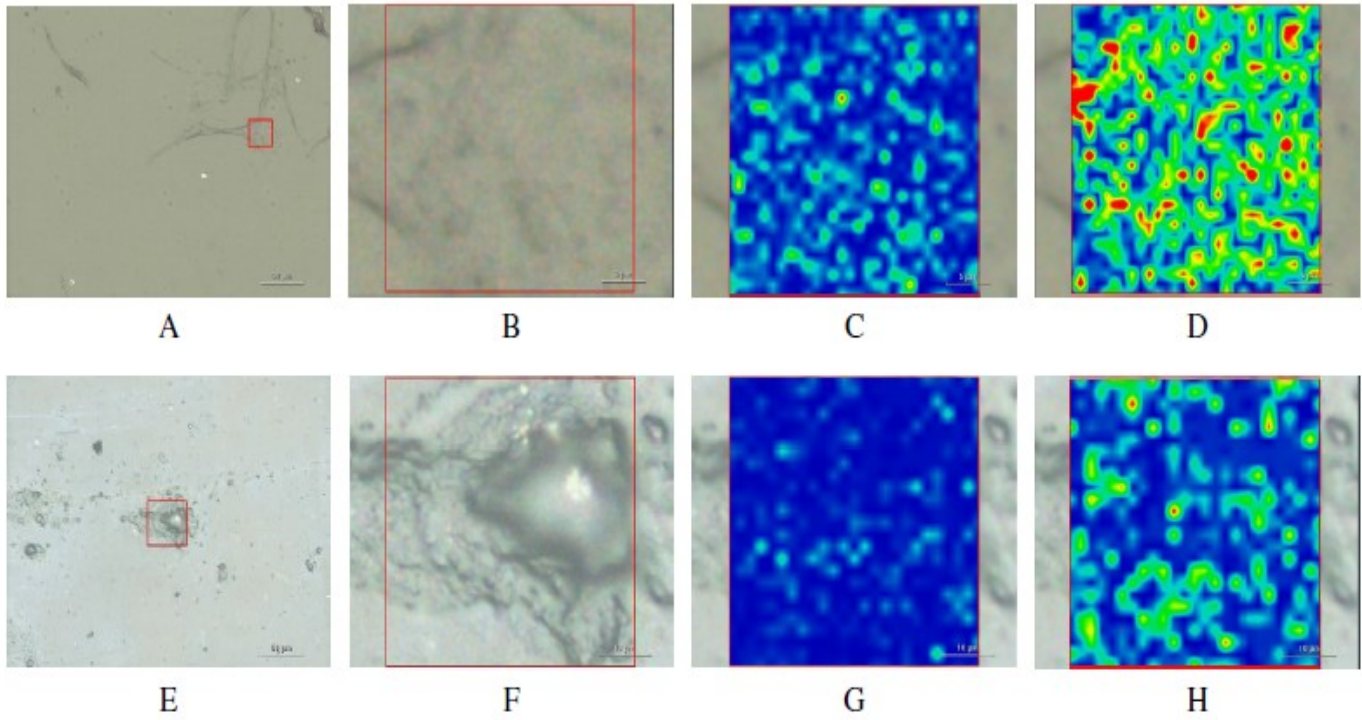
Göreceli yoğunlukların, gelen lazer polarizasyonuna göre benzer şekilde malzemenin veya molekülün oryantasyonu ile ilişkili olmasına rağmen, esas olarak tür konsantrasyonuna karşılık geldiğine dikkat edilmelidir. Bu, en güçlü Amide I v (C = O) bileşeninin (1660 cm^{-1}) durumudur.

Kendine özgü biyokimyasal bilgiye sahip olmak için chigram olarak bilinen Raman hiperspektral kimyasal haritaları yapılmıştır. Raman chemigramları kimyasal bileşim hakkında bilgi sağlar. Raman chemigramlarında, belirli dalga boylarını seçerek, Raman görüntüleme, incelenmekte olan farklı hücrelerin haritaları için farklı grafiksel sonuçların elde edilmesini sağlar. Ra-

man chemigramlarının bir temel avantajı, Raman

spektrumunun hücrelerdeki spesifik alanlara lokalize edilmesidir.

Şekil 4'te gösterilen Raman hiperspektral haritaları açıkça göstermektedir ki, kırmızı bölgeler aynı maddenin yüksek yoğunluklu bileşik ve mavi bölge azlığını temsil ettiğinden MG-63 hücrelerinde sistein ve HA miktarının belirgin şekilde daha yüksek olduğunu göstermektedir.



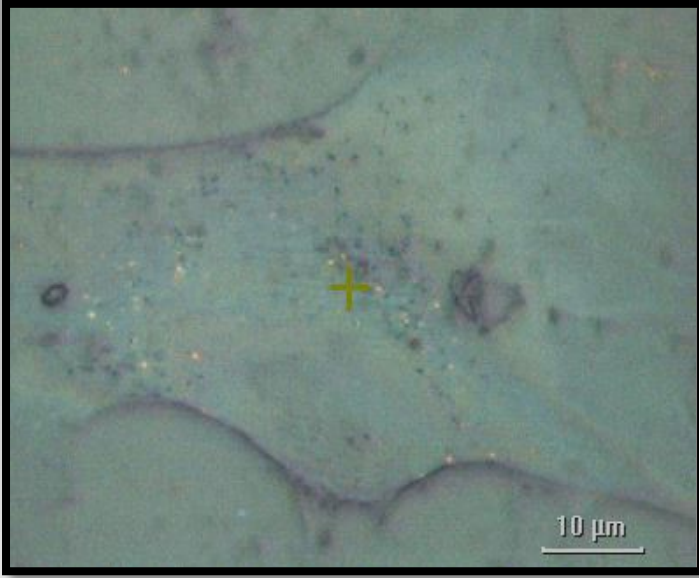
Şekil 4. Raman chemical maps of a MG-63 cell (A)–(D) and an osteo-differentiated MSC (E)–(H). The images (A) and (E) represent the cells with the red box denoting the area under Raman investigation for MG-63 cell (A) and osteo-differentiated MSC (E), respectively. The images (B) and (F) are the correspondent zoomed red box of (A) and (E), respectively. The images (C) and (G) are the distribution of cysteine (668 cm^{-1}) for MG-63 and osteo-differentiated MSC, respectively. Analogously, the images (D) and (H) are the correspondent distribution of HA (960 cm^{-1}). The images were collected making use of $50\times$ magnification. Under the experimental setup, the Raman imaging allows the spatial spectroscopy of single cells regions with steps of nearly $1\text{ }\mu\text{m}$.

Şekil 4'te görüntülenen Raman haritaları, çok değişkenli analiz ile zaten çıkarılan sonuçların hemen görüntülenmesini temsil eder ve MG-63 hücrelerinin daha yüksek bir HA ve sistein içeriği içerdiğini doğrular.

Bu çalışma, dokular yerine hücreler temelinde yapıldı, çünkü Raman spektroskopisi, hücrelerin moleküler bileşimi hakkında faydalı bilgiler sağlayarak hücre içi çözünürlüğü sağlayabilir. Bununla birlikte, biyomedikalde bazı sınırlamalar vardır; örneğin, Raman spektroskopisini canlı dokulara uygulamak istiyorsak, saçılma etkinliği genellikle düşüktür. Bu, tek bir nokta için onlarca saniyelik bir zaman kazanma süresi gerektirebilir, bu nedenle, klinik ihtiyaçlarda gerektiği gibi doku alanları için birkaç saat gerekebilir. Bu nedenle, SERS gibi daha güçlü bir optik teknik kullanarak Raman sinyalini iyileştirmeye çalıştık. Gerçekten de, SERS, sadece Raman ile elde edilenlerden daha hassas bir şekilde ve daha kısa bir zaman dilimi içinde numune bilgisi sağlayarak zayıf Raman sinyalini artırabilir.

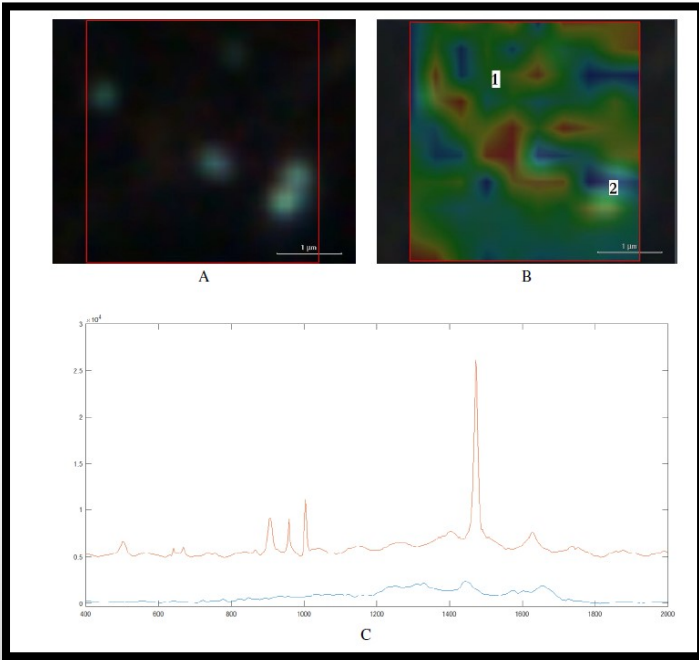
Bu çalışmada, AuNS-tabanlı SERS etkisinin osteosarcom farklılaşmasının araştırılmasında yardımcı olup olmayacağını ve nasıl yardımcı olabileceğini bilmekle de ilgileniyoruz. SERS ile hücresel ve alt hücresel analizler için, hücreler tarafından AuNS'ler alınmıştır [31]. AuNS'lerin optik özellikleri, iletken elektronların kolektif salınımları olan plazmonlar tarafından tanımlandığından, AuNS'ler görünür veya kızılötesi ışığa yakın bir şekilde etkili bir şekilde dağılır ve göz kırpmaya veya fotoğraf ağırtıcı kullanmaz.

SERS ölçümleri, Şekil 5'de gösterildiği gibi, lazer ışını AuNS'lere odaklanarak gerçekleştirildi. Bu tür bir tekniğin bir sınırlaması, aynı lazer uyarımını kullanarak, herhangi bir Raman spektral verisinin, AuNS olmadan bir kontrol hücresinden toplanmayacağı yönündedir. AuNS'lerle birlikte sadece yaklaşık yarım spot bir SERS spektrumu vermiştir. Bu, SERS spektrum büyütmesinin, sinyalin AuNS plazmon rezonansı tarafından bu



Şekil 5: AuNS'lerle dolu MG-63 hücresinin DXR Raman mikroskobu üzerindeki 100x büyütmede Brightfield aydınlatma.

yütüldüğü belirli bir AuNS bölgesinde adsorbe edilen moleküllerden gözlenmesinin doğrudan bir sonucudur.



Şekil 6. AuNS'lerden Raman sinyali. Bir MG-63 hücresi içindeki tek AuNS'lerin lokalizasyonu, (A) Eş Raman kimyasal haritası, (B), AuNS'lerin pozisyonunun daha parlak noktalar ile gösterilmesi. (B) 'de (1) ve (2) olarak belirtilen noktaların (C) Raman spektrumları. 100 × büyütme ile, lazer spot çapı yaklaşık 700 nm'dir.

Biyolojik hücrelerde AuNS'lerden veya gümüş NP'lerden SERS spektrumları, titreşim bantlarının karmaşık bir dokusunu ve partikülden partikül spotuna oldukça

değişkenlik içerir. SERS spektrumlarının titreşim modları, bu tür biyomoleküllerin (proteinler, lipitler, DNA ve RNA) AuNS'lere yakınlığının bir fonksiyonu olarak kontrol edilmeyen biyomolekül faktörü nedeniyle farklılık gösterebilir. Sonuç olarak, atama tablo 1'i takip edebilir, ancak osteosarkomla ilgili özel literatürü dikkate alarak ek bir çalışmaya ihtiyaç duyabilir [32].

Şekil 6, bir MG-63 hücresindeki SERS sonuçlarını rapor eder ve kırmızı kutu içindeki içselleştirilmiş AuNS'lerin nispi pozisyonunu gösterir. İki AuNS birbirine nispeten yakındır, bu nedenle, AuNS'lerin nispi sınırlandırması tarafından üretilen elektromanyetik alanın gelişmesi nedeniyle SERS sinyalinin maksimum olduğu bir dimer oluşturur. Şekil 6 (B), Raman kimyasal haritasını göstermektedir. Parlak noktalar AuNS pozisyonlarını belirtir. (1) ve (2) noktalar SERS'den etkilenmeyen bir noktaya ve sırasıyla bir dimere (maksimum SERS sinyali) karşılık gelir. Şekil 6, şekil 6 (B) 'de olduğu gibi sırasıyla lekelere (1), mavi çizgiye ve (2), kırmızı çizgiye karşılık gelen Raman spektrumunu göstermektedir. 2.

noktada, 524 cm^{-1} 'e karşılık gelen (proteinlerde uzanan S – S disülfürüne karşılık gelir), 1.noktada alınan spektrumla ilgili olarak 640 cm^{-1} (hem C --- S gerilmesine hem de C --- C tirozin büküm moduna karşılık gelir [28]) dalga vektörlerinde Raman sinyalinin gelişimini kaydediyoruz.

Ek olarak, 668 cm^{-1} Cysteine pikine, prolin halkasının [29], HA pik 960 cm^{-1} , Phe pik 1003 cm^{-1} 'e karşılık gelen 920 cm^{-1} 'de bir pik; son olarak C = N gerilmesine [28] karşılık gelen 1470 cm^{-1} 'de pik. SERS, yerel olarak Raman sinyallerini geliştirse de, SERS'in iyi bir tekrar üretilebilirliği ve doğruluğunu sunarken, yaklaşımımızın bir sınırlaması, SERS sinyallerinin yerinde, yani hücrelerde bulunan AuNS'lerin dimerleri veya trimerleri tarafından üretilmesidir. Bu in situ SERS yaklaşımı AuNS dağılımı ile sınırlandırılabilir. Gelecekteki gelişmelerimizden biri, SERS sinyalinin daha iyi olması için en etkili stratejiyi çalışmak olacak. Benzer şekilde,

gelecekteki bir başka gelişme, Raman spektroskopisinin klinik onkoloji uygulamalarına uygulanması için en iyi koşulları araştırmak olacaktır.

Sonuçlar

MSC-osteoblast veya MSC pre-osteoblastosteosarkom farklılaşmasını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan konvansiyonel biyokimyasal yöntemler, immün boyama veya ters transkripsiyon polimeraz zincir reaksiyonu gibi zaman alıcıdır ve immün boyama için özel bir şekilde oldukça büyük miktarda hücre gerektirebilir. Ek olarak, histolojik sonuçların önemi gözlemciler arası değişkenlikle sınırlıdır, özellikle de hücreler ara olgunluk aralığına düşerse kantitatif bir değerlendirmeyi zorlaştırır.

Aksine, Raman spektroskopisi etiketsiz bir optik teknolojisidir ve son araştırmalar Raman spektroskopisinin kanser tanısında tanısal doğruluğu arttırmak için klinik bir araç olarak kullanılabileceğini göstermektedir.

Bu çalışmada, MG-63 hücrelerinin osteo-farklılaşmış MCS'lerden tanımlanması ve ayırt edilmesinde Raman spektroskopisi kullanılmıştır. Tanımlama karakteristik sistein ve HA Raman piklerine odaklanmıştır. Sonuçlar kesin olarak bu göstergelerin varlığının MG-63 hücrelerinde daha büyük olduğunu göstermektedir. Raman görüntüleme mikroskobu, hücrelerin mineralizasyon seviyesinin doğrudan ve kantitatif bir ölçümünde yüksek hassasiyet göstermiştir. AuNS'ler ile birlikte kullanıldığında ve SERS etkisinden yararlanarak, Raman spektroskopisi, 1 µm'den daha düşük bir çözünürlükte, yükseltilmiş bir sinyal yoluyla hücrelerin lokal olarak değerlendirilmesine izin verir.

Referanslar

[1] Gardiner D J 1989 *Practical Raman Spectroscopy* (Berlin: Springer) (<https://doi.org/10.1002/bbpc.19900940938>)

[2] Stock G and Domcke W 1990 Theory of resonance Raman scattering and fluorescence from strongly vibronically coupled excited states of polyatomic molecule *J. Chem. Phys.* **93** 5496

[3] Gough J E, Notingher I and Hench L L 2004 Osteoblast

attachment and mineralized nodule formation on rough and smooth 45S5 bioactive glass monoliths *J. Biomed. Mater. Res. A* **68** 640

[4] Notingher I, Jell G, Lohbauer U, Salih V and Hench L L 2004 *In situ* non-invasive spectral discrimination between bone cell phenotypes used in tissue engineering *J. Cell Biochem.* **92** 1180

[5] Patel I S, Premasiri W R, Moir D T and Ziegler L D 2008 Barcoding bacterial cells: a SERS based methodology for pathogen identification *J. Raman Spectrosc.* **39** 1660

[6] Gupta K *et al* 2010 Lab-on-a-chip devices as an emerging platform for stem cell biology *Lab Chip* **10** 2019

[7] Schlücker S 2011 *Surface-Enhanced Raman Spectroscopy: Analytical, Biophysical and Life Science Applications* (Weinheim: Wiley-VCH)

[8] Stöckle R M, Suh Y D, Deckert V and Zenobi R 2000 Nanoscale chemical analysis by tip-enhanced Raman spectroscopy *Chem. Phys. Lett.* **318** 131

[9] Hartschuh A, Sanchez E J, Xie X S and Novotny L 2003 Highresolution near-field Raman microscopy of single-walled carbon nanotubes *Phys. Rev. Lett.* **90** 095503

[10] Tolar J *et al* 2007 Sarcoma derived from cultured mesenchymal stem cells *Stem Cells* **25** 371

[11] Shimizu T *et al* 2010 c-MYC overexpression with loss of Ink4a/ Arf transforms bone marrow stromal cells into osteosarcoma accompanied by loss of adipogenesis *Oncogene* **29** 5687

[12] Rubio D *et al* 2008 Molecular characterization of spontaneous mesenchymal stem cell transformation *PLoS One* **3** e1398

[13] Clover J and Gowen M 1994 Are MG-63 and HOS TE85 human osteosarcoma cell lines representative models of the osteoblastic phenotype? *Bone* **15** 585

[14] Chiang Y H, Wu S H, Kuo Y C, Chen H F, Chiou A and Lee O K 2015 Raman spectroscopy for grading of live osteosarcoma cells *Stem Cell Res. Ther.* **6** 81

[15] Wu Z, Yang W, Liu J and Zhang F 2017 Interleukin-6 upregulates SOX18 expression in osteosarcoma *OncoTargets Ther.* **10** 5329

[16] Cuscó R, Guitián F, de Aza S and Artús L 1998 Differen-

tiation between hydroxyapatite and b-tricalcium phosphate by means of m-Raman spectroscopy *J. Eur. Ceram. Soc.* **18** 1301

[17] Mandair G S and Morris M D 2015 Contributions of Raman spectroscopy to the understanding of bone strength *Bonekey Rep.* **4** 620

[18] Jermyn M *et al* 2016 Raman spectroscopy detects distant invasive brain cancer cells centimeters beyond MRI capability in humans *Phys. Med. Biol.* **61** R370

[19] Strzelecka-Kiliszek A, Bozycki L, Mebarek S, Buchet R and Pikula S 2017 Characteristics of minerals in vesicles produced by human osteoblasts hFOB 1.19 and osteosarcoma Saos-2 cells stimulated for mineralization *J. Inorg. Biochem.* **171** 100

[20] Scheller J, Chalaris A, Schmidt-Arras D and Rose-John S 2011 The pro- and anti-inflammatory properties of the cytokine interleukin-6 *Biochim. Biophys. Acta –Mol. Cell Res.* **1813** 878

[21] Xiong Y, Ye A, Wen C and Zhang Y 2010 Investigation on activating individual living monocytic U937 cell by interleukin-6 using Raman tweezers *Chin. Opt. Lett.* **8** 1015

[22] Wang Y, Salehi M, Schütz M, Rudi K and Schlücker S 2013 Microspectroscopic SERS detection of interleukin-6 with rationally designed gold/silver nanoshells *Analyst* **138** 1764

[23] Trombi L, Mattii M, Pacini S, D'Alessandro D, Battolla B, Orciuolo E, Buda G, Fazzi R, Galimberti S and Petrini M 2008 Human autologous plasma-derived clot as a biological scaffold for mesenchymal stem cells in treatment of orthopedic healing *J. Orthop. Res.* **26** 176

[24] Gold Nanoshells available at <https://nanocomposix.eu/collections/nanoshells> (accessed 20 November 2018)

[25] Danti S, D'Acunto M, Trombi L, Berrettini S and Pietrabissa A

2007 A micro/nanoscale surface mechanical study on morphofunctional changes in multilineage-differentiated human mesenchymal stem cells *Macromol. Biosci.* **7** 589

[26] Omni 9.0 available at www.thermofisher.com (accessed 20 November 2018)

[27] Ad hoc code written in Matlab available at

www.mathworks.com

[28] Mosavaghi Z, Rehman S and Rehman I U 2015 Raman spectroscopy of biological tissues *Appl. Spectrosc. Rev.* **50** 46

[29] Simpson R J, Hammacher A, Smith D K, Matthews J M and Ward L D 1997 Interleukin-6: structure-function relationships *Protein Sci.* **6** 929

[30] Kleiner E K 2014 *Current Advances in Osteosarcoma* (Berlin: Springer)

[31] D'Acunto M 2018 Detection of intracellular gold nanoparticles: an overview *Materials* **11** 882

[32] Tang H-W, Yang X B, Kirkham J and Smith A 2007 Probing intrinsic and extrinsic components in single osteosarcoma cells by near-infrared surface-enhanced Raman scattering *Anal. Chem.* **79** 3646



Öğr. Gör. Fiz. Yılmaz Şahin

2010 yılında Atatürk Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2013 yılında yüksek lisansını tamamladı. 2009-2011 yılları arasında Atatürk Üniversitesi

Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'de stajyer fizikçi olarak çalıştı. 2015 yılında Öğretim Görevlisi olarak atandı. Halen Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'de Öğretim Görevlisi olarak görevine devam eden Yılmaz Şahin'in ulusal ve uluslararası dergilerde yayınlanmış 30'dan fazla makale, kitap bölüm yazarlığı, bildiri ve bilimsel araştırma projesi bulunmaktadır. Ayrıca Atatürk Üniversitesi SHMYO Tıbbi Görüntüleme Teknikleri bölümünde alanında dersler vermektedir. Atatürk Üniversitesi Fizik bölümünde Yoğun Madde Fiziği alanında doktora eğitimi devam eden Yılmaz ŞAHİN aynı zamanda İş Sağlığı ve Güvenliği Uzmanıdır.

SAFETY IS NO ACCIDENT (ASTRO 2019)

Med. Fiz. Uzm. M Mustafa Tintaş

Med. Fiz. Uzm. Uğur Akbayırlı

Bu sayımızdan itibaren başlamak üzere ASTRO (American Society for Radiation Oncology)'nun yayına hazırladığı "Safety Is No Accident" kitapçığının kısa olmayan bir tercümesini sizlere sunmaya karar verdik.

İşyerinde kazaların olmaması bir açıdan o işyerinin güvenli olduğu anlamına gelir. "Safety Is No Accident" sloganı tam anlamıyla kazasız bir işyeri ortamının güvenli olacağına ilişkin görüşü yansıtmaktadır.

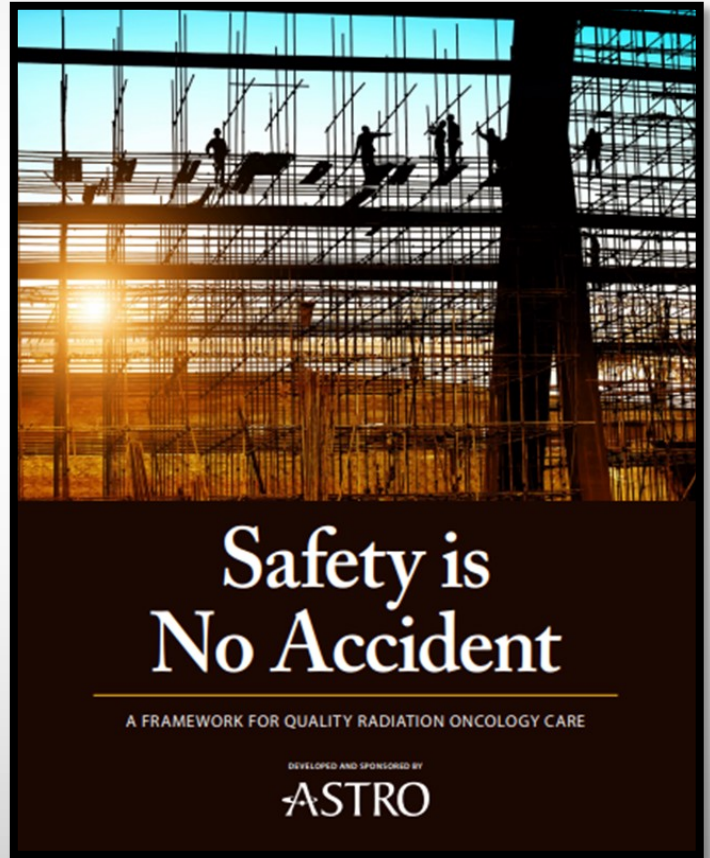
"Safety Is No Accident" başlıklı kitapçığın ilk baskısı ASTRO tarafından 2012 yılında yapıldı. Radyasyon Onkolojisi toplumlarının ortak olarak dile getirdiği güvenlik tavsiyelerinin yer aldığı kitapçık daha sonra 2017 yılından itibaren başlatılan çalışmalar sonucunda ASTRO'nun Multidisipliner Kalite Güvencesi Komitesi MDQA (Multidisciplinary Quality Assurance Committee) tarafından tüm tavsiye ve önerilerin ışığında 2019 yılında ikinci baskısı yayınlandı. Elinizdeki bu ağırlıklı tercüme kitapçığın ikinci baskısını içermektedir.

Bu kitapçık, ASTRO ve üye kuruluşların üyelerini, halkı ve çalışanları bilgilendirmek ve eğitmek amacı ile yayınlanmıştır. Bir ticari yanı yoktur, bilimsel sağlık ve güvenlik bilgisini ilgililere iletmek hedeflenmiştir. Tüm radyasyon onkoloji tıbbi uygulama yönetimi de dahil olmak üzere hasta bakımı kararları, tedavi planlama ve uygulamaları, ekipman seçimi, bakım ve kalibrasyon, personel ve kalite güvence faaliyetleri, esasen, usulüne uygun olarak lisanslanmış yetkililerin sorumluluğunda olduğu kitapçığın girişinde özellikle vurgulanmaktadır. Sonuç olarak, "Safety Is No Accident" kitapçığı ASTRO ve bağlı kuruluşlarının bir tavsiyeler zinciridir.

Kitapçık, birbirine dolaylı olarak bağlı, neredeyse her biri bağımsız sayılabilecek 4 Bölümden oluşmaktadır. Bu bölümlerin başlıkları şöyledir;

1. RADYASYON ONKOLOJİSİNDE BAKIM SÜRECİ
2. RADYASYON ONKOLOJİSİ EKİBİ
3. GÜVENLİK
4. RADYASYON ONKOLOJİSİNDE KALİTE YÖNETİMİ VE GÜVENCE

Çok yoğun olduğunu düşündüğümüz bu bölümleri dergimizin bundan sonraki sayılarına dağıtmanın daha uygun olacağını düşündük ve 21. Sayımızda ilk olarak 1. Bölümü sizlere sunmayı planladık.



RADYASYON ONKOLOJİSİNDE BAKIM SÜRECİ

Radyasyon onkolojisindeki "bakım süreci", radyasyon tedavisi gören hastalar tarafından alınan tüm tedavilerin uygunluğunu, kalitesini ve güvenliğini kolaylaştırmak için bir çerçeveyi ifade eder.

Bakım süreci aşağıdaki beş operasyonel kategoriye ayrılabilir:

- Hasta Değerlendirmesi

- Radyasyon Tedavi Hazırlığı

- Klinik Tedavi Planlaması

- Terapötik Simülasyon (simülasyon)

- Dozimetrik Tedavi Planlaması

- Tedavi öncesi Kalite Temini (QA) ve Planı Doğrulama

- Radyasyon Tedavisinin Verilmesi

- Radyasyon Tedavisi Yönetimi

- Takip, Değerlendirme ve Bakım

Bakımın tüm bileşenleri, radyasyon onkoloğu ve klinik ekibin diğer üyeleri tarafından tıbbi değerlendirme, yorumlama, yönetim ve karar vermeyi içerir. Her bir bakım bileşeni gerçekleştirildiğinde, uygun şekilde belgelenmesi gerekir. Radyasyon onkoloğu liderliğindeki klinik ekip, bakım süreci ile ilgili tıbbi hizmetleri sağlamaktadır. Hastanın planlama ve tedavi rejiminde yer alan diğer ekip üyeleri arasında medikal fizikçi, dozimetrist, radyoterapi teknikeri, hemşirelik personeli ve yardımcı hizmetler personeli bulunmaktadır. Radyasyon onkoloğu, diğer uzmanlarla bakımı koordine etmekten sorumludur.

Radyasyon onkolojisindeki her bir bakım aşamasındaki prosedürlerin birçoğu bir sonraki aşamaya geçmeden önce tamamlanmalıdır. Bakım süreci kalifiye bireylerden oluşan bir ekip arasında yakın işbirliğini içermelidir.

RT uygulamalarının çoğu, tedavi yaklaşımını tanımlamak ve personel için tutarlı protokoller sağlamak için Standart Operasyon Prosedürlerini (SOP) kullanır. SOP'lar herhangi bir uygulamanın temel bir bileşenidir. Hastayı en iyi şekilde tedavi etmek için, SOP'larda değişiklik gerektirebilecek bazı belgelendirilmiş klinik senaryolar olabilir.

Klinik personel arasındaki işbirliği, tedavi seçeneklerinin nasıl belirlendiğine yardımcı olur.

HASTA DEĞERLENDİRMESİ

Başka bir doktorun veya hastanın talebi üzerine, radyasyon onkoloğundan hastayı değerlendirmesi ve belirli bir durum / problem için tedavi veya bakım önermesi istenebilir. Bu işlemin bir parçası olarak, radyasyon onkoloğu, hastanın ilgili öyküsünün, güncel ve son semptomların, fiziksel bulguların, görüntüleme çalışmalarının, patolojinin ve laboratuvar sonuçlarının açık, titiz ve ayrıntılı bir tanımını alır ve gözden geçirir. Tedavi öneriliyorsa, küratif veya palyatif niyet dahil olmak üzere tedavinin amaçları açıkça belirtilmeli ve hasta ile tartışılmalıdır. Radyasyon onkoloğu ve hasta (ve uygunsa aile), tedavi risklerinin ve yararlarının ayrıntılı bir şekilde tartışılmasını içeren uygun eylem süreci hakkında ortak karar vermelidir.

Radyasyon onkoloğunun değerlendirmesinin ardından, belirtildiği gibi multidisipliner bakım ekibinin diğer üyeleri ile görüşmeler yapılabilir. Potansiyel kombinasyon, cerrahi ve sistemik terapi (örneğin kemoterapi, hormonal terapi, immünoterapi veya moleküler hedefli terapi gibi) dahil olmak üzere tedavi yöntemlerinin optimum sıralanması düşünülmelidir. Tedaviye karar verme ile ilgili tüm faktörler (örneğin, önceki radyasyon tedavisi ve/veya sistemik terapi, implante edilmiş cihazlar ve hamilelik durumu) RT hazırlığının bir parçası olarak belgelenmeli ve klinik ekibin kullanımına açılmalıdır.

Hasta değerlendirmesinin tüm ayrıntıları ve onay süreci bu güvenlik belgesinin kapsamı dışındadır.

RADYASYON TEDAVİSİ HAZIRLAMA

Klinik Tedavi Planlaması

Klinik tedavi planlaması, radyasyon onkoloğu ve klinik ekip tarafından RT uygulanan her hasta için gerçekleştirilen kapsamlı ve bilişsel bir çabadır. Radyasyon onkoloğu, hastanın hastalık sürecinin doğal seyrini anlamaktan, bitişik normal anatomik yapılara göre hastalığın derecesini kavramsallaştırmaktan ve hastanın genel tıbbi durumunu ve buna bağlı komorbiditeleri bütünleştirmekle sorumludur.

Sistemik ve cerrahi tedavi yöntemlerinin RT ile entegrasyonunu bilmek, güvenli ve yüksek kaliteli multidisipliner bir yaklaşımla uygun bakım koordinasyonu için gereklidir.

Tüm modaliteler için klinik tedavi planlaması (örneğin, eksternal ışın radyasyon tedavisi [EBRT], brakiterapi veya kapalı kaynaklar) tedaviye hazırlanmada önemli bir adımdır. Bazı hazırlık bileşenlerinin zamanlaması, hasta gereksinimlerine ve bir uygulamanın tercihine ve iş akışına bağlı olarak değişebilir.

Bu bileşenler aşağıdaki konuları içerir:

* Görüntüleme çalışmalarına ve patoloji bilgilerine dayanarak hastalıklı bölgelerin belirlenmesi;

* RT verilmiş tipini ve yöntemini belirleme (örneğin, yoğunluk modülasyonlu radyasyon tedavisi

[IMRT], proton ışını tedavisi, yoğunluk modülasyonlu protonterapi, üç boyutlu [3-D] konformal radyasyon tedavisi [KRT], iki boyutlu [2-D] KRT, düşük doz oranlı veya yüksek doz oranlı [HDR] brakiterapi, stereotaktik radyocerrahi [SRS], stereotaktik vücut radyasyon tedavisi [SBRT]);

* Tedavi edilecek bölgelerin belirlenmesi, doz, doz fraksiyonları ve tedavi programının belirlenmesi.

Klinik tedavi planını geliştirirken, radyasyon onkoloğu, hastanın ilk klinik değerlendirmesinden elde edilen bilgileri ve ayrıca tedavi planlamasını tamamlamak için gerekli olan ek testleri, çalışmaları ve prosedürleri kullanabilir. Görüntüleme çalışmaları ve laboratuvar testleri genellikle, tedavi alanına yakın veya daha uzak olan ancak takip edilmesi gereken radyasyon alanları, genellikle risk altındaki organlar (OAR) olarak adlandırılan tedavi hacmini ve ilgili kritik yapıları belirlemek için gözden geçirilir.

Terapötik simülasyon, Tedavi cihazları fabrikasyonu ve Planlama öncesi görüntüleme

Simülasyon, hastanın anatomisinin, doğru ve tekrarlanabilir bir tedavi sunumu planı geliştirmek için tedavi cihazının geometrisi ile ilgili olarak tanımlandığı iş-

lemdir. Genel olarak, simülasyon prosedürü, hedef/hedeflerin konumu ve çevresindeki kritik yapılar arasındaki ilişkileri gösterir. Dozimetrik planlama gerektirmeyen tedavi teknikleri için, hacim öncesi simülasyon gerekli değildir, çünkü tedavi öncesi hazırlığı klinik setup ve/veya manuel hesaplama yoluyla yapılabilir.

EBRT için Terapötik Simülasyon

Simülasyon radyoterapi teknikleri tarafından gerçekleştirilen prosedürü yönlendirir. Simülasyon aşamasını, hastanın pozisyonu ve dozimetrik tedavi planlama sürecini bilgilendirmek için gereken görüntüleme olarak düşünmek faydalı olacaktır.

Simülasyon sırasında hem hedef hem de normal doku / yapıların görünürlüğünü artırmak için intravenöz, intrakaviter veya oral kontrast kullanılabilir. Planlamayı kolaylaştırmak için teller, bilyalı rulmanlar veya referans işaretleri gibi markerler kullanılabilir.

Tekrarlanabilir ve uygun bir hasta tedavi pozisyonu seçmek simülasyon sürecinin önemli bir parçasıdır. Seçilen hasta pozisyonu, hastanın hedefinin konumunu ve tedavi ışınlarının beklenen yönünü ve ayrıca hastanın rahatını göz önünde bulundurmalıdır. Bu, tedaviyi kolaylaştırmak için kullanılan immobilizasyon aletleri tedavi tekniğini kısıtlamamalıdır.

EBRT tedavisine hazırlanmak, simülasyon sürecinde doğrudan veya dolaylı olarak tanıtılan diğer görüntüleme yöntemlerine de bağlı olabilir. Bazı durumlarda, diğer görüntüleme yöntemlerinden elde edilen bilgileri doğrudan dâhil etmek için ekstra zaman ve çaba gerekir. Tedavi planlama sistemleri (TPS) görüntü kaydı ile birlikte, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve/veya PET gibi çoklu görüntüleme yöntemlerinin, uygun durumlarda simülasyon sırasında elde edilen standart CT veri seti ile füzyonuna izin verir.

Ek olarak, solunum, kardiyak hareket ve vücuttaki fizyolojik değişiklikler nedeniyle yapıların ve hedeflerin hareketlerini ölçen görüntü veri setleri üretmek mümkündür. Bu dört boyutlu (4-D) veri setleri, dördüncü boyut olarak zamanı içerir ve solunum takibi veya ga-

ting gibi hareket yönetimi teknikleri için kullanılır.

Doğru tedavi sunumunu teşvik etmek için diğer hareket yönetimi teknikleri (örneğin, destekli veya gönüllü nefes tutma) kullanılabilir ve bunlar gerektiğinde simülasyon sırasında dikkate alınır ve dahil edilir.

Brakiterapi için Terapötik Simülasyon

Bazı brakiterapi prosedürleri için tedavi hazırlığı EBRT için tarif edilen prosedüre benzer. Bu tedavi yöntemi için simülasyon kısmı görüntüleme tabanlıdır ve bazen MRI taramaları ile birlikte düzlemsel X ışınları, CT taramaları veya ultrason görüntülerini içerebilir. Bazı brakiterapi prosedürleri için diğer görüntüleme yöntemleri önemli olabilir; Bu çalışmaların elde edilmesi, planlama öncesi görüntüleme sürecinin bir parçasıdır.

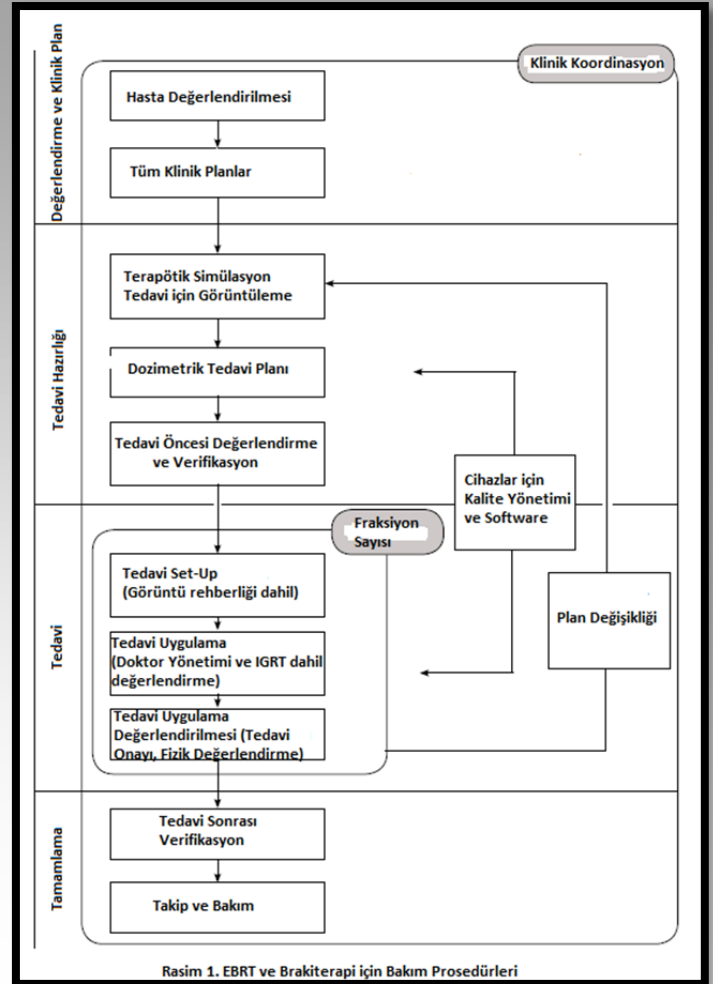
Dozimetrik Tedavi Planlaması

Dozimetrik tedavi planı; hastanın kendine has anatomisinin bilgisayar destekli entegrasyonu, hedef/hedeflere istenen radyasyon dozu dağılımı, normal dokulara doz kısıtlamaları ve tedavi cihazının teknik özellikleri, olarak adlandırılabilir.

Plan, lineer hızlandırıcı veya brakiterapi cihazı için programlanmış bir talimatlar bütünüdür, burada eksternal ışınların veya dâhili kaynak konumlandırmanın bir kombinasyonu, normal dokuların maruz kalmasını sınırlandırırken hedef hacme yönelik radyasyon dozu- nu uygular. Dozimetrik planlama sürecine başlamadan önce, radyasyon onkoloğu ilgili direktifle iletişim kurar ve tedavi planlaması ile ilgili ek talimatları iletir ve belgeler.

Ek olarak, radyasyon onkoloğu aşağıdaki sorumluluklara sahiptir:

- Uygulanabilir olduğunda kaydı onaylamak;
- Simülasyon sırasında elde edilen görüntüler üzerinde hedef hacimleri tanımlamak;
- Segmentasyon gerektiren normal dokuları belirtmek;



Rasim 1. EBRT ve Brakiterapi için Bakım Prosedürleri

- Hedef /hedefler ve OAR'lar için dozimetrik hedefleri ve öncelikleri belirtmek;
- İlk radyasyon öyküsü olan ve ilk konsültasyon sırasında belgelenen hastaya özel düşünceleri olan hastaları belirlemek; ve
- İstenilen toplam dozu, fraksiyonasyon, tedavi tekniği, enerji, zaman kısıtlamaları, tedavi sırasında görüntüleme ve radyasyon reçetesinin diğer tüm yönlerini ayrıntılandırmak.

Medikal Fizikçi, karmaşık TPS donanım ve yazılımının etkin ve etkin kullanımı konusunda uygun şekilde eğitilmiş olmalıdır. Planlama sürecinde radyasyon onkoloğu ile etkileşime geçmek için radyasyon onkolojisinin klinik yönlerini de anlamalıdır.

Plan değerlendirme, planlama kadrosu tarafından doğruluk için belirlenen OAR'ların gözden geçirilmesini içermelidir. Ek olarak, bu planlar, bilgi tabanlı bir planlama sisteminden veya uygulama protokolünden elde edilen çıktılar gibi belgelenmiş bir standartla kar-

şılaştırılabilir.

Radyasyon onkoloğu daha sonra belirli bir planı kabul edip etmemeye karar verir.

Bu işlem yinelemeli olabilir ve hem klinik olarak kabul edilebilir hem de teknik olarak uygulanabilir bir doz dağılımını elde etmek için başlangıç planında çoklu revizyon ve ayarlamalar gerektirebilir.

Radyasyon onkoloğu, tedavi için nihayetinde seçilen planı seçip resmen onaylamaktan, klinik gereklilikleri ve reçeteyi yerine getirdiğini ve doğru şekilde uygulayabileceğini doğrulamaktan sorumludur.

Mühürsüz Kaynaklarla Radyasyon Tedavisi İçin Hazırlık

Kapsüllenmemiş radyonüklidlerin kullanıldığı tedavinin belirtildiği klinik durumlar için, multidisipliner uygulaması nedeniyle farklı bir tedavi planlama süreci gereklidir. İşlem, hedef organ veya tümörlere beklenen doz dağılımını ve hastanın vasküler anatomisini veya biyolojik görüntülemeyi (örneğin nükleer tıp taramaları) temel alarak normal dokuları hesaplamayı içerir.

Bu süreç hastanın multidisipliner değerlendirmesini ve klinik endikasyonları ve radyasyon güvenliği önlemlerini dikkate almalıdır.

Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) / Amerikan Radyasyon Onkolojisi Derneği (ASTRO), açığa çıkarılmamış radyofarmasötik kaynaklar ve Nükleer Düzenleme Komisyonu düzenlemeleriyle ilgili kılavuzları, açığa çıkarmamış kaynaklarla ilgili özel ve benzersiz radyasyon güvenliği risklerini ve prosedürlerini daha ayrıntılı olarak tartışmaktadır.

Tedavi öncesi Kalite Temini ve Plan Doğrulama

Güvenli ve yüksek kaliteli RT için, tedavi öncesinde kalite temini programı gereklidir. Tedavi planlaması tamamlandıktan sonra ve tedaviye başlamadan önce alınan kalite temini adımları, hasta güvenliğini en üst düzeye çıkarmak için kritik öneme sahiptir. Önemli bir ilk adım EBRT için doz hesaplamasının bağımsız bir

kontrolü ve brakiterapi için implant geometrisidir.

Bağımsız bir hesaplama yöntemi mevcut değilse, uygun bir ölçüm tekniği kullanılmalıdır.

Fizikçi ve/veya radyasyon onkoloğunun gözetimi altında, uygun şekilde eğitilmiş klinik personeli bu kalite temini belgelerini onaylayabilir. İkincil kontroller ve işbirlikçi bir ekip ortamı, kapsamlı bir kalite temini programı için önemlidir. Fizikçi, doz dağılımının analizini, hedeflerin kapsamını, kritik OAR'ların korunmasını ve ilave tedavi planlama görüntülemesinin (yani MRI, PET) planlama CT'sine uygun füzyonunu ve diğer birçok kontrolün dahil olduğu doktorun onayladığı planı gözden geçirir.

Brakiterapi planları için uygun dwell time dağılımı ve doğru kaynak aktivitesi gibi ek kontroller gereklidir.

Bunlar 4. Bölümde daha ayrıntılı olarak ele alınmaktadır.

Plan doğrulama, tedavinin tekniğine ve karmaşıklığına bağlı olarak birkaç farklı yolla gerçekleştirilir.

Portal görüntüleme veya izomerkez doğrulama görüntülemelerinde (hacimsel veya düzlemsel görüntüler kullanarak) , karşılaştırma için referans bir görüntü gereklidir. Bu bilgi, işlemdeki simülasyon aşaması sırasında gerçekleştirilen görüntülemeden elde edilir. IMRT için bu önemli kalite temini tekniği, güvenlik kaygılarını gidermek için tamamen yeterli değildir.

Tedavinin ilk gününde toplanan bilgiler, kabul edilebilir sınırlar dahilindeyse, aynı tedavi planını kullanarak tedavinin tüm fraksiyonlar için devam etmesine izin verir.

Bazı durumlarda, radyasyon onkoloğu ve/veya medikal fizikçi, örneğin elektron kurulumları veya bolus yerleşimi için ışık alanlarını doğrulamak için oda içi set-up'ı değerlendirmek zorunda kalabilir.

IGRT, tümörü çevreleyen normal dokuları ayıran daha küçük hedef hacimlerine izin veren daha yüksek setup doğruluğunu sağlar. IGRT'nin bir avantajı bazen hacimsel görüntüleme yetenekleri sağlamasıdır.

Bu süreç, bu bölümde daha önce tartışılan basit plan doğrulama sürecinin çok ötesine geçer.

QA süreci ayrıca, tüm sistem zincirinde veri aktarım bütünlüğünün doğrulanmasına yönelik adımları içermelidir.

Sağlam bir bilgi teknolojisi altyapısı güvenli tedavi sunumu ve görüntüleme ve diğer verilerin zamanında gözden geçirilmesi için kritik bir gerekliliktir.

RADYASYON TEDAVİSİNİN VERİLMESİ

External Beam Radyasyon Tedavisi

Tedavi planlaması ve tedavi öncesi QA tamamlandıktan sonra, hasta tedaviye hazırdır. Tedavi sunumunda radyoterapi teknikerlerinin ilk adımı hasta kimliğinin ve tedavi bölgesinin doğrulanmasıdır. Bunu, basit cilt izleri ve tedavi ünitesinin merkezini lokalize eden bir oda lazer sistemi gibi birkaç farklı teknik kullanarak tedavi masasındaki hasta set-up'ı izler.

IGRT, hasta set-up doğruluğunu arttırmak için, özellikle günlük olarak hareket edebilen dahili bir hedef bağlamında kullanılabilir. Radyasyon onkoloğu, verilen tedavinin orijinal klinik ve dozimetrik planlara uygun olduğunu doğrulamak için belirtilen tedavi süreci boyunca tüm görüntüleri ve hizalamaları gözden geçirmelidir.

Benzer şekilde, tedavi sunumu sırasında organ hareketinin yönetimi, belirtildiğinde, tedavi eden hekimin sorumluluğundadır.

Brakiterapi

Brakiterapi, tümör taşıyan bölgeye veya hemen bitişik olan radyasyon kaynaklarının (izotopik veya elektronik) geçici veya kalıcı olarak yerleştirilmesini içerir (Resim 1). Ek olarak, brakiterapi tek başına veya EBRT ile birlikte kullanılabilir. Medikal Fizikçi ve doktor, ilk tedavi planlama ve setup prosedürüyle ilgili olarak tedavi sunumunun doğruluğunun doğrulanması ve belgelendirilmesinden sorumludur.

Bu, tedavinin uygulanmasından hemen önce kateterlerin veya iğnelerin doğru tanımlanmasını ve lokalizasyonunu içerir.

zasyonunu içerir.

Kalibrasyon İşlemleri, Devam Eden (ongoing) Kalite Temini Ekipmanı ve Önleyici Bakım

İlk çalıştırma, devam eden performans değerlendirilmesi ve RT dağıtım cihazlarının periyodik kalibrasyonu, RT'nin güvenli yönetimi için hayati öneme sahip önemli görevlerdir.

AAPM, bu görevlerin yerine getirilmesi hakkında kapsamlı kılavuzlar yayınladı ve yeni teknolojiler standart klinik uygulamaya girdiğinde eğitim materyallerini düzenli olarak güncelledi.

RADYASYON TEDAVİ YÖNETİMİ

Radyasyon onkoloğu, medikal fizikçi ve diğer klinik personel, tedavi cihazının performansı konusunda açık bir iletişim kanalı sağlamalıdır; bu nedenle, herhangi bir olası cihaz arızası belirtisinin hızlı bir şekilde tanınması ve teşhisi ve makinenin kullanımından önce düzeltici veya onarıcı önlem alınarak bir hastaya klinik tedavi sunmak gerekir.

Tedavi yönetimi aşağıdaki unsurları içerebilir:

- Hasta tedavi set-up'ının gözden geçirilmesi;
- Tedavi set-up doğrulama görüntülerinin gözden geçirilmesi (IGRT veya yüzey kılavuzlu RT için günlük olarak ortaya çıkabilir);
- Dozimetri, dozun verilmesi ve tedavi parametrelerinin gözden geçirilmesi;
- Tedavi toleransı ve ağrı yönetimi değerlendirmesi dahil olmak üzere hasta muayenesi; ve
- Tedaviye cevap.

Radyasyon onkoloğunun değerlendirmesi bireysel hasta gereksinimlerine, teknik veya tedavi modifikasyonlarına göre değişebilir. Tüm değerlendirmeler hastanın kaydında belgelenmelidir.

TAKİP DEĞERLENDİRMESİ VE BAKIM

Tedavi tamamlandığında medikal fizikçi, hastanın te-

davi belgelerini (örneğin, dozimetrik tedavi planı, hesaplama ve çizelge kontrolü, verilen dozun kaydını) doğruluk ve eksiksizlik açısından inceler ve teknik bir özet hazırlar. Radyasyon onkoloğu, tedavinin başlangıç ve bitiş tarihini (tedavi molaları dahil), verilen tedaviyi, tedavi sıklığını, tedavinin toleransını ve toksisitesini, takip planını ve devam eden sorunları belgeleyen tedavi özetini hazırlar. (5)

Sürekli hasta takibi ve radyasyon alanların bakımı, tedaviden kaynaklanan akut ve kronik morbiditeyi yönetmek ve hastalık durumunu (yani hastalısız, lokal, bölgesel veya uzak nüks) izlemek için gereklidir. Radyasyon onkoloğu, öngörülen doğruluk için planın gözden geçirilmesi ve gelecekteki hastalar için toksisite riskini azaltmak için potansiyel önlemlerin belirlenmesi için beklenmeyen bir morbidite gözlemlendiğinde veya rapor edildiğinde diğer klinik personelle görüşmelidir.

Radyasyon tedavisinin amacı hasta için mümkün olan en iyi sonucu elde etmektir. Sürekli kalite iyileştirmeye adanmış güvenli bir ortam yaratmak, her uygulamanın önemli bir parçasıdır.



Med. Fiz. Uzm. Uğur Akbayırlı

1988 yılında İzmir'de doğdu. 2013 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2017 yılında ise Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği yüksek lisans programından mezun oldu. 2017 güz

döneminden bu yana Çukurova Üniversitesi Biyoteknoloji programında doktora eğitimine devam etmektedir. 2015 – 2017 yılları arasında Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmıştır. 2017 yılından bu yana Medideal Medikal Projeler ve Çözümler A.Ş. bünyesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak bulunmakta ve Sakarya Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde çalışmaktadır.



Med. Fiz. Uzm.

M.Mustafa Tintaş

1987 yılında Afyonkarahisar'da doğdu. 2012 yılında Ege Üniversitesi Fizik Bölümü'nden mezun oldu. 2016 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Bölümünden yüksek lisans diploması aldı. 2016-2017

yıllarında Medideal Medikal Projeler ve Çözümler A.Ş. ye bağlı olarak Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2017 Kasım ayı itibarıyla aynı şirket bünyesinde Sakarya Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Sorumlu Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine devam etmektedir.

AAPM REPORT NO.175: DENTAL GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARININ KALİTE KONTROLÜ VE KABUL TESTLERİ

Med. Fiz. Uzm. Hüseyin Çetin

Task Group 175'in amacı, dental radyografi ünitelerinde görüntü kalitesini ve radyasyon dozunu etkileyen faktörleri araştırmaktır. Burada, medikal fizikçiler tarafından dental tesislerle ilişkili röntgen sistemleri üzerinde gerçekleştirilebilecek spesifik parametre değerlendirmeleri ve pratik prosedürler için tavsiyeler verilmiştir.

Bu rapor, her bölümün farklı dental modaliteleri için bağımsız bir bölüm olarak görülebileceği şekilde yapılandırılmıştır. Bu raporun 3, 4 ve 5. bölümlerinde sırasıyla ağız içi, panoramik ve sefalometrik dental radyografi cihazlarının değerlendirilmesi yapılmıştır.

Ağız İçi Dental Radyografi Cihazları İçin Kalite Kontrol Tavsiyeleri ve Kabul Testleri

Aşağıda ağız içi dental radyografi uygulamalarında kullanılan radyografi cihazlarının kalite kontrol ve kabul testleri AAPM TG 175 raporuna göre incelenecektir. Öte yandan AAPM'in PP 1-J numaralı politikasında tanımını yaptığı Medikal Fizikçiler tarafından (Qualified Medical Physicist) yerel otoritenin kabul ettiği ulusal kurallar var ise bunlar da gözden geçirilmeli ve kabul sınırları değerlendirilmelidir. Tüm durumlarda test sonuçları üreticinin kriterleri ile uyumlu olmalıdır. Ancak üretici kriterlerine ulaşmanın mümkün olmadığı çok eski sistemlerde sadece aşağıda tarif edilen kriterler kabul edilebilir.

Pek çok klinikte taşınabilir cihazlar da kullanılmaktadır. Medikal fizikçilerin bu cihazların kalite kontrolü için ek gerekliliklerin olup olmadığına da bakması gerekebilir. Örneğin; saçılan radyasyondan korunma, çevre radyasyona katkısını izleme, cihazların güvenli olarak saklanması veya taşınması gibi konuların teyit edilmesini isteyebilirler.

Tüp Kafa Kararlılığı ve Konumlandırma

NCRP 145 raporuna göre operatör cihazı pozisyonlan-

dırmak üzere hareket ettirdiğinde pozisyonlandırma işlemini tamamlayarak tüpü serbest bıraktığı anda tüpteki kayma veya salınma 1 saniye içerisinde durmalıdır ve tüpteki kayma 0.5cm'den daha büyük olmamalıdır.

Sızıntı Radyasyon ve Görsel Muayene

Radyasyon sızıntısından zarar görmemek için tüp muhafazasının görsel muayenesi yapılmalıdır. Korumanın tehlikeye girdiğinden şüpheleniliyorsa, şüpheli yerin üzerine bir radyasyon detektörü yerleştirilerek ve ona bitişik olarak kaçak radyasyon ölçümü yapılmalıdır. Beklenen düşük radyasyon seviyesinden dolayı, uygun bir detektör veya iyon odası gibi küçük radyasyon miktarını tespit etmek için yeterli hassasiyete sahip bir ölçüm cihazı gerekebilir. İki noktada maruziyetten sonra yapılan ölçümler benzer olmalıdır. Alternatif olarak, şüpheli alana bir ağız içi film veya dijital bir sensör yerleştirilebilir. Ortaya çıkan görüntüde aşırı radyasyona maruz kaldığını gösteren herhangi bir nokta kabul edilemez. İntraoral filmin veya dijital sensörün küçük boyutundan dolayı, görüntü reseptörünü sızıntının tam konumuna yerleştirmenin zor olabileceğine dikkat edilmelidir. Sonuç olarak, eğer varsa daha büyük bir CR kaseti kullanılabilir. Eğer tüp muhafazası zarar görürse, ünite en kısa sürede servisten kaldırılmalıdır.

Kolimasyon ve Minimum Kaynak Cilt Mesafesi (SSD)

21 CFR 1020.31 dokümanına göre radyasyon alanının maksimum çapı SSD ile orantılıdır. 18cm ve daha büyük SSD için (50 kVp'nin üzerinde tüp voltajına sahip cihazlar) maksimum alan çapı 7cm olmalıdır. X ışını alanı ise kolimatör sonuna yerleştirilen bir film, bir CR kaseti veya bir görüntüleme reseptörü ile ölçülebilir. Bunun dışında Medikal Fizikçinin kabul ettiği ve doğruladığı başka bir yöntem de kullanılabilir.

Dikdörtgen kolimatörü olan cihazlar için NCRP 145

Minimum HVL (mm of Aluminum)		
X-ray Tube Potential (kVp)	Specified Dental System ^a	Other X-ray System ^b
60	1.5	1.5
70	1.5	1.8
71	2.1	2.5
80	2.3	2.9
90	2.5	3.2

^a Dental x-ray systems designed for use with intraoral image receptors and manufactured after December 1, 1980
^b Panoramic and cephalometric systems manufactured on or after June 10, 2006.

Tablo 1: Ağız İçi Dental Radyografi Cihazları İçin Minimum HVL Değerleri

raporu, ışının lineer boyutlarının her bir ekseninde görüntü reseptör boyutlarının (SID) yüzde 2'sini geçmemesini önerir.

Işın Kalitesi

Klinikte en yoğun kullanılan kilovoltaj değerleri için x ışını alanına bir detektör (ölçüm cihazı) yerleştirilerek mmAl cinsinden yarı değer kalınlığı ölçülür. Saçılan radyasyon katkısını en aza düşürmek için alüminyum plakalar ölçüm cihazından olabildiğince uzağa konumlandırılır. En düşük HVL değeri üretici kriterleri ile tutarlı olmalı ve yerel otoritelerin belirlediği sınırlar arasında olmalıdır. 21 CFR 1020.30 dokümanına göre tüp kilovoltaj değerlerine karşılık gelen minimum yarı değer kalınlıkları Tablo 1'de listelenmiştir.

Kilovoltaj Doğruluğu

Kilovoltaj detektörü ağız içi radyografi ünitesinin tüm sensörlerini içine alacak şekilde konumlandırılır. Eğer cihazın birden fazla kilovoltaj ayarı varsa klinikte en çok kullanılan tüp voltajları için ölçüm yapılabilir. Tüp voltajı stabil hale geldikten sonra ölçüm yapmak önemlidir. Eğer cihaz yeni açıldıysa ve test yapılacaksa önce tüp ısıtma işlemi uygulanmalıdır. Yapılan ölçüm ile ayarlanan değer arasındaki sapma üreticinin kriterleri ile karşılaştırılmalı, üretici kriterinin yokluğu durumunda sapma %10'dan fazla olmamalıdır.

3.6 Işınlama Süresi Doğruluğu

Pek çok ağız içi radyografi ünitesi ön ısıtma moduna sahiptir ve ışınlama süresini (veya toplam puls sayısını)

ölçmek zordur. Buna rağmen Medikal Fizikçilerin cihazda ayarlanan ışınlama süresini ölçmeleri gerekir. Ölçüm sonuçlarının üreticinin kriterleri ile karşılaştırılması önemlidir. Üreticinin kriterinin yokluğunda ise 10 milisaniyenin üzerindeki değerler için ölçülen ve ayarlanan değerler arasındaki fark %10'dan fazla olmamalıdır.

Işınlamanın Tekrarlanabilirliği

Radyasyon detektörü birincil ışın demetine dik olacak şekilde cihazın detektörü önüne yerleştirilir. Kabul testi için bir standart kombinasyon seçilmesi önerilir (örneğin; maksimum akımda yetişkin modu ve minimum ışınlama süresi). Sonrasındaki kalite kontrol testleri için de standart tipik bir yöntem kullanmak yeterli olacaktır. Her bir kombinasyon için üç defa ölçüm alınır ve böylece varyasyon katsayısı (CoV) hesaplanabilir. Varyasyon katsayısı, standart sapmanın ortalamaya bölünmesi ile elde edilen değerdir ve bu değer üreticinin kriterleri ile uyum içerisinde olmalıdır. Üreticinin kriterinin yokluğunda ise bu değer en fazla 0.05 olabilir.

mA ve mAs Doğrusallığı

Bu test yalnızca aynı kilovoltaj değerinde birden fazla mA veya mAs değeri ayarlanabilirse yapılabilir. Buna göre;

Klinik olarak en sık kullanılan tüp voltajı değerinde ayarlanan mA veya mAs için havada doz ölçülür.

X büyüklüğü **X = havadaki doz (mGy) / mAs** formülü ile hesaplanır.

Farklı mA ve zaman kombinasyonları için $|X_1 - X_2| \leq 0.10 (X_1 + X_2)$ kriterinin uygulanması aranır.

Karanlık Oda Kalite Kontrolü (Film Kullanılan Uygulamalar İçin)

Dental radyografi uygulamalarında karanlık oda kalite kontrolü filmin medikal ışınlama dışında kararmasını engellemek için oldukça önemlidir. Film üzerinde uniform bir ışınlama gözleyebilmek, görüntü algılanabilirliği ve kontrast parametreleri için bu test önemlidir.

Karanlık oda ışık kaçağı testi ilk kurulumda olmak üzere yılda bir defa yapılmalıdır. Aynı zamanda güvenlik lambası veya lamba filtresi değiştiğinde, kapı / kapı altı izolasyon malzemesi / pencere izolasyon malzemesi değiştiğinde de zaman kaybetmeden tekrarlanmalıdır.

Varsa bitişik odanın ışıklarının açık olduğundan emin olunuz.

Film banyo cihazının açık olduğundan ve uygun çalışma sıcaklığında olduğundan emin olunuz.

Güvenlik lambası dâhil tüm ışıkları kapatın ve 3-5 dakika gözlerinizin alışması için bekleyin. Odaya sızan herhangi bir ışık kaynağı varsa (kapı altından sızan ışık, film banyo cihazının göstergelerinden gelen ışık, vs.) bunu bertaraf edin. Bunun için siyah elektrik bandı kullanmak uygun olacaktır.

Güvenlik ışığını açın.

Paketinden bir tane film çıkarın ve tezgâh üzerine koyarak yarısını ışık geçirmeyecek bir malzeme ile kapatın ve filminden mümkün olduğunca uzaklaşın.

İki dakika sonra filmi film banyo cihazından geçirin.

Proses edilen film görüntüleme panosunda inceleyin ve kapattığınız yarısı ile diğer yarısında kararma farkı olup olmadığını görsel olarak değerlendirin. Eğer fark varsa kaçak ışık kaynağı mutlaka bulunarak bertaraf edilmelidir.

Eğer kararma farkı herhangi bir ışık kaçağından değil de güvenlik ışığından veya filtresinden kaynaklıysa test güvenlik ışığı kapatılarak tekrarlanmalıdır.

Film Proses Kalite Kontrolü

Film proses kalite kontrolü, uygun film işleme sağlamak için gereklidir. Yanlış film prosesi, görüntü kontrastının azalmasına neden olur, küçük yoğunluk farklılıklarını algılama yeteneğini azaltır ve ayrıca hastalara ve personele artan radyasyon dozu verilmesi ile sonuçlanır. Optimize edilmiş film proses aynı zamanda daha az film çekimi ile sonuçlanır.

Film proses kimyasalları ve proses ekipmanlarının en iyi şekilde çalıştığından emin olmak için hastaya ait görüntüler proses edilmeden önce günde bir defa kalite kontrol işlemi yapılmalıdır. Günlük testler sahadaki personel tarafından yapılmalı ve kalite kontrol programının değerlendirilmesi Medikal Fizikçi tarafından takip edilmelidir.

Film proses kalite kontrolü için "Dental Radiographic Quality Control Device" ismiyle piyasaya sunulan ürün tarafından yöntem önerilmektedir. "The Conference of Radiation Control Program Directors" Inc isimli başka bir firma tarafından film proses kalite kontrolü için alternatif yöntem önerilmektedir.

Dijital Görüntü Reseptörlerin Kalite Kontrolü

Dijital radyografide, uygun görüntü kalitesini sağlamak için kalite kontrol şarttır. Genişletilmiş dinamik dijital dedektör yanıt aralığı ve ardından görüntü işleme nedeniyle, düşük ışınlamalar aşırı kuantum gürültüsü nedeniyle küçük yoğunluk farklılıklarını algılama yeteneğinin kaybına neden olabilir. Tersine, aşırı maruz kalma, hastalara ve personele artan radyasyon dozu ile sonuçlanabilir.

Dijital radyografi için kalite kontrol, optimum sistem işlevselliği ve görüntü kalitesi sağlar. Kalite kontrol düzenli aralıklarla (klinik yoğunluğa bağlı olarak günlük, haftalık veya aylık) ve sensörlerin hasar gördüğünden şüphelenildiğinde veya değiştirildiklerinde yapılmalıdır. Test, sahadaki personel tarafından yapıl-

malı ve kliniğin Kalite Güvence Programının değerlendirilmesi sırasında sonuçlar Medikal Fizik Uzmanı tarafından gözden geçirilmelidir.

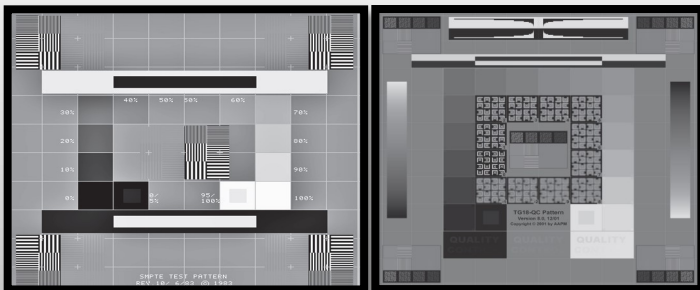
Gerekli Ekipman

Mevcutta, dijital ağız içi radyografi cihazlarının görüntü kalitesini değerlendirmek için standart bir yöntem yoktur. Bununla birlikte, üretici kalite kontrol bilgilerini sağlamıyorsa, görüntü kalitesinin fantom ile değerlendirilmesi yapılmalıdır. Değerlendirilecek görüntü kalitesi parametreleri, uniformite, kontrast çözünürlüğü ve uzamsal çözünürlüğü içermeli ancak bunlarla sınırlı olmamalıdır.

Sınırlı sayıda ticari olarak temin edilebilen QC fantomu mevcuttur. Dijital dental QC için iki örnek, Digital Dental Quality Assurance (DDQA) fantomu ve TOR DEN fantomudur. Üreticiye göre, ikinci fantom ağız içi, panoramik ve sefalometrik sistemlerin değerlendirilmesinde kullanılabilir. TOR DEN fantomu, başka isimler altında da pazarlanmaktadır.

Başlangıç Değerlendirmesi

Uniformite ve artefakt değerlendirmeleri yapılmadan önce, fantom imajları değerlendirmek için kullanılan ekranın düzgün çalıştığını doğrulamak gerekir. Klinik görüntüleri değerlendirmek için kullanılan sahadaki diğer tüm ekranların düzgün çalıştığını onaylamak gerekebilir. Bu, SMPTE gibi test desenleri kullanılarak yapılabilir. (Şekil 1a), TG18-QC (Şekil 1b).



Şekil 1: Ekran değerlendirme test desenleri a) SMPTE test deseni b) TG-18 QC fantomu

SMPTE modeli için pencere genişliği (window width), test desenindeki tüm piksel değerleri aralığını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Pencere seviyesi (window level), kullanılan sisteme bağlı olarak, pencere genişliğinin ortasına veya pencere genişliğinin en

düşük değerine ayarlanır.

DICOM ve 16-bit TIFF formatı TG18-QC desenleri için, pencere genişliği 0 ila 4095 aralığını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Pencere seviyesi, test edilen sisteme bağlı olarak pencere genişliğinin ortasına veya alt ucuna ayarlanır.

Her iki test deseni için de bulanıklaşma veya solma olmamasını sağlamak için genel görüntü incelenmelidir. Tüm gri seviyeleri görünür olmalı ve hem %5 hem de %95 alanların bitişik %0 ve %100 alanlardan farklı olarak görülmesi gerekir. Bu koşullar sağlanana kadar parlaklık ve kontrast ayarlanmalıdır. TG18-QC modelinin ayrıntılı bir tartışması, AAPM Report 3'ün 4. Bölümünde bulunabilir.

İlk değerlendirmeden önce, PSP veya CCD / CMOS reseptörleri tarafından üretilen görüntülerin sature olmamış, homojen bir ışınlama kullanarak artefakt içermediğini doğrulaması gerekir. PSP reseptörleri üretici tavsiyelerine göre kurulur ve PSP sistemlerinin kabul testleri ve QC değerlendirmesinin ayrıntılı bir tartışması, AAPM Report 93'ün 8-10. Bölümlerinde bulunabilir.

Periyodik Kalite Kontrol Testleri

QC fantom görüntülerinin değerlendirilmesi, Medikal Fizik Uzmanı tarafından sensör performansını doğrulamak için düzenli aralıklarla (günlük, haftalık, iki haftada bir veya aylık) yapılmalıdır. Sensör bir hasta tarafından düşürülmüş ve/veya yanlış kullanılmış ise kalite kontrol değerlendirmesinin yapılması şiddetle tavsiye edilir.

Ayrıca, görüntü reseptörü (PSP veya CCD/CMOS reseptörleri) üzerindeki monitör performansı ve görüntü artefaktı değerlendirmesinin Medikal Fizik Uzmanı tarafından önerildiği gibi düzenli aralıklarla yapılması önerilir. Son olarak, PSP reseptörleri zaman içinde background radyasyonundan sinyal topladıkları için, uzun süre kullanılmazlarsa kullanımdan önce silinmeleri gerekir. Ek olarak, PSP reseptörü deposunun yeri, iyonlaştırıcı radyasyon kaynaklarından uzakta olmalıdır.

Klinik Kalite Kontrol Programının Değerlendirilmesi

Kuruluşun Medikal Fizik Uzmanı yılda bir defa kuruluşun kalite kontrol prosedürünü ve sonuçlarını değerlendirmelidir. Bu değerlendirme kalite kontrol yapan personelin bilgilerini ve cihaza uygulanan teknik servis müdahalelerini de içermelidir.

Teknik Faktörler ve Cilt Dozu

Her bir ağız içi dental radyografi için, cilt giriş dozu, en yaygın projeksiyon için tesisin klinik teknik faktörleri kullanılarak ölçülmeli ve uygun DRL'ler ve ulaşılabilir dozlarla karşılaştırılmalıdır. Kullanılan ışınlama parametreleri, üreticinin dijital sensörler (veya film) için önerileriyle tutarlı olmalıdır. Gerekli görüntü kalitesini korurlarsa daha düşük bir hasta dozu kullanılabilir. Operatör kontrol panelinin yanına bir teknik tablo gönderilmelidir. NCRP, film hızı veya görüntü sensörü türünden bağımsız olarak tüm dental ağız içi görüntüleme sistemleri için 1,6 mGy (cilt giriş dozu) için bir teşhis referans seviyesi (DRL) önerir.

Saçılan Radyasyon

Ağız içi dental radyografi cihazlarının kabul testi sırasında, saçılan radyasyon da değerlendirilmek istenebilir. Bu, tipik klinik protokolü kullanarak bir kafa fantomunun ışınlanması ile yapılabilir. Fantom, çalışma esnasında personelin lokasyonuna (örneğin kontrol paneli yanına) konumlandırılır böylece saçılan radyasyon değeri ölçülebilir. Beklenen düşük radyasyon seviyesi nedeniyle, az miktarda radyasyonun (9 ila 90 nGy veya 1 ila 10 µR aralığında) tespit edilmesi için yeterli hassasiyete sahip bir cihazın kullanılması önerilir (örneğin katı hal detektörü).

İntraoral, panoramik ve sefalometrik dental radyografi cihazları için kabul ve kalite kontrol parametreleri Tablo 2'de gösterilmiştir.

Panoramik Dental Radyografi Cihazları İçin Kalite Kontrol Tavsiyeleri ve Kabul Testleri

Panoramik dental röntgeni ünitelerinin kabul testi ve kalite kontrolü için önerilen testler aşağıda listelen-

miştir. Ek olarak, gerekli tüm testlerin yapıldığından ve limitlerinin karşılandığından emin olmak için ulusal düzenleme gereklilikleri gözden geçirilmelidir. Bu değerlendirmeler, ünitenin klinik ve yıllık olarak kullanılmasından önce Medikal Fizik Uzmanı tarafından yapılmalı veya denetlenmelidir. Nihai rapordaki tüm içerikten Medikal Fizik Uzmanı sorumludur. Her durumda, test sonuçlarının üreticinin şartlarına uygun olması gerekir. Sadece bu gibi üretici özelliklerinin bulunmadığı eski üniteler için, aşağıda verilen standartlar kullanılmalıdır.

Sızıntı Radyasyon ve Görsel Muayene

Radyasyon sızıntısından zarar görmemek için tüp muhafazasının görsel muayenesi yapılmalıdır. Korumanın tehlikeye girdiğinden şüpheleniliyorsa, şüpheli yerin üzerine bir radyasyon dedektörü yerleştirilerek ve ona bitişik olarak kaçak radyasyon ölçümü yapılmalıdır. Beklenen düşük radyasyon seviyesinden dolayı, uygun bir detektör veya iyon odası gibi küçük radyasyon miktarını tespit etmek için yeterli hassasiyete sahip bir ölçüm cihazı gerekebilir. İki noktada maruziyetten sonra yapılan ölçümler benzer olmalıdır. Alternatif olarak, şüpheli alana bir ağız içi film veya dijital bir sensör yerleştirilebilir. Ortaya çıkan görüntüde aşırı radyasyona maruz kaldığını gösteren herhangi bir nokta kabul edilemez. İntraoral filmin veya dijital sensörün küçük boyutundan dolayı, görüntü reseptörünü sızıntının tam konumuna yerleştirmenin zor olabileceğine dikkat edilmelidir. Sonuç olarak, eğer varsa daha büyük bir CR kaseti kullanılabilir. Eğer tüp muhafazası zarar görürse, ünite en kısa sürede servisten kaldırılmalıdır.

X Işını Demeti Uzunluğu ve Genişliğinin Uyumu

Aşağıdaki, x-ışını alanının uzunluğunun (dikey boyut) görüntü alıcısının ötesine uzanıp uzanmadığını ve x-ışını alanının genişliğinin (yatay boyut) belirtilen tolerans dahilinde olup olmadığını belirlemek için kullanılabilecek bir prosedürdür;

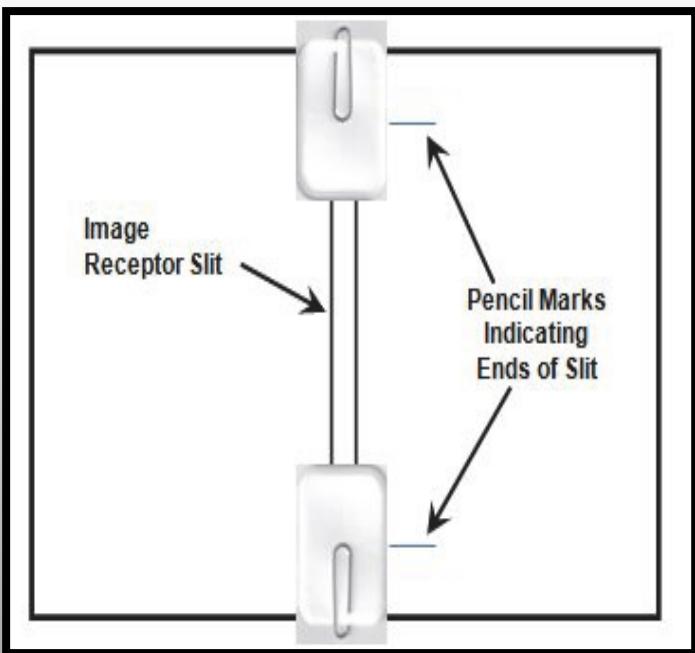
Her iki ağız içi filmin, PSP reseptörünün veya radyokromik filmin her birine bir ataş yerleştirin, böylece ataşın uzunluğu, alıcıların uzunluğu ile paralel ve ortalan-

miş olacak şekilde yerleştirilir.

Ataşın bir ucunun reseptörün merkezinde olduğundan emin olun (Şekil 2). Yarığın üstünü ve altını göstermesi için görüntü alıcının önündeki yarığın uçlarına bitişik kurşun kalem işaretleri koyun.



Şekil 2: Ataş ile tutturulmuş itraoral film paketi



Şekil 3: İntraoral paketleri ataçlarla gösteren görüntü reseptörü kapağı

Her paketi ve ataşları görüntü reseptörünün üzerine yerleştirin, böylece bunlar görüntü reseptörü üzerindeki slit konumunu belirten slit veya çizgi ile hizalanır. Ataşların merkezindeki ataş uçlarının, yarığın uçlarını gösteren kalem işaretleriyle aynı hizada olduğundan emin olun (Şekil 3).

Konvansiyonel bir panoramik ışınlama yaparak reseptörleri ortaya çıkarın ve ardından reseptörleri görüntülemek için uygun şekilde işleme sokun.

Şu anda bu test için standart kriterler olmadığından, sonuçlar üreticinin şartlarına, devlet düzenlemelerine veya gelecekte uluslararası kabul görmüş standartlara (örneğin IEC) dayanarak Medikal Fizik Uzmanı tarafından belirlenmelidir. Filmlerin, PSP dedektörlerinin, ataşların, flüoresan malzemelerin...vb tam olarak yerleştirilmesindeki zorluklardan dolayı, kabul kriterleri aşağıda belirtilmiştir.

x ışını alanı, genişlik ve hizalama dahil görüntü reseptörünün hassas alanı ile uyumlu olmalı ve genişlik yönünde ve SID toplam hatasının% 2'sinde yarığın içinde tutulmalıdır.

X ışını alanı, görüntü reseptörünün hassas alanından büyük olmamalıdır.

Işın Kalitesi

X ışını alanına bir radyasyon detektörü yerleştirin ve en çok kullanılan kilovoltaj için yarı değerli kalınlığını mmAl cinsinden ölçün. Alüminyum levhalar radyasyon dedektöründen mümkün olduğu kadar uzağa, tercihen doğrudan kolimatör gövdesinin önüne yerleştirilmelidir. Asgari yarı değer kalınlığı, en azından üreticinin teknik özelliklerinde belirtilen ile uyumlu olmalı ve ulusal yönetmeliklere uygun olmalıdır. Bölüm 3.4'teki Tablo 1 panoramik ve sefalometrik sistemler için seçilen minimum HVL gereksinimlerini göstermektedir.

Kilovoltaj Doğruluğu

Radyasyon alanının merkezi eksenini boyunca bir yere bir kilovoltaj dedektörü yerleştirin. Panoramik ünite bir tarama slit radyasyon ışını kullandığından, kilovoltaj sensörünü hareketli dedektöre bağlamak gereke-

bilir, böylece sensör tüm ışınlama boyunca alan içinde kalır. Kulak ve nazal konumlandırma cihazlarının ışın alanı içinde olmadığından emin olun. En düşük, en yüksek ve merkezi kilovoltaj değerleri dahil olmak üzere asgari olarak yararlı kilovoltaj aralığı boyunca ışınlamalar yapın. Tüm birimler üreticinin özelliklerine uygun olmalıdır. Eski cihazlar, yani üretici şartlarının olmadığı cihazlar $\pm\% 10$ içinde doğru olmalıdır.

Işınlamanın Tekrarlanabilirliği

Radyasyon dedektörünü birincil ışın önüne yerleştirin. Radyasyon dedektörünün tüm hassas hacminin genel olarak birincil ışın tarafından ışınlanmaması durumunda, ölçümlerin tekrarlanabilirliğini sağlamak için radyasyon dedektörünün pozisyonunun farklı ışınlamalar arasında kesin olması gerektiğini unutmayın. Olası bir yöntem, panoramik ünitelerin yarıklarının önüne kalem tipi bir iyon odası (CT iyon odası) yerleştirmektir. Bu setupta, CT iyon odasının uzunluğu, röntgen ışınının dikey boyutuna göre hizalanmalıdır. Ayrıca, kablo-nun döner portalda sıkışmamasına ve hareketin okumada aşırı gürültü ölçümüne yol açmamasına dikkat edilmelidir.

Kabul testi için, birkaç teknik kombinasyonun ölçülmesi önerilir. Kalite kontrol testi sırasında tipik bir tekniğin kullanılması genellikle yeterlidir. Her ayarda en az üç ölçüm, ortalama değere bölünmüş ölçümlerin standart sapmasına eşit olan değişim katsayısının (COV) belirlenmesi için kullanılmalıdır. Ünitenin hava kermasının değişim katsayısı üreticinin spesifikasyonlarını aşmamalıdır. Eğer böyle bir üretici kriteri yoksa, maksimum 0,05 COV değeri kullanılmalıdır.

Karanlık Oda Kalite Kontrolü (Film Kullanılan Uygulamalar İçin)

Bu test, görüntü kalitesinin aşırı karanlık oda sisi tarafından düşürülüp düşürülmeyeceğini belirler. İntraoral ve panoramik filmler arasındaki spektral ve işlem hassasiyetlerindeki farklılıklardan dolayı, işlemek üzere tasarlanan filmleri kullanarak karanlık odayı veya gün ışığı yükleyicisini test etmek gerekir.

Karanlık oda ışık kaçağı testleri hem karanlık odalar

hem de gün ışığı yükleyicileri olan işlemciler için yapılmalıdır. Aşağıda bu testler açıklanmaktadır:

Karanlık oda ışık kaçağı testleri başlangıçta yeni bir karanlık oda için ve en az yılda bir kez yapılmalıdır. Işık kaçağı testleri ayrıca bir emniyet ışığı filtresi veya emniyet ışığı ampulü her değiştirildiğinde de yapılmalıdır. Işık kaçağı testi gerektiren diğer olaylar arasında bir kapı / kapı altı izolasyon malzemesi / pencere izolasyon malzemesi değiştiğinde de zaman kaybetmeden tekrarlanmalıdır.

Bitişik odadaki oda ışıklarının açık olduğundan emin olun. Ayrıca, film işlemcisinin açık ve uygun sıcaklıkta çalıştığını doğrulayın.

Karanlık odadaki tüm kapıları ve güvenlik ışıklarını kapatın. Gözlerinizin karanlığa uyum sağlaması için üç ila beş dakika bekleyin. Film işlemcisindeki veya zamanlayıcıdaki kapılardan, havalandırma kaynaklarından ve gösterge ışıklarından gelen herhangi bir ışık kaynağı varsa bunu ortadan kaldırın. (Siyah elektrik bandı küçük sızıntılar için iyi bir çözümdür). Güvenlik ışıklarını tekrar açın.

Bir kaset içerisindeki panoramik filmi yaklaşık 1.00 optik yoğunluğa maruz bırakacak şekilde ışınlayın. Gümmüş bir iyon gelişebilir hale getirmek için ortalama olarak üç foton vuruşu aldığı için panoramik film ön ışınlamaya maruz bırakılmalıdır. Bu, film tabanlı panoramik sistemlerin, film tabanlı ağız içi sistemler için doğrudan filme ışınlama yerine, bir ekran filmi düzenini kullanmasından kaynaklanmaktadır. Bu durumda, hafif bir sise maruz kalma, ışınlanmamış bir filmde görünmeyebilir, ancak önceden ışınlanmış filme bu ilave maruz kalma sis gösterecektir. Buna karşılık, ağız içi film için, bir foton vuruşu, birçok taneciğin geliştirilebilir olmasını sağlar. Bu nedenle, sis testi için ışınlama bir fark yaratmayacaktır.

Karanlık odada filmi kasetten çıkarın, çalışma tezgahının üzerine yerleştirin ve bunun yarısını ince, radyopak bir malzeme ile örtün.

Film üzerinde herhangi bir gölge oluşturmamak için filmi koyduğunuz tezgâhtan olabildiğince uzak durun.

Film iki dakika boyunca çalışma tezgahında kalsın ve sonra filmi banyo edin.

Filmi bir görüntüleme panosuna yerleştirdikten sonra, radyopak malzeme kaplanmış ve açıkta duran kısımları birbirinden ayırmak için bir kalem kullanın. İki taraf arasında yoğunlukta görsel bir fark olup olmadığını belirleyin. Bir fark varsa, hafif bir sızıntıdan kaynaklanan karanlık oda ışık kaçağı ortadan kaldırılmalıdır.

Dijital Panoramik Görüntü Reseptörlerinin Kalite Kontrolü

Dijital radyografide, uygun görüntü kalitesini sağlamak için kalite kontrol şarttır. Genişletilmiş dinamik dijital dedektör yanıt aralığı ve ardından görüntü işleme nedeniyle, düşük dozdaki ışınlamalar aşırı kuantum gürültüsü nedeniyle küçük yoğunluk farklılıklarını algılama yeteneğinin kaybına neden olabilir. Buna karşılık, optimumdan daha yüksek ışınlamalar, hastalara ve personele artan radyasyon dozu ile sonuçlanacaktır.

Dijital panoramik radyografi için kalite kontrol, optimum sistem işlevselliği ve görüntü kalitesi sağlar. Kalite kontrol düzenli aralıklarla ve sensörler hasar gördüğünde veya değiştirildiğinde yapılmalıdır. Ek olarak, aynı zamanda artefakt olup olmadığı konusunda da değerlendirme yapılmalıdır. Test, sahadaki personel tarafından yapılmalı ve kuruluşun kalite kontrol programının değerlendirilmesinde Medikal Fizik Uzmanı tarafından incelenen sonuçlar baz alınmalıdır.

Halen panoramik röntgen ünitelerinin görüntü kalitesini değerlendirmek için standart bir yöntem yoktur. Sonuç olarak, eğer varsa üreticinin tavsiyelerine uyulmalıdır.

Uniformite ve artefakt değerlendirmeleri yapılmadan önce, fantom imajları değerlendirmek için kullanılan ekranın düzgün çalıştığını doğrulamak gerekir. Klinik görüntüleri değerlendirmek için kullanılan sahadaki diğer tüm ekranların düzgün çalıştığını onaylamak gerekebilir. Bu, SMPTE gibi test desenleri kullanılarak yapılabilir. (Şekil 1a), TG18-QC (Şekil 1b).

SMPTE modeli için pencere genişliği (window width), test desenindeki tüm piksel değerleri aralığını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Pencere seviyesi (window level), kullanılan sisteme bağlı olarak, pencere genişliğinin ortasına veya pencere genişliğinin en düşük değerine ayarlanır.

DICOM ve 16-bit TIFF formatı TG18-QC desenleri için, pencere genişliği 0 ila 4095 aralığını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Pencere seviyesi, test edilen sisteme bağlı olarak pencere genişliğinin ortasına veya alt ucuna ayarlanır.

Her iki test deseni için de bulanıklaşma veya solma olmamasını sağlamak için genel görüntü incelenmelidir. Tüm gri seviyeleri görünür olmalı ve hem %5 hem de %95 alanların bitişik %0 ve %100 alanlardan farklı olarak görülmesi gerekir. Bu koşullar sağlanana kadar parlaklık ve kontrast ayarlanmalıdır. TG18-QC modelinin ayrıntılı bir tartışması, AAPM Report 3'ün 4. Bölümünde bulunabilir.

Teknik Faktörler

Kullanılan ışınlama ayarları, ekipmanın (veya filmin) üreticisinin tavsiyelerine uygun olmalıdır. Gerekli görüntü kalitesi korunursa daha düşük bir hasta dozu ile sonuçlanan teknikler kullanılabilir. Operatör kontrol panelinin yanına bir teknik tablo gönderilmelidir.

NCRP 172 numaralı raporu panoramik dental üniteler için DRL değerini 100 mGycm² ve DAP değerini 76 mGycm² olarak tavsiye etmektedir.

Klinik Kalite Kontrol Programının Değerlendirilmesi

Kuruluşun Medikal Fizik Uzmanı yılda bir defa kuruluşun kalite kontrol prosedürünü ve sonuçlarını değerlendirmelidir. Bu değerlendirme kalite kontrol yapan personelin bilgilerini ve cihaza uygulanan teknik servis müdahalelerini de içermelidir.

Saçılan Radyasyon

Ağız içi dental radyografi cihazlarının kabul testi sırasında, saçılan radyasyon da değerlendirilmek istenebi-

lir. Bu, tipik klinik protokolü kullanarak bir kafa fantomunun ışınlanması ile yapılabilir. Fantom, çalışma esnasında personelin lokasyonuna (örneğin kontrol paneli yanına) konumlandırılır böylece saçılan radyasyon değeri ölçülebilir. Beklenen düşük radyasyon seviyesi nedeniyle, az miktarda radyasyonun (9 ila 90 nGy veya 1 ila 10 μ R aralığında) tespit edilmesi için yeterli hassasiyete sahip bir cihazın kullanılması önerilir (örneğin katı hal detektörü).

İntraoral, panoramik ve sefalometrik dental radyografi cihazları için kabul ve kalite kontrol parametreleri Tablo 2'de gösterilmiştir.

Sefalometrik Dental Radyografi Cihazları İçin Kalite Kontrol Tavsiyeleri ve Kabul Testleri

Sefalometrik dental radyografi cihazlarının kabul testi ve kalite kontrolü için önerilen testler aşağıda listelenmiştir. Ek olarak, gerekli tüm testlerin yapıldığından ve limitlerinin karşılandığından emin olmak için ulusal düzenleme gereklilikleri gözden geçirilmelidir. Bu değerlendirmeler, ünitenin klinik ve yıllık olarak kullanılmasından önce Medikal Fizik Uzmanı tarafından yapılmalı veya denetlenmelidir. Nihai rapordaki tüm içerikten Medikal Fizik Uzmanı sorumludur. Her durumda, test sonuçlarının üreticinin şartlarına uygun olması gerekir. Sadece bu gibi üretici özelliklerinin bulunmadığı eski üniteler için, aşağıda verilen standartlar kullanılmalıdır.

Sızıntı Radyasyon ve Görsel Muayene

Radyasyon sızıntısından zarar görmemek için tüp muhafazasının görsel muayenesi yapılmalıdır. Korumanın tehlikeye girdiğinden şüpheleniliyorsa, şüpheli yerin üzerine bir radyasyon dedektörü yerleştirerek ve ona bitişik olarak kaçak radyasyon ölçümü yapılmalıdır. Beklenen düşük radyasyon seviyesinden dolayı, uygun bir detektör veya iyon odası gibi küçük radyasyon miktarını tespit etmek için yeterli hassasiyete sahip bir ölçüm cihazı gerekebilir. İki noktada maruziyetten sonra yapılan ölçümler benzer olmalıdır. Alternatif olarak, şüpheli alana bir ağız içi film veya dijital bir sensör yerleştirilebilir. Ortaya çıkan görüntüde aşırı radyasyona maruz kaldığını gösteren herhangi bir

nokta kabul edilemez. İntraoral filmin veya dijital sensörün küçük boyutundan dolayı, görüntü reseptörünü sızıntının tam konumuna yerleştirmenin zor olabileceğine dikkat edilmelidir. Sonuç olarak, eğer varsa daha büyük bir CR kaseti kullanılabilir. Eğer tüp muhafazası zarar görürse, ünite en kısa sürede servisten kaldırılmalıdır.

Kolimasyon

Slit sistemleri taramak için Bölüm 4.2 Işını Demeti Uzunluğu ve Genişliğinin Uyumu bölümünü referans alınız. Bu testin hem panoramik hem de sefalometrik modlar için ayrı ayrı yapılması gerektiğini unutmayın.

Geniş ışın alanları için, alan boyutunu manuel olarak ayarlayın veya tüm radyasyon alanının görüntü reseptörünün içine düşmesini sağlamak için bir açıklık seçin.

Eğer bir ışık alanı mevcutsa, alan ışığını açın ve ışık alanının içine, görüntü alıcısının yüzüne beş tane madeni para yerleştirin. Her iki tarafın ortasına dış kenarı alan kenarına hafifçe değecek şekilde bir madeni para koyun. Görüntü yönünü belirtmek için beşinci madeni parayı dört kadrandan birine yerleştirin. Düşük kilovoltaj ve mAs tekniğiyle ışınlama yapın ve görüntüyü işleyin.

Işık-ışın alanı çakışmasını kontrol etmek için, her madeni paranın dış kenarından karşılık gelen ışın alanı kenarına olan mesafeyi ölçün. Karşılıklı ışık ve ışın alanı kenarlarının tutarsızlıklarının toplamı kaynak-görüntü mesafesinin %2'sini geçmemelidir.

Alan boyutu göstergesi doğruluğunu belirlemek için radyasyon alanının genişliğini ve yüksekliğini ölçün. Radyasyon alanının her bir boyutu kaynak-görüntü mesafesinin % 2'sine karşılık gelen gösterge ayarına uymalıdır.

Radyasyon alanını ve görüntü reseptörü hizasını kontrol etmek için, radyasyon alanının karşıt köşeleri arasına görüntüye çapraz çizgiler çizin ve tüm görüntü reseptörü için benzer şekilde yapın. İki çapraz çizgi grubunun kesişme noktaları arasındaki mesafeyi ölçün.

Bu mesafe kaynak-görüntü mesafesinin %2'sini geçmemelidir.

İşinlamanın Tekrarlanabilirliği, Hasta Giriş Dozu ve Teknik Faktörler

Radyasyon dedektörünü x ışını alanı merkezine yerleştirin. Giriş dozunun hesaplanabilmesi için radyasyon dedektörünün tüm hassas hacminin birincil ışın tarafından ışımlandığından emin olunmalıdır. Yaygın olarak kullanılan yetişkin ve pediatrik teknik ölçülmeli ve ortalama değere bölünmüş ölçümlerin standart sapmasına eşit olan değişim katsayısının (COV) belirlenmesi için her teknik için en az üç ölçüm yapılmalıdır. Ünitenin hava kermasının değişim katsayısı üreticinin spesifikasyonlarını aşmamalıdır. Eğer üretici spesifikasyonu yoksa, maksimum 0,05 COV değeri kullanılmalıdır.

NCRP 172 numaralı raporu hasta giriş dozu için 0,14mGy ve median doz için 0,09 mGy DRL önermektedir. Ortalama hava kerma ölçümünü kullanarak, en sık kullanılan yetişkin ve pediatrik teknikler için hasta giriş dozunu hesaplayın ve kaydedin.

$$ESAK = \overline{K_a} \times [SDD / (SID - 17.5)]^2$$

Bu formüldeki ESAK; hasta giriş dozu, K_a ; ölçülen ortalama hava kerma, SSD; kaynak-dedektör arası mesafe (cm) ve SID; kaynak-görüntü arası mesafe (cm)'dir.

Alternatif olarak, KAP (kerma air product) mevcutsa, NCRP yetişkinler için 32.6 mGycm²'lik bir DRL ve ulaşılabilir doz için 17 mGycm²'lik bir KAP önerir. Çocuklar için önerilen DRL ve ulaşılabilir doz sırasıyla 26,4 ve 14 mGycm²'dir.

Kullanılan ışınlama ayarları, dijital sensör (veya film) üreticisinin tavsiyelerine uygun olmalıdır. Gerekli görüntü kalitesini korumak şartıyla daha düşük bir hasta dozu ile sonuçlanan teknikler kullanılabilir. Bu standardize edildiyse operatör kontrol panelinin yanına bir teknik grafik konmalıdır.

Işın Kalitesi

İşinlamanın tekrarlanabilirliği testi ile aynı ayarları kullanarak, en sık kullanılan kilovoltaj değeri için yarı değer kalınlığını mmAl cinsinden ölçün. Alüminyum levhalar radyasyon dedektöründen mümkün olduğunca uzakta, tercihen doğrudan kolimatör gövdesinin önüne yerleştirilmelidir. Asgari yarı değer kalınlığı, en azından üreticinin özelliklerine uygun olmalı ve ulusal yönetmeliklere uygun olmalıdır.

Kilovoltaj Doğruluğu

Kilovoltaj dedektörünü radyasyon ışınının merkezi eksenini boyunca bir yere yerleştirin. Eğer x ışını ünitesi bir slit radyasyon ışını kullanıyorsa, kilovoltaj sensörünü hareketli dedektöre takmak gerekebilir, böylece tüm ışınlama için dedektörü alan içinden çıkmayacak şekilde hizalayın. Kulak ve nazal konumlandırma cihazlarının ışınlama alanı içinde olmadığından emin olun. En düşük, en yüksek ve merkezi kilovoltajlar dahil olmak üzere asgari olarak yararlı kilovoltaj aralığı boyunca ışınlamalar yapın. Tüm birimler üreticinin kriterlerine uygun olmalıdır. Üretici kriterinin olmadığı eski sistemler $\pm 10\%$ içinde doğru olmalıdır.

mA ve mAs Doğrusallığı

Bu test yalnızca aynı kilovoltaj değerinde birden fazla mA veya mAs değeri ayarlanabilirse yapılabilir. Buna göre;

Klinik olarak en sık kullanılan tüp voltajı değerinde ayarlanan mA veya mAs için havada doz ölçülür.

X büyüklüğü **X = havadaki doz (mGy) / mAs** formülü ile hesaplanır.

Farklı mA ve zaman kombinasyonları için **$|X_1 - X_2| \leq 0.10 (X_1 + X_2)$** kriterinin uygunluğu aranır.

İşinlama Süresi Doğruluğu

Bu test sadece, x-ışını ünitesi açık, ışınlama süresi değişken ayarlara sahip sistemlere yapılmalıdır. X ışını alanı içerisindeki dedektörle, en azından yararlı maksimum, minimum ve merkezi değerler dahil olmak üzere zamanlayıcının yararlı aralığı boyunca ışınlama ya-

pın. Her ışınlama zamanı ölçümünün doğruluğu, üreticinin özelliklerine uygun olmalıdır. Üreticinin özelliklerine sahip olmayan eski sistemler, 10 milisaniyeden daha büyük ayarlar için %10 içinde doğru olmalıdır. Jeneratör çıkış radyasyonu puls tipi ise, zamanlayıcı doğruluğu 1 puls içinde olmalıdır.

Karanlık Oda Kalite Kontrolü (Film Kullanılan Uygulamalar İçin)

Bu test, görüntü kalitesinin aşırı karanlık oda sisi tarafından düşürülüp düşürülmeyeceğini belirler. İntraoral ve sefalometrik filmler arasındaki spektral ve işlem hassasiyetlerindeki farklılıklardan dolayı, işlemek üzere tasarlanan filmleri kullanarak karanlık odayı veya gün ışığı yükleyicisini test etmek gerekir.

Karanlık oda ışık kaçağı testleri hem karanlık odalar hem de gün ışığı yükleyicileri olan işlemciler için yapılmalıdır. Aşağıda bu testler açıklanmaktadır:

Karanlık oda ışık kaçağı testleri başlangıçta yeni bir karanlık oda için ve en az yılda bir kez yapılmalıdır. Işık kaçağı testleri ayrıca bir emniyet ışığı filtresi veya emniyet ışığı ampülü her değiştirildiğinde de yapılmalıdır. Işık kaçağı testi gerektiren diğer olaylar arasında bir kapı / kapı altı izolasyon malzemesi / pencere izolasyon malzemesi değiştiğinde de zaman kaybetmeden tekrarlanmalıdır.

Bitişik odadaki oda ışıklarının açık olduğundan emin olun. Ayrıca, film işlemcisinin açık ve uygun sıcaklıkta çalıştığını doğrulayın.

Karanlık odadaki tüm kapıları ve güvenlik ışıklarını kapatın. Gözlerinizin karanlığa uyum sağlaması için üç ila beş dakika bekleyin. Film işlemcisindeki veya zamanlayıcıdaki kapılardan, havalandırma kaynaklarından ve gösterge ışıklarından gelen herhangi bir ışık kaynağı varsa bunu ortadan kaldırın. (Siyah elektrik bandı küçük sızıntılar için iyi bir çözümdür). Güvenlik ışıklarını tekrar açın.

Bir kaset içerisindeki sefalometrik filmi yaklaşık 1.00 optik yoğunluğa maruz bırakacak şekilde ışınlayın. Gümüş bir iyon gelişebilir hale getirmek için ortalama

olarak üç foton vuruşu aldığı için sefalometrik film ön ışınlamaya maruz bırakılmalıdır. Bu, film tabanlı sefalometrik sistemlerin, film tabanlı ağız içi sistemler için doğrudan filme ışınlama yerine, bir ekran filmi düzenini kullanmasından kaynaklanmaktadır. Bu durumda, hafif bir sise maruz kalma, ışınlanmamış bir filmde görünmeyebilir, ancak önceden ışınlanmış filme bu ilave maruz kalma sis gösterecektir. Buna karşılık, ağız içi film için, bir foton vuruşu, birçok taneciğin geliştirilebilir olmasını sağlar. Bu nedenle, sis testi için ışınlama bir fark yaratmayacaktır.

Karanlık odada filmi kasetten çıkarın, çalışma tezgahının üzerine yerleştirin ve bunun yarısını ince, radyopak bir malzeme ile örtün.

Film üzerinde herhangi bir gölge oluşturmamak için filmi koyduğunuz tezgâhtan olabildiğince uzak durun.

Film iki dakika boyunca çalışma tezgahında kalsın ve sonra filmi banyo edin.

Filmi bir görüntüleme panosuna yerleştirdikten sonra, radyopak malzeme kaplanmış ve açıkta duran kısımları birbirinden ayırmak için bir kalem kullanın. İki taraf arasında yoğunlukta görsel bir fark olup olmadığını belirleyin. Bir fark varsa, hafif bir sızıntıdan kaynaklanan karanlık oda ışık kaçağı ortadan kaldırılmalıdır.

Dijital Sefalometrik Görüntü Reseptörlerinin Kalite Kontrolü

Dijital radyografide, uygun görüntü kalitesini sağlamak için kalite kontrol şarttır. Genişletilmiş dinamik dijital dedektör yanıt aralığı ve ardından görüntü işleme nedeniyle, düşük dozdaki ışınlamalar aşırı kuantum gürültüsü nedeniyle küçük yoğunluk farklılıklarını algılama yeteneğinin kaybına neden olabilir. Buna karşılık, optimumdan daha yüksek ışınlamalar, hastalara ve personele artan radyasyon dozu ile sonuçlanacaktır.

Dijital sefalometrik radyografi için kalite kontrol, optimum sistem işlevselliği ve görüntü kalitesi sağlar. Kalite kontrol düzenli aralıklarla ve sensörler hasar gördüğünde veya değiştirildiğinde yapılmalıdır. Uniformite

ve artefakt değerlendirmesi için aylıktan üç aya kadar bir aralık uygun olabilir. Test, sahadaki personel tarafından yapılmalı ve kuruluşun kalite kontrol programının değerlendirilmesinde Medikal Fizik Uzmanı tarafından incelenen sonuçlar baz alınmalıdır.

Halen sefalometrik radyografi ünitelerinin görüntü kalitesini değerlendirmek için standart bir yöntem yoktur. Sonuç olarak, eğer varsa üreticinin tavsiyelerine uyulmalıdır.

Uniformite ve artefakt değerlendirmeleri yapılmadan önce, fantom imajları değerlendirmek için kullanılan ekranın düzgün çalıştığını doğrulamak gerekir. Klinik görüntüleri değerlendirmek için kullanılan sahadaki diğer tüm ekranların düzgün çalıştığını onaylamak gerekebilir. Bu, SMPTE gibi test desenleri kullanılarak yapılabilir (Şekil 1a), TG18-QC (Şekil 1b).

SMPTE modeli için pencere genişliği (window width), test desenindeki tüm piksel değerleri aralığını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Pencere seviyesi (window level), kullanılan sisteme bağlı olarak, pencere genişliğinin ortasına veya pencere genişliğinin en düşük değerine ayarlanır.

DICOM ve 16-bit TIFF formatı TG18-QC desenleri için, pencere genişliği 0 ila 4095 aralığını kapsayacak şekilde ayarlanmalıdır. Pencere seviyesi, test edilen sisteme bağlı olarak pencere genişliğinin ortasına veya alt ucuna ayarlanır.

Her iki test deseni için de bulanıklaşma veya solma olmamasını sağlamak için genel görüntü incelenmelidir. Tüm gri seviyeleri görünür olmalı ve hem %5 hem de %95 alanların bitişik %0 ve %100 alanlardan farklı olarak görülmesi gerekir. Bu koşullar sağlanana kadar parlaklık ve kontrast ayarlanmalıdır. TG18-QC modelinin ayrıntılı bir tartışması, AAPM Report 3'ün 4. Bölümünde bulunabilir.

Klinik Kalite Kontrol Programının Değerlendirilmesi

Kuruluşun Medikal Fizik Uzmanı yılda bir defa kuruluşun kalite kontrol prosedürünü ve sonuçlarını değer-

lendirmelidir. Bu değerlendirme kalite kontrol yapan personelin bilgilerini ve cihaza uygulanan teknik servis müdahalelerini de içermelidir.

Saçılan Radyasyon

Ağız içi dental radyografi cihazlarının kabul testi sırasında, saçılan radyasyon da değerlendirilmek istenebilir. Bu, tipik klinik protokolü kullanarak bir kafa fantomunun ışınlanması ile yapılabilir. Fantom, çalışma esnasında personelin lokasyonuna (örneğin kontrol paneli yanına) konumlandırılır böylece saçılan radyasyon değeri ölçülebilir. Beklenen düşük radyasyon seviyesi nedeniyle, az miktarda radyasyonun (9 ila 90 nGy veya 1 ila 10 μ R aralığında) tespit edilmesi için yeterli hassasiyete sahip bir cihazın kullanılması önerilir (örneğin katı hal detektörü).

İntraoral, panoramik ve sefalometrik dental radyografi cihazları için kabul ve kalite kontrol parametreleri Tablo 2'de gösterilmiştir.

Recommended Tests	Device(s)	Frequency	Tolerance
Tube head stability and positioning	Intraoral unit only	Annually	≤ 0.5 cm drift after 1 second
Leakage radiation and visual inspection	All (Intraoral, panoramic, and cephalometric) units	Annually	No leakage
Minimum SSD	Intraoral units only	Refer to Section 3.3	≥ 18 cm (above 50 kVp)
Circular collimation	Intraoral units only	Refer to Section 3.3	≤ 7 cm
Rectangular collimation	Intraoral units only	Refer to Section 3.3	$\leq 2\%$ of SID in each axis
X-ray beam slit length and width	Panoramic units only	Annually	Refer to Section 4.2
Cephalometric collimation	Cephalometric units only	Annually	$\leq 2\%$ of SID in each axis
Beam quality	All units	Annually	Refer to Table I
kVp accuracy	All units	Annually	Manufacturer specs, $\leq 10\%$ without specs
Timer accuracy	Intraoral and cephalometric units	Annually	Manufacturer specs, $\leq 10\%$ without specs
Exposure reproducibility	All units	Annually	Manufacturer specs, COV ≤ 0.05
Technique factors	All units	Annually	Published DRLs and Achievable Doses
mA or mAs linearity	Intraoral and cephalometric units	Annually if selection is available	Ratio $\leq 10\%$
Scattered radiation survey	All units	Acceptance testing	Refer to Section 3.14, 4.10, or 5.11
QC for digital receptor – uniformity and artifact	All units	Monthly to quarterly by site's personnel, reviewed by QMP annually	No significant non-uniformity or artifact is observed.
QC for digital receptor – phantom image	Intraoral units	Quarterly to semi-annually by site's personnel, reviewed by QMP annually	No deviation from baseline
Darkroom fog test	If darkroom is used	Annually	No visible difference
Film processing QC	If film processor is used.	Daily by site's personnel, reviewed by QMP annually	No deviation from baseline

Tablo 2: Ağız içi, Panoramik ve Sefalometrik Dental Radyografi Üniteleri İçin Kabul ve Kalite Kontrol Tavsiyeleri



**Med. Fiz. Uzm.
Hüseyin Çetin**

1986 Safranbolu doğumluyum. Lisans eğitimini Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nde, Yüksek Lisans eğitimini

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda tamamladım. 2010 yılından itibaren x ışını kullanan veya kullanmayan radyolojik görüntüleme cihazlarının kalite kontrol ve kabul testleri konusunda TÜRKAK tarafından akredite edilmiş olarak çalışmaktayım. 2014 yılından itibaren Epsilon Landauer çatısı altında buna Nükleer Tıp'ta kullanılan cihazların kalite kontrol ve kabul testleri de eklenerek yine TÜRKAK akreditasyonu ve Sağlık Bakanlığı'nın denetiminde çalışmalarına devam ediyorum. İlave olarak 2016 yılından bu yana Epsilon Elektronik bünyesinde Aplikasyon Yöneticisi olarak çalışıyorum.

YURTDIŞI TEMSİLCİLERİMİZ-3

Med. Fiz. Uzm. Berkan Geler

Her sayımızda zevkle takip ettiğimiz yurtdışındaki temsilcilerimizi bu sayımızda da tanıtmaya devam ediyoruz. Bu sayımızda Varian firmasında klinik aplikasyon uzmanı olarak görev yapan arkadaşımız Berkan Geler'i tanıyoruz. Keyifli dakikalar sizi bekliyor.

Soru 1: Sizi biraz tanımak isteriz? Biraz bize kendinizden bahseder misiniz?

İlk olarak bana bu fırsatı verdiğiniz için teşekkür ederim. 2010 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü'nden mezun oldum. Üniversite son yıllarımda ilgimi çeken Radyoterapi alanında Medikal Fizikçi olabilmek için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde Medikal Fizik alanında bilimsel hazırlık okudum. Daha sonra yüksek lisansımı Acıbadem Üniversitesi'nde yaptım. Mezuniyetimden sonra iş dolayısıyla Türkiye'den ayrıldım. 4 yıl Bükreş, Romanya'da yaşadıkdan sonra Budapeşte'ye yerleştim ve hala burada yaşamaktayım. 2 yıldır Varian Medical Systems şirketine klinik aplikasyon uzmanı olarak görev yapıyorum. İş yoğunluğu nedeniyle çok vakit bulamasam da en sevdiğim hobim olan davul çalmayı boş vakitlerimde sürdürüyorum. Bunun yanında su ve kış sporlarıyla fırsat buldukça ilgileniyorum.

Soru 2: Medikal Fizik Uzmanı olarak Türkiye de çalıştığınız yıllara ait tecrübelerin şu an katkısını görüyor musunuz?

Şu anda adım adım kariyerimde ilerleyebiliyorsam ve sevdiğim bir alanda çalışabiliyorsam bunu tamamen Türkiye'de beraber çalıştığım gruba borçluyum. Acıbadem Üniversitesi Maslak Hastanesi'nde aldığım teorik ve klinik anlamda iyi bir eğitim sonrasında Neolife Tip Merkezi'nde hem fizikçi hem de doktor hocalarımdan öğrendiklerim sayesinde ve kazandığım tecrübe doğrultusunda kariyerimde ilerleme kazandım ve bu da hep hayalini kurduğum yurtdışı fırsatını önüme çıkardı. O zamanlarda MNT Sağlık Grubunun ilk yurt-

dışı yatırımı olan Neolife Tip Merkezi, Bükreş-Romanya'da açılıyordu ve Medikal Fizik müdürü Salih Gürdallı hocam bana Bükreş'e fizikçi olarak gitme teklifini sunduğunda kabul etmem 5 dakikamı almıştı. Neolife İstanbul ile bağlantım kopmadığı için buradaki edinimlerimi devam ettirerek, aynı zamanda Bükreş'te de yeni bir bölümde çok güzel tecrübeler kazandım. Sizin bana verdiğiniz bu fırsat ile hepsine tek tek teşekkürlerimi sunmak isterim.



Resim1: Neolife Medical Center, Iasi-Romanya (Neolife' a eğitimci olarak gitmek de keyifliydi)

Soru 3: Çalıştığınız firmayı ve firmadaki görevinizi anlatır mısınız?

Varian Medical Systems, Amerika menşeli radyoterapi cihazları ve yazılımları üreten bir firmadır. Bugün radyoterapi dahil birçok farklı alanda da kullanılan klaystronun mucitleri Russell ve Sigurd Varian kardeşler tarafından 1937 yılında kurulmuştur. Şu an dünya genelinde 7000'den fazla çalışanı mevcuttur. Ben de 2017 Nisan ayından itibaren klinik aplikasyon uzmanı olarak çalışmaktayım. Özellikle Avrupa, Türkiye ve bazı Afrika ülkelerinde satış sonrası cihaz ve yazılım eğitimlerini vermekle ve klinik sürecinin takibinden sorumluyum.



**Resim 2: Humanitas Research Hospital,
Milan- İtalya**

Soru 4: Mesleğinizin güzel ve zor yanları nelerdir?

Her meslekte olduğu gibi bu alanda da olumlu ve olumsuz taraflar bulunmaktadır. Örneğin bu mesleğin gerektirdiği sık seyahat etmenin hem güzel hem de zor yanları vardır. Eğer evde vakit geçirmeyi çok seven biriyseniz, bu meslek alanı sizi bundan alıkoyabilir. Ancak seyahat etmeyi ve yeni yerler keşfetmeyi seven biriyseniz profesyonellik anlamında adaptasyon ve ilerleme süreciniz sizi zorlamayacaktır.

2018 yılında kanserden ölen hastaların sayısı maalesef ki yaklaşık olarak 9,6 milyona ulaşmıştır. İşimin amacı, yüksek teknolojileri; doktorların ve hastanelerin hizmetine sunabilmek ve onların kanser ile mücadelelerinde, almış olduğum eğitim ve kazanmış olduğum tecrübelerle onlara destek olabilmek. Bu doğrultu da böyle ciddi bir hastalığın mücadelesinde bir parça olma duygusu, yaptığım işi yalnızca bir meslek olmaktan öteye geçirmektedir. Örneğin bazı az gelişmiş ülkeler bu tedavi şekilleriyle henüz tanışmamışken, şirketim ve aracı hastaneler sayesinde teknolojik ilerlemeler bu ülkelere ulaştırılmaktadır. Bunun bir parçası olduğumdan dolayı kendim ile gurur duymaktayım.



Şekil 3. Bazen eğitimlerimiz sınıf eğitimine de dönüşebiliyor. Cape Town - Güney Afrika

Soru 5: Türkiye'deki medikal fizikçiler ile diğer ülkelerdeki fizikçiler arasındaki farklar neler?

Altı yıllık yurtdışı deneyimime istinaden, gördüğüm en büyük fark; medikal fizikçilere verilen değer in ülkenin gelişmişliği ile doğru orantılı olması. Yani, gelişmiş ülkelerde, medikal fizikçilere daha fazla değer verilmektedir. Örneğin yurt dışında özel, devlet ya da üniversite hastanesi ayrımı yapmadan iş bölümüne ve ihtiyaca göre fizikçi sayısı belirleniyor. Bu da fizikçilere düşen görev ve sorumluluk dağılımına olumlu etki yapıyor. Diğer bir yandan, yurtdışında, ülkemizdeki gibi medikal fizikçi sorumluluğu birkaç kişide toplanmıyor.

Planlama fizikçisi, araştırma fizikçisi ya da cihaz kalite kontrolü fizikçisi gibi farklı iş bölümleri ortaya çıkıyor. Bu sayede de her konuda daha verimli ve başarılı departmanlar ortaya çıkıyor. Tüm bunların yanında, ülkemizdeki en büyük eksikliklerden birinin araştırmaya verilen önemin ve yayınlanan makale sayısının az olmasıdır. Bunun sadece biz medikal fizikçilerin eksikliği değil, yönetimlerin de eksikliği olduğunu düşünüyorum. Bir bölümde sadece birkaç fizikçi olduğunda yetersizlikten dolayı iş yükü artmaktadır. Bu yüzden yayın hazırlama ve araştırma yapma gibi işlere mesai dışında zaman ayırmamız gerekmektedir. Bu da birçoğumuzun sık sık vurguladığı yurtdışında ve yurtiçindeki medikal fizikçi ve dozimetristler arasındaki farkı vurguluyor.

Soru 6: Bizleri yurt dışında temsil etmenin verdiği sorumluluk sizde ne kadar baskı oluşturuyor? Milliyetiniz bir sorun teşkil ediyor mu?

Açıkçası bende bir baskı oluşturmamaktadır. Bu ön yargıyı değiştirmek için de ayrıca bir çaba sarf etmediğimi söyleyebilirim. Bunun biraz insan kişiliği ile de ilgili olduğunu düşünüyorum. Son yıllarda, özellikle Avrupa ülkelerinde Türk ayrımcılığının hatta genel olarak ırkçılığın arttığı herkesin bildiği bir gerçektir. Fakat bu soruyu belki de çalıştığım şirketin içinde ve dışında olacak şekilde ikiye ayırmak daha iyi olabilir. Şirket içinde, bağlı olduğum Budapeşte ofisi olsun ya da ziyaret ettiğim diğer ofisler olsun hiçbirinde milliyetim ile ilgili bir sıkıntı ile karşılaşmadım. Özellikle şirketin Amerikan menşeli olması ve Amerika'da ırkçılığın hem bir sorun hem de yaptırımlarının fazla olması sebebiyle diğer bölge ofislerinde de benzer bir tutum söz konusudur. Kısacası Varian'da ayrımcılık karşılaşılabileceğiniz en son problemlerden biridir diyebilirim. Diğer taraftan pozisyonum dolayısıyla sürekli farklı ülkelere ve farklı hastanelere gittiğim için bu tarz durumları daha iyi gözlemleme fırsatı bulabiliyorum. Yukarıda da belirttiğim gibi sizin karakterinizle de alakalı olarak, agresif bir şekilde milliyetçi davranışlar sergilemediğiniz surece bir sıkıntı olacağını düşünmüyorum. Açıkçası yurtdışında yaşadığım süre boyunca bu tarz bir problemle hiç karşılaşmadım. Herkesin bildiği üzere maalesef hem politik hem millet olarak iyi anlamadığımız bazı ülkeler mevcut. Başlangıçta o ülkelere seyahat ederken biraz gergin hissetsem de orada kurduğum ikili ilişkilerin daha samimi olduğunu ve hiç de beklediğim gibi olmadığını da söyleyebilirim. Tabii bu seyahatlerim sırasında bir taraftan şirket temsilcisi olduğum için politik konulara girmemeye de ayrıca özen gösteriyorum.

Soru 7: Uluslararası alanda bu mesleği yapmak isteyen gençler nasıl bir yol izlemeli?

Öncelikle bu soruyu cevaplamaya şu şekilde başlamak istiyorum. Tabii ki hastanelerin maddi olanakları el verdiği sürece, ülkemizde uygulanan tedavi teknikleri gelişmiş Avrupa ülkelerinden çok da farklı değildir. Bu anlamda klinik tecrübe açısından kendilerini yetersiz



Şekil 4. Cobalt cihazından Varian Vitalbeam' e geçiş. Ülkedeki ilk linak. Dar es Salaam - Tanzanya

miş gibi düşünerek cesaretlerinin kırılmasını istemem. Uluslararası alanda kendilerine yol çizmek isteyenler için önemli iki konu bulunmaktadır; güncel tedavi tekniklerinden, gündemden uzak kalmamak ve yabancı dil. Yabancı dil, öncelik verilmesi gereken konuların başında gelmektedir. Günümüzde medikal fizikteki global dil ingilizce olsa da artık sadece ingilizce bilmek bile yeterli olmayabilmektedir. Kendi pozisyonumla ilgili detaylandırmam gerekirse, ne kadar çok dil bilerseniz başvuruda eliniz o kadar güçlü olacaktır. Firmaların benzeri iş ilanlarına bakarsanız da İngilizcenin yanında bir başka dilin de avantaj olacağını göreceksiniz. Tabii ki bunun yanında klinik tecrübenizde önemli bir avantajdır. Bu doğrultuda olabildiğince güncel çalışmaları takip edip, uluslararası kongrelere, eğitimlere ve toplantılara katılmak da tecrübe kazanmak adına çok etkili olacaktır. Fakat unutmayın ki bu şirketler klinik tecrübelerinize güvenip sizden yarın işinizi yapmanızı istemeyeceklerdir. Firmaların iç eğitim programları bulunmaktadır ve bu eğitimlerle hazırlık sürecini geçtikten sonra meslek için hazır hale gelmektedir.

Soru 8: Mesleki anlamda kendinizi geliştirmek için firmada ne gibi olanaklar buluyorsunuz?

Bilindiği üzere Varian dünya genelindeki en yaygın firmalardan biridir. Hem tedavi cihazları hem de yazılımlar göz önüne alındığında piyasada birçok farklı ürünü mevcuttur. Tüm bu ürünlerin de farklı versiyon-

ları bulunmaktadır. Bu yüzden verdiğimiz eğitim içeriği sürekli değişmektedir. Yeni cihazlar, yeni yazılımlar hatta yeni versiyonlar çıktıkça tabii ki ilk olarak bizim öğrenmemiz gerekmektedir. Bu da sürekli gelişen teknoloji ve ürünlere kendimizi adapte etmemizi ve güncel kalmamızı sağlamaktadır. Ayrıca böylesine uluslararası ve kurumsal bir şirket olmasına rağmen hiyerarşik yapının çok da hissettirilmediği bir iş ortamında, iyi bir ekiple çalışmak hem üzerinizdeki baskıyı azaltıyor hem de kariyer gelişimi anlamında yeni olanaklar sağlayabiliyor.

Soru 9: Avrupa/ Amerika firmalarında çalışmanın getirdiği sosyal haklar neler?

Sanırım bu konuda söyleyebileceğim ilk husus çalışma saatlerinize ve kişilik haklarınıza olan saygı diyebilirim. Çok çok acil bir durum olmadığı sürece mesai saatleri dışında rahatsız edilmezsiniz veya size gönderilen mesajlardan\maillerden bir geri dönüş beklentisi olmaz. Ayrıca bazı durumlarda size de danışılması, fikir alışverişi yapılması ve üstünüzle açık bir şekilde konuşabilme rahatlığı, işinize olan bağlılığınızı arttıran faktörlerdendir. Çok merkezli bir şirkette çalıştığımdan dolayı sosyal haklar bağlı bulunduğunuz ofise ve ülkeye göre bazı değişiklikler gösterse de genel olarak benzer. Bağlı bulunduğum Budapeşte ofisinden basit bir örnek vermem gerekirse yıllık izinlerimiz, bir sonraki seneye aktarılamıyor. Görünüşte adil olmayan bir uygulama gibi gözükse de aslında şirketin amacı, daha dengeli ve sağlıklı bir yaşam için izinlerinizi o yıl içerisinde kullanmanızdır. Bunun yanında yine bulunduğunuz ofise bağlı olarak yabancı dil ya da mesleki eğitimlerinize destek vermeleri de söz konusu olabiliyor.

MEDİKAL FİZİK DERNEĞİNDEN VE 17. ULUSAL MEDİKAL FİZİK KONGRESİNDEN HABERLER



17. ULUSAL MEDİKAL FİZİK KONGRESİ 18-19 Ekim 2019 The Marmara Taksim



Med. Fiz. Uzm. Fadime Alkaya

1 8-19 Ekim 2019 tarihinde The Marmara Taksim Hotel’de 17. Medikal Fizik Kongresi yapılacaktır. Kongre ile ilgili tüm çalışmalar Medikal Fizik Derneği bünyesinde düzenleme kurulu ve **EA Organizasyon** ile birlikte yürütülmektedir. Bu konudaki tüm gelişmelere ve bilgilere www.medikalfizik2019.org web sayfasından ulaşılabilmektedir.

Kongre bilimsel programı tamamlanarak web sitesinde yayınlanmıştır. Kongre bilimsel programı, Kongre Bilimsel Kurul toplantısında önerilen konular dikkate alınarak yapılmış ve önerilen bazı konular kurs programlarına ilave edilmiştir. İki günlük program iki ayrı salonda (Radyoterapi ve Radyoloji-Nükleer Tıp) gerçekleştirilecektir. MR Linak, PET-CT ve PET-MR konularında yabancı davetli konuşmacılar olacaktır. Özellikle sözel sunumlara ağırlık verilmesi daha çok kişinin çalışmalarını sunmalarına olanak verecektir. Online bildiri göndermek için son tarih **16 Eylül 2019**’dur.

Kongre bilimsel programında bazı konular ortak tek salonda yapılacaktır. Konuşmacılar daha sonra (davet yazışmalarından sonra) programa eklenecektir. Sosyal faaliyetler ile ilgili gelişmeler düzenlemeler bittikçe

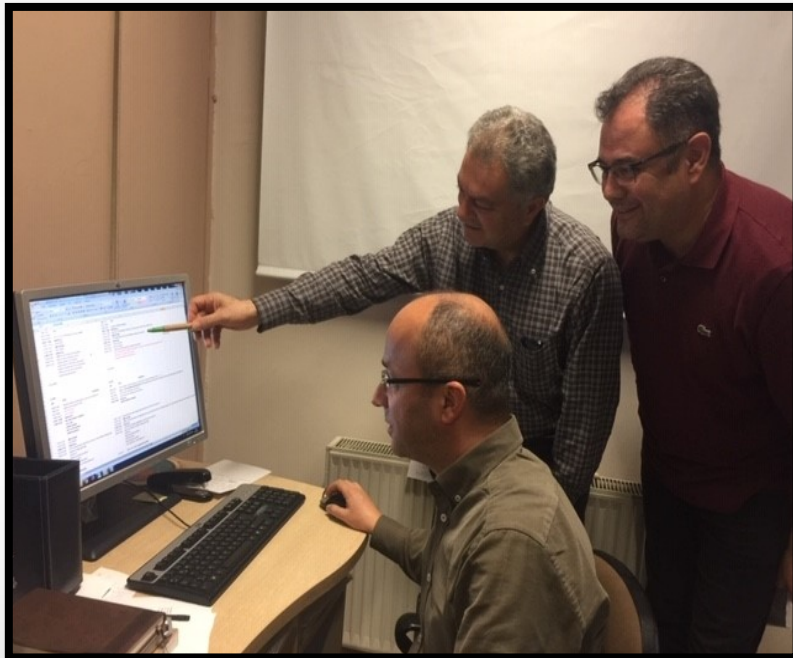
web sayfasında yayınlanacaktır.

19 Ekim 2019 tarihinde kongrenin 2. günü radyoterapi tekniklerine yönelik yarım günlük bir kurs programı düzenlenecektir. Bu programın planlaması üzerinde çalışılmakta ve en kısa sürede tamamlanarak web sitesinde yayınlanacaktır.

Kongrede yaklaşık 2 yılı aşkın süredir üzerinde çalıştığımız Medikal Fizik Kitabının tamamlanarak tüm üyelerimize sunulması planlanmaktadır. Şu anda kitabımız bölüm editörlerinin incelemesindedir ve Haziran sonunda bu çalışmaların bitirilmesi amaçlanmıştır.

Medikal Fizik Derneği web sitesi güncellenerek en yeni hali ile siz üyelerimizin kullanımına kısa sürede sunulacaktır (www.medikalfizik.org). Medikal Fizik Derneği’nin düzenlediği eğitim programları da web sitemizde yıllık program olarak yayınlanmaktadır. Eğitim etkinliklerimizin takip edilmesi ve katılımın sağlanması bilgi paylaşımı açısından oldukça faydalı olacaktır.

Kongrenin bilimsel ve sosyal açıdan başarılı ve keyifli geçmesi için yoğun bir çalışma içerisindeyiz. Ekim’de kongremizde buluşmak üzere...



31. ULUSAL NÜKLEER TIP KONGRESİNİN ARDINDAN



Med. Fiz. Uzm. Leyla Poyraz

Türkiye Nükleer Tıp Derneği tarafından 10-14 Nisan 2019 tarihleri arasında Hilton Kongre Merkezi Bodrum-Muğla'da "31. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi" ve bu yıl eş zamanlı olarak aynı mekânda "8. Balkan Nükleer Tıp Kongresi" ile birlikte düzenlenmiştir.

Dünyadaki bilim ve teknoloji alanındaki hızlı gelişmelere paralel olarak, Nükleer Tıp alanı da yeni tetkik ve tedavilerde hızlı gelişim göstermektedir. Özellikle kişiselleştirilmiş ve hedefe yönelik tanı ve tedavi işlemlerini başarıyla bir araya getiren, bundan da oldukça tatminkâr sonuçlar alınan "Teranostik" kavramı günümüzde tıp alanında önemli yeni bir farkındalık değişikliği oluşturmıştır. Bu çıkış noktasıyla, kongrenin ana teması "Teranostik ve Kişiselleştirilmiş Nükleer Tıp" olarak belirlenmiştir. Bu bağlamda bilimsel program da ağırlıklı olarak bu tema çerçevesinde gerçekleştirilmiş olup, Nükleer Tıp alanında son gelişmeler, hasta yönetiminde Nükleer Tıp'ın önemi, tanısal görüntüleme, radyonüklid tedavilerde güncel durum ve gelecekte beklenenler ele alınmıştır. Yerli uzmanlar ve uluslararası bilim dünyasında konusunda deneyim ve bilimsel yetkinlik sahibi konuşmacılar tarafından Nükleer Tıp'a geniş bakış açısı ile kişisel deneyimler paylaşılmıştır. Bu doğrultuda "Uzman oturumları" başlığı altında bir dizi oturum yapılmıştır:

- Theranostics and personalized nuclear medicine
- Teranostik çağında radyasyon güvenliği

- Thyroid theranostics
- The impact of molecular imaging in the era of theranostics – 1
- Teranostik: az konuşulanlar
- Prostate theranostics
- Teranostik çağında tedavi yanıtı değerlendirme
- New horizons in theranostics
- The impact of molecular imaging in the era of theranostics - 2
- Neuroendocrine tumor theranostics
- Nuclear cardiology revisited



Kongre bilimsel programı içerisinde; PET-BT/PET-MR ile Onkolojik Görüntüleme, SPECT/SPECT-BT ile Onkolojik Görüntüleme, Radyonüklid Tedavi ve Dozimetri, Solunum ve Kardiyovasküler Görüntüleme, Endokrin Hastalıklarda Görüntüleme, Nöro-psikiyatrik Görüntüleme, Pediatrik Nükleer Tıp, Nefro-ürolojik Görüntüleme, Kas-İskelet Sistemi Görüntüleme, Enfeksiyon Görüntüleme, Fizik ve Enstrümantasyon, Radyasyon Güvenliği ve Radyofarmasi, Gastrointestinal Sistem Görüntüleme, Klinik Öncesi Görüntüleme ve diğer konu kategorilerindeki İngilizce ve Türkçe bildirilerden adaylardan belirlenerek Nükleer Tıp'ın prestijli ödülleri sahiplerine verilmiştir.

1.TNTD Prof. Dr. Suphi Artunkal Ödülü

The Relationship Between Integrin AVB3 And GRPR Level And 18F-FDG PET/CT Findings In Breast Cancer Tissue (Esra Arslan)

2. TNTD Ulusal Kongre Genç Araştırmacı Ödülü

The Determination Presence Of Immunohistochemical Prognostic Factors VIA F-18 FDG PET Texture Analysis In Breast Cancer (Emine Acar)

3. TNTD Ulusal Kongre Poster Bildiri Ödülü

Benign Tiroid Hastalıklarında Dozimetri Bazlı I-131 Tedavisinin Klinik Üstünlüğü (Sait Sağer)



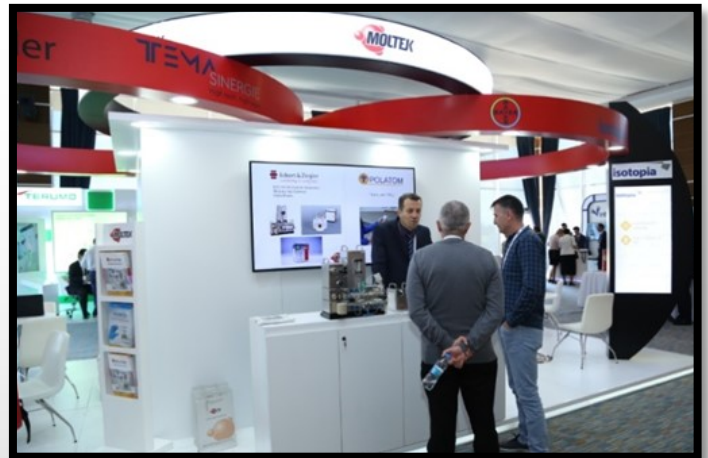
Ayrıca mesleğe yeni başlayan genç sağlık fizikçi ve hekimler için çok faydalı olacağı düşünüldükçe bilimsel kongre programına konulan "Quantitative Imaging for Dosimetry, Absorbed Dose Calculation and Clinical Examples" dozimetri kursu Michael Lassman; "Tiroid

Hastalıklarında Bütünleştirilmiş USG ve Patoloji" kursu Seyfettin Ilgan ve Banu Bilezikçi; "PET/MR" kursu Mehmet Şükrü Ertürkkursu, Özlem Atay, Elgin Özkan ve Sertaç Asa tarafından gerçekleştirilerek kongreye ayrı bir değer katmıştır.

Kongre bilimsel programında yer alan "Uzmanı İle Değerlendirme" deneyim ve tecrübelerin Nükleer Tıp'daki uygulamalara yönelik kliniklerdeki son durumunun paylaşılmıştır.

Yine kongre bilimsel programında yer alan "Olgu Temelli İnteraktif Oturum" faydalı geri dönüşler yaratmıştır.

Kongre programında bilimsel oturumların yanı sıra Nükleer Tıp için vazgeçilmez bir partner olan endüstri ve teknoloji sergisi de yer alarak, Nükleer Tıp ile ilgili cihaz ve yazılım alanındaki gelişmeler konusunda bilgi ve yeni teknolojik ürünlerin tanıtımının yapılması sağlanmıştır.





Ayrıca Endokrin Çalışma Grubu, Klinik Öncesi Görüntüleme Çalışma Grubu, Kemik Dansitometri Çalışma Grubu, Radyasyon Güvenliği Ve Kalite Çalışma Grubu, Kardioloji Çalışma Grubu, Onkoloji Çalışma Grubu, Radyofarmasi Çalışma Grubu, Nöropsikiyatri Çalışma Grubu, Teranostik Çalışma Grubu, Nefroüroloji / Pediatri Çalışma Grubu toplantıları gerçekleştirilmiştir. Bu toplantılarda yapılan çalışma, alınan kararlar ve geri bildirimler doğrultusunda Türkiye Nükleer Tıp Derneği bünyesinde kılavuz hazırlama çalışmaları yürütülmektedir.

Nükleer Tıp'daki radyonüklid tedavilerde dozimetrik



çalışmalarıyla uluslararası tıp dünyasında isim yapmış, Fizikçi Prof. Dr. Michael Lassman'ın kongreye katılımı ve "Quantitative Imaging for Dosimetry, Absorbed Dose Calculation and Clinical Examples" dozimetri kursu Sağlık Fizikçileri için çok faydalı olmuştur.

Nükleer Tıp'daki bu değişikliğin Sağlık Fizikçi'lerini, Nükleer Tıp hekimlerinden daha çok etkilediği söylenebilir. Gerek Nükleer Tıp da çalışan Sağlık Fizikçi'lerini gerekse mesleğe yeni başlayacak Sağlık Fizikçi adayları için güvenilir yol haritası oluşturmaktadır. Dolayısıyla bu kongrenin Sağlık Fizikçi'leri için pozitif geri görüş ve katkıları olmuştur.

Türkiye genelinde aktif görev alan Sağlık Fizikçi'lerinin bildirileri veya dinleyici katılımları da kongreyi zenginleştirmiştir. Kongrenin genel çerçevesine bakıldığında artık Sağlık Fizikçi'lerinin Nükleer Tıp alanında olmazsa olmaz noktasına geldiği bir kez daha vurgulanmıştır. Genel Hasta ve Çalışan Radyasyon Güvenliği'nin yanında, daha spesifik ihtiyaçlar ve talepler ortaya konmuştur. Hastalara uygulanacak Radyonüklid Tedavilerdeki dozimetrik yaklaşımlar Sağlık Fizikçi'lerinin Nükleer Tıp'daki yerini belirlediği gibi donanımlarının da ne olması gerektiği konusunda göstergeler ortaya koymuştur. Radyasyon Güvenliği Ve Kalite Çalışma Grubu toplantısında, Sağlık Fizikçisi'nin eğitim standartının belirlenmesi konusunda bir alt yapı çalışması yapılmasına karar verilmiştir. Yeni mezun gençlerin Sağlık Fiziği'ni seçmesi ve hastanelerde kadro alması konusunda yol haritası oluşturmalarının önemi dile getirilmiş ve bilgi paylaşımları yapılmıştır. Bir sonraki çalışma grup toplantısında yapılan çalışmalar bir araya getirilerek Türkiye Nükleer Tıp Derneği çatısı altında Sağlık Bakanlığı, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, Maliye Bakanlığı ve gerekli üst makamlara yapılan çalışmaların sonuçlarının paylaşarak Sağlık Fizikçisi'nin sorunları konusunda iyileştirmeler yapabilmek hedeflenmiştir.



**Med. Fiz. Uzm.
Leyla Poyraz**

08.03.1970 Ankara doğumlu. 1997 yılında Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nden mezun oldu. 1998-2002 yılları

arasında İnönü Üniversitesi Turgut Özal Tıp Merkezi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda Sağlık Fizikçisi olarak çalıştı. Daha sonra 2002 yılında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda göreve başladı. 2013 yılında İstanbul Ticaret Üniversite Fen Bilimleri Enstitüsü Endüstriyel Fizik Bölümünde Yüksek Lisansını tamamladı.

2. ULUSLARARASI KATILIMLI RADYOTERAPİ TEKNİKERLERİ KONGRESİ'NİN ARDINDAN

RT Teknikeri Abidin Tecik

RTT' der olarak 21-24 Nisan 2019 tarihleri arasında Antalya'da, Papillion Zeugma otelde gerçekleştirdiğimiz, üyesi olduğumuz ESTRO ve organizasyon komitesinde bulunduğumuz SEETRO ile fikir alışverişinde bulunarak ve bu yıl ESTRO38' de ve ASTRO 2019' da RTT lere yönelik neler konuşuluyor diye deneyimlerini rica ettiğimiz Sayın Mertay Güner, Esra Küçükorkoç ve Nadir Küçük hocalarımızın da katkılarıyla hazırlıklarımızı tamamladığımız ayrıca yeni gelişen IGRT metotlarıyla birlikte radyolojik argümanların günlük pratiklerimizde daha fazla yer almasından hareketle her iki disiplinin ortak katılımıyla Türk Medikal Radyoteknoloji derneğiyle birlikte zenginleştirdiğimiz toplamda 451 katılımcı 85 konuşmacı ve oturum başkanıyla 17 poster bildirisiyle ana teması "RTT ve yeniliklerinin entegrasyonu" olan "2.Uluslararası RTT"

kongremizi geride bırakmanın heyecanı, mutluluğu ve gururuyla...

Heyecanlıydık; gerek radyoterapinin ilk dönemleri, gerekse son dönemlerinde kliniklerdeki cihaz parkurları ve tedavi modeliteleriyle ülkemizde radyoterapiye yön veren birçok radyasyon onkoloğu hocalarımızı, medikal fizik uzmanı hocalarımızı ve pratik deneyimleri çeyrek asra dayanan meslektaşlarımızı oturum başkanı, konuşmacı ve katılımcı olarak ağırlıyorduk...

Mutluyduk; bütün bu misafirlerimizin programın hazırlanmasından son güne kadar cesaret ve gayret verici destekleri, hocalarımızın tüm kursiyerlerimizle birlikte çok samimi ve içten gelerek neşeli ve eğlenceli pozlar vermeleri...

Gururluluk; doğru zamanda ve sağlıklı iletişim kurulduğunda temel felsefesi "Radyoterapi multidisipliner



ekip işidir, tekniker bu ekibin ayrılmaz bir parçasıdır, sizin eğitimleriniz bizim klinik başarılarımızda artırır'' ruhunu hem radyasyon onkologlarımız, hem medikal fizik uzmanlarımız hem de meslektaşlarımız hiçbir fedakarlıktan kaçmayarak, zaman ayırarak bilgi birikim ve tecrübelerini bizimle paylaştılar...

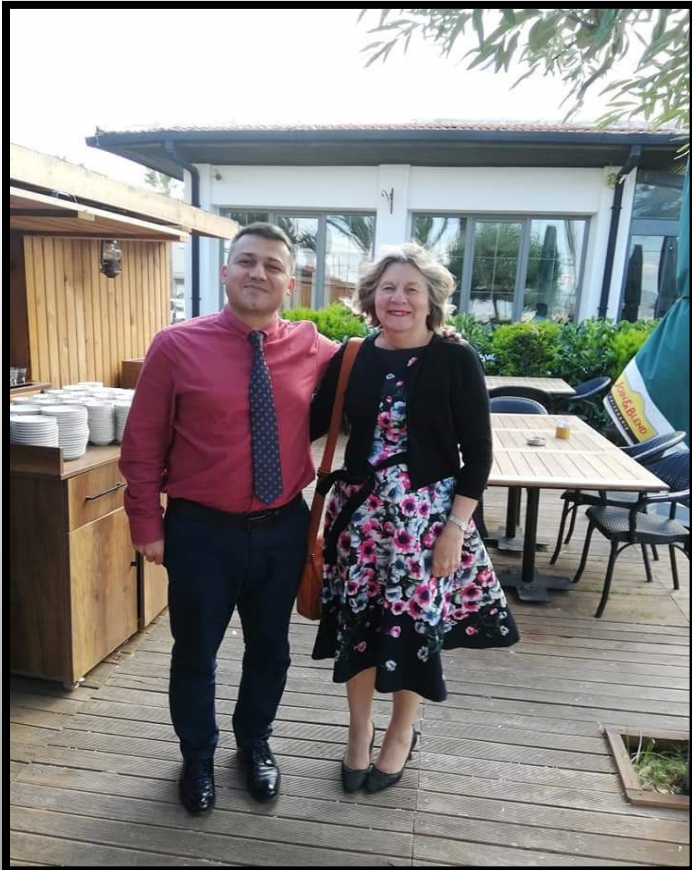
Ayrıca kongrenin hemen ardından geçmiş dönemde olduğu gibi, bu yılda eğitim faaliyetlerinizde sizlere destek olacağız diyen TROD başkanı sayın Yavuz ANACAK hocamızın bizleri ESTRO Rtt Başkanı Mary Coffey ile buluşturması...

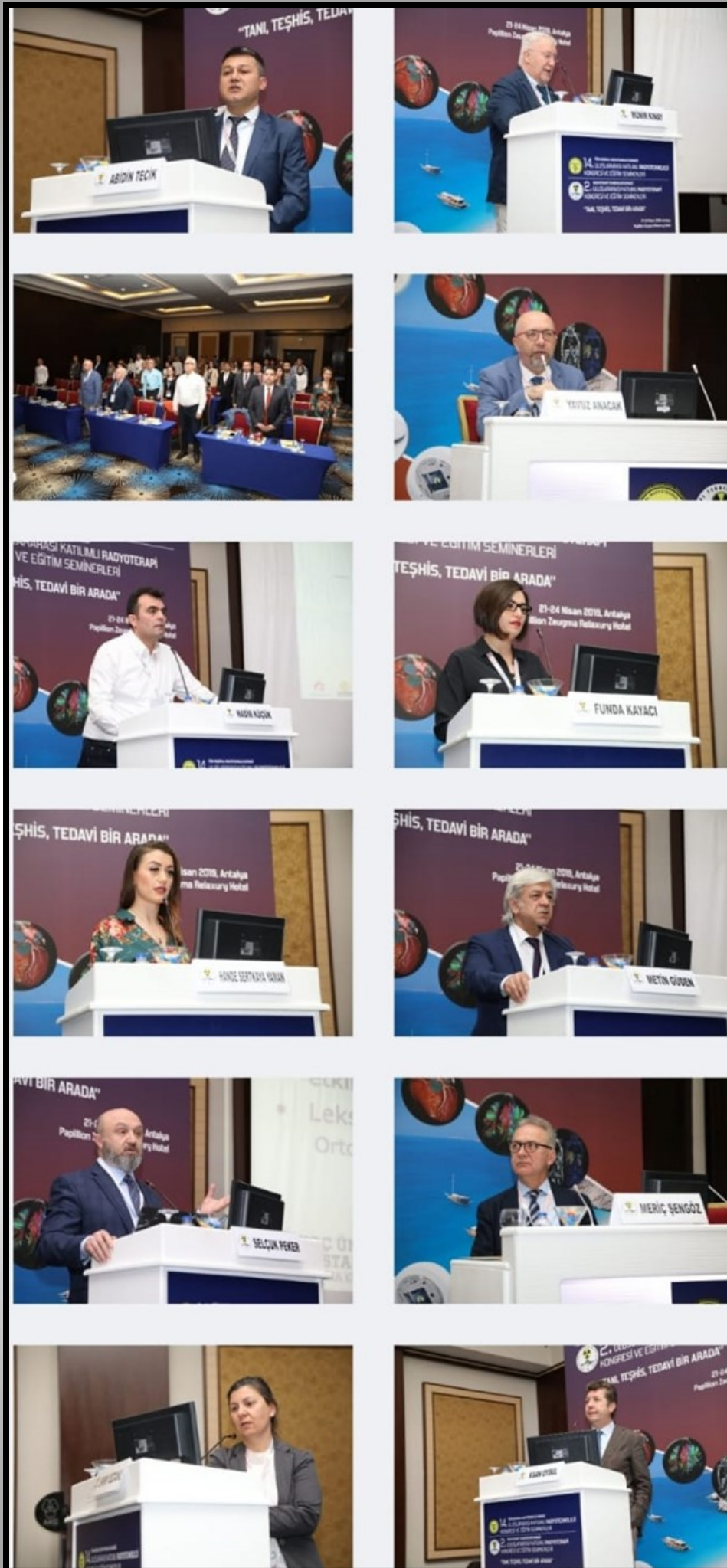
Medikal Fizik Derneği Yönetim Kurulunun 2019 kongrelerinde tekniker oturumu açması...

SEETRO 2019 SLOVENYA da düzenlenecek RTT seminerinde oturum başkanlığı daveti almamız ve kongremizde konuşulan 5 konunun sunum olarak davet edilmesi

MedFizOnline'a dergi editörlerinin bu sayılarında bize yer vermeleri ayrı bir motivasyon kaynağı oldu.

Bu vesileyle gerek kongremizde gerekse mesleki gelişimlerimizde emeği geçen herkese teşekkür ederiz.















RT 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.

Estro 38 Kongresi 'nde Bazı Öne Çıkan Girişimci Şirketler ve Yenilikler (Mayıs 2019)

Estro 38 toplantısında bu yıl 100 'den fazla şirketin tanıtım yaptığı açıklandı ve en yeni girişimcilerden bazıları ve ürünleri hakkında bilgi içeren bir yazı "pyhsicsworld" sitesinden yayınlandı.

Doz Takip Kolyesi:

TRUEinvivo şirketi tarafından geliştirilen; küçük biyoyumlu silikon kolye formatında yüksek performanslı termoluminesans dedektör sisteminin (DOSEmapper) tedavi sırasında verilen dozun takibi amacı için dizayn edildiği açıklandı. Şirket yetkilisi Shakar Jafari , vücut içine yerleştirilebilen ve dozu yüksek çözünürlükte ölçebilen in vivo dozimetri sistemleri ürettiklerini belirtti (Şekil 1). Mikrosilikon kolyelerin farklı kombinasyonlar şeklinde kullanılabildiği , örnek olarak prostat için uyumlu bir kateter içine yerleştirilerek hastanın üriner kanalına yerleştirilebildiği ve 1mm 'ye kadar çözünürlükte prostat ve mesane dozunu ölçebildiği belirtildi. Tüm kanser tiplerinin %70 'ine uyumlu olan sistemdeki doz okuması için kolyelerin otomatik termo-luminesent okuyucusunda doz okumasının yapılabildiği (100 kolye için yaklaşık 15 dakika süre) ve mGy-kGy seviyelerinde lineer cevap ürettiği de vurgulandı. Ölçümlerin planlama ile karşılaştırılarak gerektiğinde adaptasyon sürecinde kullanılabileceği bilgisi de Jafari tarafından eklendi.



Şekil 1: TRUEinvivo yetkilisi Shakar Jafari ve mikrosilikon kolye örneği

Segmentasyon Probleminde Yapay Zeka Kullanımı

Helsinki merkezli MVision şirketi yetkilisi Mahmudul Hasan (Şekil 2), RT planlamada kontrol aşamasını kolaylaştırmak ve problemleri gidermek amaçlı kurduğu şirket ile -çoğunlukla manuel veya yarı otomatik atlas tabanlı sistemler içeren fakat yine de manuel düzeltme gereken- zorlayıcı ve zaman kaybına yol açabilen segmentasyon işlemine odaklandığını belirtti. Kişisel tecrübelerinde de karşılaştığı kontrol aşaması zorlukları sonrasında; 2017'de 1 yazılım mühendisi, 1 medikal fizikçi ve 1 yapay zeka bilimcisi ile beraber kurduğu şirket ile 11 ay sonra ilk ürünlerini geliştirdiklerini belirtti. Geliştirdikleri yapay zeka tabanlı kontrol sisteminin BT taraması üzerinden 3 boyutlu kontur modellerini 2-3 dakika sürede üretebildiğini vurgulayan Hasan ürünlerinin CE sertifikası aldığını ve şu an için Finlandiya'da iki hastanede kullanıldığını açıkladı. İlerideki amaçlarının süreyi birkaç saniye seviyesine düşürmek ve derin-öğrenme tabanını da ürünlerine eklemek olarak belirtti.



Şekil 2: MVision yetkilisi Mahmudul Hasan ve yapay zeka tabanlı konturlama sistemi

Meme Kanseri Tedavi Amaçlı Radyoterapi Sistemi

EhmetDx şirketinin MammoKnife sistemi dünyanın ilk kendinden zırhlı meme kanseri tedavi sistemi olarak tanıtıldı (Şekil3). Yetkili Neal Clinthorne'nin açıklamasına göre; tamamiyle kendinden zırhlı olması sebebiyle cihaz tedavi odasına ihtiyaç olmamakta ve herhangi bir kliniğe kurulabildiği gibi gezici olarak da kullanılabilir. 6MV linak ve MLC özellikleri bulunan MammoKnife sisteminin hastayı prone pozisyonunda ışınladığı ve bu sayede kalp-akciğer dozunu minimize ettiği belirtildi. Meme bölgesine 360 derece ile ulaşarak daha fazla açıdan tedavi edebildiği ve kozmetik etkileri de azalttığı vurgulandı. Erken evre meme kanseri hedefli tedavilerde MammoKnife sisteminin; hızlandırılmış tüm veya parsiyel meme ışınlanması, yoğunluk ayarlı tedaviler, çoklu hedef teknikleri ve radyocerrahi imkanı bulunduğu belirtilerek CE/FDA sertifika sürecinin devam ettiği ve 24-30 ay içerisinde üretiminin başlanmasının programlandığı açıklandı.



Şekil 3: Neal Clinthorne ve MammoKnife Meme

Radyoterapi Sistemi

Kullanıcı Bağımsız QA Cihazı ve 2'li Test İmkânı

MD Arge firması, geometrik ve dozimetrik testlerin tek platformda yapılabilmesini sağlayan yeni nesil linak kalite kontrol cihazını üretti (Şekil 4). Şirket yetkilisi Deniz Çelik tarafından yapılan açıklamaya göre; kullanıcı bağımsız kontrol (UFC) özelliğindeki cihaz 1cm'den 1.25 mikrometreye kadar ayarlanabilen çözünürlük ile ışık ve radyasyon alanını aynı anda ölçerek, radyasyon ve mekanik izomerkezlerin karşılaştırılmasına olanak sağladığı belirtildi. Bu sayede en gerekli testlerin aynı anda yapılabileceği ve kullanıcı bağımsız bir sistem üretildiği vurgulandı. Cihazın tedavi masasına dikkatli şekilde pozisyonlanmasını takiben UFC 'nin ölçüm sistemi üzerindeki inklinometre ile kendi açısını ayarladığı ve ölçüm noktasını otomatik olarak belirlediği, bu sayede cihazın masaya yerleştirilmesini takiben sistemin izomerkezi bularak açığı otomatik olarak düzelttiği belirtildi. Doz ölçümünün yüksek yoğunluklu CsI(Tl) sintilatör fotodiyot matriks ile yapılırken ışık alanının da silikon fotodiyot matriks ile yapıldığını belirten Çelik, sistemin İstanbul Üniversitesi'nde kendi doktora tezi temelinde geliştirildiğini ve MD Arge firmasını 2017 yılında kurduğunu ekledi.



Şekil 4: Deniz Çelik ve UFC QA Sistemi

Radyoterapi Fraksiyonlarının Gün İçindeki Uygulanma Zamanının Yan Etki Üzerindeki Azaltıcı Etkisi (Nisan 2019)

Günün ileri saatlerindeki RT fraksiyonunun yan etki risklerinin azaltılması ile bağlantısı bulunduğu açıklandı. Gece saatlerinde daha aktif olan meme hastalarında daha az ağrılı şişlik veya yara izi, prostat hastalarında ise daha az ishal veya kanama sağlanabileceği örnek olarak verildi. Çalışmayı yapan bilim adamları tarafından; hastanın sabah veya gece aktif olma durumuna göre RT uzmanlarının daha uygun tedavi oluşturabileceği de eklendi. Bu çalışmada bu temelde genetik olarak günün ilerleyen saatlerinde daha aktif olan kişilerin aynı şekilde ileri saatlerde uygulanacak tedavilerde daha az yan etki ile karşılaşacağı savunulmakta. Leicester Üniversitesi / İngiltere 'de yapılan ve REQUITE adı verilen uluslararası çalışmada 2014-2018 arasında Fransa, Belçika, Almanya, Amerika, İtalya, İspanya, Hollanda ve Birleşik Krallık Ülkelerinden toplamda 26 Merkezden 4438 hasta (2069 meme, 561 akciğer ve 1808 prostat hastası) anket ve kan örneği alınarak izlendiği ve yan etki şiddetinin belirlenmeye çalışıldığı açıklandı. Bilinen gen varyasyon testlerinden faydalanılarak (PER3 ve NOCT testleri) ve yaklaşık 250000 gen varyasyonu incelenerek kişinin günün hangi döneminde aktif olduğunun tespitinin yapılabileceğinin araştırıldığı belirtildi. Araştırma ekibinin başı olan Dr. Chris Talbot; hastaların tedaviye verdikleri cevaptaki farklılıkların bilindiğini fakat hangi hastanın bu

farklılıkta yer alacağının tespitinin henüz yapılamadığını bu nedenle verilecek olan dozun hastadaki yan etki riski sebebiyle sınırlı olduğunu vurguladı. Ayrıca bu çalışmanın radyoterapiye bağlı toksisite belirlenmesi için biomarker kullanımını içeren en büyük çalışma olduğu açıklandı. Sabah saatlerindeki tedaviden en kötü etkilenen hastaları belirlemek için araştırmacıların kan örneklerindeki radyasyon etkisini test ettikleri, daha az beyaz kan hücresi ölümü olan hastalarda uzun dönemde daha kötü yan etki görülebileceği açıklandı. Sonuç olarak; Dr. Talbot bağışıklık sisteminin radyoterapi günündeki durumunun yan etki açısından önemli bir faktör olduğunu vurguladı ve çalışmanın doğrulanması halinde ilgili genler üzerinde yapılacak basit bir test ile radyoterapi yan etki olasılığının azaltılacağını ve hastanın tedavisi için gün içindeki en doğru zaman diliminin belirlenebileceğini belirtti. (İlk sonuçlara göre REQUITE çalışması ve ek çalışmalardan yaklaşık 900 hasta üzerinde günün sabah ve akşam bölümlerinde tedaviye grime tercihlerine göre farklı yan etkiler tespit edildi. Ayrıca PER3 ve NOCT genetik varyasyonuna sahip ve akşam tedavi zamanını tercih eden hastalarda daha fazla yan etki tespit edildi.)

Klinik Uygulamalarda “Boron Nötron Capture” Tedavisi Kullanımı (Mayıs 2019)

“Boron Nötron Capture Therapy (BNCT)” direk olarak kanser hücrelerine odaklanan tedavi şeklidir ve genellikle bir veya 2 fraksiyonda uygulanan, medikal görüntüleme ile belirlenemeyen mikrometastaz tedavilerinde potansiyel olarak etkili olduğu bilinmektedir. BNCT ile ilgili ana dezavantajın tedavi nötron demeti üretimi için nükleer reaktor gereksinimi olması sebebiyle bu durumu aşabilmek için Kaliforniya/ Amerika yerleşik, füzyon enerjisi üzerine araştırmalar yapan “TAE Life Sciences” Araştırma şirketi tarafından hızlandırıcı tabanlı nötron kaynağı geliştirildiği açıklandı. (Şekil 5) Yetkili araştırmacı Bruce Bauer tarafından hastane ortamına kurulabilecek kompakt bir düşük enerji nötron kaynağı üretildiği belirtildi. 2 aşamadan oluşan BNCT nin ilk aşamasının Boron-10 içeren ve yüksek metabolik kanser hücrelerini hedef

alan (tutulan) ilaç verilmesi; 2. Aşamanın da tedavi bölgesine düşük enerjili nötron verilmesi ve Boron atomları ile etkileşim sonucu 2 alfa parçacığı üretilmesi ile (Foton ve Proton dan yaklaşık 3 kat fazla rölatif biyolojik etkinliğe sahip) tedavi gerçekleştirilmesi olduğu bilinmektedir. Yeni BNCT sisteminin 20 yıllık Ar-Ge sonucu kendi füzyon reaktör dizaynlarının bir parçası olarak ortaya çıktığı, medikal kullanıma uygun olarak mantıklı boyutlarda olduğu ve 1 metreden az zırlama gerektiği açıklandı. BNCT için ideal spektrum olan 1-30 keV aralığında nötron üretimi yapıldığı ve spectrum dışı çok az nötron üretimi sebebiyle de yan etki olasılığının minimize edildiği vurgulandı. Amerika yerleşik, "Sumimoto" adlı diğer bir şirket tarafından tarafından Helsinki Üniversitesi/Finlandiya 'da geçen ay hızlandırıcı tabanlı BNCT sistemi kurulumuna başlandığı ve Japonya'da devam eden altı farklı BNCT programı olduğu da ilgili sistemlerin gelişimine örnek olarak verildi. Hücresel hedefleme yapabilmesi sebebiyle BNCT'nin karmaşık hedefler (normal dokuya invaze olan, kritik dokulara yakın veya radyodirençli tümörler gibi) üzerinde etkili olduğu ve büyük boyutlu baş boyun tümörlerinde daha iyi kozmetik sonuçlar getirdiği vurgulandı. Ayrıca Boron-10 iletim ilaçlarında da glioblastoma gibi daha fazla kanser tipinde uygulanabilecek şekilde uyumlandırma yapılmakta olduğu ve BNCT nin sonraki aşamalarda karaciğer, böbrek veya meme hastalarında da uygulanabileceği vurgulandı. Araştırma ekibinden alınan bilgiye göre bu yıl sonunda Çin'de ilk sistemlerinin kurulmuş olacağı ve gelecek yıl içerisinde de ilk hastanın alınmasının programlandığı belirtildi.

(TAE Sciences)Tümör Sıcaklık Arttırılması ile Radyoterapi Etkinliği (Mart 2019)

Prostat kanseri radyoterapisinde orta şiddette hiperterminin daha etkili olduğu ile ilgili bir çalışma, tümör bölgesini radyofrekans (RF) ile ısıtma tekniği tek doz radyasyon verilmesi teknikleri ile ilgili çalışmalar yapan Maryland Üniversitesi/Amerika'dan araştırmacılar tarafından yayınlandı. Çalışmanın ana hatları olarak 2 tekniğin birleştirilmesi ile konvansiyonel radyoterapi ile aynı sonuçları ve daha az ortalama doz



Şekil 5: Hızlandırıcı Tabanlı NBCT Sistemi

(TAE Sciences)

uygulanmasını sağlayabilecek protokoller belirlendi.

Prostat radyoterapi hastalarındaki uzun dönem sağkalımın yüksek olması sebebiyle bu çalışmanın amacının tedavinin ikincil etkilerini minimize etmek olduğu açıklandı. Hipertermi (kansere hücrelerine direkt etki için sıcaklık artışı uygulanması) ile ilgili önceki çalışmalardan farklı olarak, bu çalışmada özellikle derin yerleşimli tümörlerin dışarıdan RF uygulanarak radyoduyarlı hale getirilmesi amaçlandığı açıklandı. Prostat kanser hücrelerinin farelere yerleştirilerek büyümesinin izlendiği ve 40 test hayvanının 4 gruba ayrıldığı (sadece radyoterapi, radyoterapi öncesi hipertermi, sadece hipertermi ve test grubu), hipertermi işleminin cilde yerleştirilen elektrotlar ile yapılarak ilgili bölgenin 41 dereceye ısıtıldığı belirtildi. Sonrasında tümörün büyümesine izin verilerek hacim olarak 2 katına çıktığı zamanın incelendiği, kontrol ve sadece hipertermi uygulanan grupta bu zamanın birkaç gün olduğu (hiperterminin tek başına büyümeyi sadece birkaç saat yavaşlattığı ek bilgisi verildi.) buna karşın sadece radyoterapi ve radyoterapi öncesi hipertermi gruplarında iki kat büyüme zamanının sırasıyla 30 ve 33 güne kadar uzadığının gözlemlendiği açıklandı. Bu bulgulara göre hipertermi ve radyoterapinin birlikte etkin olduğunun gözlemlendiği iletildi. Çalışmanın devamında ana amacın tedavi etkinliğini azaltmadan daha az doz verilmesinin sağlanması olduğu ve bu sayede toksisite ve diğer yan etkilerin azaltılmasının amaçlandığı belirtildi. Daha önceki süreçlerde non-invaziv in vivo termo-

metri tekniklerinin yetersizliği sebebiyle hipertermi uygulamasında ilgili bölge sıcaklığının ölçülmesindeki belirsizliklerin olduğu fakat modern MR termometri gibi tekniklerin gelişimi ile hipertermi uygulamasının daha olası olabileceği eklendi.

KAYNAKÇA

<https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>

<https://www.dailymail.co.uk/health>

<https://www.itnonline.com>

<https://physicsworld.com/c/radiotherapy/>

SERBEST KÜRSÜ

PİLOTAJ

Prof. Dr. Berrin Pehlivan

Bir Gün Doktor Anonsu Yerine Kokpit Çağrısı Alırsak!

Uçaklarda "doktor" anonslarına alıştık. Kendi adıma, kalkıp elimden geldiğince yolculara yardımcı olmaya çalıştığım, hatta 12 saatlik bir uçuşu bir yolcunun nabzını tutarak geçirdiğim bile olmuştur ama ya bir gün kokpit anonsu alırsam!..

Uçmak edebiyattan sanata birçok mecrada doğrudan özgürlükle ilişkilendirilir. İnsanın doğası uçmaya uygun değildir ve sanırım bu sebeple fantastik filmlerde, film kahramanlarının çoğu uçar. Bilimkurgu filmlerinde ışınlanmak ve her an her yerde olabilmek insanlığın geleceği en son nokta olarak tariflenir. "Uçmak" böylesine bir metaforken düşünün uçaktasınız ve kokpitte işler yolunda gitmiyor... O an gerçek bir kahramana dönüşebilirsiniz.

Hayatımın radyoterapi olduğu dönemlerde başladım uçuş okuluna. Hep aklınızda olan o

tutku vardır ya; şartlar bir türlü oluşmaz, hep ertelersin, ama bir gün 'tamam artık' dersin ve başlarsın. İşte uçuş hikayem böyle başladı. Öncesinde lise yıllarında Hava Harp Okulunu aklımdan geçirsem de ailemin otorite konusunda beni iyi tanıyor olması sebebiyle izin çıkmamıştı. Sanırım uçmaktan uçmaya fark olduğunu içgüdüsel bir şekilde biliyorlardı. Daidalos ve oğlu Ikaros mitinde olduğu gibi, bazen sınırlarınızı şaşırp Ikaros gibi güneşe yaklaşır ve kanatlarınızdan

olabilirsiniz. Tarih sizi aşırılık ve tatminsizliğin sembollerini hanesine kaydeder. Ya da Daidalos gibi güvenli bir seyirle uçar başarının ve ilerlemenin sembolü olabilirsiniz. Hezarfen Ahmet Çelebi gibi olmakta var. Üstün melekeleriniz önce keselerce altın, sonra sürgünle cezalandırılır.

Yani ister teknik açıdan ister felsefi ve tarihsel işaretleriyle uçmak zor iş. Ben okuyucuyu yormadan kendi mütevazı hikayemi anlatmak isterim. Önce 8 ay boyunca her hafta sonu Hezarfen havaalanında yer derslerini aldım, sonra da pratik dersler... Dersler öncesinde fiziksel ve ruhsal sağlığınızın yerinde olması, beslenmeniz, yediğiniz, içtiğiniz, uykunuz çok önemli. İş uçağın başına geçmeye geldiğinde, check-list detayla-

rını onaylamak, bulutların ve rüzgârın sizin tarafınızda olduğuna açık bir zihinle emin olmanız gerekiyor.

Ya havadayken? Havada her şey değişiyor. Mesela ben aynı anda birçok şeyi düşünüp yapabildiğimi zanneder bununla övünürdüm. Anladım ki

öyle değilmiş. Benim ki sadece önümdeki işleri çok hızlı önem sırasına koyup sonra da adım adım yapabilmekmiş. Gerçek anlamda olması gerekeni hocam şöyle ifade etti; "sistematize etme hepsini aynı anda yap"! İrtifanı, hızını, her yönden sana yaklaşabilecek (kuş, diğer uçaklar ve cisimler) her şeyi kontrol et ve önündeki onlarca gösterge hep limitler içerisinde olsun. Her şeyi 3 boyutlu düşün, biraz olsun hızını, yönünü ve irtifanı değiştirebilmek için aynı anda kuman-



da etmek zorunda olduđun levye, gaz, pedal hepsine hâkim ol...

Fizik, matematik bilgisi ve üç boyutlu bir zekâsı olmayanların bu işe hiç yaklaşmaması gerekli. Arada gidip vakit geçirilecek bir iş değil ve gerçekten gönül, emek zaman ve dikkat vermek gerekiyor. Aksi takdirde öğrencilik döneminiz bir hayli uzayabiliyor ve sürecin sonucunda tek başınıza uçabileceğinizin de garantisi yok. Ama her şeye rağmen uçuşu tamamlayıp yere indiğinizde aldığınız haz, anlatılamaz...

Solo uçuş benzersiz bir özgürlük ve bu sanıldığı gibi yer değiştirmenin, alıp başını gidebilmenin çok ötesinde. Yer çekimine, rüzgâra, sonsuz bir maviliğe meydan okuyabilmek, sınırları zorlayabilmek ve insani korkularınla yüzleşmek gibi beklenmedik tatminleri var. Yere indiğinde ise tam anlamıyla özgür olduğunu hissediyorsun. Dengeli ve güvenli bir iniş uçmaktan bile değerli ve zor.



Prof. Dr. Berrin Pehlivan

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun olduktan sonra aynı üniversitede uzmanlığını tamamladı. 5 yıl süreyle

İsviçre'de ve Fransa'da çalışmalarda bulundu. Bahçeşehir Üniversitesi'nde öğretim üyesi olan Prof. Dr. Berrin Pehlivan İngilizce ve Fransızca biliyor.

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.



ESTRO

ESTRO
CONFERENCE

26-30 April 2019

Milan, Italy

#38

**CONGRESS
REPORT**

**Targeting
optimal care,
together**

L

WWW.ES