

5. YIL ÖZEL SAYISI
YENİ YILINIZ KUTLU OLSUN

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

e-DERGi

ARALIK 2020 – OCAK 2021

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 30



BAŞ EDITÖR**Haluk Orhun**

orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU**Boran M. Güngör**

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçücük

halilkucucuk@gmail.com

Mertay Güner

mertayguner@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Türkay Toklu

turkaytoklu@yahoo.com

DERGİ TASARIM VE YAZI**Ebru Oruç Bakır****Mertay Güner****Esra Küçükmorkoç****Mustafa Çağlar****BU SAYIDAKİ YAZARLAR****Dursun Eşitmez****Elvin Erdoğan****Emriye Algül****Gökçen İnan****Hakan Eren****Hasan Uysal****Hilal Acar Demir****Kaya Tetik****Namık Kayalılar****Nural Öztürk****Oğuzhan Ayrancıoğlu****Osman Vefa Gül****Süleyman Çelebi****Yılmaz Şahin****SOSYAL MEDYA****Aykut Oğuz Konuk****Yılmaz Şahin**

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA**
- **BİR RÜYANIN GERÇEĞE DÖNÜŞMESİ: MedFiz@Online**
- **"5. YILIMIZI KUTLUYORUZ"**
- **AYIN BÖLÜMÜ: SELÇUK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ**
- **HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **INTRAOPERATİF RADYOTERAPİ**
- **DÜNYA MEDİKAL FİZİK GÜNÜNÜ ANARKEN**
- **MULTİPLAN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ VE**
- **OPTİMİZASYON ALGORİTMALARI**
- **DEPREM SONRASI ACİL CİHAZ KALİTE KONTROL**
- **ÖLÇÜMLERİ**
- **COVID-19 GÜNLÜĞÜ**

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: 2020 YILI; HIÇ İYİ HATIRLAMAYACAĞIZ

Radyasyon Onkolojisi toplumu bu yıl ikinci bir acı ile karşılaştı. Prof. Dr. Emin Darendeliler hocamızdan sonra Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Anabilim Dalı Kurucu Başkanı Prof. Dr. Candaş Tunalı hocamızı maalesef kaybettik. Tüm radyasyon onkolojisi toplumunun üzüntüsüne ve acısına katılıyoruz ve baş sağlığı diliyoruz dergimiz adına. Unutmayacağız.

Bildiğimiz gibi 7 Kasım 2020 tarihinde "Uluslararası Medikal Fizik Günü"nü kutladık. Doğal olarak bu kutlamalar sanal ortamda webinar olanakları çerçevesinde olmak zorunda kaldı. Ancak, Covid 19

salgını bizlere ve tüm dünyaya webinar gibi sihirli bir olanağın varlığı ile tanıştırdı. Bu y ö n t e m l e , ulaşamadığımız, belki de hiç ulaşamayacağımız meslektaşlarımızla tanışma, karşılıklı

görüşme şansına kavuştuk. Bu olanağın ülkemizde de daha çok kullanılacağına ve medikal fizikçilerin eğitimlerine önemli katkılar yapacağına olan inancımızın tam olduğunu belirtmek istiyoruz.

29. Sayımızda Medikal Fizik Günü nedeniyle dergimize konuk olan meslektaşlarımız elinizdeki 30. Sayıda da konuk olmaya devam ettiler. Medikal Fiziğin önemini, yapılan mesleğin ayrıcalıklarını ve sorunlarını dile getirdiler. Bu tür buluşmaların önemini bilincinde olarak , değişik konularda birlikte

olma fırsatını hep birlikte yaratmalıyız dergi boyutunda.

IOMP (International Organisation of Medical Physics) önderliğinde, 7 Kasım 2020 tarihinde "Medical Physicist as a health Professional" Türkçesi "Sağlık çalışanı olarak Medikal Fizikçiler" başlığı altında bir webinar düzenlendi. Medikal Fizik gününün temasına uygun olarak. Dünyada çok önemli medikal fizik kuruluşlarının önderleri bu webinara konuşmacı olarak katıldılar ve kendi bölgelerindeki medikal fizikçi ve radyasyon onkolojisi bölümlerinin sayılarını verdiler. Medikal fizikçilerin sağlık çalışanı olarak

Medical physicist as a health professional
Saturday, November 7, 12 noon – 1:00 GMT

Moderator: Madan Rehani

Panelists

- IAEA: Ola Holmberg, Giorgia Loreti
- IOMP
 - o Madan Rehani, President IOMP
 - o Ibrahim Duhaini, IDMP
- Regional Organizations of IOMP
 - o Ad Maas, Europe, EFOMP
 - o Hassan Kharita, MEFOMP
 - o Sandra Guzman, ALFIM
 - o Taofeeq Ige, FAMPO
 - o Arun Chougule, AFOMP
 - o Freddy Haryanto, SEAFOMP

Ad Maas, Hassan Kharita, Sandra Guzman, Taofeeq Ige, Arun Chougule, Freddy Haryanto

s a y ı l ı p sayılmadıklarını bildirdiler.

Bu medikal fizik kuruluşlarının adlarını şöyle sıralayabiliriz:

IAEA, EFOMP (Avrupa), MEFOMP (Orta Doğu), ALFIM (Latin Amerika,

FAMPO (Afrika), AFOMP (Asya), SEAFOMP (Güney Afrika).

IAEA temsilcisi medikal fizikçilerin sağlık çalışanı olması ile ilgili şu saptamaları yapmıştır: Medikal fizikçilerin sağlık çalışanı olma özelliğini 2008 yılında ILO (uluslar arası Çalışma Örgütü) tarafından kabul edildiğini, maalesef üzerinden 10 yıl gibi bir sürenin geçmiş olmasına rağmen bir çok ülkede bu uygulamanın hala olmaması üzerinde durmuştur. IAEA'nın bu konu üzerinde çalıştığını ifade ederek,

medikal fizikçilerin sağlık çalışanı kabul edilmemesi halinde aşağıdaki sorunların çıkacağını belirtmiştir.

Medikal fizik alanında bağımsız akademik programların olması,

Hastanelerde profesyonel statülerin uyuşmaması,

Medikal fizik yeteneklerinin gelişmemesi ve sertifikalandırılmaması.

Medikal fizikçilerin uluslararası boyuttaki bu webinar'ını IOMP web sitesinden izlemek mümkündür.

30. Sayımızda Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR arkadaşımızın konuk editör olarak hazırladığı IORT (INTRAOPERATİF RADYOTERAPİ) konusunu ayrıntılı olarak inceliyoruz. Bu aşamada katkılarını esirgemeyen yazarlarımıza buradan teşekkürlerimizi sunuyoruz.

MedFiz@Online elektronik dergisinin 5. Yılını gururla bitiriyoruz. Bu serüveni editör grubumuz bir yazı ile dergimizin ilerleyen sayfalarına aktardılar. Gerçekten uzun, uzun olduğu kadar güzel bir 5 yıl geçirdik sizlerle. Gelecek yıllar için öneri ve katkılarınızı bekliyoruz. Bu derginin sahibinin medikal fizikçiler olduğunu her zaman vurgulayarak.

2020 yılını elinizdeki 30. Sayımızla birlikte bitiriyoruz.

2021 yılının, sağlıklı, birlikte, barış içinde güzel günler geçireceğimiz bir yıl olmasını diliyoruz.

Saygılarımızla.

Haluk ORHUN

BİR RÜYANIN GERÇEĞE DÖNÜŞMESİ: MedFiz@Online

“5. YILIMIZI KUTLUYORUZ”

Medikal fizik alanında çalışan meslektaşlarımızın çok iyi bileceği üzere oldukça zor ve hassas bir görev yapıyoruz. Hastalarımızın, yöneticilerimizin ve diğer hastane personelinin bizden birçok beklentisi var. Tabii ki hastalara şifa veren tedavi cihazlarımız bizim üzerinde titrediğimiz en önemli varlıklarımız. Bu iş yükü yetmezmiş gibi birçok arkadaşımız eğitim ve araştırma için zaman harcamakta ve mesleğini en iyi şekilde sürdürebilmek için çaba sarf etmektedirler.

Hepimiz biliriz, iki medikal fizikçi bir araya geldiğinde hemen mesleğimiz ile ilgili beyin fırtınasını başlatırız aramızda. Birçok harika fikir çıkar fakat bunların çoğu lafta kalır ve uygulamaya geçirme konusunda yetersiz kalırız. İşte bu konuşmaları birçok ortamda yapan, hayalleri olan bir grup medikal fizikçi 27 Aralık 2015 tarihinde İstanbul’da buluşma kararı aldı. Konumuz çok netti. Bir dergi çıkarmak istiyorduk ama detaylarına hep beraber karar verecektik. Haluk Orhun, Nadir Küçük, Mehmet Ertuğrul Ertürk, Cemile Ceylan, Görkem Güngör ve Gökhan Aydın ile ilk dergi toplantımızı yaptık (Resim 1). O gün derginin ismi, elektronik ortamda çıkması, tasarımı, yayının genel hedefi ve içeriği gibi birçok konu demokratik bir ortamda tartışıldı ve halen itina ile takip ettiğimiz derginin ana çatısını oluşturduk. Hayalimize MedFiz@Online ismini vermiştik ve artık çalışma zamanıydı. Medikal Fizik Derneğinin değerli destekleri ve Dernek Yönetim Kurulundan Fadime Alkaya’nın editör grubuna katılması ile serüvenin ikinci adımı tamamlanarak yayın hazırlıklarına başlandı. Böylece 15 Şubat 2016 tarihinden başlayarak iki ayda bir

yayınlanan ve elinizdeki 30. Sayı ile birlikte maratonun ilk adımları atılmış oldu.

İlk sayının Merhaba yazısında e-dergisinin hedefi şöyle ifadesini bulmuştur;

“Dergi, medikal fizik uygulamalarının güvenli, hassas, doğru ve etkin olarak gerçekleştirilmesine katkı vizyonu ile çıkmaktadır. Bu amaçla, yayın yoluyla medikal fizikçileri yeni teknolojilerle tanıştırmak, eğitimlerine katkı yapmak, karşılıklı deneyimlerini paylaşmak, uluslararası bilgi ve uygulamalar hakkında bilgi vermek, etkinliklerini arttırmak gibi bir misyonu üstlenmektedir. Değişik yazılarda derginin medikal fizikçiler toplumunda bir tartışma platformu olması için çaba göstereceği ifade edilmiştir”



Resim 1: MedFiz@Online dergisi ilk toplantısı: Cemile Ceylan, Gökhan Aydın, Görkem Güngör, Haluk Orhun, Mehmet Ertuğrul Ertürk ve Nadir Küçük, 27 Aralık 2015

İlk aşamada derginin medikal fizik alanında özgün bilimsel çalışmaları yayınlayan bu doğrultuda medikal fizikçileri yönlendiren bir hakemli bir dergi olmadığına karar verildi. Medikal fizik alanındaki gelişmeleri,

yayınlanan kaynakları haber veren, radyasyon onkolojisi ve medikal fizikçileri tanıtan, güncel kongre, toplantı gibi benzeri çalışmalarını değerlendiren ve tanıtan, yeni çıkan cihaz ve teknikleri haber veren, kullanıcı deneylerini aktaran, uluslararası medikal fizik kuruluşlarının yayınladığı rapor ve benzeri yayınları özetleyen popüler bir içerik planlandı. Bugüne kadar da bu genel çerçeveden sapmadan yayın politikası sürdürüldü.

E-Dergimizin, kar amacı gütmeyen, hiç bir geliri olmayan ve harcamalarını editör grubunun katkılarıyla sağlayan, **ücretsiz ve gönüllü** bir çalışma olduğunu burada bir kez daha vurgulamak gerekiyor. Belki de dergini katılımcı, paylaşımcı ve demokratik yapısının korunması bu ilkelere titizlikle uyulmasından kaynaklandığını söylemek mümkündür.

Elinizdeki 30. Sayımızda 5 yıllık dönemde **MedFiz@Online** elektronik dergisi ile ilgili önemli istatistikleri paylaşmak istiyoruz. Böylece güzel, güzel olduğu kadar önemli olan verileri bir kez daha görmek istiyoruz. Geleceğe iz bırakmak ve deneyimleri aktarmak temel hedefimiz.

Derginin ilk Editör grubu Haluk Orhun, Fadime Alkaya, Nadir Küçük, Cemile Ceylan, Görkem Güngör, Gökhan Aydın, Ertuğrul Ertürk'ten oluşmuş hemen sonra Hande Baş Ayata gruba katılmıştır.İlerleyen süreçte, değişik aralıklarda desteklerini esirgemeyen değerli meslektaşlarımız Vildan Alpan, Boran Güngör, Mertay Günay, Namık Kayalılar, Evren Üzümlü, Türkay Toklu, Esra Küçükmorkoç ve Halil Küçücük'ün katılımlarıyla editör ekibimiz güçlenmiştir. Her editörün, süresi ne olursa olsun verdiği gönüllü katkılarının çok değerli ve çok önemli olduğunun, ölçülmesinin mümkün olmadığını her zaman altını çizmek gereklidir. Tüm

editör grubumuzun her zaman hatırlanacak güzel ve kıymetli katkıları unutulmayacak ve şükranla anılacaktır.

Gelen yazıların yayınlanmadan önce Türkçe açısından ve yayın tekniği açısından değerlendirilip yayına hazır hale getirilmesi ayrı bir alan. Bir anlamda derginin gizli ve görünmeyen teknik bir yanı. Dergi tasarımı içinde yer alan bu çalışmayı bir dönem Görkem Güngör ve Hande Baş Ayata daha sonra farklı dönemlerde Mertay Güner, Esra Küçükmorkoç, Namık Kayalılar, Evren Üzümlü ve Mustafa Çağlar arkadaşlarımız sürdürdüler. Zamana karşı, zorlu bir aşama olarak.

Derginin teknik tasarımını önce Görkem Güngör sonrasında Hande Baş Ayata sürdürdü. Devamında Mertay Güner bu zor işi üstlendi. Son olarak da Ebru Oruç Bakır arkadaşımız halen devam etmektedir. Teknik tasarım, derginin son aşaması ve okunabilirliğini, göz zevkinin oluşmasını sağlayan çok önemli bir görev. İşin içine biraz da sanat giriyor. Medikal fizikçilerin bu alanda da başarılı olduklarını görmek mutluluk verici bizim için. Yine zamana karşı yapılan ve eleştiriye açık bir çalışma.

Derginin medyada yer alması düşünülen güzel bir fikirdi. İlk aşamada bu görevi Esra Küçükmorkoç ve Mine Doyuran üstlendi. Sonrasında Adil Merih ve Cem Gökşen arkadaşlarımız daha sonra Aykut Oğuz Konuk ve Yılmaz Şahin arkadaşlarımız devraldılar. Böylece medikal fizik toplumuna değişik bir kanaldan ulaşma imkanına kavuştuk. Bol bol "like" alıyoruz.

8. Sayımız ile birlikte **medfizonline.org** web sitemiz hayata geçti. 15 Nisan 2017 tarihli 8. Sayımızda ilan ettik web sitemizi. Amacımız okurlarımızın derginin eski sayılarına kolayca ulaşmaları sağlamaktı. Bu amaçla web sitesinde başka konulara yer verilmedi.

Ocak 2018 tarihinde Medikal Fizik Derneği ile yaptığımız toplantıda dergi web sitesinin Dernek web sitesi içine taşınması önerisi doğrultusunda web sitemizi taşıdık. Dergimizin tüm geçmiş sayılarına Dernek web sitesi açılış sayfasından tıklayarak ulaşmak mümkündür.

Dikkat edilirse karşımızda amatör ruhla, gönüllü sürdürülen her zaman takdir edilmesi gereken profesyonel bir yapı var. Klasik bir örnek vardır, bir saatin çalışabilmesi için tüm parçalarının küçük büyük demeden aksamadan çalışması gereklidir. Dergi işleyişi de aynen böyle sürdürülüyor.

İlk toplantıda, birinci sayının editörler tarafından hazırlanan yazılarla çıkması, diğer sayılarda editörlerin sadece yazı konusu bulup ilgili yazarlara yazması için görev vermesi ve işleyişi takip etmesi şeklinde bir plan yapılmıştı. Ancak, açık olarak ifade etmek gerekirse, meslektaşlarımızın yazı yazma arzularının dergiyi ne kadar besleyeceği konusunda çok açık bir değerlendirmemizin olduğunu söylemek mümkün değildi. Hatta bu konuda karamsarlığımızın olduğunu itiraf etmek gerekiyor. 29'uncu sayımıza geldiğimizde, meslektaşlarımızın yazı yazma konusunda sihirli bir potansiyele sahip olduklarını ve bu potansiyelin giderek çoğaldığını sevinerek gördük. Şimdi görüyoruz ki tamamen gönüllü yazı yazıp, dergide yazısının yayımlanmasını isteyen birçok meslektaşımız var. Bu potansiyeli ortaya çıkarmada ufak da olsa bir etkimizin olduğunu, editör grubunun dinamiğinin öne çıktığını bilmek bizlere mutluluk veriyor. Bu düşüncemizi desteklemek adına, her yayın toplantımızda en az üç sayımızı planladığımızı söylemeliyiz. **Dergimiz sadece biz medikal fizikçiler arasında popüler değil. Hekimlerimizden, tekniker ve hemşire gruplarından gelen birçok pozitif**

destek mesajları bizlerin motivasyon sebeplerinden birisi oldu.

Hedefimiz, desteklerin daha belirleyici, daha önerici, daha yönlendirici, daha tartışmacı ve daha yaratıcı, her şeyden önemlisi daha katılımcı olması yönündedir. Bu konuda güvenimizin tam olduğunu burada vurgulamak gereklidir. Hiç bir arkadaşımız yazı yazma tekliflerine olumsuz cevap vermedi. Haklı mazeretler dışında aldıkları yazı önerisini titizlikle ve zevkle yerine getirdiler. Bu gözlemimizi sayılarla da desteklemek mümkün. 29 sayı boyunca dergide merhaba yazısı dışında 340 yazı çıktı. Dergi başına yaklaşık 11 yazı. Bu yazılar 382 yazar tarafından yazıldı. Birden fazla yazı yazanları çıkarırsak bu sayı 307'ye düşüyor. Dergi başına 10.6 farklı yazar ismi görülüyor. Yine toplam 29 sayıda 340 yazı yazılmış. Yazı başına 1.1 yazar diye düşünülebilir(Grafik 1).



Grafik 1: Dergimizde yazı yazar yazar analizi

Yazarlarımız arasında kadın/erkek oranı aşağıda grafik 2'de gösterilmiştir. Gelecekte kadın oranını yükseltmek gibi bir görevimizin olduğunu da şimdiden söyleyebiliriz. 307 yazar dostumuzun, arkadaşımızın dergiye katkılarının olması gerçekten ulaşılması zor bir rakam. Başka bir ifade ile aktif çalışan medikal fizikçi sayısı dikkate alındığında bu oran daha da ciddi sayılara ulaşabilir. Bir anlamda

editör grubu olarak ulaşılan bu sayıları başarı diye nitelendiriyoruz kendi içimizdeki sohbetlerde. Mayanın tutması, ileriki günlerde kendiliğinden yazı önerisinin gelme sayılarını da olumlu etkileyecektir inancındayız.



Grafik 2: Yazarların cinsiyet dağılımı

Merhaba yazılarımız dergimizin tüm sayılarında Baş Editör olarak görev yapan Haluk Orhun' ait. Her sayıda merhaba yazıları ile Haluk abi meslekteki deneyim ve kalitesini yazılarına doğrudan aktarmakta ve zevkle okumaktayız. İlk toplantıda derginin 27 sayfa sayısı ile çıkması planlanmıştı. Yaşam dinamiği bu konuda saptanan sayfa sınırına uyma imkanını sağlamadı. Grafik 3'den de görüleceği gibi sayfa sayımız 81'e kadar çıktı. Ortalama dergi sayfası 51 oldu.



Grafik 3: Sayılara göre sayfa sayısı.

Derginin her sayısında olmasına gayret ettiğimiz bazı yazı başlıkları var. Örneğin bölüm tanıtımları. 29 sayıda toplam 33 bölüm tanıtım yazısı yayınlanmıştır.

Bunların 31 adedi radyasyon onkolojisi, 2 tanesi nükleer tıp bölümlerine ait. Dikkat edilirse radyasyon onkolojisi bölümlerinin sayısı çok ağırlıklı. Diğer özel başlık ise medikal fizikçilerin ilgilendikleri bir anlamda hobi diyebileceğimiz özelliklerini ortaya koymak oldu. Yıllardır tanıştığımız arkadaşlarımızın farklı hobilerini kaleme almaları ve bizimle paylaşmaları oldukça hoş oldu ve birçok ortamda konuşuldu. Aldığımız geri bildirimlerden bu başlığın en çok okunan başlıklardan birisi olduğu şüphesiz. Bu alanda dergide 12 adet hobi yazısı yer aldı.

AAPM gibi medikal fizik alanında uluslararası kuruluşların rehber ve raporlarına yer vermeye gayret ettik. Bu alandaki yazı sayısı ise 20. Medikal fizik alanındaki güncel gelişmeler adı altında son 14 sayıda bir bölüm yer aldı. Bu çalışma Boran Güngör arkadaşımızın editörlüğünde devam ediyor.

Konuk editör rehberliğinde bazı sayılarımızın ağırlığını özel konulara ayırdık ve bu sayılar için konuk editörlere yer verdik. Örneğin Salih Gürdallı Brakiterapi, Gönül Buyan Radyasyondan Korunma konularında büyük bir başarı ile konuk editörlük yaptılar. Bu yöntemin gelecek açısından çok olumlu bir seçenek olduğunu görüyoruz. Diğer yazılar, makaleler, kullanıcı deneyleri, tercümelemler, röportajlar, kongre tanıtımları, kitap tanıtımları, tartışmalar ve benzeri yazılardan oluşuyor.

Medikal fizik bilimsel ve çok yönlü bir ortam. Her gün yeni bir gelişme görmek mümkün. Tüm etkinliklere yer vermek her zaman kolay olmuyor. Kısıtlı katkı ve imkanlar bu alanda çalışmayı biraz zorlaştırıyor. Amatör ruh, bu aşamada çok önemli bir faktör ancak hayatın gerçekleri de etkin tüm dergi yaşamında.

Sonuç olarak;

Elimizden geldiğince sizlere derginin çalışma profilini yansıtmaya çalıştık. Eminiz, dile getirmedüğümüz daha birçok konunun olduğunu biliyoruz. Yapılanları elimizden geldiği kadar kayıt altına almaya çalıştık. MedFiz@Online elektronik dergisinin medikal fizik toplumunda yarattığı etkileri gerçekten merak ediyoruz. Örneğin meslektaşlarımızın öğrenme hızını ve öğrenme kapasitesini arttırıp arttırmadığını nasıl değerlendirebiliriz sorusuna cevap aramak istiyoruz. Elimizde böyle bir parametreyi ölçebileceğimiz bir kriter yok. Ancak, 340 yazıya imza atan kişinin yazar olarak yer aldığı ve 5 yıl süren bir etkinliğin toplumda olumlu etki yarattığını düşünebiliriz. Üstelik iki ayda bir mail kutusuna ücretsiz ve Türkçe olarak ulaşan bu olanağın hiç olmazsa öğrenme hızına ve öğrenme kapasitesine olumlu etkisinin var olması gerektiği şüphesiz. Ayrıca arama motorlarında herhangi bir mesleki konuyu türkçe araştırdığınızda önünüze dergimizdeki yazıların düşme oranının giderek yükseldiğini görmek bizleri gelecek için umutlandırıyor. Bu nedenle yazılar titizlikle bilimsel yönden titizlikle edit ediliyor ve bilgilerin güncelliği ölçülüyor.

Gözden kaçırılmaması gereken bir diğer faktör ise, derginin öğrenme hızı ve daha çok öğrenme kapasitesi sonucuna etkisinin bireysel olmayıp tüm meslektaşlarımıza aynı anda sağlanıyor olmasıdır. Yani toplumsaldır. Gelecek kuşaklara aktarılabiliridir.

5 Yıllık engin bir dergi deneyimine sahibiz. Şimdi elimizdeki bu birikimimizi ileriye nasıl aktarabiliriz diye bir görevimizin olduğunu düşünüyoruz. Şüphesiz bu gereksinim yine kendimize yüklediğimiz misyon olmayıp, kazanımların medikal fizik toplumunda

evrilmesine aracı olmaktır. Konuyu biraz daha açarak, kendimize şu soruları sorabiliriz veya sormalıyız diye düşünüyoruz;

Dergi misyonunu gelecek yıllarda da devam etmeli midir? Etmemeli midir?

Cevap evet ise;

Aynı formatta, aynı içerikte, aynı teknik özellikte mi devam etmelidir?

Veya yeni bir bakış açısı mı geliştirilmelidir?

Derginin daha kurumsal bir yapıya sahip olmasına ihtiyaç var mıdır?

Yönetimsel yeni bir organizasyon gerekli midir?

Dergide özel konuları izleyen ve değerlendiren çalışma grupları olmalı mıdır?

Uluslararası bir yapıya kavuşmalı mıdır? Örneğin İngilizce sayfalar ve önsözler gibi.

Bizlerin aklına gelmeyen daha özgün değerlendirmelere ve önerilere her zaman açık olduğumuzu burada vurgulamak istiyoruz. Okuduğunuz sonuç bölümü, bir yorgunluğu veya tükenmişliğin resmi gibi gelebilir. Tam tesine amacımız yapılan değerlendirmelere, eleştirilere göre yeni bir atılımın imkanlarını aramak ve yaratmaktır. Bizce, medikal fizik gibi devasa bir alanda bazı kilometre taşları yeni girişimlerin tetikleyicisi olabilir. Bizim bakış açımız, zamanlamayı doğru seçerek, istenen doğrultuda olası değişiklikleri birlikte gecikmeden yapmaktır.

Medikal fizik toplumunun bilimsel yapısından kaynaklanan yaratıcı, katılımcı ve paylaşımcı özelliğine yürekten inanıyoruz. Bu nedenle her ortamdan görüş ve eleştirilerinizi bize iletebilirsiniz. Akıl akıldan

üstündür felsefesinden yola çıkarak görüşlerinizin dergimizi daha da ileriye götüreceği kuşkusuzdur ve dergi hepimizindir.

Çok uzun ve ayrı ayrı bir teşekkür gerekiyor tüm katkılarını esirgemeyen herkese.

Özel olarak, MedFiz@Online elektronik dergisinin her sayısını üyelerine mail yoluyla haber veren, yeni ve eski sayılarını web sitesinde en ön saflarda yayınlayan **Medikal Fizik Derneği Yönetim Kurulları'na** teşekkürlerimizi sunuyoruz.

2020 yılının sonuna kadar medikal fizikçi arkadaşlarımıza bir anket ile ulaşarak özgün görüşlerini almayı hedefliyoruz.

Kısacası MedFiz@Online dergisinin ana sahibi medikal fizikçilerdir.

Saygılarımızla,

MedFiz@Online Editör Grubu,

medfizonline@gmail.com

AYIN BÖLÜMÜ SELÇUK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ



Resim 1: Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Fiz. Dr. Gökçen İnan

Öğr. Gör. Osman Vefa Gül

Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 2010 yılında kurulmuş olup, Haziran 2010'dan beri hizmet vermektedir.

Kliniğimizde 2 poliklinik, 1 tedavi planlama ve toplantı odası, 1 kurşun blok döküm odası, 2 LINAC ve kumanda odası, 1 simülatör ve kumanda odası, 1 brakiterapi ve kumanda odası, 1 CT cihazı ve kumanda odası bulunmaktadır. 1 Dr. Öğr. Üyesi Radyasyon Onkoloğu, 1 uzman doktor, 1 asistan doktor, 2 medikal fizikçi, 1 dozimetrist, 6 radyoterapi teknikeri, 2 hemşire ve 1 sekreteriyle birlikte hastalara hizmet vermektedir(Resim 1). Kliniğimizde ortalama

günlük tedaviye giren hasta sayısı 80-100, günlük CT Simülatör Randevusu 6'dır.

Misyonumuz sağlıklı bireyler yetiştirebilmek için tıbbi etik ve ilkelerden taviz vermeden, bilimsel gelişmeler eşliğinde kendini yenileyerek kaliteli, güvenilir ve kesintisiz tedavi hizmetiyle ulusal ve uluslararası alanlarda sağlık hizmeti verebilmektir.

Vizyonumuz modern teknolojinin ulaştığı en üst seviyede sağlık uygulamalarını gelişmesini takip ederek katkı sağlamaktır.

Cihaz ve Dozimetrik Ekipman

Varian Linac DHX: 80 Millennium MLC'li 2 adet Lineer Hızlandırıcılarda 6MV ve 18MV foton enerjisi ve 4MeV, 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV ve 18MeV enerjide de elektron enerjileri bulunmaktadır. En fazla

alan boyutu 40cm x 40cm'dir. Tedavi cihazlarında 3DCRT, sliding window ve step and shoot yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) teknikleri uygulanabilmektedir.

Simülatör cihaz: Varian acuity konformal simülatör cihazı bulunmaktadır.

Varisource Brakiterapi HDR Sistemi: Ir 192 kaynağının kullanıldığı After Loader Brakiterapi cihazımızda brakiterapi endikasyonu olan hastalar gününbirlik tedavi edilebilmektedir.

CT Simülatör: Toshiba Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı bulunmaktadır.

Tedavi Planlama Sistemi: Kliğiniğimizde 2 adet Varian Eclipse (versiyon 15.1), Varian Eclipse 3D BrachyVision (versiyon 15.1), Soma Vision, Aria (versiyon 15.1) Network sistemleri mevcuttur.

QA: Kalite kontrol için Varian Portal Dozimetri, Epiqa v4.1.5 ve 2D array kullanılmaktadır.

Dozimetrik Ekipman: PTW MP3-M Water Phantom ve Semiflex Dedektör, Absolute Doz Ölçüm Sistemi (Unidos Weblin Elektrometre, Farmer-Roos-Diyot SRS Dedektörler) ve Katı Fantom Seti, 1 Adet PTW 2D array kalite kontrol ekipmanı, CT ve CBCT için kalibrasyon fantomları, randofantom, TLD ve invivo dozimetri sistemleri, bulunmaktadır.

Kliniğimizde Eğitim

Kliniğimizde haftada 1 gün tüm doktor ve fizikçi katılımıyla çeşitli konularda eğitim seminerleri, makale sunumları ve haftada 1 de vaka toplantıları yapılmaktadır. Ayrıca hekimlerimiz haftanın belirli günlerinde Onkolojik Cerrahi, Baş Boyun, Thorax, Üroonkoloji, Tiroid,ve Jinekolojik Onkoloji gibi tümör konseylerine katılmaktadır.

KLİNİK KADROMUZ

Radyasyon Onkolojisi Eğitim ve İdari Sorumlu

Dr. Öğr. Üyesi Hamit BAŞARAN

Uzman Doktor

Uzm. Dr. Mürsel DÜZOVA

Medikal Fizik Uzmanları

Dr. Fiz. Gökçen İNAN

Öğr. Gör. Osman Vefa GÜL

Asistan Doktor

Dr. Burak DELİ

Radyoterapi Teknikerleri

Furkan ÇELEBİ

Bayram SORKUM

Mehmet Akif PANCARCI

Hüsnü Salih GÜVEN

Özge Mukaddes ÜNLÜ

Şeyma KISACIKOĞLU

Sefa ÜNAL

Radyoterapi Hemşireleri

Çiğdem YILMAZ

Fatma UZUNER

Sekreter

Fatih SEMERCİ



Fiz. Dr. Gökçen İnan

1985 Ankara doğumludur. İlk, orta ve lise Eğitimini Antalya'da tamamladıktan sonra Selçuk Üniversitesi Fizik Bölümünü (2009), Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri

Nükleer Fizik YLP (2011) ve Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Nükleer Fizik Dr (2020) tamamladı. 2011 yılından bu yana Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Medikal Fizik

Uzmanı olarak görev yapmaktadır. Evli ve bir çocuk sahibidir.



Öğr. Gör. Osman Vefa Gül

2010 yılında Gazi Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Yüksek lisansını 2013 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Nükleer

Fizik Programında tamamladı. 2010 – 2012 yılları arasında Necmettin Erbakan Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2012 yılında Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Medikal Fizik Uzmanı olarak göreve başladı. 2017 yılında Öğretim Görevlisi olarak atandı. 2017 yılından beri Selçuk Üniversitesinde Öğretim Görevlisi olarak ders vermektedir. Halen Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Öğretim Görevlisi olarak görevine devam etmektedir. Ayrıca Selçuk Üniversitesi Nükleer Fizik programında doktora eğitimine devam eden Osman Vefa GÜL aynı zamanda İş Sağlığı ve Güvenliği Uzmanıdır. Evli ve bir çocuk sahibidir.

INTRAOPERATİF RADYOTERAPİ

Doç. Dr. Hilal Acar Demir

Med. Fiz. Uzm. Dursun Eşitmez

Med. Fiz. Uzm. Elvin Erdoğan

Med. Fiz. Uzm. Süleyman Çelebi

Med. Fiz. Uzm. Namık Kayalılar

MedFiz@Online dergisi konuk editörlerini ağırlamaya devam ediyor. 30. sayımızın konuk editörü **Sn. Doç.**

Dr. Hilal ACAR DEMİR bizler için İntraoperatif Radyoterapi (IORT) konusunu farklı cihaz platformları açısından değerlendirdi. Ortaya çıkan bu harika IORT derlemesini keyifle okuyacağınızı umuyoruz. Sn. Hilal ACAR DEMİR hocamıza ve konuk yazarlarımıza emekleri için çok teşekkür ederiz.

Doç. Dr. Hilal Acar Demir

Ameliyat esnasında ameliyathanede yapılan radyoterapi uygulaması IORT olarak adlandırılmaktadır. Bu tedavi tek seansta mobil radyasyon üreteçleri ile uygulanmaktadır. Uygulama sırasında tümör çıkartıldıktan sonra cihaza ait özel aplikatör tümörlü bölgeye yerleştirilir gerekli ölçümleri takiben yüksek doz ışın sadece bu bölgeye verilirken sağlam dokular tamamen korunmuş olur. Kısacası, ışın tedavisi de cerrahi sırasında bir defada tamamlanmış olur.

IORT meme kanseri için rutin olarak ilk kez 1999 yılında Avrupa'da kullanılmaya başlanmıştır. Bu tedavi yöntemi, ortalama on yıldır dünyada yaygın olarak kullanılan ve meme kanserinde çok fazla klinik çalışması olan bir tedavi yöntemidir. En sık erken evre meme kanserinde uygulanmıştır. Meme koruyucu cerrahi uygulanmış hastalarda lokal yinelemelerin

büyük çoğunluğunun tümör yatağında olmasından kaynaklı uygulanan parsiyel meme ışınlamasının IORT ile yapılması oldukça avantajlıdır. Bu hastalarda IORT'nin klasik radyoterapiye göre özellikle zaman ve kozmetik açıdan avantajları vardır.

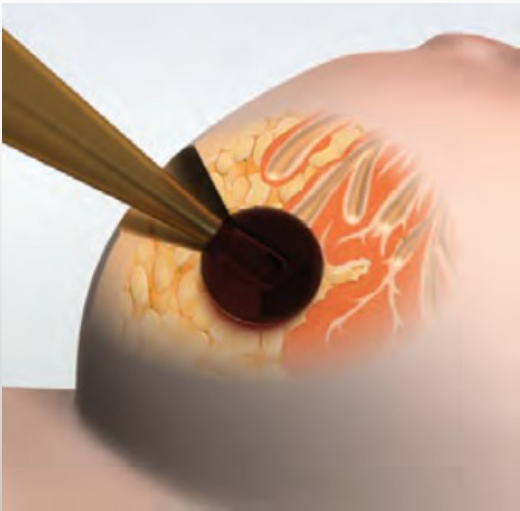
IORT;

- Ameliyathanede ameliyat sırasında yapılan ve yaklaşık 20-40 dakika süren bir tedavidir.
- Tümör yatağı kesin bir doğrulukla belirlenir.
- Meme kanseri radyoterapisinde özellikle kalp, kalbin ana damarları, akciğer ve yumuşak dokular gibi yan etki açısından riskli kabul edilen organların korunması çok daha kolaydır. Bu da geç yan etkileri azaltır.
- Klasik tedavide oluşan cilt çekintileri, meme ödemi oluşmaz.
- Daha az liponekroz, daha az fibrozis, daha az kozmetik problem meydana gelir.
- Ameliyat sonrası hastanede kalış süresini etkilemeyen bir tedavidir.

Ameliyat sırasında tek doz uygulama ya da farklı yöntemlerle tüm meme yerine sadece tümörlü bölgenin ışınlanması son yıllarda dünyada geçerlilik kazanmış bir yöntemdir. Bununla birlikte tek doz uygulama her hasta için uygun değildir. Hangi hastaların bu yöntem için uygun olduğuna radyolog, radyasyon onkoloğu, cerrah ve patolog ekip olarak birlikte karar verir. Hastanın yaşı, tümörün patolojik özellikleri bu kararda rol oynayan faktörlerdir.

IORT, meme kanserinin yanı sıra bazı intraabdominal tümörlerde de kullanılmaktadır. Özellikle pankreas kanseri ve bu bölge etrafındaki periampüller tümörlerde, mide kanserleri, kolon-rektum kanseri ve yumuşak doku tümörlerinde de kullanılmaktadır. IORT'nin bu tümörlerdeki en büyük avantajı; ek radyoterapi dozunu bir seansta vermek ve özellikle ameliyatla çıkarılamayan tümörlerde direkt tümöre, çıkarılan tümörlerde ise nüks olabilecek bölgeye uygulanacak radyasyon tedavisini ameliyathanede çok kısa bir sürede uygulamaktır. Uygulamanın bir diğer avantajı da ışınlanacak hedef dokunun gözle görülebilir olması ve sağlam dokuların olabildiğince ışın alanının dışına çıkarılabilme olasılığıdır.

Özet olarak IORT, cerrahi olarak çıkarılması zor ve lokal yinelemesi yüksek tümörlerde tedavi yanıtını arttıran bir tedavi seçimidir. Lokal-bölgesel kontrolü arttırırken, çevre dokulara hasarı da en aza indirir. Şekil 1'de memeye uygulanan IORT şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 1: Memeye uygulanan örnek bir IORT uygulaması

IORT süreci;

1. Adım: Tümörün cerrah tarafından çıkarılmasından sonra cihaz aplikatörünün radyasyon onkoloğu tarafından ameliyat bölgesine yerleştirilmesi,

2. Adım: Radyasyonun sağlıklı dokuya en az hasarı verecek şekilde sadece tümör yatağına verilmesi,

3. Adım: Yaklaşık 20-30 dakikalık tedaviyi takiben aplikatörün hastadan çıkarılması ve ameliyat bölgesinin cerrah tarafından dikilip hastanın dinlenme odasına alınması şeklinde özetlenebilir.

IORT'de Kullanılan Cihazlar

Teknolojinin gelişmesi ile günümüzde farklı radyasyon ışınları kullanarak IORT yapılmasına olanak sağlayan cihazlar üretilmiştir.

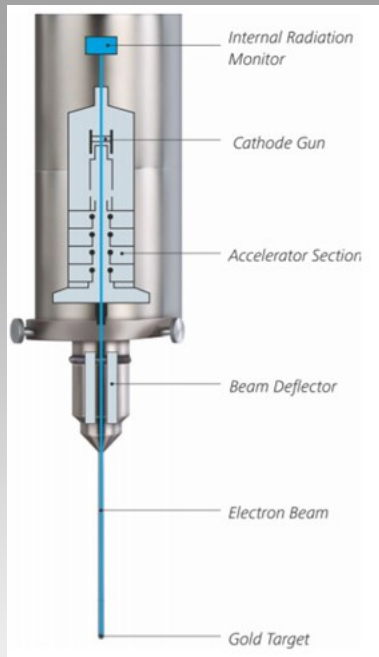
CARL ZEISS INTRABEAM IORT CİHAZI

Med. Fiz. Uzm. Dursun Eşitmez

Zeiss Intrabeam (Carl Zeiss Surgical GmbH) sistemi düşük enerjili foton ışınları ile IORT yapmakta olan mobil sistemlerden biridir (Şekil 1). Sistem; kontrol ünitesi, minyatür lineer hızlandırıcı X-ışını kaynağı (XRS 4) (Şekil 2), zemin standı ve konsol taşıyıcıdan oluşmaktadır.

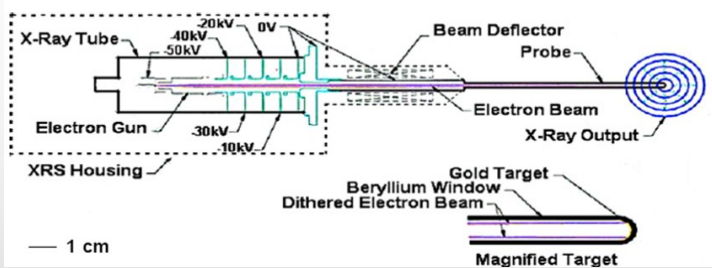


Şekil 1: Zeiss Intrabeam Cihazı



Şekil 2: Minyatür lineer hızlandırıcı x-ışını kaynağı (XRS4)

XRS 4, elektronik iç kısım, ışın saptırıcı ve probe olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır (Şekil 3). Probe; 100 mm uzunluğunda ve 3.2 mm çapında biyo-uyumlu krom-nitrat kaplamalı bir sürüklenme tüpü ve 0.5 µm kalınlığında altın hedeften oluşur. Sürüklenme tüpünün son 2 cm'si 0.5 mm kalınlığında yarı küresel berilyum malzeme ile kaplanmıştır.



Şekil 3: Minyatür X-ışını kaynağının diyagramı

XRS 4'de elektronlar elektron tabancasından salınır, 50 kV'luk bir potansiyele kadar hızlandırılır ve sürüklenme tüpü içerisinde hareket ettirilip tüpün sonundaki yarı küresel altın hedefe çarptırılarak, düşük enerjili X-ışınları üretilir. Elektron demeti targete tam merkezden çarpmaz bunun yerine küresel bir doz dağılımı oluşması için hedefin etrafında bir daire çizecek şekilde yönlendirilir. Sistemde, iki tip (40

kV ve 50 kV) hızlandırıcı voltaj seçeneği bulunmaktadır. 40 kV modunda, 40 µA'lık tek bir tüp akımı sağlanırken, 50 kV modu 5, 10, 20 ve 40 µA'lık tüp akımı sağlanmaktadır.

XRS4 cihazın ana gövdesinde bir radyasyon monitörü (IRM, Internal Radiation Monitor) bulunmaktadır. IRM, tedavi sırasındaki toplam radyasyon çıktısını gösterir. Intrabeam PRS500 kontrol ünitesi, operatör ile cihaz arasındaki bir arabirimdir ve yüksek gerilim risklerini ortadan kaldırarak X-ışını kaynağına düşük gerilim gücü sağlar. IORT sırasında PRS500 kontrol ünitesi, sistemin güvenli ve doğru bir şekilde dozun vermesi için sistemi izler. Reçete edilen doza ulaşıldığında, kontrol ünitesi otomatik olarak kapanır.

Intrabeam zemin standı dengeli olması ve altı ekseninde hareket ettirebilme özellikleri sayesinde XRS4'ün tedavi sırasında üç boyutlu kullanılabilmesini sağlamaktadır. Elektromanyetik frenleri minyatür hızlandırıcıyı milimetrik hassasiyetle tedavi konumunda kilitlemektedir. Herhangi bir ameliyathaneye kolaylıkla götürülebilir ve kullanılabilir.

X ışını kaynağının maksimum enerjisi 50 keV, ancak etkin enerji yaklaşık olarak 20 keV'dir. Doz hızı, aplikatörün çapı ve aplikatör yüzeyine olan mesafe ile ilgilidir. Aplikatör çapı tümör rekürrens riski en yüksek alanı kapsayacak şekilde, tedavi eden cerrah ve radyasyon onkoloğunun takdirine bağlı olarak seçilmektedir. Meme kanserleri için küresel aplikatör, vertebra ve beyin tümörleri için iğne (needle) aplikatör ve diğer geri kalan bölgeler için de düz (flat) veya yüzey (surface) aplikatör kullanılmaktadır.

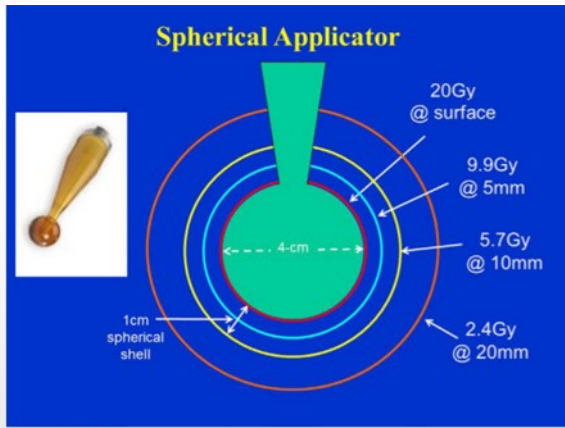
Küresel (Spherical) Aplikatör

Küresel aplikatör (Şekil 4), tümör yatağına radyasyonun intrakaviter veya intraoperatif olarak

verilmesi için geliştirilmiştir. Aplikatör boyutu, tümör eksizyonu ile oluşturulan tümör boşluğunu dolduracak şekilde seçilir. Tümör yatağı dokusu, kese dikişi atılarak yüzey gerilimi ile aplikatöre yapıştırılır. Probe ucu, aplikatörün ve dolayısıyla tümör boşluğunun merkezinde bulunur. Küresel aplikatörler 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45 ve 50 mm çapları mevcuttur. Aplikatör paslanmaz çelik ve ULTEM (Polyetherimide) materyallerinden yapılmıştır, sterilize edilerek tekrar kullanılabilirler.



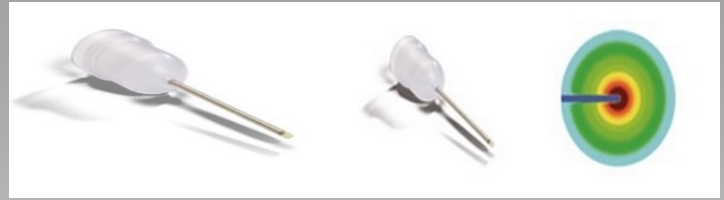
Şekil 4: Küresel aplikatörler ve renklendirilmiş izodoz eğrisi



Şekil 5: 4 cm küresel aplikatör kullanılarak 20Gy reçete dozunun doku içindeki doz dağılımı

İğne (Needle) Aplikatör

İğne aplikatörü (Şekil 6), tümörlerin interstisyel ışınlanması için geliştirilmiştir, genellikle vertebra metastazları ve beyin tümörleri tedavisinde kullanılmaktadır. İğne aplikatör tek kullanımlıktır ve çapı 4.4 mm'dir. Aplikatörde paslanmaz çelik, ULTEM (Polyetherimide) ve Polycarbonate materyalleri kullanılmıştır.



Şekil 6: Needle aplikatör ve renklendirilmiş izodoz eğrisi

Düz (Flat) Aplikatör

Düz aplikatör (Şekil 7), cerrahi olarak çıkarılmış yüzeyler üzerindeki residüel tümör hücrelerinin tedavisi için geliştirilmiştir, genelde gastrointestinal sistem tümörlerinde kullanılmaktadır. Düz aplikatör, aplikatör yüzeyinden 5 mm mesafede optimize edilmiş düz ışın alanına sahiptir. Cerrahi olarak çıkarılan yüzeye yerleştirilebilen sterilize edilebilir bir metal halka olan konum işaretçisini kullanarak, ışınlanacak alan izole edilebilir. Düz aplikatörler 10, 20, 30, 40, 50 ve 60 mm çaplarında bulunmaktadır. Aplikatörde paslanmaz çelik, ULTEM (Polyetherimide) ve EPDM (Ethylene Propylene Diene Monomer) kauçuk materyalleri kullanılmıştır. Aplikatörler, sterilize edilerek tekrar kullanılabilirler.



Şekil 7: Flat aplikatörler ve renklendirilmiş izodoz eğrisi

Yüzey (Surface) Aplikatör

Yüzey aplikatörü (Şekil 8), vücut yüzeyindeki tümörlerin tedavisi için geliştirilmiştir, örneğin melanom dışı deri kanserlerinin ışınlanmasında kullanılmaktadır. Özellikle cerrahi riski yüksek hastalar için veya kozmetik amaçlar için yararlıdır. Aplikatör, hedef yüzey üzerinde optimize edilmiş düz ışın alanı

oluşturur. Vücudun yüzeyine yerleştirilebilen sterilize edilebilir bir metal halka olan konum işaretçisini kullanarak, ışınlanacak alan izole edilebilir. Aplikatörde paslanmaz çelik, ULTEM (Polyetherimide) ve EPDM (Ethylene Propylene Diene Monomer) kauçuk materyalleri kullanılmıştır. Yüzey Aplikatörü 10, 20, 30 ve 40 mm çaplarında mevcuttur. Aplikatörler, sterilize edilerek tekrar kullanılabilirler.



Şekil 8: Surface aplikatörler ve izodoz dağılımı

Intrabeam Sisteminin Kalite Kontrolü

Sistemin kalite kontrol testlerini her işlem öncesi yapılması zorunlu olanlar ve üretici ve/veya AAPM TG 182'de tavsiye edilen zamanlarda yapılması gerekenler olarak ikiye ayırabiliriz. Bu testlerden belli başlıları aşağıda ayrıntılanmıştır.

Intrabeam Sisteminin Kalite Kontrolü

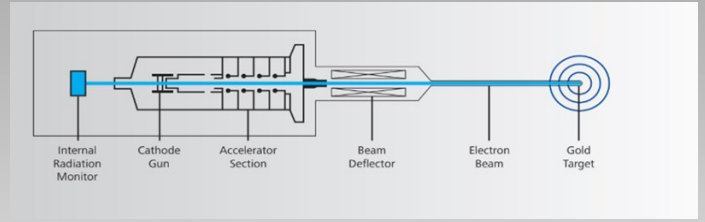
Sistemin kalite kontrol testlerini her işlem öncesi yapılması zorunlu olanlar ve üretici ve/veya AAPM TG 182'de tavsiye edilen zamanlarda yapılması gerekenler olarak ikiye ayırabiliriz. Bu testlerden belli başlıları aşağıda ayrıntılanmıştır.

- **Her Işınlama Öncesi Yapılması Gereken Kalite Kontrol**

Dahili Radyasyon Monitörü (Internal Radiation Monitor, IRM)

Dahili radyasyon monitörü (IRM), katot yönünde yayılan x-ışını fotonlarını tespit eder ve gerçek zamanlı olarak doz çıktısını kaydeder. Kalibrasyon sırasında kontrol edilmeli ve onaylanmalıdır. IRM

sonucu kontrol terminalinin tedavi ekranında görüntülenir; böylece operatör tedavi boyunca hangi dozu hangi doğrulukta verildiğini bilir.



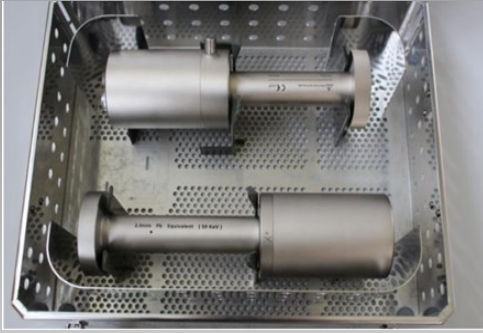
Şekil 9: Dahili radyasyon monitörü

PDA İzotropi Kontrolü

Kalite kontrol için kullanılan PDA (Photo Diode Array) içinde (Şekil 10), birbirlerine dik olarak yerleştirilen beş diyot, minyatür hızlandırıcının radyasyonunu ölçmek ve elektron ışınının doğrultusunu ayarlamak için kullanılmaktadır. Bu testin amacı yayılan ışının izotropisinin kontrolünü sağlamaktır.

PAICH Output Kontrolü

PAICH (Prob Ayarlayıcı İyon Odası Tutucu) (Şekil 10) ile output kontrol edilmektedir. Bir iyon odası, iyon odası için oluşturulmuş olan yuvaya konularak minyatür hızlandırıcının ucuna denk gelecek şekilde yerleştirilmektedir. Bu testte dâhili radyasyon monitörü de doğrulanabilmektedir. Dâhili radyasyon monitörü tarafından ölçülen sayımlar iyonizasyon odasının okunmasıyla karşılaştırılır. Minyatür hızlandırıcı, bir katsayı hesaplanana kadar tedavi planlaması için uygun değildir. Sıcaklık ve basınç sensörleri, kontrol ünitesi ve PAICH içerisinde bulunmaktadır. Kesin doz hesaplamasını sağlamak için basınç ve sıcaklık kalibre edilmelidir.

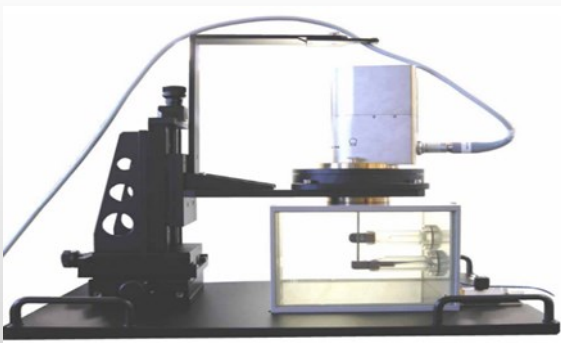


Şekil 10: PDA ve PAICH

- Üretici tarafından ölçülmüş ve sisteme girilmiş değerlerin su fantomu kullanılarak kontrolü:

%DD Değerlerinin Kontrolü

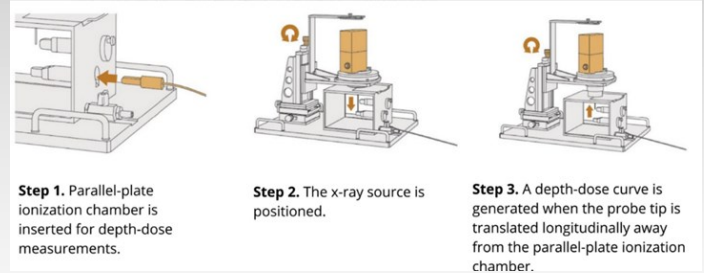
Carl Zeiss Meditec AG, üretim ve yeniden kalibrasyon sırasında XRS'in doz eğrisini belirlemek için kendi su fantomu (Şekil 11) kullanmaktadır. XRS, su tankının içinde x, y, z yönlerinde, $\partial (x, y, z) < 0.1$ mm konum tekrarlanabilirliği ile gerektiği şekilde hareket ettirilebilmektedir. Ayrıca XRS Z-simetri eksen etrafında 0° ve 360° arasında herhangi bir açıda döndürülebilmekte ve konumlandırılabilir.



Şekil 11: Intrabeam su fantomu içerisinde konumlandırılmış XRS

Katı sudan yapılmış su geçirmez bir tutucu, su fantomu içinde yanal olarak uzanmaktadır. İç kısmına düşük X-ışınları için kullanılan iyon odası konulabilmektedir. İyon odası tutucusunun döndürülebilir tasarımı sayesinde, iyon odası $\pm 140^\circ$

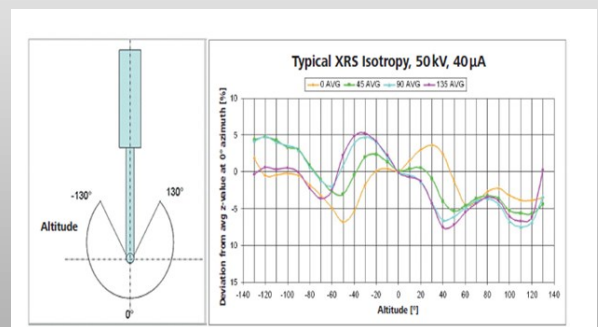
arasında herhangi bir açıya ayarlanabilmektedir. XRS ve iyon odasının birbirinden bağımsız iki rotasyonel hareketi, x, y, z, konumlandırılması ile birleştirildiğinde, iyon odası tarafından yapılan ölçümün XRS'in izomerkezine normalize olmasını sağlamaktadır. Derin doz eğrisi, XRS'in 0.5 mm aralıklarla merkezi eksen boyunca hareketi ile alınan dozların normalizasyonu ile elde edilir.



Şekil 12: %DD ölçüm adımları

İzotropi Kontrolü

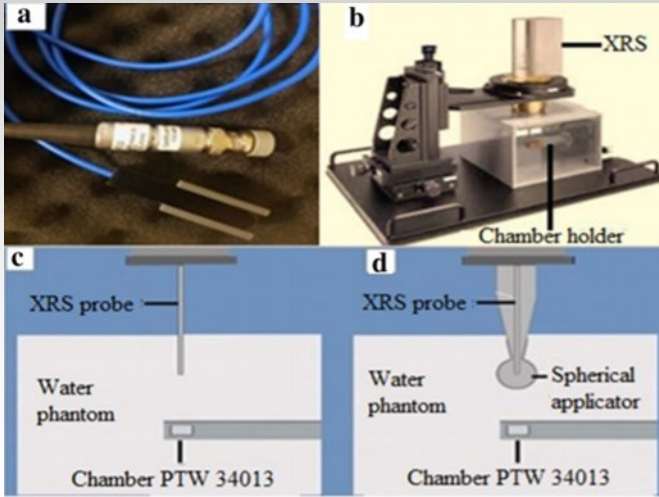
İzotropi kontrolü XRS probe ucu tarafından yayılan küresel radyasyonun geometrik dağılımını kontrol etmek için yapılır. 450'lik 8 ölçüm noktasında XRS'in z yönünde döndürülmesi ile kontrol edilir. Ölçümler aplikatörlü ve aplikatörsüz olarak alınabilir. XRS'in izotropisi, XRS ile izomerkez de hayali bir küre yüzeyinde birkaç farklı noktada ölçülen ilgili XRS doz çıktılarının sapmasının hesaplanması ile tanımlanır (Şekil 13). Doz çıktı değerleri $\phi=0^\circ$ yükseklik referans noktasındaki doz çıktısı kullanılarak normalize edilir.



Şekil 13: XRS referans nokta çizimi (sol), XRS izotropi eğri tipi (sağ)

Doz Hızı Kontrolü

Üretici tarafından fabrikada ölçülen doz hızı ile fantomda iyon odası kullanılarak yapılan ölçümün karşılaştırılmasıdır. Su fantomunda referans aplikatör kullanılarak alınan ölçümün aşağıdaki formül yardımıyla hesaplanır ve değerlerin $\pm \%2$ içinde uyumlu olması beklenir.



Şekil 14: Output ölçüm set up'ı

Referans (r) derinliğinde, derinlik doz hızı D_w :

$$\dot{D}_w(r) \left[\frac{Gy}{min} \right] = N_K \left[\frac{Gy}{C} \right] \cdot Q(r)[C] \cdot \frac{T[K]}{T_0[K]} \cdot \frac{P_0[hPa]}{P[hPa]} \cdot k_Q \cdot k_{K_a \rightarrow D_w} \cdot \left[\frac{1}{min} \right]$$

N_K =Dedektör kalibrasyon faktörü

$Q(r)$ =Bir dakikada ölçülen Q yükü

T =Mevcut Sıcaklık

T_0 =Referans Sıcaklık

P_0 = Mevcut Hava Basıncı

T_0 =Referans Hava Basıncı

K_Q =Işın Kalite Düzeltme Faktörü

k_{AK-DW} =Hava Kerma- Suda Absorbe Doz Dönüştürme Faktörü

Düşük enerjili X ışınlarının dozimetresinde TRS 398 kullanılmaktadır.

MOBETRON CİHAZI

Med. Fiz. Uzm. Elvin Erdoğan

Mobetron INTRAOPARATİF cihazı, ameliyat sırasında radyasyon vermek için tasarlanmış özel bir mobil elektron lineer hızlandırıcıdır. Mobetron sistemi üç ayrı birimden oluşur: kontrol konsolu, modülatör ve tedavi modülüdür. Radyasyon tedavisi verilmesi sırasında hızlandırıcıyı çalıştıran kontrol konsolu ameliyathanenin dışına yerleştirilir bu işlem sırasında hasta kamera sistemi ile dışarıdan kontrol edilmektedir. Modülatör, hızlandırıcının elektronik sistemini barındırır ve elektron ışınlarını üretmek için hızlandırıcıya enerji verir. Terapi modülü ise radyasyonu üreten ve ileten hızlandırıcının kontrol sistemidir. Geleneksel medikal lineer hızlandırıcılar S bandında çalışırken (10 cm dalga boyu, 3 GHz frekansı), Mobetron X bandında çalışır. X-band teknolojisi verilen güç sonucu daha kısa uzunlukta belirli bir elektron enerjisi üretimini sağlar. Bu sayede cihaz daha mobilize ve kompakt bir hal almıştır. Kolayca ameliyathanede konumlanarak ameliyat sırasında radyoterapi uygulanabilmektedir. Cihaz sızıntı radyasyonunu en aza indirebilmek için bending magnet olmadan tasarlanmıştır.

Mobetron Marka Cihazın Teknik Özellikleri

6MeV, 9 MeV , 12 MeV elektron üretebilmektedir (4 MEV enerjisi bolus kullanılarak elde edilebilmektedir). SSD: 50 cm'dir. Cihaz mobil özelliklere sahip olduğu için yapabildiği hareketler kumanda ile kontrol edilerek maksimum 45° gantry açısı verilebilmektedir. Cihaz kızaklı bir yapı üzerindedir bu kızak sisteminde

cihaz +5cm ve -5cm şeklinde ileri geri gidebilmektedir. Gantry ile tedavi alanı arasında tilt kontrolü açısı +30° ve -30° olarak hareket edebilir ve böylece diklik ayarı yapılabilir. Doz hızı maksimum 10 Gy/dk şeklindedir. Cihazda Her biri 32 cm uzunluğunda 45 adet silindirik anodize alüminyum aplikatör veya koniler vardır (Şekil 1). Her biri 0,5 cm'lik artışlarla 3,0 ile 10,0 cm çapları arasında değişir. Her çap için 0°, 15° ve 30 ° distal eğim açısına sahip üç aplikatör vardır. Eğimli aplikatörler, tümör yatağının Mobetron'un hareket aralığı dahilinde olamayan ve/veya rezeksiyon boşluğuna göre anatomik kısıtlamalar nedeniyle yataya bir açı ile uzanması gereken durumlarda tedavi kolaylığı sağlaması için vardır. Cihazda her distal uca kolayca uyan 2 adet pilastik bolus bulunmaktadır (0,5cm ve 1 cm).



Şekil 1: Mobetron aplikatörleri

Tedavi sırasında Mobetron kafası aplikatöre değmez, aplikatöre hizalı şekilde ayarlanır. Aplikatör masaya özel tutucu kelepçeli bir aparat ile sabitlenir. Bu işlem aplikatörün tedavi edilecek alan üzerine denk gelecek şekilde sabitlenmesidir. Sabitlenen kon üzerine mobetron kafası hizalanır (arada maksimum 4 cm olacak şekilde) ve diklik işlemi kon içindeki hizalanan ayna ile cihaz kafasındaki lazer yansımaları ile

ayarlanır (Şekil 2). Bu işlem docking işlemidir. Cihazın yapabildiği hareketler doğrultusunda pendant ile gantry açısı, tilt açısı, vertical vb. ince ayarlamaların yapılmasıyla cihaz kafasında bulunan ışıklı hizalama göstergesinin kırmızıdan yeşile geçmesi beklenir ve hizalandırılır. Tedavi süresi ortalama 2 dakika sürmektedir.



Şekil 2: Cihazın diklik ayarı

sdg2006 yılında, elektron üreten mobil lineer hızlandırıcı ile yapılan intraoperatif radyasyon tedavisi için AAPM TG-72 raporu yayınlanmıştır. Yüksek enerjili elektron ışınlarının klinik referans dozimetrisi için TG - 51 ve/veya 398 IAEA protokolünde yapılan genel öneriler takip edilmektedir. TG-72 raporunda ölçümlerin su fantomunda alınması önerilmiştir. Cihaz commissioning ölçümleri özetle şu şekildedir;

Doz Profilleri ve Deriz doz ölçümü

Su fantomunda Her aplikatör ve elektron enerisi için ölçümler yapılır. SSD :50 cm ve Dmax değerinde ölçüm alınır. Eğimli aplikatörlerden ötürü alan düzgünlüğü hata payı %10 değerlerine kadar kabul edilmektedir. Simetri toleransı <%2 şeklindedir.

Sızıntı Profilleri

Ölçümlerin her aplikatörde ve her enerjide yapılması şart değildir. Aplikatör seçimi ve enerji seçimi klinik fizikçi tarafından isteğe bağlı olarak belirlenebilir (saçılma değerini daha iyi ölçebilmek adına enerji seçiminde en yüksek enerji seçimi yapılması önerilmektedir) çeşitli derinliklerde aplikatör duvarlarına yanal olarak ölçüm yapılmalıdır. Radyokromik film ya da termolüminesans dozimetri (TLD) ile ölçüm alınabilir.

Aplikatör Faktörleri

Referans olarak 10 cm çaplı dairesel aplikatör kullanılır. Dmax derinliğinde her bir aplikatör ve enerji için rölatif olarak ölçüm yapılmalıdır.

Air Gap Faktörleri

Hava boşluğu faktörü, Dmax derinliğinde her bir aplikatör ve ışın için air gap ile ölçülen dozun airgap'siz olarak ölçülen doza oranından hesaplanmalıdır.

Output Kalibrasyonu

Output doz ölçümü AAPM TG51 ve/veya IAEA TRS398 yüksek enerjili elektron ölçüm protokolüne göre yapılabilmektedir.

Referans olarak 10 cm çapındaki aplikatör ve Zref derinliği kullanılır.

Zref : 0,6R50 - 0,1 gr/ cm²

DwQ (Zref) = MQ x NdwaterQ0 x Kq,Q0

Mq = M0 x Ktp x Ks x Kpol x Kh

NdwaterQ0 = ikincil standart laboratuvarın belirlediği katsayı.

KQ,Q0 = NDwaterQ / NDwaterQ0

KQ ,Q0 = Kullanılan iyon odasının tipine göre hesaplanan katsayı.

Kq,Q0 = Kalite düzeltme faktörü

MQ= Düzeltilmiş okuma değeri.

Ameliyat başlamadan önce günlük olarak fizikçinin izleyeceği protokol şu şekildedir: 3 elektron enerjisine sahip bir makine için, makineyi ve dozimetreyi yaklaşık 400MU ile ısıtmak ve ardından her enerji için çıkışı ve elektron enerjisini 200-MU okumasıyla kontrol etmek gerekmektedir. Cihazda yapılan bu okumalardan sonra bir sorun olmadığı takdirde ameliyatın başlaması için bir engel yoktur. Tedavi sırasında radyasyon onkoloğu dozu ve hedefin % izodoz sarım değerini belirtir, medikal fizikçi radyasyon onkoloğunun verdiği doz ve referans izodoz eğrisine göre manuel MU hesabı yapar. Tedavide hedefin %90 izodoz çizgisi tarafından kapsanması hedeflenmektedir.

XOFT IORT CİHAZI

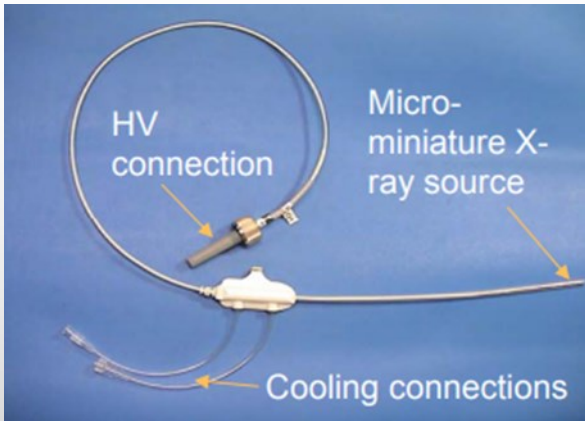
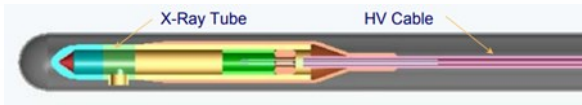
Med. Fiz. Uzm. Süleyman Çelebi

asadElektronik brakiterapi olarak da bilinen Xofter cihazının birincil bileşenleri arasında bir elektronik kontrolör, esnek bir sonda içinde bulunan minyatür bir elektronik X-ışını kaynağı ve radyasyonu doğrudan bir tümör yatağına uygulamak için bir balon aplikatörü bulunur. Kaynak, çapı yaklaşık 2,2 mm olan ve 50 kV'a kadar çalışma potansiyeline sahip çıkarılabilir minyatür bir X ışını tüpüdür (Şekil 1-A). Bu kaynak 250 mm uzunluğunda ve 5,4 mm çapında su soğutmalı, esnek bir prob tertibatına entegre edilmiştir. Kaynak düzeneğinin aplikatörün lümenine

yönlendirilmiş yüksek voltaj kabloya bağlanmış olması (Şekil 1-B), kaynağın kontrolör tarafından aplikatör içinde daha önceden programlanmış bekleme pozisyonuna ilerlemesine olanak sağlar.

Kaynak aktif olduğunda radyasyon verimi, suda yapılan ölçümlere bakıldığında kaynak ekseninden 3 cm uzaklıkta dakikada 0,6 Gy'dir. Kaynağın ömrü 170 dakika ışınlama veya 10 fx ile sınırlıdır.

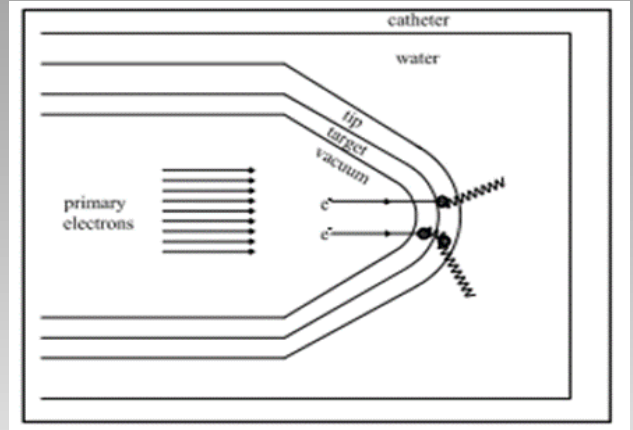
50 kVp' lik maksimum voltaj seviyesi uygulandığında, 0 ila 4 cm genişliğindeki sudan geçen ortalama foton spektrumu 26.7 ila 34.5 keV arasında değişir. Kontrolör 40, 45 veya 50 kV'de çalışacak şekilde ayarlanabilir ve maksimum ışın akımı 300 μ A'dır. Aplikatör radyosüent duvara sahip bir balondur. Film veya bilgisayarlı tomografi (BT) üzerinden görüntülenebilir.



Şekil 1: A) X-ışını kaynağı B) Esnek bir soğutma kataterine yerleştirilmiş minyatür X-ışını kaynağı

Şekil 2 çeşitli bileşenlerin konumunu gösteren x-ışını tüpünün basitleştirilmiş bir şemasıdır. X-ışını hedefi esas olarak tungstenden oluşur ve 0,7 μ m nominal kalınlığa sahiptir. Uç kısmı 0,3 mm kalınlığındadır ve eser miktarda itriyum içermektedir. X-ışını tüpünü

soğutmak için su kullanılır.



Şekil 2: X-ışını kaynağının şematik gösterimi

Çeşitli bölgeler için balon, yüzey veya vajinal-servikal aplikatörler tercih edilebilir ve bu aplikatörlerin tümör yatağına göre farklı boyutları da mevcuttur.

Balon (Balloon) Aplikatörler

Xoft uygulamalarının çoğunluğunu günümüzde balon tabanlı aplikatörler kullanılarak yapılan işlemler oluşturmaktadır (Şekil 3). Balon aplikatörleri, intrakaviter ve intraoperatif radyasyon tedavisinde hedefe ışının verilmesini sağlayan Xoft Sisteminin önemli bir bileşenidir. Aplikatör boyutları, cerrahi boşluğun konturuna uygun olacak şekilde seçilir ve balon hacmini kapsayacak kadar sıvı ile doldurulur.



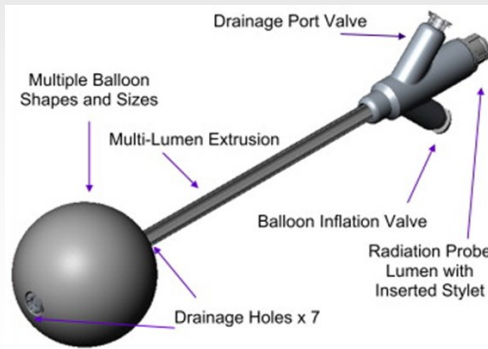
Şekil 3: Uygulamada kullanılan balon aplikatörler (solda) ve cihaza yerleştirilmesi (sağda)

Üç farklı boyutta balon çeşidi vardır ve bu balonlar farklı hacimleri kapsayacak şekilde tasarlanmıştır (Tablo 1).

Tablo 1: Balon çeşitleri ve kapsadığı hacimler

Balon çeşitleri	Balon dolum hacmi
3-4 cm	30-45 mL
4-5 cm	45-75 mL
5-6 cm	65-130 mL

Toplamda üç lümenenden oluşan balon aplikatörünün anatomisi özel olarak tasarlanmıştır (Şekil 4). Bu lümenlerden ilki balonun şişirilmesi için, ikincisi kaynak düzeneğini balon içerisine geçirmek için ve üçüncüsü ise balonun her iki ucundaki iki delikten sıvının drenajı için kullanılmaktadır.

**Şekil 4: Balon aplikatörünün anatomisi**

Yüzey (Surface) Aplikatörler

Yüzey aplikatörleri doktorlara çeşitli lezyon boyutlarının tedavisinde maksimum esneklik sağlar. 10 mm ila 50 mm arasında değişen dört cilt aplikatör konisi bulunmaktadır (Şekil 5). Koninin tepesindeki düzleştirme filtresi, lezyon yüzeyi boyunca eşit doz dağılımını sağlar.

**Şekil 5: Farklı boyutlardaki yüzey aplikatörleri**

Vajinal ve Servikal Aplikatörler

Vajinal aplikatör seti dört farklı aplikatör, kaynak kanalları ve taşıma çantasından oluşur. Uygulama sırasında 20mm, 25mm, 30mm ve 35mm çaplarına sahip uygun aplikatörlerden biri kullanılır.

**Şekil 6: Vajinal ve Servikal Aplikatörler**

Radyasyondan Korunma

Xoft cihazında üretilen X-ışını kaynağının düşük enerjili olması nedeniyle, uygulamanın yapılacağı yer asgari düzeyde korunma şartlarının sağlanması yeterli olacaktır. Uygulama alanının üzerine yerleştirilen 0,4 mm'lik kurşun eşdeğerine denk gelen 15 inç'lik esnek bir örtü, klinik personelin tedavi sırasında sadece kurşun paravan arkasında durarak hasta ile aynı odada kalmasını sağlar.

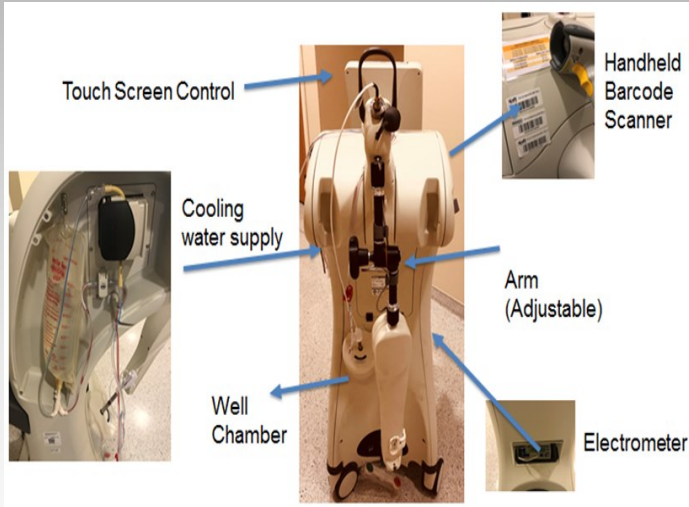
Ölçümler, tedavi sırasında radyasyona maruz kalmanın saatte 15 mR düzeyinde olduğunu göstermiştir. Tedavi alanında hastanın üzerine esnek bir örtü yerleştirildiğinde, maruz kalma oranı saatte 1 mR'nin çok altına düşer. Ek bir güvenlik özelliği olarak, cihaz aynı zamanda tedaviyi herhangi bir zamanda duraklatma veya durdurma yeteneğine de sahiptir. Çünkü, kaynağa giden güç kontrolör aracılığıyla durdurulabilir ve böylece X-ray üretimini anında sonlandırılabilir.

İşnlama Öncesi Yapılması Gereken Kalite Kontrol ve Kalibrasyon

Dozimetrik Kontrol

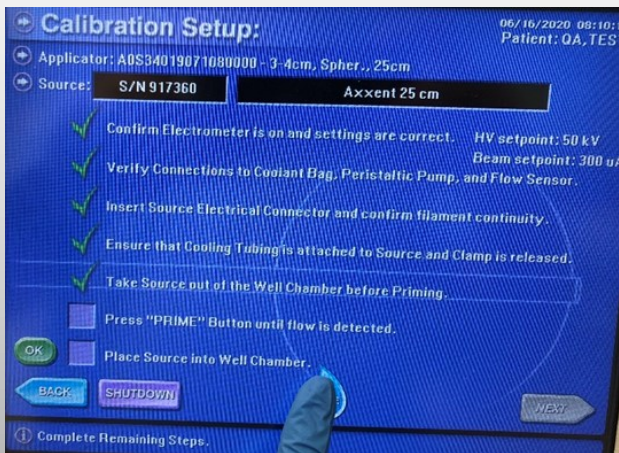
Tedavi öncesi kalite kontrol işlemleri için cihazın

komponentlerini iyi bilmek gerekir (Şekil 7). Tedavi öncesinde "Xoft User Worksheet" programından oluşturulmuş olan QA planına sahip bir USB ve bu QA plana ait bilgeleri içeren kâğıt çıktı hazırlanmalıdır.



Şekil 7: Xoft cihazının ana komponentleri

Belirli bir ışınlama süresi sonrasında kaynak ucunda radyasyona bağlı deformasyon gelişebilir. Bu nedenle tedaviye başlamadan önce kontrol edilmesi gerekmektedir. Cihaz ile birlikte elektrometre açılır 300 V'a getirerek "Rate" okuma ekranına geçilir. Günlük kalibrasyon ölçümü öncesinde kuyu tipi iyon odasının içerisinde sıcaklık dijital termometre ile ölçülür.



Şekil 8: Xoft cihazı kalibrasyon ekranı

Kalibrasyon setup'ı için yapılması gerekenleri sırasıyla uyguladığımızda ekran bizi bir sonraki aşamaya

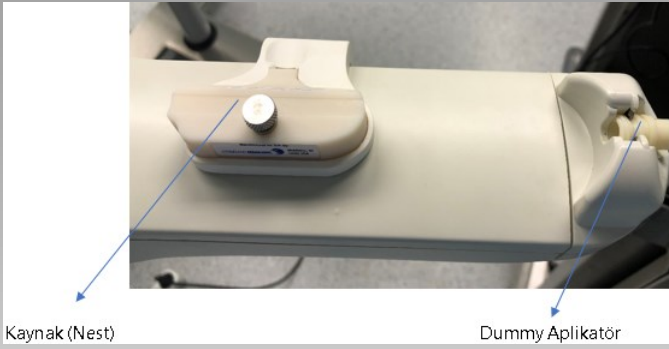
geçmek için yönlendirecektir (Şekil 8). Bu aşamalar sonrasında kalibrasyonu tamamlamak için gerekli parametre değerleri ekrana yazılır. Air Kerma Rate okuması için ışınlama işlemi yapıldıktan sonra basınç ve sıcaklık düzeltilmesi yapılır. Bir önceki Air Kerma Rate değeri ile okunan değer arasındaki yüzdesel fark %5 'i geçmemelidir (kaynak ilk defa kullanılıyorsa limit %10). Aksi halde kaynak arızalı olabilir. Kaynak uzunluğu ve kanal derinliği girilerek kalibrasyon tamamlanır.

Mekanik Kontrol

Kalibrasyon aşaması tamamlandıktan sonra cihazın mekanik kontrolleri aşağıda sıralandığı gibi uygulanmalı ve gerekli gözlemler yapılmalıdır.

- Aplikatörün düz ve uygun olduğunu kontrol etmek.
- Pullback kolu üzerindeki bölümlere dummy kaynak ve aplikatörü yerleştirmek.
- "Pullback Test" butonuna basarak testi başlatmak ve pullback hareketini kontrol etmek.
- Kalibrasyon ışınlaması için ekranda bulunan "LOAD" ve sonrasına "START TREATMENT" butonlarına sırasıyla basılarak QA ışınlaması başlatılır.
- Işınlama sırasında "interlock" 'ların kontrol edilmesi (Dummy aplikatö, nest, tekerlek kilidi vs.) (Şekil 9).

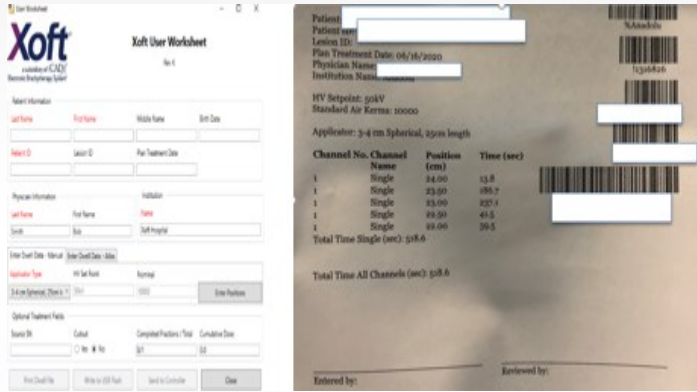
QA işlemi tekrar edilmemesi için cihaz kapatılmamasına ve fişinin çekilmemesine dikkat edilmelidir.



Şekil 9: Mekanik test sırasında nest ve dummy kaynağın konumlandırılması

Hasta Tedavisi

Hastanın bilgileri Xoft user'a ve cihaza eksiksiz ve birebir girilmesi gerekir. Aksi takdirde farklı girilen bilgiler uygulamada probleme neden olacaktır (Şekil 10).

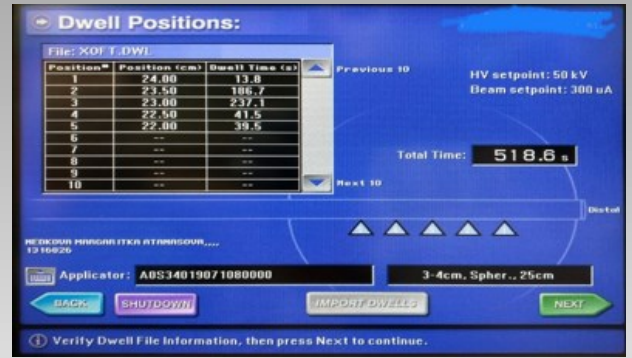


Şekil 10: Xoft yazılımından hasta spesifik bilgilerin girilmesi ve ışınlama süresinin hesaplanması (solda) ve tedavi plan çıktısı (sağda)

Hastanın tedaviye hazırlık süreci aşağıdaki gibi kabaca sıralanabilir:

- Hekim tarafından balon aplikatör yerleştirilir.
- Kaviteyi kapsayacak şekilde sıvı balona enjekte edilir.
- Aplikatör yüzeyi ile cilt arası mesafenin en az 1cm'den fazla olması için ultrason kontrolü yapılır.
- Aplikatör çıkışının düz uygulanabilir olmasına dikkat edilir.
- Hastanın üzeri steril örtü korumasına alınır.
- Hekim tarafından verilen balon boyutu ve hacim

değerlerini sisteme girerek tedavi bilgilerini taşıyan barkodlu bir kâğıt çıktısı alınır.



Şekil 11: Xoft cihazı tedavi ekranı

- Alınan bu çıktıdaki dwell position, dwell time, balon boyutunu ve hacmini, total zamanı kontrol ederek bilgiler onaylanarak cihaza aktarılır (Şekil 11)
- Cihaz kolu aplikatöre takılır.
- Hasta üzerine kurşun esnek örtü uygun şekilde yerleştirilir.
- Işınlama esnasında içeride bulunacak kişilerin arkasında duracağı kurşun paravan uygun şekilde yerleştirilir.
- Işınlama öncesinde içeride bulunması gereken personel harici herkes dışarıya çıkarılır.
- Kaynak yüklenir ve tedaviye başlanır.

SORDINA IORT MOBİL ELEKTRON HIZLANDIRICI

Med. Fiz. Uzm. Namık Kayalılar

Sordina LIAC (SIT S.p.A., Vicenza, Italya) Elektron Lineer Hızlandırıcı 1, 6, 10, 12 MeV, modelleri olup kliniğimizde kullanılan model LIAC12 MeV'dir. 12 MeV modeli, sırasıyla 6, 8, 10 ve 12 MeV elektron enerjileri için 20, 15, 10 ve 10 Hz pulse frekansı (PRF) ile pulse başına doz (DPP) üretir. LIAC® ve konvansiyonel lineer hızlandırıcı (Linak) aynı enerjilere sahip elektron ışınları üretebilse de enerji spektrumu, açısal dağılım, DPP ve PRF gibi ışın özellikleri oldukça farklıdır.

LIAC®, geleneksel Linakların 200 ila 400 Hz arasında çalışmasının aksine, 1 ila 60 Hz arasında değişen önemli ölçüde düşük PRF'e sahiptir. Böylece, LIAC®, geleneksel Linak'lardan (0.05–0.6 cGy/p civarında) belirgin şekilde daha yüksek olan 0.1 ila 5 cGy/p DPP üretebilir.

Sistem bir adet güç ve kontrol modülatörü ile Robotik Lineer Hızlandırıcıdan oluşmaktadır (Resim 1a). LIAC IORT için özel tasarlanmış düz ve açılı aplikatörler vardır. Bu aplikatörlerin açılı olanları 15, 30, 45 derecelik ağız açıklığına sahiptir (Resim 1b). Polimetilmetakrilat (PMMA) malzemeden yapılmış 60 cm uzunluğunda 5 mm kalınlığındaki aplikatörlerin çapları 30 mm ile 100 mm arasında değişmektedir (Resim 1c).



Resim 1: Aplikatörler (a), Aplikatör ağız açısı (b), Robotik hızlandırıcı ve modülatör (c)

IORT için kullanılan cihazların çok yönlü hareket mekanizmaları vardır. Ameliyathane koşullarına uygun pozisyonlandırılarak, robotik başlık radyasyon tedavisi öncesinde tedavi pozisyonuna getirilir.

Ameliyat prosedürleri doğrultusunda cerrahın yönlendirmesi ile, yani tedavi kafasının cerrahi bölgeye yerleştirilen aplikatör kısmı ile bağlantısı ayarlanır ve radyasyon tedavisi gerçekleştirilir (Resim 2). Ayrıca ameliyat esnasında çevre dokuları özellikle

ışın yönünde çıkış dozunu soğurmak amacıyla koruyucu ışın engelleyici plaka (diskler) yer almaktadır (Resim 3). Koruyucu disk, meme kanseri IORT tedavisi sırasında sağlıklı dokunun korunması için kullanılmak üzere tasarlanmıştır. İki tip disk mevcuttur: Dikilebilir koruyucu disk, Dikilemez koruyucu disk.



Resim 2: Cerrahi bölgeye yerleştirilen aplikatör kısmı ile bağlantısı ayarlanması

Dikilebilir koruyucu disk biyomalzeme olup, özel çelik ve teflon iki katman olarak tasarlanmıştır. Bu iki katman birleştirilmiş ve üzerinde yer alan dört adet delik kullanılarak, geçici olarak tümör yatağının hemen altındaki dokuya dikilerek hasta korunmasını sağlamaktadır.

Dikilemeyen disk ise yine çelik malzemeden yapılmış olup ek olarak teflon malzeme yerine tecapeek olarak adlandırılan yüksek radyasyon zırhlaması sağlayan polietereeterketon kimyasal birleşimi malzeme ile kaplanmıştır.

IORT cihazları, dakikada birkaç Gy yüksek doz meydana getirir. LIAC IORT cihazı sızıntı radyasyonu önleyecek zırhlama tekniği ile tasarlanmıştır. Özellikle hasta doğrultusunda meydana gelecek sızıntı

radasyonu önlemek amacıyla özel ışın durdurucu paneller ile linak başlığı zırhlanmıştır. Bununla birlikte saçılan dozu engellemek amacıyla ışınlama esnasında radyasyon soğurucu paneller bulunmaktadır.



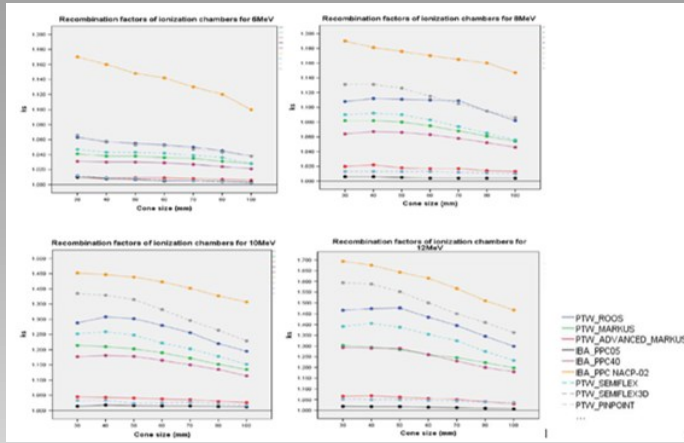
Resim 3: koruyucu ışın engelleyici plakalar

IORT cihazının tasarımı kullanımı ve dizaynı açısından pratik gözükse de radyasyon demetinin oluşturulmasında son derece kompakt bir dizayna sahiptir. Özellikle demet yönlendirici ve düzenleyici sistemler bir takım özel dozimetrik doğrulamalar gerektirmektedir. Bu cihazların pulse başına çok yüksek bir doz üretmesi nedeniyle, referans dozimetri için kullanılan iyonizasyon odasının iyon rekombinasyon düzeltme faktörüne (k_s) özel dikkat gösterilmelidir. Boag ve Laitano tarafından önerilen yöntem kullanarak, 70 mGy' ye kadar pulse başına doz oranları için Advanced Markus iyon odası (PTW Freiburg, Almanya) k_s ' nin ölçümünde oldukça güvenilir sonuç vermektedir. Deneysel ölçümler sonucunda önerilen bu teorik hesaplama, film ve jel dozimetrik ile karşılaştırılarak güvenilirliği desteklenmiştir. Advanced Markus odasındaki iyon rekombinasyon etkisi üzerine yapılan deneysel çalışma, iyon rekombinasyonunun doz oranından ziyade pulse başına doza bağlı olduğu varsayımını doğrulamıştır. IAEA trs-398 protokolünde açıklanan iki farklı voltaj altında analiz yaklaşımının kullanılması bu tip cihazlar için önerilmemektedir.

Bu bağlamda, elektronların iyon odası içerisinde etkileşime girmesi için sürüklenme hızı ve zaman sabiti, iyon odası boyutlarına ve çalışma koşullarına bağımlılıkları nedeniyle oldukça kritik parametrelerdir. IORT LIAC için k_s parametresi, istenilen ölçüm şartlarında okumalar alınarak, üretici firma tarafından sağlanan "ksat" program vasıtasıyla hesaplanmaktadır.

Su Fantomu Ölçümleri

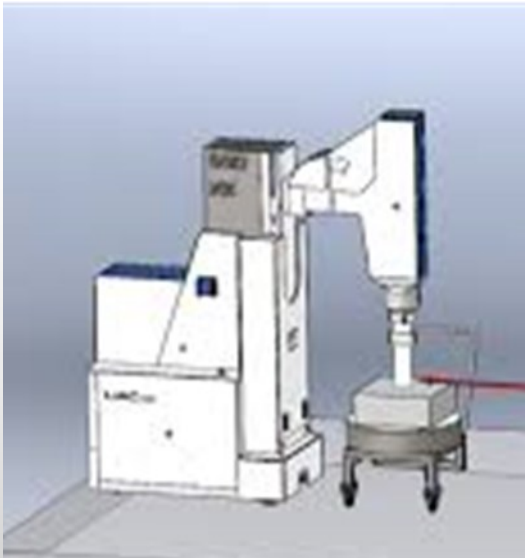
100 mm referans aplikatör için elektron enerjilerinin yüzde derinlik dozu (PDD) ölçümleri, r_{100} (veya d_{max}) ve R50 parametrelerini elde etmek için su fantomunda (PTW MP3, Freiburg, Almanya) microDiamond alan dedektörü ile gerçekleştirilmektedir. Doz verimi kontrolü için ölçümler Advanced Markus ile yapılmaktadır. Daha önceden de bahsetmiş olduğumuz üzere, k_s rekombinasyon etkisinin en iyi ölçümü Advanced Markus iyon odası ile elde edilmektedir. Bu konuda Gökem Güngör ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada (G.Güngör ve ark. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(2):13-23) farklı iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerde k_s değerlendirmesi Pinpoint 30014, Advanced Markus ve IBA PPC05 lehine olduğu gösterilmiştir (Grafik 1). Yine aynı çalışmada IBA PPC40, PTW Marcus ve PTW Roos tipi paralel plaka iyon odaları için aksine ihtiyatlı davranılması ve ölçüm alınmaması önerilmiştir. Pinpoint 30014, Advanced Markus ve IBA PPC05 un IBA PPC40, PTW Roos ve PTW Marcus tipi dedektörlere göre daha doğru ölçüm almalarının sebebi paralel plaklar arası mesafenin 1 mm olması, diğer dedektörlerde ise bu mesafenin 2mm ve üzerinde olmasıdır.



Grafik 1: 6 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV için iyon odası ve Aplikatör boyutuna bağlı ksar değerleri

Katı Fantom Ölçüm Düzeneği

Doz verimi kontrolü katı fantomda TRS398 protokolü standartlarında yapılmaktadır. Ölçüm için Advanced Markus iyon odası ve 100 mm' lik aplikatör katı fantom seti kullanılır (Resim 4). Aplikatör katı fantom yüzeyine merkezlenerek, her enerjiye ait referans ölçüm derinliklerinde Doz verimi kontrol edilir.



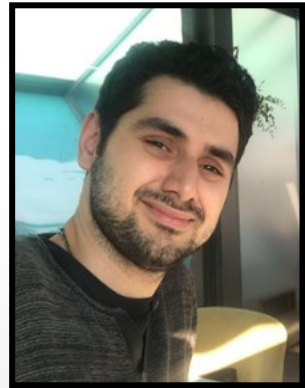
Resim 4: Katı Fantom düzeneği



Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR

10.01.1976 Karaman doğumluyum. İlk orta ve lise eğitimimi Ankara'da tamamladım. 1998 yılında ODTÜ fizik öğretmenliği bölümünden mezun oldum.

2002 yılında ODTÜ Fizik Bölümü Yüksek Enerji Fiziği ve 2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Radyoterapi Fiziği programlarında yüksek lisansımı tamamladım. 2010 yılında İstanbul Üniversitesi Tıbbi Radyofizik Programı'nda doktoramı bitirdim. Doçentlik unvanımı 2015 yılında aldım. İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı başkanı olarak çalışmaktayım.



Med. Fiz. Uzm. Dursun Eşitmez

1992 yılında İstanbul/Şişli'de doğdu. İlköğretim ve orta öğretimi İstanbul, Lise Eğitimini Giresun'da tamamladı. 2016 yılında

İstanbul Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldu. İntraopeatif cihazı olan INTRABEAM cihazını Monte Carlo Simülasyon Kodu olan MCNP ile modelleyerek dozimetrik karakteristiği araştırılması üzerine yaptığı tez çalışmasıyla 2018 yılında İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2016-2017 yılında Medipol Mega Üniversite Hastanesinde, 2017-2018 yılında MNT Sağlık Hizmetleri A.Ş. staj yaptı. 2018-2019 Kocaeli VM Medical Park hastanesinde sorumlu Medikal Fizik Uzmanı çalıştı. 2019 Mayıs ayından itibaren Yeni Yüzyıl Üniversitesi Özel GOP

Hastanesinde çalışmakta ve İstanbul Üniversitesi'nde Nükleer Fizik üzerine doktora yapmaktadır.



Med. Fiz. Uzm. Elvin Erdoğan

2007-2011 yılları arasında Trakya Üniversitesi Fizik bölümü Lisans programını, 2011-2013 yılları arasında Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği Tezli

Yüksek Lisans programını tamamlamıştır. 2014 Ocak ayından itibaren Prof. Dr. Cemil Taşçıoğlu Şehir Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktadır. Fiziğin yanı sıra; Resim yapmak, seramik ve el sanatları özel ilgi alanıdır.



Med. Fiz. Uzm. Süleyman Çelebi

Lisans eğitimini 2014 yılında Balıkesir Üniversitesi Fizik Bölümün'den mezun olarak tamamladı. Acıbadem

Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans bölümünü bitirerek Medikal fizik unvanını aldı. 2017 – 2019 yılları arasında Medideal Medikal Projeler ve Çözümler şirketine bağlı olarak, Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesin'de Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptı. 2019 Aralık ayından itibaren Anadolu Sağlık Merkezi'nde görev yapmaktadır.



Med. Fiz. Uzm. Namık Kayalılar

Marmara üniversitesi Fizik Bölümü 2004- 2008, Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi Sağlık

Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

2010-2012 yıllarında eğitimimi tamamladım. Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Doktora Programı 2020 yılı itibariyle başladım. 6 yaşından beri su sporları ile ilgileniyorum. 2004 yılından itibaren Türkiye su altı sporları federasyonu lisanslı monopalet yüzücüsüyüm. Ayrıca 2006 yılında Türk Yüzme Federasyonu tarafından lisanslı antrenör olarak sportif faaliyetlere fırsat bulduğumda devam etmekteyim. 2011-2018 yılları arasında MNT sağlık hizmetleri bünyesinde ve Bozlu Holding bünyesinde yer alan Neolife Tıp Nerkezi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalıştım. Nisan/2018 yılı itibariyle Acıbadem Maslak Hastanesi'nde Medikal fizik Uzmanı olarak çalışmaya başladım. Streotaktik radyocerrahi ve yazılım başlıca mesleki ilgi alanlarımdır. Profesyonel olarak yüzme ve tenis ile ilgilenmekteyim.

DÜNYA MEDİKAL FİZİK GÜNÜNÜ ANARKEN

Dr. Nural Öztürk

Medikal Fizik günü için 4 kişilik ortak bir yazıya katılır mısın? dendiğinde “sorguladığım nasıl bir şey istendiği idi?” Sizce medikal fizik ne? Anılar? Yaşadıklarım.... Sorularıma gelen cevapları.

Sahi neydi Medikal Fizik Günü...

Madam Curie’nin doğum tarihi olan 7 Kasım mıydı?

Medikal Fizik günümüzü kutluyoruz pastalar, kutlamalar vb.

Bence değil. Önce “biz ne yapıyoruz?” sorusundan başlamak gerekir. Gerçekten ne yapıyoruz biz? İstanbul Üniversitesi’nde Master programına başlarken tek bildiğim kanserli hastaların tedavi edildiği bölüm olduğu idi. Kanserden ölen rahmetli dedemin şua tedavisi sırasında yaşadıklarının beynimdeki etkisiydi bu mesleğe başlamam. Klinik stajdaki ilk günümde yeşil gözlü, kırmızı dudaklı, sarı saçlı meleğin kanser olduğunu öğrenmem ve günlerce ağlamam. Belki de ondan meslek yaşantım boyunca çocuk hastalara özel ilgi gösterdim. Alçı kalıpla kalıp çıkartıp Aks ışınladığımız 3 yaşındaki hastamla muhteşem bir sevgi paylaşmamız. Pazarlık ise, her öpücük karşılığı anestezi olmadan tedaviye girmek. Koridorda çikolata abla diye koşturup kucağıma zıplayan eski bir hastam, fazla yaşamaz dedikleri o zamanki teknoloji ile günlerce plan yaptığım ve yıllar sonra muhteşem bir gülüşü olan genç bir kızın “Beni hatırladın mı?” diyerek karşıma dikilmesi. Bu anılar o kadar çok ki. Farkında olmadan binlerce anı biriktirmişim.

Mesleğe başladığımda izodozları elde çizerken şimdi

yeni teknoloji ile IMRT, VMAT ve SBRT vb. tedavileri bilgisayar kontrolü ile yapmak. Teknoloji çok hızlı ilerledi ama ne yazık ki bizler o kadar hızlı ilerleyemedik. Sorgulamayan bir nesil yetiştirdik. O dataları bizlerin yüklediğini unutup bilgisayar tabi ki doğru yapar? Herkes öyle yapıyormuş? Firma diyor ki “Cihaz muhteşem” kalite kontrole ne gerek var? Yapmasak da olur güvenliğine sahip olmaya başladık. Bizlerin yapacağı bir hatanın bir hayata mâl olacağını göz ardı ederek. Araştırmadan, sorgulamadan, ölçmeden, o dedi ki ile işlem yapmaların fazla olduğu bir döneme girdik. Gerçeği kabul etmemiz gerekir, gözlemlediğim çoğunlukla misyonumuz en iyisini, en doğrusunu yapmak değil *günü kurtarmaya* döndü. Niye bu haldeyiz dersek, sağlık politikalarında sonradan oluşan bizlerin yardımcı meslek grubu olarak tanımlanmamız ve hâlâ devam etmesi. En kötüsü de bizlerin bunu kabul etmesi. Bakanlık seviyesinde ayrı bir misyon olduğumuzu ve tıp dışı uzman olduğumuzu yeterince ifade edemememiz. Yetersiz ücret politikası, radyasyon riski, klinikte meydana gelen bizle alakalı olmayan her türlü hatada bizlerin suçlanması. Medikal Fizik altında 3 dalın (radyoterapi-radyoloji-nükleer tıp) olmasına rağmen ve bunların disiplinlerinin tamamen farklı olduğu halde konu ile ilgili hiçbir bilgimiz olmasa bile bizlerin eğitimini almadığımız bölümlerde çalıştırılabilir şeklindeki gerçeklerden uzak bir mantalitenin yerleştirilmeye çalışılması. Klinikte birilerinin suyuna gidilmedi diye radyoterapi fizikçisinin, nükleer tıp veya radyoloji de teknisyen gibi çalıştırılmak üzere yollanması ve meslek grubu olarak buna karşı

çıkılmaması.

Bir taraftan hayata dokunmak, diğer taraftan her türlü olumsuzluklara karşın ayakta durmaya çalışmak. Dönüp baktığımda şunu rahatlıkla söyleyebilirim ki biz **Medikal Fizikçiler** kendimiz bilmesek bile çok güçlüyüz ve iyi ki varız. Medikal Fizik günümüz demeyelim de **olması gereken sosyal haklarımıza kavuşmuş şekilde**, günlerimiz gerçek olsun.



Nural ÖZTÜRK

Dr.Öğretim Üyesi

1991 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında- İzmir'de Tıbbi

Radyofizik Uzmanı olarak çalışmaya başladı. 1995-2014 yılları arasında Dr. Lütfi Kırdar KEAH-İstanbul'da Fizik sorumlusu olarak çalıştı. 1999 yılında İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde Tıbbi Radyofizik Bilim Dalından doktora diploması aldı. Yurt dışında farklı klinik ve ülkelerde deneyimini arttırmak için bulundu. Halen Öğretim Üyesi olarak, Adnan Menderes Üniversitesi Dâhili Tıp Bilimleri, Radyasyon Onkolojisi ABD'da Fizik Bölümü Sorumlusu olarak görev yapmaktadır. Zaman buldukça şnorkel ile dalış, takı tasarımı hobileri arasında, en büyük tutkusu deniz-kahve-klasik müzik-kitap

Med. Fiz. Uzm. Nurdan Özbek

Medikal Fizik kelimesi bizim hayatımızın büyük bir kısmını ifade etse de sağlık sektörün de bile birçok insanın anlamını bilmediği bir kelime...

Bizler, yaptığımız işi seven meslektaşlardan oluşan büyük bir aileyiz. Yaptığımız işlerin ve aldığımız sorumlulukların bilincinde olan, belli mesai saatlerimiz

olsa da çoğu zaman işimize olan saygı ve sevgimiz nedeniyle ya bir hasta tedavisi için ya cihaz arızası nedeniyle ya da uzun ve meşakkatli ölçümlerde mesai saatleri dışında da saatlerini geçiren, verdiği emeğin hakkını her anlamda çoğu zaman göremese de işini büyük bir tutkuyla yapan, çalıştığımız birime göre radyasyon onkolojisinin, nükleer tıp veya radyolojinin temel taşlarıyız.

Mezun olduğumuz üniversitelere ve diplomada yazan unvanlara göre farklı adlarla anılsak da mesleğimiz yaptığımız işin önemini maalesef sağlık camiasının birçok kesimi gibi beraber çalıştığımız diğer meslek grupları da çoğu zaman görememektedir. En az yüksek lisans mezunu olarak adım attığımız gönül verdiğimiz işimiz de daha ilk adımda yenik başlıyoruz iş hayatına. Çünkü yüksek lisans mezunu olarak gerekli ve yeterli haklara sahip olamıyoruz. Birçok tıp dışı sağlık çalışanının tıp dışı uzmanlıkları tanınırken bizler yaptığımız işler ve yüklendiğimiz sorumlulukların her geçen gün artmasına rağmen hakkettiğimiz tıp dışı uzmanlık, sosyal haklar ve de mesleki itibarımızı kazanmak için hala umutla yılmadan ve usanmadan bekliyoruz....



Med. Fiz. Uzm. Nurdan Özbek

İ.Ü Onkoloji Enstitüsünden T.Rad.Fiz Uzmanı olarak mezun olduktan sonra 2008-2015 Yılları arasında Dr.Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve

Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği Fizik Biriminde Sağlık Fizikçisi kadrosunda Tıbbi Radyofizik Uzmanı olarak çalışmaya başladı. 2015 yılından sonra Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ümraniye Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi

Kliniğine geçti ve halen çalışmaya devam etmekte. Öğrenme merakından, her fırsat bulduğun da deneyimini arttırmak, eğitim ve gözlem için yurt dışında bulundu. Piyano çalmak, uzak doğu mutfağı hobileri arasında, müzik- kitap ve çay ise vazgeçilmezleri.

Dr. Hakan Eren

Bu mesleğe girişim aileme de yakın olması nedeniyle Lisans öğrenimim esnasında zorunlu staj eğitimim sırasında radyoterapiyi tanımamla oldu. Sağlık sektöründe radyasyon fiziğinin sanılanın aksine faydalı bir şekilde görüntüleme ve özellikle tedavide etkin rol alması beni cezbedti. İşe başladığım 1998 yılında Tıp Fakültelerindeki fizikçilerin var olan kadro sıkıntısı nedeniyle 3,5 yıldan fazla asgari ücretle çalıştım ve 2001 Aralık ayında Öğretim Görevlisi kadrosuna geçtim. Derneğimizin de fizikçilerin kadro sıkıntıları üzerine Sağlık Bakanlığıyla iletişim içerisinde olduğunu bilmekteyim ve özlük haklarımızın daha sıkı bir şekilde takibinin olması gerekliliğine inanmaktayım.

Medikal Fizik Derneği'nin 2020 yılı mayıs ayında ilk basımını gerçekleştirmiş olduğu Radyoterapi Fiziği Kitabı radyoterapiye yeni başlayan fizikçi arkadaşlar için Türkçe bir el kitabı olma özelliğinde, ayrıca akademik hocalarımıza da büyük veri desteği sağlamaktadır. Medikal Fizik Derneğimiz kendi çatısı altında hocalarımız eşliğinde özellikle farklı radyoterapi grupları oluşturarak ülke çapında kurs ve toplantıları yaygınlaştırarak, gelişmekte olan fizik ekibini daha donanımlı hale getireceği kanısındayım. Oluşturulacak bu gruplar ile yayın ağıımızı ulusal ve uluslararası dergilerde yeni oluşacak yayınlarla bilgi ve deneyimlerimizin zenginleşeceğine hiç şüphem

yoktur. Hatta Medikal Fizik Derneğimiz mesleki yeterlilik kurulu da oluşturarak yetişmiş ve yetişmekte olan fizikçilerimizi mesleki yeterlilik yazılı ve sözlü sınavıyla sertifika alımına yönlendirerek tek elden kalitemizin artmasına sebep olacağı fikrindeyim.



Dr. Hakan Eren

1973 yılında Akhisar'da doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Akhisar'da, lise öğrenimimi ise İzmir Atatürk Lisesi'nde tamamladıktan sonra;

Lisans eğitimimi Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği'nden 1998 yılında bitirdikten sonra 1998 Mart ayından itibaren Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda çalışmaya başladım halende devam ediyorum. Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Nükleer Bilimler Anabilim Dalı, Yüksek Lisans ve Doktora programlarından sırasıyla 2002 ve 2015 yılında mezun oldum. Klinik fiziğinde bilgi ve becerilerimi arttırmak için yurtiçi ve yurtdışında birçok kursa katıldım. Hobilerim arasında futbol maçı, film izlemek; fırsat buldukça da farklı coğrafi bölgeleri kültürel olarak gezmek yer almaktadır.

Med. Fiz. Uzm. EMRİYE ALGÜL

Hepimizin medikal fizik yolculuğu ayrı bir hikâye elbette. Dersten çıkıp geldiğim yoğun ve yorucu nöbetlerden birinde asistan doktor arkadaşım yanıma gelip "Medikal Fizik diye bir alan duydun mu?" dedi. Tabi ki o zamana kadar böyle bir meslek adı duymamıştım. Nedir, ne iş yapar hiçbir fikrim yoktu. Tabii bunu bana söyleyen doktor arkadaşımın da pek

bir fikri yoktu, o da birilerinden duymuş acaba düşünür müsün demek için gelmişti. İşte o gece benim şansım ve merakımın da yardımıyla medikal fizik yolculuğum başlamış oldu.

Yolculuk diyorum çünkü mesleğe ilk başladığımdan bugüne öğrenmenin hiç bitmediği, her adımı birbirinden meşakkatli bir süreç bu! Teknoloji geliyor, teknikler evriliyor, cihazlar karmaşılaşıyor...

Ve biz medikal fizikçilerin sorumluluğu, iş yükü her geçen gün biraz daha artıyor. Bunların hepsi artıyor ama bizlere verilen değer hiç artmıyor! Hala Sağlık Bakanlığı bünyesinde ön lisans mezunları ile bir tutulduğumuz gibi bir de yardımcı hizmetler sınıfından sayılan bir meslek icra ediyoruz. Hâlbuki mesleğimizin önemli bir bölümünü oluşturan; tedavi cihazı kalite kontrolü, yeni alınan tedavi cihazlarının beam data ölçümleri, tedavi planlama sistemlerinin kalite kontrolü, radyasyon güvenliği ve daha birçok konu tamamen bizim sorumluluğumuzda. İşimizin en önemli kısmı aslında bu olmasına rağmen, göz önünde olan ve günümüzün çoğunu alan tedavi planlama ile değerlendiriliyoruz. Bu noktada sadece hekime bağlı veya hekime yardımcı olarak görünüyoruz yetkililerin nazarında. Çok çalışıyoruz, çok yoruluyoruz, çok emek sarf ediyoruz. Bazen günlerce gece gündüz demeden çalışıyoruz. Ama görünür değiliz...

Tüm olumsuzluklara rağmen mesleğimi seviyorum. Çünkü temelinde insan sevgisi ve insan sağlığı var. Hiç tanımadığınız birilerinin sizin özverili çalışmanızın katkısıyla tedavi olması, şikayetlerinin geçmesi, ağrıların azalması, hayat kalitesinin artması ve o kişilerin sevdikleriyle birlikte hayata ümitle bakması var. Hak ettiği değer mesleğimize verilirse de işimizi

sevgiyle ve hakkıyla icra edebilme gururu için en önemli nedenlerden biri bu bence.

Ve sözün sonunda; benim hala ümidim var! Ben emekli olmadan önce yetkililerin bizim ne iş yaptığımızı ve işimizin ne kadar önemli olduğunu anlayacaklarına, mesleğimize gerekli önemi ve değeri göstereceklerine ve sosyal haklarımızı bize vereceklerine dair...



Med. Fiz. Uzm. Emriye Algül

2004 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik bölümünden mezun oldu. 2007 yılında İstanbul Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik programında yüksek lisans eğitimini tamamladı. Halen İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği bölümünde doktora eğitimine devam etmektedir. 2007 yılından beri SBÜ Kartal Dr. Lütfi Kırdar Şehir Hastanesi'nde Sağlık Fizikçisi kadrosunda görev yapmaktadır.

MULTİPLAN TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ VE OPTİMİZASYON ALGORİTMALARI

Med. Fiz. Uzm. Hasan Uysal, Phd.

CyberKnife® sistemi için özel geliştirilen MultiPlan sistemi tersten planlama özelliği mevcuttur. MultiPlan sistemiyle konturlama ve füzyon da yapılır. MultiPlan planlama sisteminde iki veya versiyonuna göre üç grid çözünürlüğünde hesaplama opsiyonu vardır. Düşük hesaplama gridinin çözünürlüğü 64x64x64, orta hesaplama gridi için 256x256x256 çözünürlüğü mevcut iken, yüksek hesaplama gridinin çözünürlüğü (512x512x512) birincil BT piksellerinin sayısına eşittir. Düşük çözünürlükte hesaplama işlemi çok uzun sürebilir. Yüksek çözünürlükte büyük bellek ve CPU kullanımı mevcuttur (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; Uysal., 2020).

1. İzosentrik Optimizasyonu

İzosentrik planlamada, hedef içindeki bir nokta izomerkez olarak seçilir ve tedavi yolundaki her bir node'dan demetler seçilir ve hepsi bu noktada birleşir. Bu hızlı ve nispeten basit bir planlama yöntemidir. İzosentrik planlamalarda kritik organ koruması çok iyi yapılamadığı için, kompleks tedavi planlarında kullanılmaz.

2. İzosentrik Olmayan Optimizasyon

İzosentrik olmayan planlamada, tüm ışınlar hedef üzerinde yakınsak olsalar da tek bir noktada buluşmazlar. Her plan için seçilebilecek çok sayıda potansiyel demet vardır ve dikkate alınması gereken çok sayıda değişken vardır. Bu nedenle ters planlama optimizasyon algoritmaları burada kullanılmaktadır.

MultiPlan'ın üç farklı optimizasyon algoritması vardır: Simpleks ve İteratif (konformal planlama algoritmaları) ve sequential optimizasyonudur. Bu optimizasyonlar içinden en fazla kullanılanı sequential optimizasyonudur.

Sequential Optimizasyonu

Sequential optimizasyon yönteminde cost fonksiyonu, her bir tanımlanan sınırlama için ayrı ayrı değerlendirilerek çözüm bulur (Şekil 3.34). Cost fonksiyonu bir dizi bağımsız optimizasyon adımı ile MU, target ve kritik organlar için ayrı ayrı çözümler. Sequential optimizasyonu hedeflenen amaçlara ulaşmak için birden fazla cost fonksiyonunda çözümler arar (CK-028096B-TRK. ; CK-028098B-TRK.). Sequential optimizasyonda hedeflenen amaçların önem ağırlıklarını belirten sayısal değerler yerine klinik öneme göre sıralanır. Optimizasyon dizisinde birinci sıradaki hedeflenen amaç ilk olarak elde edilmeye çalışılır ve bulunan çözüm diğer optimizasyon adımları için bir kısıtlama meydana getirir. Bu metot çok adımlı kriterleri olan optimizasyonudur.

Optimizasyona başlamadan önce mutlak sınırlamalar olan ışın başına MU, nod başına MU ve toplam MU değerleri sisteme girilir. Normal doku koruması için shell (kabuk) kullanılır. Target, shell ve kritik organlar için maksimum doz değerleri girilir. İlk optimize adımı target olmak koşuluyla klinik gereksinime göre target, shell, kritik organ ve MU için hedeflenen amaçlar öncelik sırasına göre optimizasyon adımı olarak sırayla girilir. Bu hedeflenen amaçlar target için minumum doz, maksimum doz, doz homojenitesi ve

doz konformitesi iken kritik organlar için maksimum doz ve mean doz olarak belirlenir. Her bir optimizasyon adımı ardından gelen adımlar için bir kısıtlama oluşturur. Her bir adımdaki sınırlamalar için belirli bir rahatlama (relaxasyon) payı verilmesi ardından gelen optimizasyon adımlarının daha az kısıtlanmasını mümkün kılar. Birçok amaçlanan hedef için cost fonksiyonları tek optimizasyonda sırayla çözümler.

$$F(x) = C^T_{min} S^{VOI}_{min} + C^T_{min} S^{VOI}_{min} + C^T_{min} S^{VOI}_{min} + C^T_{min} S^{VOI}_{min} + C^T_{min} S^{VOI}_{min} + C^T_{min} S^{VOI}_{min} + C^T_{min} X_{off}$$

↓
TARGET İÇİN
OPTİMİZE
MINIMUM
DOZ

↓
TARGET İÇİN
OPTİMİZE
COVERAGE veya
HOMOJENİTE

↓
TARGET İÇİN
OPTİMİZE
CONFORMALITY

↓
KRİTİK ORGANLAR
İÇİN OPTİMİZE
MAKSİMUM
DOZ

↓
KRİTİK ORGANLAR
İÇİN OPTİMİZE
MEAN DOZ

↓
OPTİMİZE
TOPLAM
MU

Şekil 1: Tedavi planlamasında kullanılan cost fonksiyonu (Uysal., 2020)

Sequential optimizasyonun her adımı cost fonksiyonun minimize edilmesi içindir. Bu optimizasyon yöntemi simplex yöntemini kullanarak cost fonksiyonuna çözüm oluşturur. Optimizasyon başlatıldığında hangi adımda ise C katsayı değeri bir, diğer optimizasyon adımlarının C katsayı değeri sıfır olur. Bu şekilde cost fonksiyonu birçok adımdan tek adıma indirgenir ve sadece o adım için çözüm oluşturulur (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008). Optimizasyon sürerken herhangi bir adımda duraklatıp, sürece ilk adımdan başlayabilme, bir önceki veya sonraki adıma geçilebilir. Duraklatma esnasında sisteme tanıtılan kısıtlama değerlerinin değiştirilmesine olanak sağlar (CK-028096B-TRK.). Işın azaltma segmenti ile kullanıcıya bağlı belirli bir MU eşik değeri uygulandığında o değer altındaki tüm ışınlar kaldırılır. Kalan ışın demetleri basitçe tekrar ayarlanarak doz tanımlanır. Diğer bir ışın azaltma ise kullanıcıya bağlı olarak belirli bir MU değeri altındaki

ışınları kaldırarak tekrar optimizasyon yapılır. Bu durumda tekrar ışın demetleri oluşturulurken düşük MU değerlerine sahip ışınlar tekrar meydana gelebilmektedir (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; CK-028096B-TRK.). Sequential optimizasyon optimal tedavi planı elde etmek için kullanıcıya dozimetrik kalite ile tedavi verimliliği arasında denge kurarak değerlendirme imkanı verir (CK-028096B-TRK. ; CK-028098B-TRK.; Uysal., 2020).

3. Ray-Tracing Doz Hesaplama Algoritması

CyberKnife® Robotik SRS sistemi standart doz hesaplama algoritması olarak, basit heterojen yoğunluk düzeltme tabanlı "effective path length (EPL)" metodunu kullanan Ray-Tracing doz hesaplama algoritmasını kullanarak optimizasyonlarını yapmaktadır (Wilcox ve ark., 2010).

EPL metodu farklı bir ortamındaki doz dağılımını elde etmek için belirli bir derinlikte birincil foton akısındaki değişiklikleri su daki doz dağılımına göre ölçeklendirir. Ray-Tracing doz hesaplama algoritması göreceli elektron yoğunluğunu kullanarak hesaplama volümü içerisinde bir noktanın efektif derinliğini dikkate alır. Göreceli elektron yoğunluğu suyun elektron yoğunluğuna bağlı olarak verilen bir BT sayısı (Hounsfield Unit) için elektron yoğunluğu olarak ifade edilmektedir (Kilby ve ark., 2010). Ray-Tracing algoritmasında hedef volüme uygulanan doz sonrası oluşan doz dağılımı, her bir ışın izleme fonksiyonu kullanarak bulunur. Ray-Tracing algoritması su fantomunda ölçülmüş dozimetrik verileri değerlendirmektedir. Bu veriler; Doku-Fantom Oranı (TPR, Şekil 3.35), Merkezden Sapma Oranı (OCR-Profil,

Şekil 3.36) ve kolimatör Output faktörü (OF, Şekil 3.37)'dür (Uysal., 2020).

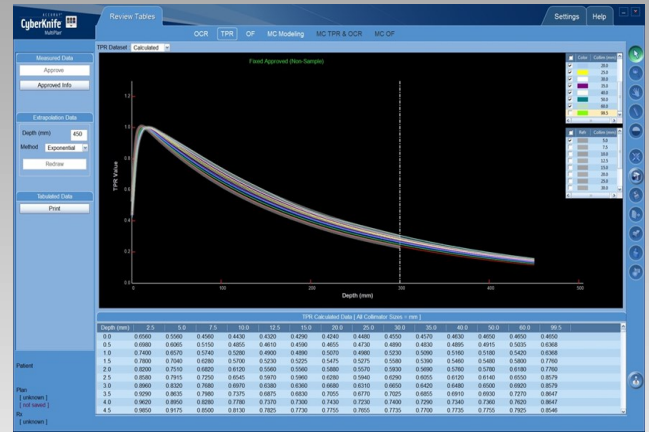
İlgi alanı içerisinde belirli bir noktada her bir ışın demetinden uygulanan doz dağılımı;

$$DOZ(MU) = OCR_{(Koll, R800, Deff)} \times (800/SAD)^2 \times TPR_{(Alan\ boyutu, Deff)} \times OF_{(Koll, SAD)}$$

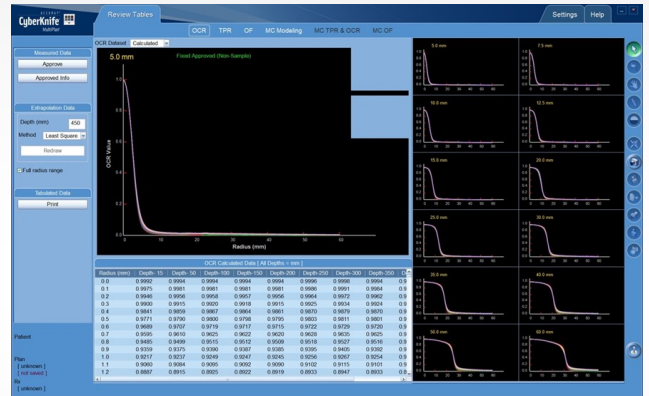
- TPR; Doku-Fantom Oranı, derinliğe ve kolimatör büyüklüğüne bağlıdır. Doz hesaplama da kullanılan TPR değeri, referans noktasını içeren merkezi eksene (CAX) dikey düzlemde olan efektif derinlik ile ilişkilidir. Efektif derinlik hedef vokselen düzleme kadar her bir vokselin katkısını toplayarak bulunur ve bu hesaplama için BT görüntülerinde HU değerleriyle suya göre elektron yoğunluğu kullanarak bulunur.
- OCR; Profil ölçümlerinde, merkezden sapma oranıdır. Her bir kolimatör için 0 mm yarı çapında normalize edilir ve her bir kolimatör için ayrı ayrı bulunur. Efektif derinlik sadece merkezi eksen (CAX) boyunca bulunur.
- Kolimatör Output faktör; verim faktörü, her bir kolimatörün verim faktörü SAD: 800 mm ve 60 mm'lik kolimatörle alınmış ölçüm değerine normalizasyon yapılır.

Ray-Tracing algoritmasında sadece merkezi eksen boyunca efektif derinlik bulunur. Merkezi eksen derinliği (CAX), hasta yüzeyi ile hastada belirli bir derinlikte belirlenen noktayla arasındaki öklit uzaklığıdır. BT (Hounsfield Unit) sayısına 200 eşik değeri sınırlaması getirilerek hastanın cildinden itibaren merkezi eksen derinliği bulunur ve buna bağlı

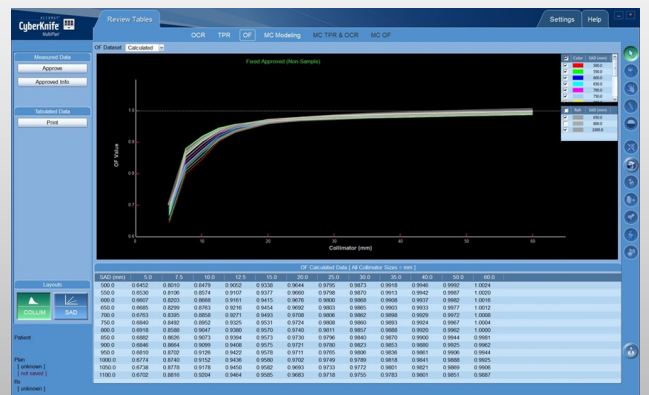
olarak HU değeri 200'ün altındaki tüm göreceli elektron yoğunluğu değerleri 0 olarak değerlendirilir.



Şekil 2. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için TPR değerleri (Uysal., 2020)



Şekil 3. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için OCR değerleri (Uysal., 2020)



Şekil 4. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için OF değerleri (Uysal., 2020)

4. Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması

Monte Carlo doz hesaplama tekniği milyarlarca foton ve parçacığın madde içersinde iletimini (transportunu) simüle eden bir bilgisayar programıdır. Foton ve parçacıkların bireysel etkileşimlerinin olasılık dağılımını temel fizik kanunlarını kullanarak belirlemektedir. Simüle edilen parçacık sayısı ne kadar artarsa tahmin edilen doz dağılımının doğruluğu da o kadar artar. Ancak simüle edilen parçacık sayısı arttıkça bilgisayarın hesaplama süresi de artacaktır (Khan, F.M).

Genel olarak, konvansiyonel algoritmalarla göre hesaplama zamanının çok fazla sürmesine rağmen, Monte Carlo tekniği hasta içersinde doz dağılımını hesaplamada en doğru algoritmadır. Özellikle akciğer içersinde ve heterojen dokuların yüzeylerinde belirli şartlarda parçacık dengesizliği (particle disequilibrium) meydana gelmektedir ve Monte Carlo simülasyonları hesaplama doğruluğunda önemli bir başarı sağlamaktadır (Khan, F.M). Monte Carlo doz hesaplama algoritmasıyla konvansiyonel doz hesaplama algoritmaları arasında doz dağılımı açısından önemli farklılıklar vardır. Öyle ki Monte Carlo metodunun radyoterapi planlama ve dozimetrik doğrulamada en doğru dozu hesapladığı kanıtlanmıştır (Ma C.M. ve ark.).

SRT'de tedavi planlama ve uygulamasının başarılı olabilmesi için doz hesaplanması kritik öneme sahiptir. Geleneksel doz dağılım algoritmalarıyla düzeltme faktörleri, önceden ölçülmüş doz dağılımlarıyla elde edilmiştir (Sharma S.C. ve ark.).

Monte Carlo doz hesaplama "altın standart" olarak da ifade edilir. Bu algoritma, hasta içersindeki her

parçacığın ayrı ayrı etkileşme olasılığını hesaplamaktadır. Monte Carlo algoritması lineer hızlandırıcı kafası ve hasta dahil olmak üzere tedavi geometrisinin tamamının modellenmesiyle kurulur. Her bir vokselin yoğunluğu ve materyal tipi belirlenir. Sonra X-ışını, hedefte birincil bir fotonla başlar. Bu fotonun enerji ve yönünün olası dağılımları çeşitli ölçümlerle karşılaştırılmış lineer hızlandırıcı dizaynına bağlı hassas olarak belirlenerek ayrı ayrı rastgele üretilir. Her bir vokseldeki foton transportu boyunca standart veri tabloları kullanılarak her bir etkileşim olasılığı belirlenir. Buna ek olarak fotonun enerji ve yön durumundaki değişiklik ve etkileşimden oluşan herhangi bir ikincil fotonun veya elektronun özellikleri son simülasyon için kaydedilir. Bu işlem birincil fotonun absorbe edilene veya model volümden ayrılana kadar tekrarlanır. Her ikincil foton/parçacık da aynı şekilde simüle edilir. Son olarak bu işlem X-ışını hedefinde yeni birincil fotonun başlatılmasıyla tekrarlanır. Bu işlem tipik olarak birkaç milyon kez başlangıç fotonlarıyla tekrarlanır. Her bir vokseldeki toplam doz, gerçek tedavi ışınlarındaki tüm fotonların dozları depolanmasıyla hesaplanır. Monte Carlo uygulamaları çok fazla iş yükü ve zaman almaktadır (Sharma S.C. ve ark.).

CyberKnife®radyocerrahi cihazı için kaynak modele dayalı bir Monte Carlo algoritması geliştirilmiştir. Bu algoritmada klinik olarak ölçülen merkezi eksen yüzde derin doz eğrileri, ışın profilleri ve kolimatör çıkış faktörleri (output) parametrelerinden yararlanarak kaynak model oluşturulmaktadır. CyberKnife®için geliştirilen Monte Carlo algoritması MCSIM ön simülasyon sistemini kullanarak ikincil foton ve elektronların hem yollarını hem de enerjilerini

hesaplamaktadır. Genel olarak hesaplamalar birincil fotonun doku içerisindeki etkileşimleri, foton/parçacık üretmesi ile ön simüle edilen ikilcil foton/parçacık yollarıyla, elektron durdurma gücü ve doku yoğunluğuna dayanan düzeltmelere göre tekrarlanır. Simülasyon geometrisinde elektron enerjisi yol boyunca toplanır ve depolanır. Saçılan ve bremsstahlung fotonlarının taşınması birincil fotondaki gibi rus ruleti tekniğiyle hesaplanır. Monte Carlo algoritmasında heterojen dokulardaki doğal parçacık etkileşim olasılıklarını ve arkasından oluşan doz depolanması da algoritmada hesaba katılmaktadır (CK-028098B-TRK, Sharma S.C. ve ark ,Ma C.M. ve ark).

CyberKnife® için geliştirilen Monte Carlo doz hesaplama algoritmasının, EGS4/MCSIM Monte Carlo simülasyonu ile karşılaştırıldığında mükemmel uyum içerisinde olduğu görülmüştür (%0.5) (Ma C.M. ve ark).

Hesaplama çözünürlüğü; hasta modeli tüm BT hacmini içeren üç boyutlu bir voksel dizisine bölünür. Kullanıcı tarafından hesaplama çözünürlüğü düşük ve yüksek seçilebilir. Düşük çözünürlükte 128x128x128kesit sayısı, yüksek çözünürlükte 256x256xkesit sayısı hesaplama yapılabilir (Sharma S.C. ve ark.).

Kaynaklar

- CK-028096A-TRK, CyberKnife® Tedavi Uygulama Klavuzu (Accuray®).
- CK-028096B-TRK, CyberKnife® Tedavi Planlama Sistemi Kullanım.
- CK-028098B-TRK., CyberKnife® Fizik Esasları

Klavuzu (Accuray®).

- CK-700071, 2008, Technical Training for Physicists-Physics Essentials Guide (Accuray®).
- Wilcox, E. E., Daskalov, G. M., Lincoln, H., Shumway, R. C., Kaplan, B. M., and Colasanto, J. M., 2010, Comparison of planned dose distributions calculated by Monte Carlo and Ray-Trace algorithms for the treatment of lung tumors with CyberKn CyberKnife®: a preliminary study in 33 patients, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 77: 277-84.
- Kilby W., Dooley, J.R., Kuduvalli, G. and Maurer, C.R., 2010, The CK Robotic Radiosurgery System in Cancer Research and Treatment, 9: 433-52.
- Uysal H., Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretilen Fantomun Radyocerrahi Tedavi Planlarının Kalite Kontrolünde Kullanılması, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, 2020
- CK-028098B-TRK., CyberKnife® Fizik Esasları Klavuzu. Accuray®
- Khan, F.M., The Physics of Radiation Therapy 3rd Edition. 2010, USA: Lippincott Williams & Wilkins Company,.
- C.M. Ma, J.S.L., J. Deng and J. Fan Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for Cyberknife Treatment Planning. Journal of Physics, 2008. 102(1).
- Accuray®, Monte Carlo Dose Calculation Algorithm for The CyberKnife Robotic Radiosurgery System 2010.
- S.C. Sharma, J.T.O., J.B. Williams and D. Dickow, Clinical Implications of Adopting Monte Carlo

Treatment Planning for Cyberrknife. J. Appl. Clin. Med. Phys., 2010. 11(1).



Med. Fiz. Uzm. Hasan Uysal, Phd.

2010 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi fizik bölümünden mezun olmuştur. 2010-2013 yılları arasında Ankara

Üniversitesi Sağlık Fiziği anabilim dalında yüksek lisans eğitimini bitirmiştir. 2014-2019 yılların arasında Selçuk Üniversitesinde Nükleer Fizik Doktora programını bitirmiştir. 2012-2014 yılları arasında Demetevler Onkoloji Hastanesinde çalışmıştır. 2014 yılından itibaren Medicana International Ankara Hastanesinde Medikal Fizik Uzmanı olarak çalışmaktadır.

DEPREM SONRASI ACİL CİHAZ KALİTE KONTROL ÖLÇÜMLERİ

Med. Fiz. Uzm. Oğuzhan Ayıancıoğlu

Bilindiği üzere; 30 Ekim 2020 Cuma günü Saat 14.51'de İzmir yakınlarında, merkez üssü Ege Denizi olan bir deprem meydana geldi. Farklı kaynaklar tarafından, farklı ölçüm metotlarına göre birden fazla büyüklük olarak duyurulan bu depremin büyüklüğü, İstanbul Kandilli Rasathanesi verisine göre 6.9 büyüklüğündeydi. Maalesef bulunduğumuz coğrafyanın bir gerçeği olan bu doğal afet şekli nedeniyle vatandaşlarımızı kaybettik ve mağdur durumuna düşen birçok vatandaşımız oldu. Herkese bir kez daha başsağlığı ve geçmiş olsun dileklerimi sunuyorum.

Beni tanımayan meslektaşlarımız için ben, İzmir Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi (E.A.H.) Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde, Bilim Özel Sağlık Hizmetleri bünyesinde görev yapmakta olan bir Medikal Fizik Uzmanıyım. Kliniğimiz, deprem sonrası en çok hasarın meydana geldiği "Bornova-Bayraklı" bölgesinde bulunan İzmir Tepecik E.A.H. Ek Bina'sında yer almaktadır. Deprem anı tedavilerimiz devam etmekte olduğundan, deprem sonrası klinik olarak aldığımız ilk karar, gün içerisindeki tedavilere ara verilmesi kararı oldu. Deprem anında ışınlama kesilmesiyle birlikte içeride bulunan hastamıza anons geçilerek masada kalması sağlandı ve deprem sonrasında tüm hastalar dışarıya tahliye edildi. Cihazlar "rutin kapatılma" prosedürleri uygulanarak kapatıldı. Afet sonrası binanın yapısal bütünlüğü bilinmediğinden dolayı, oluşabilecek artçı şoklar sebebiyle, personeller de dahil olmak üzere tüm tedavi alanı ve poliklinik alanı boşaltıldı. 1 Kasım 2020

Pazar günü bina yapısal bütünlüğünün incelenmesi sonrasında beklenen "hasarsızlık" onayı geldi. Bu onay sonrası klinik şefi ile çevrimiçi yapılan kısa bir toplantı sonrasında tedavilere başlamadan önce Medikal Fizik Uzmanı tarafından gerekli kontrol prosedürlerinin yapılması gerektiği kararını aldık.

Bilindiği gibi meslek tanımımızda yer alan önemli kavramlardan birisi, sistemin kalite doğruluğundan emin olmaktır. Tedavide kullanılan parametlerin doğruluğu ve tekrarlanabilirliği, uyguladığımız prosedürlerin kalitesini belirlemektedir. Doğal afetler sonrasında oluşabilecek altyapısal ve mekanik sorunlar, tedavilerde uygulanan prosedürlerin kalitesini etkileyebilmektedir.

Yaşadığımız bu Deprem sonrası ilk kontrol edilen husus altyapı oldu. "Elektrik" ve "Havalandırma" sistemleri kontrol edildi. Duvarın, zırhlı cam ve kapıların yapısal ve mekanik bütünlüğü incelendi. Herhangi bir yapısal ve ya altyapısal olumsuzluğun olmadığı tespit edildikten sonra, Deprem sonrası fiziksel etkileşimden dolayı Lineer Hızlandırıcı ve CT Simülatörü'nde oluşabilecek mekaniksel hatalar, AAPM TG No.66 ve 142 de yer alan testler referans alınarak kontrol edildi. Yapılan mekanik ölçümlerde herhangi bir hata/sapma tespit edilmedi. Lineer Hızlandırıcı'nın dozimetrik kontrolleri AAPM TG No.142 referans alınarak yapıldı. Cihazın sahip olduğu tüm parçacık/enerji kombinasyonları için doz çıkışları katı fantomlar kullanılarak farklı tip iyon odaları ile kontrol edildi. Mekanik ölçümlerde hata saptanmadığından dolayı Işın Enerjisi ve Işın Homojenitesi (Profil Düzgünlüğü ve Simetrisi) gibi

parametreler su fantomu kurulmadan, sahip olduğumuz "Sun Nuclear DailyQA3" ve "TrueBeam Machine Performans Check (MPC)" donanım ve yazılımları ile ayrı ayrı kontrol edildi. Tüm bu kontroller sonrasında geçmişe dönük alınan hasta bazlı QA planlarından seçilenler tekrarlanarak eski ölçümler ile kıyaslandı ve 03 Kasım 2020 Salı günü hasta tedavilerine başlandı. 02 Kasım 2020'de elimize ulaşmadığı için Geiger Sayacı ölçümleri, aynı hafta içerisinde tedavilere başladıktan sonra kontrol edildi ve cihaz kabul testleri sırasında alınan ölçümler ile kıyaslanarak hasarsızlık teyit edildi.

Afet yönetimi ile ilgili prosedürler biliyoruz ki hepimizin kliniğinde yer almaktadır. Hatta eminim ki tedavi odalarınızda asılı durumda bulunmaktadırlar. Ancak bu ve bunun gibi doğal afetler yaşandığı vakit aksiyon almak, insanın doğası gereği kolay olmamaktadır. O sebepten, bu tarz durumlarda yapılacakların sadece duvarda yazılı kalmamasını, belirli periyodlarla tatbikatının yapılmasını öneririm.



Med. Fiz. Uzm. Oğuzhan Ayrancıoğlu

1985 yılında İzmir'de doğdu. Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik bölümünden 2008 yılında mezun oldu. 2011 yılında

Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik A.D Yüksek Lisans programını tamamladı. 2012-2017 yılları arasında İstanbul Şişli Hamidiye Etfal E.A.H Radyasyon Onkolojisi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptıktan sonra 2018 itibarıyla, Bilim Özel Sağlık Hizmetleri bünyesi altında, İzmir Tepecik E.A.H Radyasyon Onkolojisi'nde Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine devam etmektedir. Akademi hayatına

ise, 2016 yılında başladığı Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik A.D Doktora programı altında, "Monte Carlo Simulasyonu ve Analizi" konuları üzerine çalışarak devam etmektedir.

COVID-19 GÜNLÜĞÜ

Bu sayımızda yaklaşık bir yıldır tüm dünyayı kasıp kavuran COVID-19 salgınında bizleri yakından ilgilendiren bir konuya yer vermek istedik. Düşük doz radyasyonun COVID-19 tedavisinde yeri olabilir mi? Konu ile ilgili saygın dergilerde yayımlanmış 3 önemli yazıyı bizler için medikal fizik uzmanları Kaya Tetik ve Yılmaz Şahin arkadaşlarımız Türkçeye özet olarak çevirdi. Sizler ne düşünüyorsunuz?

Öğr. Gör. Fiz.Yılmaz Şahin

Med. Fiz. Uzm. Kaya Tetik

Low-dose radiation as a treatment for COVID-19 pneumonia: A threat or real opportunity?

Seyed Mohammad Javad Mortazavi, Ph.D.

School of Medicine, Shiraz University of Medical Sciences, Zand Street, Shiraz 7134845794, Iran
(Tel: (+98) 7132349332; E-mail: mortazavismj@gmail.com)

Amirhosein Kefayat, M.D.

Department of Oncology, Cancer Prevention Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan 81746-73461, Iran
(Tel: (+98) 9370561149; E-mail: Ahkefayat@yahoo.com)

Jing Cai, Ph.D., Moderator

(Received 14 June 2020; accepted for publication 19 June 2020;
published 19 July 2020)

[<https://doi.org/10.1002/mp.14367>]

COVID-19 Pnömonisinin Tedavisi Olarak Düşük Doz Radyasyon: Bir Tehdit Mi Yoksa Gerçek Bir Fırsat Mı?

Med. Fiz. Uzm. Kaya Tetik

Düşük doz radyasyonun anti-inflamatuar etki yaptığı ve geçmişte pnömoni (zatürre) gibi bulaşıcı hastalıkların tedavisinde kullanıldığı bilinmektedir. Covid-19 salgını dünya çapında devam ederken ve etkili bir tedavi yöntemi eksikliği varken düşük doz radyasyon kullanımı giderek dikkat çekmektedir. Bazıları COVID-19 tedavisi için düşük doz radyasyonun klinik olarak benimsenmesi konusunda iyimser olsa da, bazılarının ise tedavinin etkinliği ve güvenliği konusunda önemli endişeleri bulunmaktadır.

Bu öneriyi savunan kişi Prof. Dr. Mortazavi, Şiraz Tıp Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde (SUMS) Tıbbi

Fizik Profesörü olarak görev yapmaktadır. İyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonun biyolojik etkileri konusunda özel eğitim ve uzmanlığa sahip tıbbi fizik alanında geçmişi vardır. Dublin'deki 11. Uluslararası Radyasyon Araştırmaları Kongresinde Genç Bilim İnsanı ödülüne layık görüldü. Kyoto Eğitim Üniversitesi'nde "Japan Society for Promotion of Science (JSPS)" tarafından verilen bir doktora sonrası eğitimini tamamladıktan sonra, Rafsanjan Tıp Bilimleri Üniversitesi'ne (RUMS) katıldı ve 2008 yılına kadar yardımcı doçent olarak görev yaptı. Daha sonra SUMS'ta doçent ve profesör olarak görev yaptı. Aynı zamanda Philadelphia'daki Fox Chase Kanseri Merkezi'nde (2017-2018) ve Milwaukee'deki Wisconsin-Milwaukee

Üniversitesi'nde misafir olarak bulundu. Kendisi hakemli dergilerde 250'den fazla makale yazmıştır. Bazı makaleleri Circulation, PNAS, British Journal of

Cancer ve Environmental Research gibi prestijli dergilerde yayınlandı. Ayrıca, insanların uzun süre uzayda kalmasında radyoadaptasyonunun gelecekteki rolü hakkında makaleler yayınladı. Aynı zamanda Uluslararası Düşük Radyasyon Dergisi (IJLR) ve Enfeksiyon Hastalıkları Radyolojisi ve Uluslararası Radyasyon Araştırmaları Dergisi (IJRR) gibi bazı tanınmış dergilerin yayın kurullarının üyesidir. Bu öneriye karşı çıkan Amirhosein Kefayat, M.D. derecesini İran Isfahan Tıp Bilimleri Üniversitesi'nden almıştır. Yaptığı araştırmalar kanser teşhis ve tedavisinin birçok farklı yönünü kapsamaktadır. Esas ilgi alanı kanser tedavisi etkinliğini artırmak için yeni nanomalzemeler ve nanoyapıların tasarımı ve değerlendirilmesidir. Kendisi 30'dan fazla hakemli makale yayınlamıştır.

Not: Bu çalışma Emory Üniversite Hastanesi'nin COVID-19 pnömonisi için tek fraksiyonlu, düşük dozlu, tüm akciğer radyasyonunun güvenliğini ve etkinliğini değerlendiren Faz I/II çalışmasının yayınlanmasından önce yayınlanmıştır.¹ Yazarlar, bu makalenin yazıları sırasında Emory çalışmasının bulgularından habersizdi. Bu tartışmanın konusu hala aktif olarak gelişmektedir. ClinicalTrials.gov web sitesine göre, COVID-19 tedavisinde düşük doz radyasyon kullanımını araştırmak için 25 Haziran 2020 itibarıyla yaklaşık 10 çalışma başlatıldı ve çoğu şu anda hastaları kabul etmektedir. Umarız, bu klinik çalışmaların sonuçları yakında daha fazla ve daha bilgilendirici tartışmalar için hazır olacaktır.

Önerme: Prof. Dr. S. M. Javad MORTAZAVI

Düşük doz radyasyonun, hem M1 hem de M2 makrofaj fenotiplerinin polarizasyonunu indüklemeye potansiyeli nedeniyle anti-enflamatuvar yanıtlarının

ortaya çıktığı uzun zamandır bilinmektedir.² Geçmişte, düşük doz radyasyon pnömoni gibi bulaşıcı hastalıkların tedavisinde başarıyla kullanılmıştır.³ Düşük doz radyasyon tedavisi (LDRT) konsepti COVID-19 pnömonisi ilk olarak Mart 2020'de bir grup İranlı ve Amerikalı bilim adamı tarafından tanıtıldı.⁴ Daha sonra Kanadalı, İspanyol, Amerikalı, Alman ve daha yakın zamanda Fransız bilim adamları da LDRT'nin COVID-19 pnömonisinde potansiyel etkisini doğruladılar. Bu raporlar esas olarak LDRT'nin anti-enflamatuvar ve immünomodülatör etkilerine odaklanmış ve 100-1000 mGy arasında değişen akciğer dozlarının COVID-19 hastalarında şiddetli pnömoni tedavisi için faydalı olabileceğini önermiştir.

Bir aydan kısa bir süre içinde, Ghadimi-Moghadam ve arkadaşları, LDRT'yi yalnızca COVID-19 hastalarında pnömoni için bir tedavi yöntemi olarak değil, aynı zamanda antiviral ilaçların kullanımı gibi diğer tedavi yöntemlerinin temel dezavantajlarını vurgulayarak dikkat çekti.⁴ Rödel ve arkadaşları⁵ da yakın zamanda yayınlanan makalelerinde SARS COV-2'nin orta veya yüksek mutasyon oranına sahip bir RNA virüsü olduğunu belirtmektedir.⁶ Ek olarak, yakın tarihli bir yazıda tartışıldığı gibi⁴, SARS-CoV-2'ye karşı herhangi bir antiviral ilaç tedavisi muhtemelen virüs üzerinde daha yoğun bir seçici baskı ile sonuçlanacaktır.⁴ Ayrıca Dilucca ve arkadaşları⁷ son zamanlarda "Viruses Journa"l'da yayınlanan makalelerinde, LDRT'nin önemini vurgulamakta ve farklı antiviral ilaçların yaygın kullanımıyla ilişkili olası sorunları ele almaktadır. SARS-CoV-2'ye karşı herhangi bir antiviral ilaç virüs üzerinde yoğun bir seçici baskı uygulayacaktır. Bu baskı sonucu tedaviye daha dirençli virüs türlerini ortaya çıkarabilir.

Ayrıca, düşük dozda iyonlaştırıcı radyasyon, COVID-19'a bağlı akciğer hasarıyla ilişkili şiddetli pnömonide sitokin fırtınasıyla başa çıkabilmektedir. Pnömoni hastalarının LDRT'ye hızlı yanıtları, sitokin üreten infiltrate hücrelerin apoptozunun, semptomlar saatler içinde iyileşmeye başladıkça önemli bir bileşen olabileceğini düşündürmektedir. Pnömoni hastalarının LDRT'ye hızlı yanıtları, sitokin üreten hücrelerin apoptozunun, semptomlar saatler içinde iyileşmeye başladığı için önemli bir bileşen olabileceği düşünülmektedir. Ek olarak, otopsiler sonucu enfekte kişilerin akciğerlerinde yüzlerce mikro trombüs olduğu görüldü. Kan pıhtılarının boyutu büyüdüğünde beyne veya kalbe emboli yaparak felç veya kalp krizine neden olabilirler.⁸ Bu nedenle bilim adamları, bu anormalliklerin bazılarında ciddi hematolojik değişikliklerin yer alabileceğini varsaydılar.⁸ Oksidatif stres, artmış izoprostan oluşumu dahil olmak üzere birçok pıhtılaşma kademesinde anahtar bir rol oynamaktadır.⁹ Bu sebeple LDRT'nin ayrıca oksidatif stresi azaltarak kan pıhtılaşmasını azaltacağı veya önleyeceği varsayılabilir.

Karşı Önerme: Md. Amirhosein KEFAYAT

Son zamanlarda, COVID-19 pnömoni tedavisi için farklı terapötik yaklaşımların potansiyeli tartışılmıştır. Çoğunlukla radyasyon ışınlarının farklı pnömoni türleri üzerindeki olumlu etkilerini bildiren önceki çalışmalara güvendiler. Fakat bu yayınlar 20. yüzyılın başlarına aittir ve bu çalışmalarda tatmin edici bilimsel güvenilirliği oldukça düşüktür. Örneğin, pnömoni hastaları üzerinde yapılan bu çalışmaların çoğu vaka raporu formatına ve deneklerin modern randomizasyonuna sahipti ve yöntemlerinde kör hakemlik ilkeleri kullanılmamıştır. Ayrıca, hayvan

deneylerinde belirgin sınırlamalar ve tuzaklar içeriyordu.¹⁰ Bu nedenle, LDRT'nin pnömoni tedavisi için etkinliğini destekleyen bu gözlemler güvenilir değildir ve en son bilimsel ilkelerle yeniden değerlendirilmesi gerekmektedir.

Birçok araştırmacı, LDRT'nin anti-enflamatuar etkisinin, pnömoniyi tedavi ettiği ana etki mekanizması olduğuna inanmaktadır. LDRT, anti-enflamatuar etkiler sergilemesine rağmen, şu anda sadece lokal ve sınırlı iltihapları kontrol etmek için kullanılmaktadır.¹¹ Ayrıca, COVID-19 hastalarının ölümünün ana nedeni, kapsamlı bir sistemik enflamatuar yanıt olan sitokin fırtınasıdır.¹² Bu nedenle, LDRT'nin anti-enflamatuar etkisi, SARS-CoV-2 kaynaklı sitokin fırtınasını inhibe etmek için yeterince güçlü olmayabilir. Bu tedavinin sitokin fırtınası üzerindeki etkisi hakkındaki mevcut bilgiler son derece sınırlıdır ve LDRT ile sistemik iltihaplanmaları kontrol etme hakkında bir rapor bulunmamaktadır. Öte yandan, enfeksiyonlu hastalıklarda anti-enflamatuar yaklaşımların kullanılmasıyla ilgili en önemli endişelerden biri patojenle savaşmak ve ortadan kaldırmak için gerekli olan istilacı patojene karşı bağışıklık tepkilerinin baskılanmasıdır. Bugüne kadar, bulaşıcı hastalıklarda sitokin fırtınası yönetimi için çok sayıda anti-enflamatuar ilaç ve yaklaşım araştırılmıştır. Ancak, hiçbirinin etkili olduğu kanıtlanmadı ve hatta bazıları sonucu daha da kötüleştirmiştir.¹³

Birtakım çalışmalar, in vitro ve in vivo ışınlamadan sonra bazı virüslerin alımı, aktivasyonu, transkripsiyonu ve yayılmasında önemli bir artış olduğunu bildirmiştir. Dahası, radyasyon ışınlarının milyonlarca virüs parçacığı rezervuarı olarak bulaşmış

hücrelere iyonize edilmesiyle apoptoz indüksiyonu, virüsün yayılmasını ve dolayısıyla hastalığın ilerlemesini hızlandırabilir.¹⁴⁻¹⁷ Bu nedenle, radyasyon ışınlarının SARS-CoV-2 ve enfekte olmuş hücreler üzerindeki etkileri hakkında bilgi eksikliği nedeniyle, radyoterapinin COVID-19 hastalığının ilerlemesini kötüleştirilmesi bile mümkün olabilir.

SARS-CoV-2 virüsü ve enfekte hücreler üzerindeki LDRT etkisi, COVID-19'un sitokin fırtınasını kontrol etme yeteneği dahil olmak üzere COVID-19 tedavisi için LDRT kullanmanın farklı yönlerini ve SARS-CoV-2'ye karşı savaşan bağışıklık sistemi üzerindeki etkisi kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir. LDRT ile COVID-19 hastalarının tedavisi için bahsedilen temel bilgilerin dikkate alınması ile daha fazla yapılacak klinik araştırmaların etkinliği ve sonuçlarına bakılmalıdır.

Çürütme: Prof. Dr. S. M. Javad MORTAZAVI

Meslektaşım, COVID-19 ile ilişkili pnömoninin tedavisi için LDRT'nin etkinliği hakkında endişelerini dile getirdi. Özellikle, erken çalışmaların randomizasyon olmaksızın çoğunlukla vaka raporları olduğuna inanıyor. Alexander Fleming'in tıbbın seyrini değiştiren tesadüfen penisilini keşfi, stafilokok kültür plakasında gelişen bir küfle başladı. Önceki çalışmalar, LDRT'nin COVID-19'un solunum komplikasyonlarına karşı potansiyel olarak terapötik fayda sağlayabileceğini açıkça göstermektedir. Bu değerlendirme göz önüne alındığında, araştırmacılar COVID-19 pnömonisi için LDRT'nin klinik denemelerini önermişlerdir.⁵ Araştırma ekibimin, LDRT'nin COVID-19 ile ilişkili pnömoni üzerindeki etkilerini tam olarak araştıran randomize, kör ve sahte kontrollü bir çalışma başlatmaya hazırlandığını

belirtmek gerekir.

Meslektaşım, LDRT'nin anti-enflamatuar etkisinin SARS-CoV-2 ile indüklenen sitokin fırtınasını engellemek için yeterince güçlü olmayabileceğini iddia ediyor. Makalemizde bu zorlu konuyu ele aldık.⁴ Diğer araştırmacılar, mevcut veriler ve LDRT için önerilen mekanizma dikkate alındığında, sitokin fırtınası yaşayan şiddetli semptomları olan COVID-19 hastaları için 0.3-0.5 Gy'lik tek bir dozun faydalı olacağına inanmaktadır.¹⁸ LDRT'nin anti-enflamatuar etkilerinin istilacı patojene karşı bağışıklık tepkilerin yol açabileceğine inanıyor. LDRT'nin bağışıklık sisteminin baskılanmasına veya aşırı aktivasyonuna neden olmadığını, aynı zamanda bağışıklık sisteminin hem sürdürülmesinde hem de optimize edilmesinde kritik bir rol oynadığını gösteren önemli kanıtlar vardır. Bağışıklık sistemini LDRT ile kontrol etmek COVID-19'a karşı korunmaya yardımcı olabilir ve akut solunum sıkıntısı sendromunu hafifletebilir.

Ayrıca, LDRT'nin bazı virüslerin alımında, aktivasyonunda ve yayılmasında artışa yol açabileceğini iddia ediyor. SARS-CoV-2 hakkında veri olmadığı için, bu iddia tamamen spekülasyonlara ve varsayımlara dayanmaktadır. Diğer virüslerle ilgili olarak, radyoterapi, Ebola virüsü ile enfekte hastalar için uygun maliyetli bir tedavi olarak önerilmiştir.¹⁹ Ek olarak, bazı çalışmalar, HIV virüsünün ortadan kaldırılması için en umut verici omurga stratejisi olarak radyoimünoterapi (RIT) önerilmiştir.²⁰ Meslektaşım ayrıca LDRT ile apoptozisin virüsün yayılmasını hızlandırabileceğini iddia ediyor. Bazı kanser hücrelerinde düşük doz radyasyonla apoptoz bildirilse de, virüsün yayılmasını hızlandırması sadece bir spekülasyondur. In normal tissues, low-dose

radiation can lead to beneficial effects; Düşük doz radyasyon, tümör hücrelerinin apoptozunu indükler ve normal dokular üzerinde radyasyon homeostazı ve adaptif yanıt dahil olmak üzere çok sayıda yararlı etkiye sahiptir.²¹

Çürütme: Prof. Dr. Ali MORTAZAVI

Dr. Mortazavi, pnömoni tedavisi için LDRT kullanımının geçmişinden bahsetti ve COVID-19 hastaları için bu terapötik yöntemin kullanılmasını önerdi. Ayrıca, LDRT'nin antiinflamatuvar etkilerinden COVID-19'a bağlı sitokin fırtınasını tedavi etmek için anahtar bir faktör olduğundan bahsetti. Bu iki konudaki fikirlerimi açılış konuşmamda detaylı bir şekilde açıkladım. Ayrıca Dr.Mortazavi, COVID-19 hastalarında artmış tromboz oluşumu riskinden bahsetmiş ve LDRT'nin oksidatif stresi azaltarak bu hastalarda kan pıhtılaşmasını azaltabileceği veya önleyebileceğini önermiştir. Fakat birkaç çalışma, serbest radikal üretimini artırarak LDRT'nin oksidatif stres üzerindeki artış etkilerini göstermiştir.^{22,23} Öte yandan, farklı radyasyon kalitesi ve dozları ile ışınlama sonrası prokoagülan değişiklikleri, endotel hücre ölümünün indüksiyonu ve kan pıhtılaşma faktörlerini subendotelyal protrombotik hücre dışı matriks bileşenlerine maruziyetten ayıran bütünlük kaybı gibi bazı destekleyici bulgular da vardır.²⁴ Birlikte ele alındığında, LDRT'nin yalnızca COVID-19 hastalarında koagülopati riskini azaltmakla kalmayıp aynı zamanda pıhtı oluşumunu da arttırabileceği görülmektedir.

COVID-19'un önlenmesi ve tedavisi için aşılar ve antiviral ilaçlar geliştirme konusunda çok sayıda çalışma devam etmektedir. COVID-19 tedavisi için antiviral ilaçlar ve aşılardan kullanılması, düşük doz formunda bile olsa iyonlaştırıcı radyasyona kıyasla

hastalar için daha kabul edilebilir olacağı aşikardır. Bu nedenle, Remdesivir' in COVID-19 tedavisi için onaylanması²⁵ gibi bu alanlardaki diğer başarılar, COVID-19 tedavisi için LDRT kullanma konusunda üstün olabilir.



Covid-19 Pnömonisi İçin Düşük Doz Radyasyon Tedavisi Potansiyel Tedavi Yöntemi Olabilir Mi?

Öğr. Gör. Fiz.Yılmaz Şahin

Ölümcül COVID-19 vakaları, akut solunum sıkıntısı sendromu (ARDS), sepsis, pnömoni ve solunum yetmezliği ile karakterizedir. Virüsün yüksek bulaşma oranı ve buna karşılık gelen enfeksiyon sayısındaki hızlı artış, özellikle sağlık çalışanları COVID-19 pnömonisini tedavi etmek için mücadele ederken, dünya çapında sağlık hizmetleri sistemlerinde benzeri görülmemiş baskılara neden oldu.

Radyoterapi topluluğunun dikkatini, COVID-19 hastaları için olası bir tedavi olarak viral pnömoniye tedavi etmek için düşük LET radyasyonunun düşük dozları (<100 cGy) potansiyeline çekmek istiyoruz. Yirminci yüzyılın başlarında pnömoninin X ışınları ile tedavi edilmesi alışılmadık bir durum değildi. Bir çalışma, kilovoltaj X ışınlarından düşük dozların, pnömoni ölüm oranını ortalama olarak yaklaşık yüzde 30'dan yüzde 10'a düşürdüğünü gösterdi. Bildirilen dozlar genellikle 20 - birkaç yüz Röntgen aralığı içindeydi ve göğüs duvarı yoluyla azaltma verildiğinde, muhtemelen on ila <100 cGy aralığında

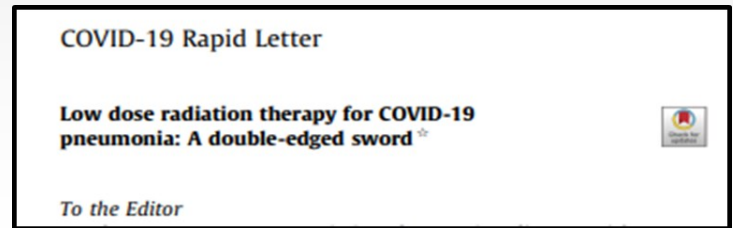
ortalama akciğer dozları ile sonuçlanacaktı. Bazı raporlar, saat sırasına göre hızlı semptom rahatlaması olduğunu belirtti. Hayvan modelleri, LDRT'nin pnömoninin akut fazını yarı yarıya azaltabileceğini öne sürdü. COVID-19 pnömonisi ile ilişkili mevcut ölüm oranları ışığında, bu eski tedaviyi yeniden incelemek mantıklıdır.

Pnömoni, alveoller iltihaplandığında ve gaz değişim işlevlerini tehlikeye atan sıvı salgıladığında enfeksiyona karşı iltihaplı bir bağışıklık tepkisi olarak ortaya çıkar. Viral bir enfeksiyonda, virüsler bağışıklık hücrelerini proinflatuar sitokinleri ve kemokinleri sentezlemek için tetikleyerek bağışıklık tepkisini teşvik eder. Tarihsel kanıtlar, gözlenen etkilerin potansiyel bir açıklaması olarak düşük radyasyon dozlarının neden olduğu bir anti-enflatuar fenotipin indüksiyonuna işaret etmektedir. ≥ 200 cGy dozları, radyasyon tedavisinde gözlenen yaygın toksisiteyi tetikleyerek proinflatuar etkiler gösterme eğilimindeyken, daha yakın tarihli çalışmalar, düşük dozların, IL-1 β gibi proinflatuar sitokinlerin seviyelerinin düşmesi veya lökosit alımını inhibe etme gibi anti-enflatuar özellikleri teşvik ettiğini göstermektedir. Bu nedenle, COVID-19 pnömonisi olan bir hastanın akciğerlerine 30-100 cGy LDRT tedavisinin iltihabı azaltabileceği ve yaşamı tehdit eden semptomları hafifletebileceği mantıklıdır.

Tek bir fraksiyon 30-100 cGy tedavisi, geleneksel bir megavoltaj radyasyon tedavisi ünitesinde kolaylıkla verilebilir. Rutin olarak, çok daha yüksek, tek fraksiyonlu dozlar palyatif bir bağlamda verilir ve hızlı takip edilen hastalar, eğitim, tarama, planlama ve tedavi sunumunun tam iş akış sürecinden birkaç saat içinde geçer. Prensip simülasyonlarının kanıtı, bir

megavoltaj ışını ile POP tedavisinin, 70 cGy reçeteli bir dozun% 90 ila% 120'si arasında alınan tüm akciğer hacminin% 99'unu kolayca sağlayabileceğini göstermektedir. Ve düşük dozlar nedeniyle, yaygın radyoterapi toksisitelerinden kaçınılabilir.

Bu tür LDRT tedavilerinin geniş bir ölçeği engelsiz olmayacak olsa da (örneğin, radyoterapi kaynakları üzerindeki mevcut zorlanma, COVID-19 hastalarını ve kanser hastalarını ayırma vb.) COVID-19 pnömoni hastaları için çok düşük bir risk ve sağlık sistemlerinde mortaliteyi azaltma ve COVID-19 ile ilgili türleri hafifletme potansiyeline sahiptir.



COVID-19 pnömonisi, şimdiye kadar onaylanmış bir tedavisi olmayan yıkıcı bir hastalıktır. Kirkby ve Mackenzie, COVID-19 pnömoni tedavisi için akciğer düşük doz radyasyon tedavisinin (LDRT) potansiyelini tartıştı ve bu unutulmuş terapötik yaklaşımın yeniden incelenmesini önerdi. X-ışını ile pnömoniyi tedavi etmek için bu yöntemin yüksek etkinliğini gözlemleyen yirminci yüzyılın başlarına ait cazip raporlar bulunmaktadır. Bu, COVID-19 pnömoni tedavisinde yeni bir ufuk açabilir. Bununla birlikte, daha ileri klinik araştırmaların sonuçlarını iyileştirmek için bazı noktalar dikkate alınmalıdır. Literatürün kapsamlı incelenmesi, pnömoni tedavisi için LDRT ile ilgili tüm yayınların çok eski olduğunu ve tatmin edici bilimsel güvenilirlikle oluşturulmadığını gösterdi. Ayrıca, bu yayınlarda hayvan deneylerinde önemli sınırlamalar ve kusurlar gözlemlendi. Ayrıca, tüm insan

çalışmaları, deneklerin ve araştırmacıların modern randomizasyonunu yansıtmayan vaka raporlarıydı.

LDRT'nin pnömoniye tedavi ettiği önerilen ana moleküler mekanizma, anti-inflamatuar etkilerin indüksiyonudur. Bu nedenle, COVID-19 hastalarında inflamasyonun inhibisyonu için maliyet ve fayda oranı değerlendirilmelidir. Kritik hastalar, herhangi bir olası klinik deney için ilk hedef olacaktır. Enflamatuar sitokin fırtınası, bu hastaların önemli bir kısmını etkiler. LDRT şu anda bir sitokin fırtınası değil, osteoartrit gibi belirli hastalıklarda sınırlı iltihaplanmaların azaltılması için kullanılmaktadır. Bu nedenle, LDRT'nin anti-enflamatuar etkisi, COVID-19'daki bu fırtınayı kontrol etmede çok etkili olmayabilir. Öte yandan, sistemik enflamasyonu kontrol etmek için anti-enflamatuar ilaçların kullanılmasıyla ilgili en önemli endişe, enfeksiyöz ajanlara karşı bağışıklık yanıtının baskılanmasıdır. Bu nedenle, LDRT anti-enflamatuar etkileri, COVID-19 virüsüne karşı savaşılan bağışıklık sistemini bozabilir ve virüsün ortadan kaldırılmasını geciktirebilir. Ayrıca, anti-enflamatuar tedavinin zaman aralığı da çok önemlidir. Raporlara göre, ölümcül COVID-19 vakaları genellikle hızlı progresiftir ve başlangıcından iki hafta sonra kötüleşir. Bu nedenle, bu son derece kısa altın pencere süresinde anti-enflamatuar tedavinin derhal başlatılması, tedavi sonucunda belirleyicidir. LDRT ve virüslerin etkileşimi hakkında sınırlı bilgi vardır. Bazı çalışmalar, radyasyon tedavisinden sonra bazı virüslerin alımı, aktivasyonu, transkripsiyonu ve yayılmasında önemli artış olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle, yüksek virüs konsantrasyonu nedeniyle akciğerleri radyasyon tedavisi için hedef organ olarak kullanmamak daha iyidir. LDRT anti-inflamatuar etkilerinin ışınlanmış bölge ile sınırlı olmadığı ve

LDRT'nin sistemik etkiler sergilediği belirtilmelidir. Bu nedenle, belki sadece akciğerleri ışınlamak gerekli olmayabilir ve tüm vücut LDRT'si daha fazla etkinlik gösterebilir.

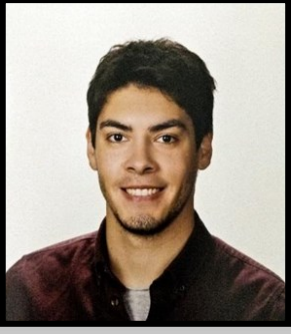
Genel olarak, ileri klinik deneyler tasarlamadan önce risk ve fayda oranını dengelemek için klinik öncesi deneylerde LDRT'nin COVID-19 virüsü ve sitokin fırtınası üzerindeki etkisini tamamen araştırmak gerekir. Ayrıca, her hasta için doğru pencere zamanında LDRT anti-enflamatuar etkilerinin yerleştirilmesi, en uygun sonuçlara ulaşmak için belirleyicidir.



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'da stajyer fizikçi olarak çalıştı. 2015 yılında Öğretim Görevlisi olarak atandı. 2019 yılına kadar Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'da Öğretim Görevlisi olarak çalıştı. Atatürk Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'nda görevine devam eden ve alanında dersler veren Yılmaz Şahin'in ulusal ve uluslararası dergilerde yayınlanmış 30'dan fazla makale, bildiri, kitap bölüm yazarlığı ve bilimsel araştırma projesi bulunmaktadır. Atatürk Üniversitesi Fizik bölümünde doktora eğitimi devam eden ve tez aşamasında olan Yılmaz Şahin aynı zamanda İş Sağlığı ve Güvenliği Uzmanıdır.

**Kaya Tetik**

1991 yılında İstanbul'da doğdu. İlk ve orta öğretimini İstanbul'da tamamladıktan sonra lisans eğitimine 2011 yılında Yıldız Teknik

Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi'nde Fizik Bölümü'ne başladı. 2016 yılında lisans diplomasını aldı ve 2017 yılında Acıbadem Üniversitesi Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans programına katıldı. Yüksek Lisansına devam ederken 2019 yılında MNT Sağlık Hizmetleri ve Ticaret A.Ş. firmasında Medikal Fizik Stajyeri olarak çalışmaya başladı. 2020 yılında yüksek lisans diplomasını aldı ve şuan Meditel Medikal Teknik ve Elektronik A.Ş. firmasında Aplikasyon Uzmanı olarak çalışmaya başladı.

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.



Radyoterapi Fiziği



Editörler

• Hatice Bilge Becerir • Fadime Alkaya



Radyoterapi Fiziği Kitabı, Medikal Fizik Derneği tarafından radyasyon onkolojisi alanında çalışan medikal fizik uzmanlarının ihtiyaç duydukları konularda bilgi edinmesi amacıyla hazırlanmıştır.

Bu kitap ayrıca radyasyon onkolojisinde hizmet veren radyasyon onkologları, radyoterapi dışında çalışan medikal fizik uzmanları ve radyoterapi teknikerleri için faydalı olabilir.



Medikal Fizik Derneği tarafından hazırlanmıştır.



Yardımcı Editörler

A. Bahar Dirican B. Hatice Bilge Becerir C. Nezahat Olacak
D. Aydın Çakar E. Salih Gürdallı / Hilal Acar Demir
F. Gönül Kemikler / Fadime Alkaya G. Kadir Yarıy H. Bülent Yapıcı / Tamer Oğuz Gürsey