

Medikal Fizik Derneği'nin Katkılarıyla

MedFiz@Online

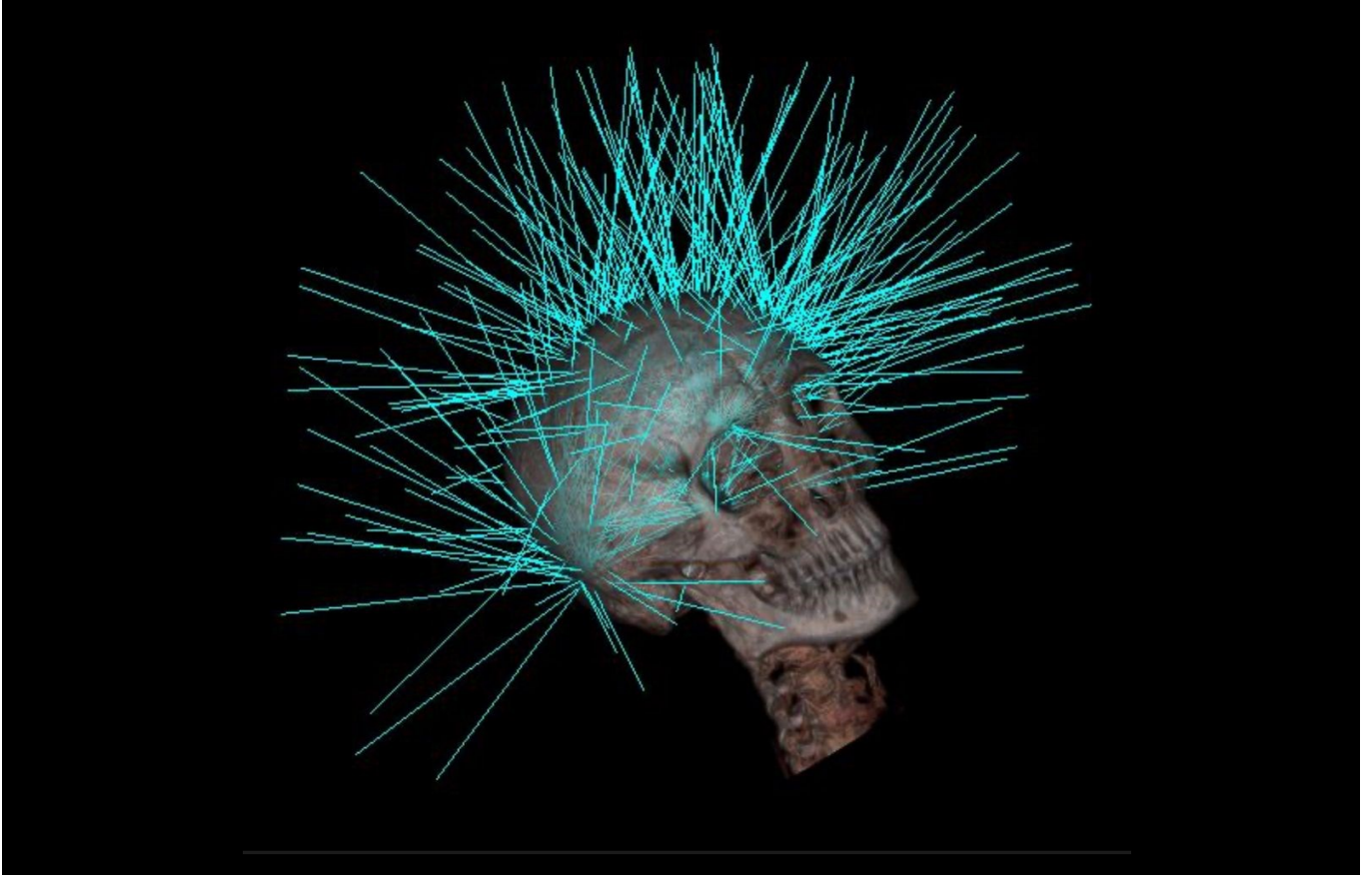
e-DERĐİ

MAYIS - HAZİRAN 2023

medfizonline@gmail.com

www.medikalfizik.org

SAYI: 45



BU SAYININ ÖNE ÇIKAN KONULARI

- TROD BAŞKANI PROF. DR. UĞUR SELEK İLE RÖPORTAJ
- İMPLANT KALP PİLİ VE DEFİBRİLATÖRÜ OLAN RADYOTERAPİ HASTALARININ YÖNETİMİ: AAPM TG-203 RAPORU
- AAPM TG-273 RAPORU: MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE BİLGİSAYAR DESTEKLİ TEŞHİSTE YAPAY ZEKA VE MAKİNE ÖĞRENMESİ İÇİN EN İYİ PRATİKLER ÜZERİNE TAVSİYELER
- 3.ULUSAL RADYOTERAPİ KONGRESİ VE EĞİTİM SEMİNERLERİ KONGRESİ
- EFOMP'NİN PET/CT ve PET/MR'DEKİ KALİTE KONTROL PROTOKOLLERİ

BAŞ EDITÖR

Haluk Orhun

orhun.haluk@gmail.com

EDİTÖR GRUBU

Abdullah Yeşil

asyesil@gmail.com

Boran M. Güngör

borgun@gmail.com

Ertuğrul Ertürk

mehmet.ertugrul@mnt.com.tr

Evren Üzümlü

evrenuzumlu@hotmail.com

Fadime Alkaya

alkayafadime@hotmail.com

Halil Küçüçük

halilkucucuk@gmail.com

Nadir Küçük

nadir.kucuk@anadolusaglik.org

Tuğba Haciosmanoğlu

tubiki76@yahoo.com.tr

DERGİ TASARIM VE YAZI

Ebru Oruç Bakır

Ezgi Kiraz Ergen

Eray Ergen

BU SAYIDAKİ YAZARLAR

Abdulkadir Arslan

Burcu Çam Öztürk

Burcu İbicioğlu

Fadime Alkaya

Funda Durmuş Manalp

Gülçin Kuru

Semiha Aşkın

Yelda Elçim

(Yazarlar harf sıralamasına göre sıralanmıştır.)

SOSYAL MEDYA

Aykut Oğuz Konuk

Yılmaz Şahin

İÇİNDEKİLER

- **MERHABA : “ DEVLERİN OMZUNDA OTURMAK”**
- **MEDICANA INTERNATIONAL İZMİR HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ**
- **TROD BAŞKANI PROF. DR. UĞUR SELEK İLE RÖPORTAJ**
- **İMLANT KALP PİLİ VE DEFİBRİLATÖRÜ OLAN RADYOTERAPİ HASTALARININ YÖNETİMİ: AAPM TG-203 RAPORU**
- **GÖRÜŞ/KARŞIT GÖRÜŞ: IGRT ve KÜÇÜK-ODAK ALANLI EXTERNAL RADYOTERAPİ ÇAĞINDA, BRAKİTERAPİ ÖLMEKTE OLAN BİR MODALİTEDİR.**
- **AAPM TG-273 RAPORU: MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE BİLGİSAYAR DESTEKLİ TEŞHİSTE YAPAY ZEKA VE MAKİNE ÖĞRENMESİ İÇİN EN İYİ PRATİKLER ÜZERİNE TAVSİYELER**
- **3.ULUSAL RADYOTERAPİ KONGRESİ VE EĞİTİM SEMİNERLERİ KONGRESİ**
- **EFOMP'NİN PET/CT ve PET/MR'DEKİ KALİTE KONTROL PROTOKOLLERİ**
- **RADYASYON ONKOLOJİSİ KAZA ÖĞRENME SİSTEMİ-7**
- **2022 YILI NOBEL FİZİK ÖDÜLÜ**

e-posta: medfizonline@gmail.com

web: www.medikalfizik.org

Medikal Fizik Derneği'nin katkılarıyla

BASIM

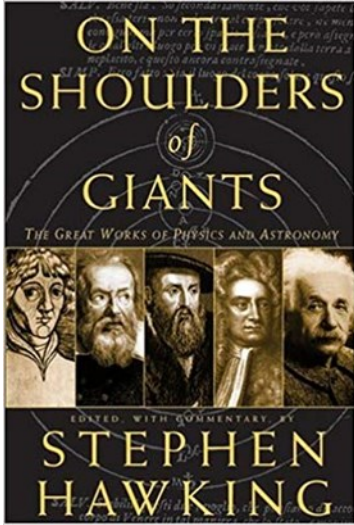
e-kopya

MedFiz@Online DERGİSİNDE YAYINLANAN YAZILAR
YAZARIN SORUMLULUĞUNDADIR.

MERHABA: “ DEVLERİN OMZUNDA OTURMAK”

“IOMP (International Organization of Medical Physics)”, 60. Yıl dönümü ve 2023 Yılı Uluslararası Medikal Fizik günü için şu temayı belirledi: **“Standing on the Shoulders of Giants”** İlk anda önemli bir anlam taşımadığını düşündüğümüz bu cümle ya da özdeyiş, “Türkçeye **“Devlerin omzunda oturmak”** şeklinde tercüme edilebilir.

Biraz araştırıldığında, bu deyim “12. yüzyılda yaşamış yazar **Salisburyli John**, 1159 yılında Latince yazdığı *Metalogicon* adlı mantık eserinde bu ifadenin bir versiyonunu kullandığı görülmüştür. Bu zor kitabın çevirileri oldukça değişkendir ancak Salisbury'nin söylediklerinin özü şudur:



Bizler devlerin omuzlarında oturan cüceler gibiyiz. Görme yeteneğimiz daha üstün olduğu ya da onlardan daha uzun olduğumuz için değil, onlar bizi yükselttikleri ve büyük boylarıyla bizimkine

katkıda buldukları için daha fazlasını ve daha uzaktaki şeyleri görüyoruz.” Bu ifade, başkalarının çalışmalarını uyarladığı ve geliştirdiği bilinen Salisbury John'dan bile önceye dayanıyor olabileceği düşünülüyor.

Devam edersek, bu deyim en bilinen kullanımı ise, Isaac Newton tarafından 1676 yılında rakibi Robert Hooke'a yazdığı bir mektupta yer almıştır.

"Descartes'in yaptığı iyi bir adımdı. Çeşitli yollarla ve özellikle de ince levhaların renklerini felsefi açıdan ele alarak çok şey eklediniz. Eğer biraz daha ilerisini görebildiysem, bu devlerin omuzlarında durarak oldu.

“Devlerin omuzlarında durmak” ifadesi, "kendisinden önce gelen büyük düşünürlerin edindiği anlayışı ve düşünceyi veya buluşu daha da ilerleme sağlamak için kullanmak" anlamına gelen bir benzetmedir. Devlerin omuzlarında duran cüceler bir metaforudur ve "önceki keşiflerin üzerine inşa ederek gerçeği keşfetmek" anlamını ifade eder.

Ülkemizde de medikal fizik bilimi, Seyfettin Kuter, İsmail Özbay, Alpar Dadaşbilge gibi devlerin omzunda daha güzel günlere doğru ilerliyoruz.

Daha sonraları, Bilim Adamı Stephan Hawking'in "On The Shoulders of Giants" başlıklı kitabının 2002 yılında yayınlandığını görüyoruz.

Meslektaşlarımızın uluslararası arenadaki yayınları bize mutluluk ve heyecan veriyor.

Bu sayımızda sizlere üç adet uluslararası yayın bilgisi sunacağız.

İlk yayın, Anadolu Sağlık Hastanesi RT Bölümüne ait olup Journal of Medical and Biological Engineering dergisinde yayınlanmıştır. İkinci ve üçüncü yayın ise Başakşehir Çam ve Sakura Hastanesi RT Bölümüne aittir. ESTRO 23'de Poster olarak kabul edilmiştir.

Tüm emeği geçen arkadaşlarımızı kutluyoruz.


Bu sayımızda yeni dönem TROD Başkanlığına seçilen **Prof. Dr. Uğur Selek** hocamızla yaptığımız söyleşiye



Investigation of Dose Thresholds and Normalization Methods Effect on Gamma Index Analysis for SRT and SBRT Patients with a Monte Carlo Secondary Dose Check Software

Esra Kucukmorkoc^{1,2} · Nadir Kucuk¹ · Emre Sanlı¹ · Suleyman Celebi¹ · Hale Basak Caglar¹ · Sibel Tokdemir Ozturk²

Received: 20 February 2023 / Accepted: 19 April 2023
© Taiwanese Society of Biomedical Engineering 2023

 **Poster in Dose Calculation: Feasibility of Xofigo Axent Electronic IORT for Intracranial Tumors in terms of Radiation Dosimetry** 

Sumeyra CAN, Didem KARACETİN, Pierfrancesco SILLI, Cristian PEREZ, Özge ATILLA, İlknur HARMANKAYA,
Radiation Oncology
Basakşehir Cam and Sakura City Hospital

 **Poster in Physics: Hypo-fractionated radiotherapy with SpaceOAR for prostate cancer treated with Radixact TomoTherapy** 

Sumeyra CAN, Didem KARACETİN, Hamza TATLI, Özge ATILLA, Nilgöl NALBANT
Radiation Oncology
Basakşehir Cam and Sakura City Hospital

yer veriyoruz. Bu söyleşiler bir anlamda dergimizin geleneği haline geldi. Hocamıza, radyasyon onkolojisinin ve bu alandaki teknolojilerin geleceği hakkında sorular sorduk. TROD' un, medikal fizik çalışma grubuna, Başkan olarak, Doç.Dr. Fatih Biltekin, üye olarak, Doç. Dr. Emel Hacıslamoğulları, Prof. Dr. Hilal Acar Demir, Doç.Dr. Alper Özseven ve Doç Dr. Serhat Aras seçildiler. Kendilerine başarılı bir yeni dönem diliyoruz.

2023 yılı 19. Medikal Fizik Kongresi hazırlıklarının bir parçası olarak, online bildiri gönderme modülünün açıldığını ve son tarihin 24 Eylül 2023 tarihi olduğunu burada belirtelim.

Bu sayımızın, Radyoloji ve Nükleer Tıp alanındaki yazı oranının yüksekliği ile dikkat çekeceğine inanıyoruz.

Yeni sayımızda buluşmak üzere.

Saygılarımızla.

Haluk Orhun

MEDICANA INTERNATIONAL İZMİR HASTANESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ BÖLÜMÜ



Med. Fiz. Uzm. Funda Durmuş Manalp, PhD.

1992 yılında kurulan Medicana Sağlık Grubu 9 Eylül 2020 tarihinde, hastanecilik deneyimini kullanarak Medicana International İzmir hastanesini kurmuş, İzmir ve Ege Bölgesine hizmet vermeye başlamıştır. Radyasyon Onkolojisi Bölümünde hasta tedavileri 17 Şubat 2022 tarihinde Ada Onkoloji Sağlık Hizmetleri yükleniciliğinde başlamıştır. Böylece hastanemizin bütün onkolojik birimleri koordineli şekilde, en güncel teknolojilerle, tedavileri uygulamaktadır. Ada Onkoloji Firması'nın yurtiçi ve yurtdışında işlettiği toplam 7 adet radyasyon onkolojisi kliniği bulunmaktadır.

Bölümümüz 15 katlı hastanemizin bodrum 4.ncü katındadır. 500m² alana oturmaktadır. Bölümümüzde, bekleme salonu hasta karşılama/sekreteryaya alanı, 2 poliklinik odası, 1 tedavi planlama odası, soyunma odaları, server odası, 2 adet tedavi odası, CT simülör odası, arşiv ve teknik depo alanı bulunmaktadır.

Kliniğimizde 2 Radyasyon Onkolojisi Uzmanı, 1 Mühendis, 2 Sağlık Fiziği Uzmanı, 8 Radyoterapi Teknikeri, 3 Tıbbi Sekreterle hastalarımıza, cihazlarımız ve yardımcı ekipmanlarımızla kalite kontrol ve güvenliği sağlayarak, maksimum hassasiyet ve doğrulukta tedaviler yapmaktayız.



Tedavi Cihazları ve Yardımcı Ekipmanlarımız

- Vital Beam cihazımız 6MV, 6MV(FFF), 10MV, 18MV foton, 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV, 18MeV elektron enerjilere sahiptir. Millennium

120 leaf mlc, portal kV ve MV image, 3 boyutlu görüntüleme CBCT, gerektiğinde nefes kontrolü desteğiyle RPM sistemi ile VMAT, IGRT, SBRT, SRS, IMRT ve 3B konformal tedavi olanakları bulunmaktadır.

- TPS ve Hasta QA Ekipmanları, IBA 2D Array ve Epiqa portal dozimetri, Sun Nuclear su fantomu sistemleri bulunmaktadır.
- Absolute Dosimetry: PTW WEBLine elektrometre, PTW katı su fantomu ve PTW farmer iyon odaları.
- 80cm çaplı, GE 580RT CT Sim ve RGSC sistemi
- Çeşitli hasta immobilizasyon imkanları mevcuttur.

Çalışma Arkadaşlarımız

Radyasyon Onkolojisi Uzmanları

- Uzm. Dr. İlker Karadoğan
- Uzm. Dr. Çimen Akçay

Medikal Fizik Uzmanları

- Dr. Funda Durmuş Manalp
- Gizem Var

Teknikerlerimiz

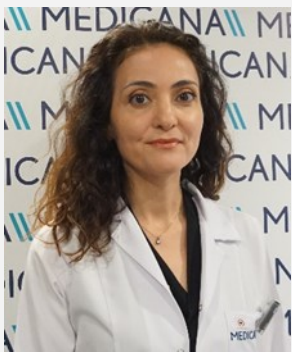
- Kürşat Yüce
- Elif Büşra Akkuş
- Zeynep Durabay
- Derviş Keser
- Mert Can Arslan
- Melek Çağla Dikici
- Yunus Turay
- Hacer Yavaş

Sekreterlerimiz

- Sevgi Yalçın
- Müge Saygılı
- Ceren Aktaş

Mühendisimiz

- Alpman Manalp



Medikal Fizik Uzmanı Funda Durmuş Manalp, PhD.

1979 yılında İzmir'de doğdu. 2002 yılında Ege Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. 2004 yılında Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde Yüksek Lisansını tamamladı. İzmir Onkomerde çalışmaya başladı. 2009 yılında 9 Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Yüksek lisansını bitirdi. 2009 yılında başladığı Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsündeki Doktorasını 2015 yılında tamamladı. 10 yıl

Ege Onkoloji Merkezi, 3 yıl Aktif Çare Firmasının ardından, halen 2021 yılında göreve başladığı Medicana Int. İzmir Hastanesi'nde çalışmaktadır.

TROD BAŞKANI PROF. DR. UĞUR SELEK İLE RÖPORTAJ

“Radyasyon onkolojisinin tüm paydaşlarıyla birlikte yükseleceği düşüncesiyle, karşılıklı ortak hedeflerimizi birlikte tanımlamak ve kurumsal olarak desteklemenin önemine inanıyorum.”

Soru 1. Yeni dönem TROD Başkanlığınızın başarılı geçmesini ve Radyasyon Onkolojisi camiasına yeni bir soluk getirmesini diliyoruz MedFiz@Online e-dergisi ekibi olarak. Biz sizi tanıyoruz, acaba okurlarımız için kendinizi tanıtmanız mümkün mü? Bu yeni dönemde TROD açısından öne çıkan programlarınızdan bahsedebilir misiniz?



Resim 1: Prof. Dr. Uğur Selek: Mottomuz: “Bilimin Işığıyla Aydınlik Yarınlar”

Hacettepe’de ve MD

Anderson Kanser Merkezi’nde edindiğim bilgi birikimi ile özel bir hastanede aktif bir klinisyen olmam yanında, Koç Üniversitesi Hastanemizde kliniğe destek ve akademisyen üretkenliğimi ihmal etmeden, derneğimizde ve ulusal & uluslararası derneklere aldığım görevleri, camiamızın ve branşımızın temsil gücünü arttırmak inancımla ciddi bir çabayla sürdürüyorum. Radyasyon onkolojisinin tüm paydaşlarıyla birlikte yükseleceği düşüncesiyle, karşılıklı ortak hedeflerimizi birlikte tanımlamak ve kurumsal olarak desteklemenin önemine inanıyorum, bu çabada medikal fizik derneği ile ilişkilerimizin

yapıcı bir süreklilik içinde olmasına çok önem veriyorum.

TROD olarak, sanal görüntü ve sesli konuşma platformlarının üyelerimiz arasındaki etkileşimi artırmak için etkin ve makul ölçüde kullanılmaya devam edilmesiyle uyumun ve genç meslektaşlarımızın bilgiye ulaşımının artırılmasına, mesleğimizi ilgilendiren hukuki konularda üyelerimizi sürekli desteklemeye,

çekirdek eğitim programımızla bütünleşmiş bir eğitim takvimi hazırlamaya, uluslararası akademik temsil gücümüzü yükseltmemiz için dernek destekli çok enstitülü yayınlar yapmaya ve uluslararası görünürlüğümüzü ESTRO, ASTRO gibi kuruluşlar ve bölgesel ülkelerle eğitim/toplantı birlikteliğimizle arttırmaya ağırlık vererek yarına hazırlanmak istiyoruz

Soru 2. Sizce Radyasyon Onkolojisi gelecekte nasıl evrilecek? Nasıl bir gelecek bekliyorsunuz? Radyasyon Onkolojisi, hem yeni cihaz teknolojisi, hem de yapay zeka teknolojisinin inanılmaz etkisi

altında yaşamını sürdürüyor. Özellikle YZ, görüntülemeyen teşhise, planlamadan hasta tedavisine, kalite kontrolünden hareket takibine kadar tüm aşamalarda yer alıyor. Bir de işin etik yanı var. TROD'un bu alanda değerli işler yaptığını biliyoruz. Bu konudaki görüşlerinizi alabilir miyiz?

Radyasyon Onkolojisi teknolojiyle iç içe ve yakından etkilenen bir branş olduğundan, yapay zeka ve makine öğrenmesinin belli adımların otomasyonunu sağlayabilmesiyle, medikal fizik uzmanlarının planlamadan daha çok kalite kontrol, tedavinin iyileştirilmesi, bilimsel araştırma ve geliştirmeye zaman ayırabileceğini, radyasyon onkologlarının sistemik tedavilerin ve moleküler-genetik tanımlamaların yoğun gelişimiyle çok daha kişiselleştirilebilir tedaviler yöneteceğini, uzaktan erişimin her basamakta daha yaygın hale geleceğini, tedavilerin iyileştirilmesi yönünde standardizasyonun artması yanında, mesleki deneyim ve insan katkısının her zaman yine ön planda kalacağını öngörüyorum. Her ne kadar tedavi pratiğini standartlaştırmaya çalışsak da, her hastanın tedavisinin ona özel olması bilinciyle, tedavi planının ve kişiselleştirilmesinin gerektirdiği ince ayarın hep deneyimli klinisyene ihtiyaç duyacağını düşünüyorum. TROD bünyesindeki yapay zeka ve bilişim çalışma grubumuz da kontrolsüz bir ivmeyle çoğalan bilgi yoğunluğunda TROD'un nerede durması ve ne önlemler alması gerektiğine dair yoğun bir çalışma yürütmektedir.

Soru 3. Deprem felaketi nedeniyle ertelenen TROD Radyasyon Onkolojisi Kongresi'nin sonbahardaki toplantısında bizleri ne tür yenilikler bekliyor?

Ülkemizi ve bizleri derin bir üzüntüye boğan deprem

felaketi nedeniyle ertelediğimiz kongremizde, kurslarımızla makale nasıl yazılırdan yeniden ışınlamaya, ana program içinde hipofraksiyone tedavilerden, genomik belirteçlerin tedavilerimizi yönlendirmesindeki yerine, oligometastatik hastalıklarda konumunu güçlendiren radyoterapiden, adaptif radyoterapiye, radyoterapinin yeni arayışlarından FLASH ve biyolojik temelli tedavilerden, yapay zeka ve makine öğrenmesinin radyoterapide kullanımına uzanan çok geniş bir yelpazede dolu dolu bir programımız bulunuyor. Kongremizin, Cumhuriyetimizin 100. Yılına yakışır bir bilimsel şölen havasında geçmesini diliyoruz.

Soru 4. 2020 yılında başlayan ve günümüze kadar devam eden Covid-19 salgını ve ardından 2023 büyük depreminden radyasyon onkolojisi toplumu önemli düzeyde etkilendi. Acaba, bu iki toplumsal olay radyasyon onkolojisinde ne tür izler bıraktı ve geleceğe yönelik ne tür mesajların altını çizdi?

Covid-19 salgını ve büyük deprem felaketi, toplumumuzu derinden sarsan iki ayrı olay olarak iki ayrı etkiye yol açtı. Covid-19 birbirimizden gelebilecek görünmez bir hastalığın stresiyle, aramızdaki sosyal bağları azaltıp yalnızlaşmaya iterken, kırılğan onkoloji hastalarımızda hizmete ara vermediğimiz için sağlık emekçileri olan bizlerin, toplumun en çok yıpranan kesimlerinden olduğunu söyleyebilirim. Deprem yıkımı ve acısı da bizlerin birbirimize koşulsuz ihtiyacını gösterirken, yakınlarımızı ve nice canı yitirmek, ayağa kalkabilmek için kenetlenmemiz gereğinin altını çizdi. Kaybettiğimiz canların acısı henüz tazeyken, olası bir durumla tekrar yüzleşmek gerektiğinde, nasıl önlemler almamız gerektiğine dair ciddi dersler çıkarıldı; bu doğrultuda, yapılanmamızı,

cihaz altyapı ve donanım için dikkat etmemiz gerekenleri, örneğin hastalarımızın tedavilerinde kesinti olmaması için medikal bilgilerinin bulut tabanlı saklanması gerektiği, linak kapıları ihtiyacını ortadan kaldıracak uzun koridorun önemi vb detayları, not edip idari kadrolara danışmanlık yapmak çabamızdır. Dilerim, ülkemiz bunlar ve benzeri sınamalarla tekrar karşılaşmaz.

Soru 5. ASTRO 2021 yılında tüzüğünde değişiklik yaparak sağlıkta "Eşitlik, Çeşitlilik ve Kapsayıcılık" olarak tercüme edilebilen "Equity, Diversity ve Inclusion" ilkelerini hem ASTRO bünyesinde hem de hasta tedavilerinde hayata geçirmeyi kabul etti. Bu konuda bir çalışma grubu kurdu. Acaba bu konuda görüşlerinizi alabilir miyiz?

Amerika'dan farklı olarak, Atatürk ilkeleri ile şekillenmiş Cumhuriyetimizin kazanımları nedeniyle, ülkemizde sağlık hizmetlerine ulaşım, sağlık hizmetlerinde yönetici ya da hizmet sağlayan olarak yer almak konusunda ötekileştirilmiş ya da azınlık olarak yeterli desteği görmeyen bir nüfusumuzun bulunduğu söylenemez. Bununla birlikte, TROD olarak, kadınların daha fazla rol alması, yönetici pozisyonunda bulunması, branşımızın multidisipliner temsilinde ve toplumda daha fazla görünür olması için pozitif ayrımcılığı benimseyen bir dernek olduğumuzu söyleyebilirim; yönetim kurulumuzun yarısından fazlasının kadın üyelerimizden oluşması ve bir sonraki dönem başkanımızın kadın olması da bunun en güzel ifadesi diyebilirim. Branşımızda kadın meslektaşlarımızın sayısının artmasını sevindirici bulurken, biri tıp fakültesine girmiş iki kız çocuğu babası olarak, bu artışa paralel şekilde etkinliklerinin

ve görünürlüklerinin artmasını da özellikle destekliyorum.

Soru 6. Geçtiğimiz dönemde ESTRO Başkanlığı olarak Prof. Dr. Yavuz Anacak hocamızın adının gündeme gelmesi bizleri çok heyecanlandırdı. Avrupa'da hem cihaz parkı, hem çalışan işgücü olarak en ön sıralarda yer alan bir ülke olarak, ESTRO'nun üst yönetimi ve diğer kurullarında ülkemizi daha çok temsil etmeyi görmek bizleri çok mutlu edecektir. Yurt dışı platformlarda medikal fizikçiler hakkındaki gözlemlerinizi nelerdir?

ESTRO'da Prof. Dr. Yavuz Anacak hocamızı yürekten desteklememize rağmen, istediğimiz sonucu almamız mümkün olmadı, sonuca etki eden detay üyelerimizin bir çoğunun ESTRO üyesi olmaması nedeniyle oy veremiyor olmalarıydı. ESTRO'da ülke olarak üye sayımızın artmadığı bir ortamda, ne yazık ki üst yönetimde yer alabilmek mümkün olmayacaktır. Bunun bilincinde olarak, ESTRO vb. diğer yurtdışı kuruluşlarda üye olup aktif olmanın gereğini genç meslektaşlarımızla paylaşıp ileride neler yapabileceğimize dönük çalışıyoruz.

Yurt dışı platformlarda medikal fizik uzmanları dengeli bir klinik yük altında olmanın avantajıyla bilimsel çalışmalara daha fazla odaklanabiliyor, hastanedeki klinik çalışma ortamı dışında bulunan diğer büyüme ve akademik gelişme imkanları yoluyla daha fazla sorumluluk alabiliyor diyebiliriz. Ülkemiz şartlarının da bu doğrultuda evrilmesini umuyor ve bu yönde bir gelişmeyi radyasyon onkolojisi açısından çok gerekli buluyorum.

Soru 7. TROD'un Medikal Fizikçilere burs, kongre veya toplantı desteği gibi konularda yaklaşımını öğrenebilir miyiz?

Medikal fizik uzmanlarımızla birlikte gerçekleştirilen toplantıların radyasyon onkolojisi camiası için önemini biliyor ve bu toplantıları çok içten bir şekilde destekliyoruz, bu doğrultuda programını birlikte belirleyeceğimiz toplantılarda belli sayıda konuşmacı radyasyon onkoloğu hocalarımızın katılımını destekleyerek toplantıları zenginleştirmek istiyoruz. Ulusal radyasyon onkolojisi kongremiz gibi düzenlediğimiz toplantılarda kabul edilen sözel sunumlarda da medikal fizik uzmanlarımızı desteklemekten mutluluk duyuyoruz. Son yıllardaki ekonomik sıkıntılarının önümüzdeki yıllarda azalması ile daha çok destek olabilmeyi umuyoruz.

Soru 8. MedFiz@Online e-dergisi 45. Sayısıyla 8.5 yaşına giriyor. Dergimizi takip ediyor musunuz? Görüşlerinizi merak ediyoruz.

MedFiz@Online e-derginizi elbette takip ediyorum ve sürekliliğin kolay olmadığını bilerek tebrik ediyorum. Hep güzel haber ve gelişmeleri vereceğiniz zengin bir gündeminiz olması temennisiyle beni ağırladığınız için çok teşekkür ediyorum, mottomuzla sağlıklı günler diliyorum: "Bilimin Işıyla Aydınlik Yarınlar"

MedFiz@Online Ekibi olarak başarılar diliyor ve teşekkür ediyoruz.

İMLANT KALP PİLİ VE DEFİBRİLATÖRÜ OLAN RADYOTERAPİ HASTALARININ YÖNETİMİ: AAPM TG-203 RAPORU

Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: A Report of the AAPM TG-203[†]

(Received 4 April 2019; revised 16 July 2019; accepted for publication 28 August 2019; published 1 November 2019)

Med. Fiz. Uzm. Semiha Aşkın

GİRİŞ

AAPM TG-34, implante kalp pili olan kanser hastalarının RT yönetimine ilişkin bir dizi kılavuz sağlamıştır. Rapor, radyasyonun implante edilebilir kalp pilleri üzerindeki etkileri hakkında değerli bilgiler sağlayarak bu tür hastaların tedavisi için bir protokol önermiştir. TG-34'ün ana tavsiyelerinden biri, tedavi planlama sonuçlarının kalp pilinin herhangi bir kısmına 2 Gy'den fazla doz vermemesiydi.

Günümüzde, kalp pilleri CIA'ler implante edilebilir kalp pilleri (ICP'ler) ve implante edilebilir kardiyoverter-defibrilatörler (ICD'ler) genel olarak yaygın olduğundan, yönetimi daha da karmaşık hale gelir. Konformal RT, yoğunluk ayarlı RT ve proton RT cihazlarının tedavileri sırasındaki doz, doz-hızı ve ikincil nötronların etkileri dahil olmak üzere, işlevsellikleriyle ilgili çok sayıda araştırma ele alınmıştır. Bazı araştırmalar da görüntüleme prosedürlerinin ICP'ler ve ICD'ler üzerindeki etkilerini ele almıştır. Bununla birlikte, TG-34 ve diğer yayınlanmış araştırmalara rağmen, hasta yönetimi ve güvenlik rehberliği ile ilgili üretici tavsiyeleri ve klinik politikaları arasında hala büyük farklılıklar bulunmaktadır.

ICP ve ICD Cihazları

Tasarım ve Fonksiyon

İmlante edilebilir kalp pilleri, kalp ritmini korumak için tasarlanmış cihazlardır ve genellikle göğse veya karna deri altı olarak implante edilir. Bazen karın duvarına implante edilse de, pektoral kasların üzerinde konumlandırılır.

ICP'ler genellikle kalp ritmi yavaş olanlarda, kalp durmasının önlenmesi için ve son zamanlarda konjestif kalp hastalığının tedavisinde reçete edilir. ICD'ler semptomatik ventriküler taşikardi (VT) ve fibrilasyonu tedavi etmek veya yüksek riskli kalp hastalarında ani kalp ölümünü önlemek için implante edilir. ICD'ler, gerektiğinde kalbe yüksek voltajlı bir şok vermek için bir kapasitör kullanmaları dışında ICP'lere benzer şekilde çalışır. Her iki cihaz da, hem kardiyak fonksiyonların izlenmesine hem de tedavi uygulanmasına hizmet eden pacing uçlarına bağlı elektronik aksamlara sahip pille çalışan bir puls üreticiden oluşur. ICP, pacing elektrodunun hemen bitişiğindeki miyokardiyumun küçük bölümünü depolarize ederek bir kalp atışını başlatmak için yeterli olan küçük bir elektriksel uyarı üretir. RF transdüseri, cihazı sorgulamak için bir RF sinyali sağlar. ICP çoğunlukla kalbin gerçek ritmini algılayacak şekilde

ayarlanır ve "ihtiyaç duyulan pacing" olarak adlandırılan, yalnızca bir atım kaçırıldığında darbeleri boşaltır. Pacing elektrotları, hastanın hastalık durumuna ve yaşam tarzı gerekliliklerine bağlı olarak sağ atriyum, sağ ventrikül veya sol ventrikülü algılamak veya kontrol etmek için implante edilebilir.

ICD'ler de ICP'ler gibi kadar karmaşık işlevler içerir ayrıca bir taşikardi veya ventriküler fibrilasyonun (VF) başlangıcını algılama yeteneği vardır. ICD aynı zamanda bunları durdurmak için daha yüksek voltajlı bir darbe gönderir. Tipik bir pacing çıkışı, 1-5 V'luk kısa süreli bir darbedir ve birkaç onda bir mikro joule'lük çıkış enerjisi verir. Buna karşılık, ICD çıkışı, yardımcı defibrilasyon elektrotları aracılığıyla 2J ile 35 J arasında iletilen, yüksek hızlı bir dizi biraz daha yüksek voltajlı darbelerden 700 V'tan daha yüksek bir şoka kadar değişir.

Hassasiyetler ve Olası Arızalar

Mouton ve ark. tarafından aşağıda listelendiği gibi bölümlere ayrılabilir:

1. Hastayı çok az etkilemesi gereken geri döndürülebilir bir başarısızlık olan ışınlamanın başlangıcındaki nabız eksikliği,
2. Sinyal genliğinin %10'dan daha az değiştiği uyumlu genlik modifikasyonu, genellikle darbe genliğindeki tasarlanmış güvenlik marjından kaynaklanan ve çok az klinik sonucu olması gereken geçici bir etki olarak kabul edilir,
3. 10 sn'den daha uzun kesinti olmaksızın ortalama frekans düşüşü ile aritmi ile sonuçlanan uyumlu azalmış hız, lipotimi (baş dönmesi/bayıma) indükleyebilir,
4. Ortalama frekansta orta derecede bir artışla

birlikte geri dönüşümlü bir aritmi ile sonuçlanan uyumlu hızlandırılmış hız,

5. Kardiyak stimülasyonu önleyen uyumsuz sinyal değişikliklerine neden olabilecek impulsların şekil bozulmaları gibi kalıcı kusurlar üreten sinyal deformasyonu,
6. %10'dan büyük amplitüd değişikliği, kardiyak stimülasyon için düşük voltaj eşik marjına sahip hastalarda potansiyel olarak ölümcül kabul edilir.
7. 10 saniyeden daha uzun sessizlikler, potansiyel olarak ölümcül olduğu düşünülen uyumsuz bir aritmi ile sonuçlanır,
8. Algılanabilir bir sinyalin olmadığı ve sinyalin düzelmediği kalıcı sessizlik.

RT sırasında CIED'lerin en ilgili arıza modlarının kısa bir özeti, 2017 Heart Rhythm Society (HRS) konsensüs raporunda da bulunabilir.

Klinik Kullanım Sırasında Arızalara Neden Olabilecek Durumlar

Kümülatif Doz Etkileri

Yüksek kümülatif doz, cihazda kalıcı hasara yol açabilir. Bu, tarihsel olarak bir CIED ile terapötik radyasyon arasında en çok belirtilen etkileşimdir. CIED devre sistemi, biriken doza orantılı olarak bozulur ve bu da genellikle çıkış amplitüdünün azalmasına, akım tüketiminin artmasına ve kalp atışı algılama işlevleri dahil olmak üzere hatalı veya başarısız sensör çalışmasına neden olur. Bu bozulmanın bir kısmı harici olarak veya cihazın telemetri verileri aracılığıyla açıkça görülebilse de, örneğin artan akım boşalması durumunda bunun belirgin olmayacağı ve tedaviden hemen sonra veya birkaç ay sonra ani arızaya yol

açabileceği durumlar vardır. Bu tür riskler değerlendirme ve hasta yönetimini özellikle önemli hale getirir.

Mouton ve ark., in vitro olarak 96 kalp pili örneğini doğrudan ışınladılar ve çoğu başarısızlığı 2 Gy veya daha yüksek kümülatif dozlarda gösterdiler.

CIED'lere yönelik kümülatif doz, çoğunlukla saçılan fotonlar ve elektronlarla ilişkilendirilir. Yüksek enerjili foton veya proton radyoterapi vakalarında, nötronlardan eklenen kümülatif doz dikkate alınabilir. Bir radyasyon ağırlıklandırma faktörünün CIA'ler için uygun olup olmadığı ve eğer öyleyse, değer ne olacağı açık değildir. Bununla birlikte, biyolojik temelli radyasyon ağırlıklandırma faktörleri kullanılırsa, doz eşdeğeri, hem foton hem de proton tedavisi için genellikle 2 Sv'den çok daha düşük olacaktır. Bu nedenle, kümülatif doz tahminleri, yalnızca yüksek enerjili foton tedavisi için foton dozunun değerlendirilmesine dayanabilir. Proton tedavisi için, kümülatif doz sorunları, cihaz birincil proton alanı içinde olmadığı sürece genellikle bir sorun teşkil etmez.

Yüksek kümülatif dozlar, ICP'lerde aşağıdaki klinik etkilerle ilişkilendirilmiştir:

- Pacing nabzındaki değişiklikler (genlik veya nabız sapması değişiklikleri $> \%25$ ve kalp stimülasyonunu önleyebilecek tam sinyal kaybı),
- Algılama eşiği değişiklikleri $> \%25$,
- Cihaz ayarlarının incelenmesini veya değiştirilmesini önleyen telemetri yeteneğinin (geçici veya kalıcı) kaybı,
- Işınlama veya cihaz inhibisyonundan önce veya sonra pacing frekansı değişiklikleri $> \%10$,

- Tam sinyal kaybı,
- Pilin tükenmesi ve kurşun empedansı değişiklikleri gibi çeşitli etkiler.

ICD'ler için karşılaştırmalı olarak daha az araştırma raporu vardır. ICD'ler daha karmaşık devre yapısına sahip olduğundan radyasyona ICP'ler den daha duyarlı olduğu şüphelenilmektedir.

Nötron Kaynaklı Bozulmalar

Bellekte veya mantık devrelerinde nötron kaynaklı bozulmalar meydana gelebilir. Yüksek LET radyasyonu, bellekte saklanan değerleri değiştirebilir. Bu, cihazda herhangi bir fiziksel hasar olmaksızın mikroişlemci devresinde değişikliklere ve yazılım hatasına (sıfırlamalar) neden olabilir.

Herhangi bir yüksek LET radyasyon maruziyeti, bir miktar cihaz arızası riskiyle ilişkilidir. Bu nedenle, olayın tedavinin başlangıcında veya tedavi sırasında herhangi bir zamanda ortaya çıkması eşit derecede olasıdır (bazı cihazlar, bu risk nedeniyle RT için kontrendike olarak üretici tarafından tanımlanmıştır). Radyoterapi süresince nötron üreten 15 MV ve 18 MV foton veya proton tedavisinde, tedavi başına cihaz arızası riskinin $\%12$ ile $\%29$ arasında olduğu bulunmuştur. Bu tür riskleri azaltmak için proton kullanımından kaçınılması ve foton kullanımının 10 MV'den daha düşük (veya eşit) enerjilerle sınırlandırılması tercih edilir.

İkincil nötronlar tedavi kasası boyunca dağıldığından, bir cihazın, tedavi bölgesine yakın olmasa bile önemli nötron etkileşimlerine maruz kalabileceğini bilmek önemlidir. Risk yalnızca 10 MV'de veya altındaki enerjilerde, tedavilerde üretilen nötron kontaminasyonunu önleyen tedaviler kullanılarak iyi

bir şekilde azaltılabilir. 10 MV'lik ışınlardan (ve hatta daha düşük enerjilerde) bir miktar nötron üretimi olsa da, nötron akışı 10 MV'nin üzerinde önemli ölçüde artar. Bu nedenle bu raporda ve diğer raporların tavsiyeleriyle tutarlı olarak CIED'li hastalar için risk yönetimi bağlamında 10 MV foton ışınlarının nötron üretmediği kabul edilmektedir.

Elektron tedavisi yüksek enerjide bile birkaç nötron üretir. 20 MeV'lik bir elektron enerjisi, 10 MV'lik bir x-ışınından (MU başına) daha az nötron üretir, bu nedenle elektron ışınlarının nötron üretmediği kabul edilebilir. Buna karşılık proton ve ağır iyon terapisi, bol miktarda nötron üretir.

Nötron kontaminasyonunu önlemek için RT prosedürleri düşük foton enerjisi (≤ 10 MV) veya elektron ışınları ile yapılmalıdır. Nötron kontaminasyonundan kaçınılmazsa, makul olan en düşük tedavi enerjisi kullanılarak mümkünse nötron akışı en aza indirilmelidir.

Doz Hızı Etkileri

Doz hızı etkileri, ışınlama sırasında geçici parazite neden olabilir. Bazı devrelerde, özellikle kardiyak ritim algılama, referans voltajları ve fizyolojik sensörlerle ilişkili olanlar, cihazın devrelerine gelen yüksek doz hızlı (Gy/dk) x-ışınlarından kaynaklanan parazite maruz kalır. Ayrıca cihaz, periyodik x-ışını sinyalleri ile karıştırılarak kalp sinyali olarak yorumlayabilir. CT görüntüleme sırasında da tanımlanan bu parazit, sıklıkla EMI etkileriyle karıştırılır.

Doz hızı etkilerinin büyük çoğunluğu hem geçici hem de idare edilebilir olma eğiliminde olsa da, durum her zaman böyle olmayabilir. Doz hızı etkilerinden kaynaklanan önemli başarısızlıklar şunları içerebilir:

- (a) elektrik sinyalinin genlik değişiklikleri $> 10\%$,
- (b) elektrik sinyalinde sessizlik > 10 sn,
- (c) sürekli sessizlik (sinyal yok).

Bu başarısızlıklar kalp piline bağlı bir hasta için potansiyel olarak ölümcül olabilir. Ayrıca, klinik cihazlarda bu etkilerin riskinin iyi bir şekilde belgelenmemiş olması da endişe vericidir.

Bazı üreticiler cihaz hatası riskini artırdığı tespit edilmediği için $< 0,01$ Gy/dk doz hızlarını önermektedir. Cihaz alan kenarından 5 cm uzaktaysa (konvansiyonel tedavi için) klinik uygulamada 0,01 Gy/dk doz hızı aşılabılır. Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT) için biraz daha dikkatli olunması gerekebilir. IMRT, daha yüksek sızıntı radyasyon dozları ve doz oranları sağlar. IMRT tedavileri de tipik olarak daha yavaş olmasına rağmen risk, ilgili doz hızının dinamik iletimde iyi bilinmeyen doz/s veya doz/dk düzeyinde olup olmadığına bağlıdır. Bununla birlikte, biraz farklı doz hızlarının (örneğin, IMRT/VMAT, SBRT ve hatta terapi için özel olarak FFF ışınlarının kullanılması) CIED riskinde artışa yol açtığını gösteren yayınlanmış bir kanıt şu anda mevcut değildir. Deneyimin büyük kısmının konvansiyonel doz hızlarına dayandığı göz önüne alındığında, hipofraksiyonasyon da daha fazla izleme (tedavi öncesi ve sonrası) gerekli olabilir. Özellikle hasta, IMRT/VMAT, SBRT veya FFF ışınlarının sunduğu farklı doz hızından fayda görecektir.

Doz hızıyla ilgili hususlar, görüntüleme prosedürleri için potansiyel olarak daha büyük bir endişe kaynağıdır. Kısa süreli görüntüleme prosedürleri için, yüksek doz hızları, uzun bir süre (> 3 s) oluşmaması koşuluyla kabul edilebilir.

Bugüne kadar yayınlanan araştırmalarda cihazın doz hızı 0,01 Gy/dk'nın altındaysa (örn. tedavi alan kenarının 5 cm dışında veya bir CBCT veya 4DCT FOV'nin uzunlamasına yönünde 2 cm), hasta için çok az risk olduğu sonucuna varıyor. Ancak doz hızı bunun üzerindeyse, daha fazla hasta yönetimi gerekir.

Manyetik Alan Etkileri

MR görüntüleme prosedürlerinin CIA'ler üzerindeki etkileri cihaz tipi, cihazın nasıl programlandığı, statik manyetik alan gücü ve görüntüleme koşulları gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Güçlü MRG manyetik alanları aşağıdaki etkilere neden olabilir:

1. .Kurşun ucunun ısınması — pacing lead'inde radyofrekans akımları indüklenebilir ve bu da elektrot ucunun yakınındaki dokuda hasara yol açabilir.
2. İstenmeyen stimölasyon — MRG'den gelen radyofrekans akımları elektrot ucundan pulslu enerjinin yayılmasına neden olarak potansiyel olarak dokuda stimölasyona ve istenmeyen pacing'e neden olabilir,
3. Mekanik hareket — statik ve zamanla değişen manyetik alanlar, cihazın hareket etmesine (kuvvet ve tork) neden olan mekanik kuvvetleri tetikleyebilir,
4. Radyofrekans paraziti – MRG prosedürü sırasında radyofrekans enerjisi, algılama amplifikatörü gibi hassas devrelerle geçici girişim oluşturan devreye bağlanabilir.
5. İstenmeyen artefaktlar — normal dokuların ve hedef hacimlerin görüntülenmesinde, düşük çözünürlük gösterebilir.

Elektromanyetik (EMI)

EMI'den kaynaklanan etkiler, alanın miyokardiyal potansiyel olarak algılanmasıyla sonuçlanabilir ve bu da çıkışın inhibisyonuna neden olur. Diğer potansiyel arızalar şunları içerebilir:

- a. Sabit pacing hızıyla sonuçlanacak manyetik anahtarın (EMI'ye duyarlı uygulamalı manyetik alan sensörü tarafından çalıştırılan elektrik anahtarı) kapatılması,
- b. Çıkışın tetiklenmesi,
- c. Münferit ciddi kalıcı fonksiyon kesintisi ve uygunsuz yeniden programlama.

EMI etkileri literatürde iyi belgelenmemiştir ve özellikle diğer arıza mekanizmalarından iyi izole edilmemiştir.

Klinik Prosedürlerle İlişkili Arıza Riski

Aşağıdaki bölümlerde, RT'de kullanılan çeşitli görüntüleme ve terapötik prosedürler için olası arıza kaynakları tartışılmaktadır.

Görüntüleme

Tedavi Planlaması ve Lokalizasyon için kV Görüntüleme

Son zamanlarda yapılan birkaç çalışma, BT ışınlamasından CIA'ler için küçük bir risk olduğunu göstermiştir. Gözlemlenen en yaygın etki aşırı algılamaydı. ICP'lerde aşırı algılama, ICD'lerde muhtemelen gereksiz taşikardi tedavisini tetikleme komplikasyonu ile birlikte pacing çıktısının uygunsuz bir şekilde engellenmesine neden olabilir. Bu çalışmalara göre, etkiler geçiciydi ve yalnızca CIED jeneratörünün doğrudan ışınlanması sırasında gözlemlendi. Bununla birlikte, Hayes ve ark., CIED'ye

bağımlı olan hastalarda klinik olarak anlamlı inhibisyonun 3 saniyeyi aşan duraklamalardan kaynaklanabileceğini ileri sürmüştür. Bu nedenle, kısa BT incelemeleri CIED'li hastalar için güvenlidir. Cihaz riskini yönetmek için 4DBT gibi uzun süreli taramalar yapılırken dikkatli olunması tavsiye edilir. Bununla birlikte hastalar, tarama sırasında CIED'nin varlığı hakkında teknisyeni bilgilendirmelidir.

Cihaza gönderilen kümülatif doz dikkate alınmalıdır. Çok kesitli bir yetişkin göğüs BT'si için tipik BT dozları 0,03Gy-0,05 Gy aralığında iken, 4DBT taramasından alınan doz yaklaşık 8 kat daha fazladır. Bu dozlar bireysel taramalar için küçüktür. Görüntü kılavuzluğu prosedürleri de düşük dozlar verme eğilimindedir. Düzenli olarak yoğun görüntüleme kullanılıyorsa, kümülatif dozlar (özellikle terapötik prosedürden gelen dozla kombinasyon halinde) nispeten yüksek olabilir. Elekta X-Ray Volume Imaging (XVI; Elekta, Crawley, UK) ve Varian On-Board Imaging (OBI; Varian, Palo Alto, CA, ABD) sistemleri, radyografik görüntü başına tipik olarak 0,001Gy-0,003 Gy'lik bir doz verir. Bu prosedürlerin süresi kısadır, dolayısıyla doz hızı etkilerinden kaynaklanan risk çok azdır. Bununla birlikte, Elekta kV-CBCT ile 0,0108 Gy/dk'lık floroskopik doz hızları mümkündür. Benzer şekilde, Varian CBCT sistemi için kümülatif dozlar kolayca 0,09 Gy olabilir ve verilmesi genellikle 1 dakika sürer.

Tedavi Lokalizasyonu için MV Görüntüleme

Üç ana MV görüntüleme modu vardır: Portal görüntüleme, MV-CBCT (Siemens, Erlangen, Almanya) ve Tomoterapi helikal MVCT (Accuray, Sunnyvale, CA, ABD).

Port filmler kullanılarak yapılan her görüntüleme seansı, 0,01 Gy ile 0,05 Gy arasındadır. Tek bir MV-

CBCT görüntü elde etme esnasındaki tipik maruziyetler 0,02 Gy ile 0,15 Gy aralığındadır. Tomoterapi görüntüleme sistemi, 0,01 Gy-0,02 Gy'lik maksimum görüntüleme dozları ile sonuçlanan helikal MVCT'ler üretir.

Görüntüleme alanlarınınin tedavi alanlarından biraz daha büyük olduğu özellikle dikkate alınmalıdır. Bu, CIED cihazına tam görüntüleme dozunun iletilmesiyle sonuçlanabilir. Tedaviyi planlayan medikal fizik uzmanının, CIED'e verilen dozu en aza indirmek için daha küçük setup alanları kullanılıp kullanılamayacağını radyasyon onkoloğuna danışmasını tavsiye edilir.

MR Görüntüleme

CIED'li hastalar için MRG taramasının gerçekleştirilmesi, kapsamlı bir tartışma konusu olmuştur. Amerikan Kalp Derneği tarafından, güvenli MRG taramasına yönelik yayınlanan kılavuzlar, acil ihtiyaç durumları dışında CIED hastalarının MR incelemesini kesinlikle önermemektedir. Bununla birlikte son yıllarda yapılan bir dizi çalışma MRG'nin ICP veya ICD'si olan hastalarda güvenli bir şekilde yapılabileceğini göstermiştir. Heart Rhythm Society tarafından büyük ölçüde bu konuya odaklanan bir rapor hazırlamıştır. Bu rapor, MR koşullu cihazları (yani, bir MR ortamının bilinen bir tehlike oluşturmadığı cihazlar) içeren yaklaşık 1500 MRG taramasıyla yalnızca bir ciddi olumsuz olayın meydana geldiğini vurguladı. Bununla birlikte, manyetik alanlarla (özellikle sıfırlamalar ve geçici etkiler) ilişkili birçok CIED arızası vakası rapor edilmiştir. Bu rapor, CIED'li hastalarda MRG'yi güvenli bir şekilde gerçekleştirmek için köklü bir multidisipliner prosedüre dayalı protokolün uygulanmasını tavsiye

etmektedir.

Terapi

kV Terapi Tedavi Üniteleri

kV tedavisi sırasında, tedavi alanlarının yakınındaki cihazlar, kolimatör saçılması, gantri sızıntısı ve internal saçılmadan doz alır. Bu prosedürlerin tedavi alanı dışındaki doz seviyeleri, in vivo doz tahminlerini gerektirebilecek olan MV tedavilerine göre daha az belgelenmiştir.

MV Foton ve Elektron Demetleri

Kardiyak implante edilebilir elektronik cihazlar, cihaz tarafından işlev kaybı olasılığı nedeniyle, mümkünse doğrudan radyasyon alanında olmamalıdır. Bu, özellikle radyasyon alanı içine yerleştirildikleri anda girişim interferans parazit gösteren ICD'ler için önemli olabilir.

Foton Tedavisi (Alan Dışı Dozlar)

Tedavi alanı dışındaki radyasyon dozu, tedavi alanı kenarından uzaklaştıkça eksponansiyel olarak azalır. Alan kenarından 10 cm uzakta, radyasyon dozu hedef dozun yaklaşık %1'dir. IMRT'nin CIED'e verilen toplam doz üzerindeki etkisi büyük ölçüde spesifik tedavi planı parametrelerine ve cihazın tedavi alanı kenarına göreli konumuna bağlıdır.

Yüksek enerji uygulamaları (>10 MV) nötronlar üretir. Bu nötronlar, hızlandırıcının kafasında (gantri) üretilir ve cihazı etkileyebilecek geniş ve nispeten tek tip bir nötron banyosuna maruz bırakır. Nötron akıcılığı ve soğurulan doz (tedavi alanının içinde ve dışında) nominal x-ışını enerjisiyle artar ve hızlandırıcı üreticisine göre değişir (en yüksek değer Varian Linaclar). Nötron soğurulan doz, alan boyutuyla veya alan kenarından uzaklıkla minimum düzeyde değişir,

ancak derinlikle birlikte hızla azalır. Koruma isteniyorsa, yüksek Z malzemelerinin nötronlara karşı çok az koruma sağladığını unutulmamalıdır. Bunun yerine, zayıflatmak için yüksek hidrojen içeriğine sahip malzemeler gereklidir. Elektronik cihazlar, yüksek LET radyasyonuna karşı önemli hassasiyet gösterebildiğinden, herhangi bir nötron katkısı dikkatle değerlendirilmelidir.

IMRT

Literatürdeki çalışmaların büyük çoğunluğu tedavi uygulama tekniğini belirtmemiş veya sadece 2D veya 3D teknikleri kullanmıştır. Bir kurum, IMRT kullanılarak lokalize prostat kanseri için tedavi edilen CIED'li 24 hastayı inceledi. Tedavinin verilmesinden önce ve tedavinin tamamlanmasından bir hafta sonra tüm cihazlar sorgulandı. 6 ICP'nin parazitten muzdarip olduğu belirlendi. Her cihaz, üreticinin varsayılan ayarlarına sıfırlanmıştır. Ayrıca 2 ICP kalıcı olarak varsayılan ayarlarda kaldı. Çalışmada ışın enerjisinden bahsedilmemesine rağmen 18 MV ışınından şüphelenilmektedir.

Stereotaktik Beden RT (SBRT)

SBRT için fraksiyon başına yüksek doz, tedavi seansının uzunluğu (fraksiyon sayısı), tedavi demet sayısı, yüksek doz hızları ve tedavi süresi göz önüne alındığında, CIED'li hastaları tedavi ederken dikkatli olunmalıdır. Tedaviyi planlayan medikal fizik uzmanı, cihazdan geçen ışın yönlerini kullanmaktan kaçınmalıdır. SBRT uygulamalarında CIED'lerin doğrudan ışınlanmasa da, arızaların tedavi alanı dışında saçılan radyasyonla da oluşabileceğini vurgulamak önemlidir.

Elektron Tedavisi (Alan Dışı Dozlar)

Elektron ışınlarıyla nötron üretimi, 10 MV x-ışını ışınından daha azdır.

Nötron ve Proton/Parçacık Işınları

Nötron Terapi Tedavisi

Yüksek LET parçacıkları, düşük LET radyasyonuna göre hasara yol açmada daha etkili olan yoğun iyonlaştırıcı üretir ve yüksek kümülatif doz gerekmez. Genellikle CIED hastalarının nötron tedavisi ile tedavi edilmemesi önerilir. Tedavi alanının dışında bile, CIED'i olumsuz etkileyebilecek çok sayıda yüksek LET'li nötron olacaktır.

Proton ve Ağır İyon Tedavisi

Bu modaliteler ayrıca bol miktarda ikincil nötron üretir. Bununla birlikte, yüksek enerjili fotonlar ve pasif olarak saçılan protonlar, proton ve karbon ışınlarına göre 1-2 kat daha yüksek nötron üretimine (alan sınırından uzaklığa bağlı olarak) sahiptir.

Doz Değerlendirme Hususları

İmplant cihazları olan hastaların yönetiminde CIED'ye iletilen doz (ve doz hızı) özellikle önemlidir. Cihaza verilen doz, TG-36 veya TG-158 yardımıyla kabaca tahmin edilebilir. Cihaz endişe verici bir doz alırsa (yani >2 Gy), tedaviden önce daha fazla değerlendirme yapılması gerekir. Genel olarak cihaz foton tedavi alanı kenarından 10 cm'den daha uzaktaysa, doz

2 Gy'yi geçmeyecektir. Ancak, 10 cm içindeyse, dozun daha kesin olarak belirlenmesi uygundur. Herhangi bir doz değerlendirmesinin kesinliği, hastanın uygun şekilde sınıflandırılmasını ve dolayısıyla uygun şekilde yönetilmesini sağlamak için yeterli olmalıdır.

Doz Nerede Değerlendirilir?

Cihazın bazı bölgeleri diğerlerinden daha az hassas olsa da bunlar belirgin olmayabilir ve cihazlar arasında farklılık gösterebilir. Ayrıca çeşitli hastalarda cihazın nasıl oturduğunu belirlemek mümkün değildir. Bu nedenle, en ihtiyatlı ve makul yaklaşım, cihazdaki herhangi bir noktaya maksimum dozu değerlendirmektir.

Orta Spesifikasyon

"CIED dozu" ibaresini kullanırken dikkatli bir şekilde anlamak gerekir. Doz ölçümleri (ve birçok hesaplama) tipik olarak doz-su veya kas olarak rapor edilir ve bu nedenle, doz raporlama neredeyse her zaman bu ortamlardan birine belirtilir. Ancak, elektronik cihazlarda hiçbiri mevcut değildir. Cihaz hasarı için baskın mekanizma, transistör çalışma parametrelerinde kaymalara yol açan cihazın yalıtım katmanlarında hapsolmuş yükün birikmesidir. Buna bağlı olarak, SiO₂ dozu, doku dozundan daha önemlidir. SiO₂'nin efektif atom numarasının daha yüksek olmasıyla uyumlu olarak, özellikle düşük enerjili fotonlar (<0.1 MeV) için, etkileşim kesitleri dokudakinden daha yüksektir.

Doz Değerlendirmesi

Hesaplama

Cihaz tedavi alanının yakınında veya içinde ise CIED'e verilen dozu değerlendirmek için uygun bir seçenek, tedavi planlama sistemini (TPS) kullanmaktır. Özellikle tedavi alanına yakın olan cihazlarda dozu değerlendirmenin en doğru yolu TPS'dir. Tedavi planlama sistemleri, cihaza verilen maksimum dozu kolayca tahmin edebilir. CIED için TPS ile yapılabilecek makul doz hesaplamaları tedavi alanı kenarına 3 cm

mesafedeysse veya bir IMRT planı için %5 izodoz çizgisi içindeyse yararlıdır. Tedavi alan kenarından 3 cm ötesinde, cihaza verilen dozu değerlendirme yöntemi olarak TPS kullanılmamalıdır. Tedavi alanının kenarından 3 cm'den daha uzakta bulunan CIED cihazları için hesaplama seçenekleri mevcuttur. Örneğin, AAPM TG-36 veya Peridose, ortalama olarak yaklaşık %30 (eksik tahmin) dahilinde doğrudur. Ancak bu sistemler geleneksel alanlarla sınırlıdır ve IMRT tedavilerini içermez. İsteğe bağlı tedaviler ve geometriler için tedavi alanı dışındaki dozu iyi bir doğrulukla hesaplayabilen Monte Carlo modelleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte, bu tür modellerin geliştirilmesi zahmetlidir ve kapsamlı kodlama ve doğrulama gerektirir.

Ölçüm

Genel olarak, tedavi alanından 3 cm'nin ötesinde bir ölçüm, CIED'e dozu belirlemenin en uygun yoludur. CIED'e maksimum doz, cihazın tedavi alanına en yakın ve en yüzeysel noktasına karşılık gelecek şekilde ölçülmelidir. Hassasiyeti yüksek dozimetreler tavsiye edilir.

Alan Dışı Tipik Dozlar

Alan dışı doz tahminleri, bir dizi tedavi modalitesi için TG-158'de sunulmuştur. Konvansiyonel foton tedavisi ve 50-60 Gy'lik bir tümör dozu için, cihaz alan kenarından 5 cm'den daha uzaktaysa, çoğu senaryo

için CIED'e verilen doz 2 Gy'den az olacaktır. IMRT tedavileri için, cihaz alan kenarından ~7 cm içindeyse doz 2 Gy'yi geçebilir. Bu mesafe, FFF ışınları veya VMAT teknikleri için biraz daha küçük olabilir, ancak muhtemelen yalnızca minimum düzeydedir. Bu mesafe daha düşük hedef dozlardan dolayı SRS/SBRT modaliteleri için de biraz daha küçük olabilir ayrıca non-koplaner ışınlar cihaza verilen dozu artırabilir. Bu nedenle, basit bir kural olarak, eksternal x-ışını tedavisi için, cihaz alan kenarının 10 cm yakınıdaysa (veya bir IMRT tedavisi için %50 izodoz çizgisinin 10 cm içindeyse), cihaza verilen doz belirlenmelidir (örn., cihaz alan kenarından 3 ile 10 cm arasındaysa in vivo ölçüm veya IMRT için cihaz alan kenarından veya %5 izodoz hattından 3 cm uzaktaysa bir TPS hesaplaması özel olarak yapılmalıdır). Cihaz, IMRT tedavileri için alan kenarından tamamen 10 cm'den daha uzakta veya %50 izodoz bulutunun 10 cm dışındaysa, Cyberknife tedavisinde olduğu gibi eş düzlemlili olmayan/tepe ışınları kullanılmadığı sürece bir doz değerlendirmesi gerekli değildir. Eş düzlemlili olmayan demetler kullanılıyorsa, tedavi alanı kenarından 10 cm'yi aşan CIED mesafelerinde bile doz doğrulaması düşünülmelidir.

Önerilen Doz Eşikleri

Energileri 10 MV ve daha düşük olan foton ışınlarında 0,5 Gy'den az doz için bu cihazlarda zararlı radyasyon etkilerini gösteren yayınlanmış hiçbir veri yoktur.

Tablo 1. Pacing bağımlı ve bağımsızlığına bağlı olarak kümülatif doz ve risk kategorisi

Hasta	Doz ve Risk Kategorisi			
	< 2Gy	2-5 Gy	>5Gy	Nötronların Varlığı
Pacing Bağımsız	Düşük risk	Orta risk	Yüksek risk	Yüksek risk
Pasing Bağımlı	Orta risk	Orta risk	Yüksek risk	Yüksek risk

Doz hızı veya yüksek LET radyasyonunun varlığı dikkate alındığında, cihaz tarafından alınan kümülatif doz cihaz arızasının türü, geçici, geri döndürülebilir veya geri döndürülemez olarak tahmin edilebilir değildir. Yüksek kümülatif dozlar veya yüksek LET radyasyonunun varlığından dolayı cihazda kalıcı hasar defalarca belgelenmiştir. Olası bir cihaz arızasını en aza indirmek için ne tür önlemlerin alınması gerektiğine ve böyle bir olay meydana geldiğinde ne yapılması gerekli olduğuna karar vermede önemlidir. Bunu yaparken hastaya bağlı faktörleri de dikkate almak gerekir. Pacing'e bağımlı olmayan bir hasta, pacing'e bağımlı olan bir hastaya kıyasla daha az izleme gerektirebilir. Benzer şekilde, RT endikasyonu da önemlidir. Akut paropleji riski nedeniyle RT için sevk edilen bir hasta için küçük bir cihaz arızası riski muhtemelen kabul edilebilir. Son olarak, mevcut kardiyoloji altyapısı ve bilgisi, belirli bir kurumda hasta yönetiminin nasıl kurulabileceğini etkileyecektir.

Özetlemek gerekirse, önerilen tavsiyede dikkate alınan faktörler şunlardır:

1. CIED tipi, modeli ve aktif lead içerip içermediği,
2. SEU'lara neden olabilecek nötronların veya diğer yüksek LET radyasyonunun varlığı,
3. Kalıcı başarısızlıklara yol açabilecek kümülatif doz,
4. Hastanın pacing bağımlılığı,
5. Çoğunlukla geçici aşırı algılama etkilerine veya sıfırlama tipi olaylara yol açabilen doz hızı,
6. Radyasyon tedavisinin tedavi amacı (küratif/palyatif).

Hasta Yönetimi ve Öneriler

Personel ve Departman Gereklilikleri

CIED'li hastaları tedavi etmeden önce, RT departmanı, kardiyoloji departmanı ile işbirliği içinde bir tedavi yönetim planı geliştirmelidir. Tedavi yönetim planı rol tanımlarının net olduğu farklı kapasitelerde çok sayıda kişiyi içerebilir. RT yapılacak hastaların yönetimi. Özel konsültasyon sağlamak için bir kardiyolog veya CIED teknisyeninin yardımı gereklidir. Kurum, CIED'li radyoterapi hastalarının yönetimi için özel kılavuzlar geliştirmeli ve ayrıca CIED ile ilgili sorunları ortaya çıktıkça tanıyabilmeli ve bu sorunlara yardımcı olabilmelidir. . RT departmanı, terapistlerin eğitiminin yanı sıra özel ekipmanın mevcudiyetini sağlamaktan sorumludur. Eğitim en azından cihazın amacını, hangi görsel ve işitsel izlemenin gerekli olduğunu, bir hastanın tedavi sırasında hangi tipik sorunları sergileyebileceğini ve hastada bu sorunlardan herhangi birini sergilerse kime haber verileceğini anlamayı içermelidir.

RT uygulanabilecek tüm hastalara ilk konsültasyon sırasında herhangi bir implante edilmiş elektronik cihaza sahip olup olmadıkları sorulmalıdır. Ek olarak, cihaz hakkında bilgi almak ve hastanın pacing bağımlılığını belirlemek için kardiyoloji departmanı ile görüşülmelidir.

Hastaların CIED'ye sahip olduğu belirlendikten sonra, hastaların temel kardiyak fonksiyonu, CIED fonksiyonu ve pil ömrü beklentisi değerlendirilmelidir. Hastanın ilk tedavisinden önce böyle bir kontrol yapılmadıysa tedavi planlama simülasyonundan önce kardiyoloji bölümü ile bir cihaz sorgulaması planlanması önerilir. Hastanın kardiyak konsültasyonu sırasında aşağıdaki bilgiler belgelenmelidir: CIED markası, modeli, cihazın

aktif elektrot içerip içermediği, implantasyon tarihi, hastanın cihaz bağımlılığı, cihazın konumu, cihazın amacı, hastaya özel cihaz ayarları ve cihaz hangi müdahaleyi yapmalıdır. Işınlama sırasında cihaz üzerinde miknatıs kullanılıp kullanılmayacağına ilişkin karar, kardiyoloji bölümü ile istişare edilerek de dikkate alınmalı ve belgelenmelidir.

Tedavi Öncesi Önlemler

Simülasyondan önce, RT'nin CIED üzerindeki olası etkilerini değerlendirmek için bir medikal fizik uzmanına danışılmalıdır. Bu değerlendirmede olası tüm başarısızlıklar dikkate alınmalıdır. Hasta için morbiditeyi artırmadan cihaza yönelik riski en aza indiren tedavi seçenekleri dikkate alınmalıdır. Medikal fizik uzmanına, radyasyon onkoloğuna, belirli bir hasta için ışın yöntemi, ışın enerjisi, ışın doz hızı ve diğer tedavi planlama parametrelerinin yanı sıra görüntüleme yöntemi, gereken görüntüleme açıklığı boyutunu seçerken dikkatli olması gerektiğini tavsiye etmelidir.

RT sürecinde hasta risk kategorisinin mümkün olan en kısa sürede bilinmesi gerekir. Hastanın tam kategorizasyonu simülasyondan önce tartışılmalı ve ilk fraksiyondan önce doğrulanmalıdır. CIED'e yönelik kümülatif doz sayısal olarak önceden tahmin edilebilir (TG-158), ancak ölçümler ilk fraksiyondan önce yapılmalıdır. Mümkünse, CIED'nin doz ve doz hızı toleransı belirlenirken üreticiye danışılmalıdır.

Radyasyon onkoloğu hastayı içerdiği küçük riskler hakkında bilgilendirmeli ve hastadan RT seyri sırasında karşılaştığı tüm kardiyolojik semptomları bildirmesini istemelidir.

Simülasyon

1. Riski en aza indirmek için, mümkün olduğunda CIED'lerin doğrudan BT ışınlanmasından kaçınılmalıdır (yani, o alandaki anatomi tanı, hedef ve normal doku tanımlaması, RT için gerekli olmadığında tarama kapsamından çıkarılmalıdır). Teknisyenler, tam boy taramanın sınırlarını seçmeden önce cihazın konumunu düşük doz BT lokalizasyon görüntüleri ile doğrulamak isteyebilir.
2. Pitch >1 olan helikal taramayı içeren tekniklerle BT görüntüleme tercih edilir (cihazın uzun süre doğrudan ışınlanmasını önlemek için).
3. Cihazın uzun süreli (>3 s) doğrudan ışınlanmasından kaçınmak mümkün değilse, simülasyon ekibi hastayı cihazın olası geçici etkilerine karşı dikkatle gözlemlemelidir.
4. RT departmanlarında manyetik rezonans (MR) simülatörlerinin kullanılmaya başlanması ve Medtronic Revo MRI SureScan pacing sistemi gibi MR koşullu ve uyumlu kardiyak cihazların mevcudiyeti ile, hastayı simüle etmeden önce CIED uyumluluğunu doğrulamak zorunludur. Özellikle planlama için MR simülasyonu sırasında kullanılan manyetik alan kuvveti ile cihazın uyumluluğunu sağlamak için cihaz üreticisi ile iletişime geçilmelidir.

Tedavi Planlaması

Kardiyak implante edilebilir elektronik cihazlar, birçok farklı bölümden oluşur ve elektronik olarak hassas bileşeni gövdedir. Dozimetrik değerlendirme, CIED gövdesinin radyasyon alanına en yakın kısmına verilen maksimum doza dayanmalıdır. Kalp pilinin soğurduğu

doz bir medikal fizik uzmanı tarafından değerlendirilmeli ve belgelenmelidir.

Mümkünse CIED doğrudan radyasyon alanına yerleştirilmemelidir. Alan içinde yerleştirme kaçınılmazsa, fizikçi, radyasyon onkoloğu ve kardiyoloji bölümü bir konsültasyona girmelidir. Hasta, Yüksek Risk kategorisi ile ilişkilendirilmelidir. Bununla birlikte, tedavi planının kalitesinden genel olarak cihazı korumak adına ödün verilmemelidir (küçük arıza riskini en aza indirmek için), çünkü neredeyse tüm durumlarda hastalığı kontrol etmek, nispeten düşük arıza oranını azaltmaktan daha önemli olacaktır. Nihai gerekçe ve karar, tedavinin amacına (küratif veya palyatif) bağlı olabilir.

Cihaza verilen dozu mümkün olduğu kadar düşük tutmak için, klinik olarak makul ise, portal görüntülerin veya CBCT aralığının dışında tutulması da tavsiye edilir.

CIED'in çeşitli radyasyonlar ve enerjiler altında hasara ve girişime karşı duyarlılığını gösteren yayınlanmış araştırmaya dayanarak, aşağıdakiler önerilir:

1. Hastanın cihaz alanının proksimaline önceden ışınlama alıp almadığını belirleyin.
2. Nötron üretimini önlemek için 10 MV'den düşük (veya eşit) nominal x-ışını enerjileri kullanılmalıdır. Yüksek foton enerjilerinden (>10 MV) kaçınılamazsa, hasta Yüksek Risk kategorisinde yönetilmelidir.
3. Nötron üretimini önlemek için proton veya nötron ışınları ile ışınlamadan kaçınılmalıdır. Kullanılırsa, hasta Yüksek Risk kategorisinde yönetilmelidir.
4. Daha düşük doz hızları tercih edilmelidir.

5. CIA'ler için kümülatif doz <5 Gy düzeyinde tutulmalıdır (örn. Düşük ila Orta Risk kategorileri), mümkün olduğunda.
6. Bu raporda önerilen 2 Gy ve 5 Gy doz eşiklerinin, özellikle üreticiler makul olmayan eşikler sağladığında, pratik eşikler olması amaçlanmaktadır. Örneğin, üretici 0 Gy sınırı belirtirse, bu rapordaki yönergeleri kullanmanızı öneririz. Üretici 2 Gy'nin üzerinde bir doz toleransı belirtirse, bu üretici toleransı kullanılabilir.
7. Tedavi planlaması, CIED'in mesafesini ve korumasını artırmak için uygun ışın açılarının seçimini içermelidir.
8. Mümkün olduğunda, cihaza yönelik dozu sınırlamak için cihazın jeneratörü paralelleştirilmiş alan kenarından (görüntüleme alanları dahil) en az 5 cm uzakta tutulmalıdır.
9. Tedavi için harici (eksternal) kurşun koruyucu kullanılması önerilmez.

Tedavi Sırasında Alınacak Önlemler

RT tedavisi sırasında CIED'li bir hastayı yönetmenin ana noktaları aşağıda tartışılmaktadır.

1. CIED, radyasyon tedavisi alanının kenarından 10 cm'den daha uzaktaysa, non koplaner ışınlar kullanılmadıkça cihaza kümülatif dozu (2 Gy'den az olacaktır) tahmin etmek için in vivo dozimetri gerekli değildir.
2. CIED jeneratörü radyasyon tedavisi alanının kenarından 3 ila 10 cm arasındaysa, ilk tedavi fraksiyonda dozu ölçmek için cihazın üzerine bir in vivo dozimetre yerleştirilmeli ve bolusla (tipik olarak $\geq 0,5$ cm) örtülmelidir. Ölçümden, CIED

için tahmini kümülatif doz hesaplanmalı ve radyasyon onkoloğuna sunulmalıdır. Kümülatif doz 2 Gy'yi aşarsa, tedavi planlamasında değişiklikler düşünülebilir veya hasta Orta Risk kategorisine göre yönetilmelidir. Doz >5 Gy ise hasta Yüksek Risk kategorisi altında yönetilmelidir.

3. CIED jeneratörünün en yakın kenarı radyasyon tedavisi alanının kenarından 3 cm'den daha yakınsa (veya %5 izodoz çizgisi içindeyse), CIED'e verilecek maksimum dozu tahmin etmek için tedavi planlama sistemi kullanılmalıdır. Kümülatif doz 2 Gy'yi aşarsa, tedavi planlamasında değişiklikler düşünülebilir veya hasta Orta Risk kategorisine göre yönetilmelidir. Doz >5 Gy ise hasta Yüksek Risk kategorisi altında yönetilmelidir.
4. Hasta, ailesi ve hastayla çalışan personelden (hekim veya hemşire tarafından) geçici veya uzun süreli kardiyak semptomları bildirmeleri istenmelidir.
5. ICD'li hastalar için, tedavi seansları sırasında antitaşikardi tedavisini geçici olarak devre dışı bırakma ihtiyacı konusunda kardiyoloji personeline danışın. Devre dışı bırakma, taşikardi tedavisini engellemek için ICD'nin üzerine bir mıknatıs yerleştirerek veya tedaviyi engellemek için programlama yoluyla gerçekleştirilebilir. ICD inhibe edecek şekilde programlandıysa, terapi her seanstan sonra yeniden etkinleştirilmelidir. Mıknatıs, tedaviyi yalnızca yerindeyken engeller.
6. Bir ICP için magnet, cihazın radyasyon koşullarından etkilenmeyeceği sabit bir hızda

ilerlemesine neden olur.

7. Cihaz devre dışı bırakılırsa dikkatli hasta ve kalp ritmi izlemesi gerekir. Bir intra kardiyak elektrogram, ilk fraksiyon sırasında anti taşikardi tedavisini tetikleyecek aberasyonlar veya morfoloji göstermiyorsa, sonraki fraksiyonlarda verilen tedaviye uygun olmayan yanıt riskinin, tedavi değişmediği sürece minimum olduğu sonucuna varılabilir. Bu durumda sonraki fraksiyonlarda anti taşikardi fonksiyonunu devre dışı bırakmamak düşünülebilir. Cihazın eğitimli bir personel veya satıcı temsilcisi tarafından dikkatli bir şekilde izlenmesi önerilir.

Düşük Risk Yönetimi

Hastalar her fraksiyon sırasında görsel ve işitsel olarak dikkatle izlenmelidir. CIED'li bazı hastalar için kardiyolog, cihazın üzerinde ICP'nin sabit hızda ilerlemesine neden olacak ancak ICD'yi kapatacak bir mıknatıs kullanılmasını önerebilir.

Orta Risk Yönetimi

Hastalar her fraksiyon sırasında görsel ve işitsel olarak izlenmelidir. Tüm seanslar boyunca harici defibrilatörü olan bir acil servis arabası hazır bulunmalıdır. Bir CIED arızası durumunda hastaya yardım etmek için uygun şekilde eğitilmiş bir kişi 10 dakika içinde hazır bulunmalıdır. Hasta cihaza bağımlıysa, bir kalp uzmanı bilgilendirilmeli ve ortaya çıkabilecek acil durumlar için tüm tedavi fraksiyonu (10 dakika içinde) için hazır olmalıdır.

Yüksek Risk Yönetimi

Orta Risk yönetimi ile benzer şekilde hasta izleme, ayrıca CIED her haftalık tedaviden sonra sorgulanmalıdır. EKG takibi haftalık olarak yapılmalı ve

cihaz tedaviden sonraki 24 saat içinde eğitimli bir profesyonel tarafından kontrol edilmelidir. Kümülatif doz (doz >5 Gy) nedeniyle bir hasta Yüksek Risk altındaysa, haftalık izleme yalnızca cihaz 5 Gy aldıktan sonra önerilir (yani, haftalık izleme yalnızca cihaz 5 Gy aldığı anda başlar). Nötron üretimiyle ilişkili Yüksek Riskli vakalar, tüm fraksiyonlar için risk altındadır ve bu nedenle, ilk fraksiyondan itibaren Yüksek Riskli izleme gereklidir.

Hasta yönetiminin risk kategorilerine bağlı olarak, tedavi sırasında ve sonrasında aşağıdakilere de dikkat edilmelidir:

1. RT sırasında bir CIED arızası tespit edilirse, uygun adımların atılması gerekir. Hasta, tedavi eden radyasyon onkoloğu, kardiyolog ve sorumlu medikal fizik uzmanı bilgilendirilmelidir. Mümkünse, arıza giderilmelidir (örneğin, eğitimli bir profesyonelin cihazı yeniden programlaması). Arızanın ciddiyetine bağlı olarak, hastanın pacing bağımlılığı ve kalan tedavi fraksiyonlarının sayısı göz önünde bulundurularak tedavinin nasıl devam etmesi gerektiğine ve ekstra izleme gerekip gerekmediğine karar verilmelidir. RT
2. tamamlandığında Orta ve Yüksek Risk kategorileri için, yeniden programlanması veya değiştirilmesi gerekip gerekmediğini belirlemek için cihaz eğitimli bir kardiyoloji uzmanı tarafından değerlendirilmelidir. Cihaz arızaları, fonksiyonel değişiklikler ve EMI'ye karşı artan hassasiyet gibi olası geç radyasyona bağlı etkileri değerlendirmek için hasta, RT'yi takiben son RT fraksiyonundan 1 ve 6 ay sonra

izlenmeye devam etmelidir.

CIED'li bir hastayı tedavi ederken, tıbbi müdahale gerekmesi durumunda acil durum müdahale ekipmanı hazır bulundurulmalıdır. Orta ve Yüksek Risk kategorisindeki hastalar için bu ekipman en azından şunları içermelidir:

1. Crash arabası – CPR cihazları dahil,
2. Kalp izleme cihazı yani EKG,
3. Kalp pili mıknatısı, nabız oksimetresi ve otomatik harici defibrilatör,
4. Kullanımı konusunda eğitimli personel ile geçici transkutan pacing.

Bu ekipmanın bakımı radyasyon onkolojisi veya kardiyoloji bölümü tarafından yapılmalıdır.

Acil bir ortamda RT'ye ihtiyaç duyan CIED'li bir hasta için hastalık komplikasyonlarından kaynaklanan risk, RT'den kaynaklanan potansiyel CIED riskinden çok daha fazladır. Personel, cihazın konumunu fotoğraflarla belgelemeli ve cihazın tedavi alanına yakın olması durumunda, cihaza verilen dozun yeniden yapılandırılabilmesi için cihazın CT taraması içinde yer aldığından emin olmalıdır. Cihaz alanda değilse, hasta bu raporda önerilen doz eşiklerine ve ilişkili risk kategorilerine yaklaşmadan tedavinin birkaç fraksiyonunu alabilmelidir. Bu rapordaki öneriler kullanılarak ve ilk tedaviden sonra kardiyolog ile istişare edilerek daha ayrıntılı bir tedavi ve yönetim planı oluşturulmalıdır.

Dokümantasyon ve Kayıt Tutma

Konsey toplantılarında, bir hasta CIED kullanıyorsa belirtilmeli ve hastanın tıbbi dosyasına yazılmalıdır. Konsültasyondan önce bunun bilinmemesi

durumunda, hastaya RT tesisine ilk ziyaretinde sorulmalıdır. RT'nin CIA'ler üzerindeki potansiyel olumsuz etkileri ve RT sırasında bir ICD'nin devre dışı bırakılabileceği konusunda hasta bilgilendirilmeli ve hasta onayı alınmalıdır.

Hastanın cihaz kartının bir kopyası alınmalı ve o cihazın radyasyonla ilgili sorunlarını görüşmek için cihaz üreticisi ile iletişime geçilmelidir. Cihaz sorgulamasının sonuçları radyasyon onkoloğuna sunulmalı ve hastanın dosyasına eklenmelidir. Ayrıca, hastanın kalp piline bağımlı olup olmadığı, anti-taşikardi tedavisini kapatmak için mıknatıs kullanılıp kullanılmaması gerektiği ve cihaza kümülatif doz tahmini de not edilmelidir.

Tedavi planı için CIED dozunu hesaplamak ve ölçmek ve bu bilgiyi tıbbi kayıtlara not etmek medikal fizik uzmanının sorumluluğundadır. Gerçekleştirilen tüm in vivo veya fantom ölçümlerin hasta dosyasına dahil edilmesi gerekir. Hasta için seçilen yönetim stratejisi belgelenmelidir.

RT'den sonra, kardiyoloğa cihazı RT'den 1 ve 6 ay sonra işlevselliğini doğrulamak için sorgulamasının önerildiğine dair belgeler hastanın tıbbi kayıtlarına dahil edilmelidir.

Diğer İmplant Cihazları Olan Hastaların Yönetimi

CIED'lere ek olarak, RT alan hastalarda görülebilen bir dizi başka vücuda yerleştirilebilir tıbbi cihaz vardır. Örneğin, implante edilebilir döngü monitörleri (ILM'ler) CIED değildir, ancak kardiyak teşhis ve kardiyak resenkronizasyon için kullanılır. Bunlar, hastanın kalp ritminin sürekli bir EKG kaydını sağlamak için cilt altına implante edilen USB boyutunda cihazlardır. Diğer cihazlar arasında koklear implantlar, epidural pompalar, sinir uyarıcıları ve

insülin pompaları bulunur. Koklear implantların 80 Gy'ye kadar olan dozları tolere ettiği gösterilmiştir. Bir vaka raporu, doğrudan ışınlamadan yaklaşık 10 Gy'lik bir doz alan Programlanabilir İntratekal (IT) ilaç verme cihazının herhangi bir yan etki yaşamadığını göstermiştir. Bununla birlikte, 28.5 Gy alan bir epidural ağrı pompasının başarısız olduğuna dair bir vaka raporu da vardır.

Genel olarak, implante elektronik cihazlar için, tedavinin planlama aşamasında, varsa, cihaz üreticisinden özel rehberlik alınmalıdır. Tedaviyi yapan doktor, cihaza iletilen doz ile hedef hacmin kapsamını dengelemelidir. Cihazın doğrudan ışınlamasından mümkün olduğunca kaçınılması önerilir. Cihaz, tedaviye başlamadan önce ve tedavi boyunca periyodik olarak test edilmelidir.

Sonuç olarak, vücuda yerleştirilebilir tüm tıbbi cihazlar CMOS teknolojisine dayalıdır ve 1980'lerin sonlarından beri kullanılmaktadır. Piyasaya giren yeni tıbbi cihazların çoğu, radyasyona daha dirençli olduğuna inanılan gelişmiş CMOS devrelerine dayanmaktadır. Üreticiler bu yeni CMOS teknolojisini ürünlerine entegre ettikçe, radyasyon toleranslarının artması beklenmektedir. Bununla birlikte medikal fizik uzmanının, bu cihazların radyasyona daha dayanıklı olduklarını basitçe kabul etmemeleri, önerilen radyasyon dozu toleransları konusunda üreticiye danışmaları ve bu raporda tartışılan yönergeleri uygulamayı düşünmeleri ihtiyatlı olacaktır.

Özet ve Sonuçlar

Güvenli tıbbi uygulama, hastalara yönelik riskin mümkün olduğunca azaltılmasını gerektirir. Bu, CIED arızalarıyla ilişkili riskin en aza indirilmesini içerir. Bu amaçla CIED'lerin potansiyel hasarını azaltmaya

yönelik özel bir vurgu yaparak, simülasyondan ışınlama sonrası takibe kadar hastaların yönetimi için bir dizi öneriler geliştirmiştir. Bu CIED arızası riskinin, hastanın maruz kalabileceği diğer tıbbi risklere karşı tartılması esastır. Bu tür riskler, cihazın taşınması/eksplante edilmesiyle ilişkili enfeksiyonu veya hatta radyoterapi tedavisinin tehlikeye atılmasıyla ilişkili tedavi başarısızlığı riskini içerebilir. Prensipte radyoterapinin kalitesinden ödün vermek ve nüks riskini artırmak mantıksızdır. Bunun yerine,

- a. CIED'e yönelik riskin makul olduğu ölçüde en aza indirilmesi,
- b. Cihaz arızalarının tanımlanması ve giderilebilmesi için CIED'nin uygun şekilde izlenmesi de dahil olmak üzere optimum bakıma sahip olmalarını sağlayarak hastaya yönelik risk en aza indirilmelidir.

CIED'li RT hastaları için bir yönetim programı oluşturmak zor bir iştir. Bu görev grubu, tedavi öncesinde, sırasında ve sonrasında dikkate alınması gereken konuların birçoğunun tanımıyla birlikte hasta yönetimi için risk temelli bir yaklaşım sunar. Bu görev grubunun kritik önerileri, nötron üreten tedavilerden kaçınılması ve CIED'e verilen kümülatif dozun, pacing'e bağımlı ve bağımsız hastalar için mümkün

olduğunca sırasıyla 2 Gy ve 5 Gy'nin altında tutulması gerektiğidir. CIA'ler ve RT teknolojileri geliştikçe, CIED'li hastaların yönetimi de gelişmelidir. Görüntüleme ve tedavi verme cihazının evrimi, bir CIED implante edilmiş halde kaldığında tekniklerin daha güvenli bir şekilde kullanılmasını sağlayabilir. Bu görev grubu, bu raporda verilen tavsiyelerin uygun şekilde uygulanmasının, kliniklere CIED'li hastalar için daha güvenli ve etkili bir tedavi yönetimi programı geliştirmek için gerekli araçları sunacağı sonucuna varır.



Med. Fiz. Uzm. Semiha Aşkın

1979 yılında Almanya'da doğdu. Erciyes Üniversitesi Fizik Bölümünden mezun oldu. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Gülhane Eğitim Araştırma Hastanesinde Yüksek Lisans yaptı. 2010- 2016 yıllarında Gata Radyasyon Onkolojinde 2017'den itibaren GEAH Radyasyon Onkolojisi A.D Medikal Fizik Uzmanı olarak görevine devam etmektedir.

GÖRÜŞ/KARŞIT GÖRÜŞ:

IGRT ve KÜÇÜK-ODAK ALANLI EXTERNAL RADYOTERAPİ ÇAĞINDA, BRAKİTERAPİ ÖLMEKTE OLAN BİR MODALİTEDİR.

In the era of IGRT and small- and focal-field external beam radiotherapy, brachytherapy is a dying modality

E. Ishmael Parsai, Ph.D.

Department of Radiation Oncology, College of Medicine and Life Sciences, University of Toledo Health Science Campus, Toledo,

OH 43614, USA

(Tel: 419-383-5113; E-mail: e.parsai@utoledo.edu)

Zoubir Ouhib, M.S.

Radiation Oncology, Lynn Regional Cancer Center, Delray Beach, FL 33484, USA

(Tel: 561-955-5665; E-mail: zouhib@brrh.com)

Colin G. Orton, Ph.D., Moderator

(Received 8 November 2016; accepted for publication 13 November 2016; published 16 January 2017)

[<https://doi.org/10.1002/mp.12016>]

Med.Fiz.Uzm. Gülçin Kuru

GENEL BAKIŞ

Brakiterapi kullanımı, en azından Amerika Birleşik Devletleri'nde, son on yılda giderek azalmıştır. Bunun büyük bir kısmı, muhtemelen oldukça konformal brakiterapiyi önemli ölçüde taklit ederek daha küçük marjlarla daha yüksek dozların verilebildiği eksternal ışın radyoterapisindeki önemli teknolojik gelişmelerden kaynaklanmaktadır. Hatta bazıları Görüntü Kılavuzluğunda Radyasyon Tedavisi (IGRT) ve küçük ve odak alanlı external radyoterapi çağında brakiterapinin ölmekte olan bir yöntem olduğunu iddia ediyorlar.



Önermeyi savunan E. Ishmael Parsai, Ph.D. Medikal Fizik yüksek lisansını 1985 yılında Columbia Missouri

Üniversitesi'nden, Radyasyon Onkolojisi Fiziği doktora derecesini ise 1995 yılında Ohio Tıp Fakültesi'nden almıştır. Halen Toledo Üniversitesi Sağlık Bilimleri Kampüsü Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde Baş Medikal Fizikçi olarak görev yapmakta ve lisansüstü medikal fizik programının direktörlüğünü yürütmektedir. Ayrıca Toledo Üniversitesi, Toledo, Ohio'da Fizik ve Astronomi Bölümü'nde Yardımcı Profesör, Findlay Üniversitesi, Ohio'da Nükleer Tıp Bölümü'nde Yardımcı Profesör ve Çin Halk Cumhuriyeti, Wenzhou Üniversitesi'nde Yardımcı Profesör olarak görev yapmaktadır. Dr. Parsai, American Board of Medical Physics ve American Board of Radiology (ABR) tarafından sırasıyla Radyasyon Onkolojisi Fiziği ve Terapötik Radyolojik Fizik alanlarında onaylanmıştır. Beş patentin yazarı veya ortak yazarı olan Dr. Parsai, hakemli dergilerde yaklaşık 60 makale ve altı kitap bölümü yayınlamıştır. Dr. Parsai, son 10 yılda 16 doktora ve 54 yüksek lisans öğrencisine baş danışmanlık yapmıştır. Ayrıca Medical Physics World Editörü, ACRO Fizik Komisyonu Başkanı, AAPM Yönetim Kurulu ve diğer birçok AAPM komitesinde ve ABR için sözlü sınav görevlisi olarak

görev yapmıştır.



Önermeye karşı çıkan kişi M.S. Zoubir Ouhib, Boca Raton Bölge Hastanesi Lynn Kanser Enstitüsü'nde baş medikal fizikçi ve Florida Atlantik Üniversitesi Medikal Fizik Bölümü'nde Yardımcı Doçent olarak görev yapmaktadır. Georgia Tech'ten Nükleer Mühendislik alanında yüksek lisans ve Cincinnati Üniversitesi'nden Medikal Fizik alanında yüksek lisans derecesi almıştır. Amerikan Radyoloji Kurulu tarafından Terapötik Radyolojik Fizik alanında kurul sertifikasına sahiptir ve Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) üyesidir. Amerikan Brakiterapi Derneği (ABS) Fizik Komitesi Başkanı, AAPM Brakiterapi Alt Komitesi Başkan Yardımcısı ve birkaç AAPM Görev Grubunun üyesi olarak görev yapmıştır. Mr. Ouhib çeşitli hakemli makaleler ve kitap bölümleri yayınlamış olup hasta güvenliği, kalite güvence, brakiterapi prosedürleri, yönetmelikler ve tıbbi olaylar gibi konularda ulusal ve uluslararası toplantılarda sunumlar yapmıştır. ABS Kalite Güvence Okulu'nun kurucusudur, ASTRO Akreditasyon Programı (APEX) ve ACR Fizik Komitesi üyesidir. AAPM Florida Bölüm Başkanı olarak görev yapmıştır.

Önerge İçin: E. Ishmael Parsai, Ph.D.

Açılış Bildirisi

IGRT planlaması ve uygulaması ile küçük alan Stereotaktik Vücut Radyasyon Terapisindeki (SBRT)

teknolojik gelişmeler sayesinde, invaziv cerrahiye ve buna bağlı komplikasyonlara veya yan etkilere veya brakiterapi (BT) uygulamalarının doğasında bulunan ek belirsizliğe gerek kalmadan benzer dozimetrik sonuçlar elde edilebilir. Bu erken evre prostat kanseri için iyice anlaşılmıştır. Günümüzde, çeşitli kanser türlerinin yönetiminde oynadığı merkezi role rağmen, ABD'de brakiterapi kullanımının hızlı bir düşüş gösterdiği bir eğilim var gibi görünmektedir. Bu noktayı açıklamak için, Petereit ve ark. tarafından prostat ve rahim ağzı kanserlerinin tedavisindeki değişiklikleri inceleyen yakın tarihli bir makale, brakiterapi kullanımında önemli bir düşüş tespit etmiş ve bazı nedenler öne sürmüştür.

Serviks/uterus kanseri tedavilerinde, brakiterapinin çoğunlukla boost olarak kullanıldığı son on yılda, görüntü kılavuzluğunda SBRT, riskler olmadan benzer sonuçlar elde etmesi ve birçok hastanın brakiterapiyi seçmemesi nedeniyle onun yerini almıştır. 1988-2009 yılları arasında serviks kanseri nedeniyle EBRT alan 7359 hastayı incelemek için Surveillance, Epidemiology, and End Results (SEER) veri tabanını kullanan Han ve ark. brakiterapi kullanımında %25'lik bir azalma olduğunu göstermiştir. Gill ve ark. 2004-2011 döneminde National Cancer Data Base (NCDB) veri tabanı kullanılarak tedavi edilen 7654 serviks kanserli hastayı analiz ederek, brakiterapi kullanımında %96,7'den %86,1'e bir düşüş olduğunu, IMRT ve SBRT tedavilerinin ise %3,3'ten %13,9'a bir artış gösterdiğini bildirmiştir. Eifel ve ark. radyoterapi uygulama modellerine ilişkin raporlarında, 2005-2007 yılları arasında serviks kanseri için radyasyon alan 45 kurumdan rastgele seçilmiş 261 hastanın kayıtlarını incelemiş ve bunları 1996-1999 döneminde tedavi edilen hastalarla karşılaştırmıştır. 2005-2007 yılları

arasında tedavi edilen hastaların %13'ünün brakiterapi almadığını ve bu oranın daha önceki grupta gözlenen oranın neredeyse iki katı olduğunu bulmuşlardır.

Prostat kanseri için LDR brakiterapisi, IMRT ile aynı derecede etkili bir şekilde tedavi edilecek hastalarda etkili veya uygulanabilir bir monoterapi tedavi yöntemidir. Martin ve ark. tarafından 1998 ve 2010 yılları arasında tedavi gören yaklaşık 1,5 milyon hastayı incelemek için NCDB kullanılarak sunulan mega bir çalışmada, brakiterapi kullanımının 2002 yılında %17 ile zirveye ulaştığı ve 2010 yılında %8 ile en düşük seviyeye gerilediği bulmuşlardır. 2004-2010 yılları arasında brakiterapi prosedürlerindeki en dramatik düşüş akademik merkezlerde (%48) görülmüştür, ancak geniş kapsamlı toplum (%41) ve toplum kanser merkezlerinde (%30) de önemli bir düşüş yaşanmıştır. Benzer şekilde Mahmood ve ark. 2004 ile 2009 yılları arasında radyasyonla tedavi edilen yaklaşık 182.000 hastayı incelemek için SEER veri tabanını kullanmıştır. Prostat brakiterapi prosedürlerinin 2004'te %44,2'den 2009'da %38,0'e düştüğünü bulmuşlardır. Aynı zamanda, brakiterapi yerine EBRT kullanımındaki fark 2004'teki %11,6'dan 2009'da %24,0'a yükselmiştir. Brakiterapi kullanım oranlarındaki düşüş sadece hekimlerin hastaları bu invaziv prosedürlere sokma konusundaki isteksizliğinden değil, aynı zamanda hastaların invazivlik, rahatsızlık ve operatif riskler nedeniyle bu prosedürlerden kaçınmaya yönelik güçlü isteklerinden kaynaklanmaktadır. Birçok durumda, bu hastalar tedavi yerine aktif gözetim ile bile yönetilebilir.

Önergeye Karşı: Zoubir Ouhib, M.S.

Açılış Bildirimi

Geçtiğimiz on yıl içinde IGRT ve küçük ve fokal alan

eksternal ışın radyoterapisinin eklenmesi, modern radyasyon tedavisinin gelişiminde değerli bir adım olmuştur. Aynı dönemde son yıllarda brakiterapi kullanımında azalma olmuştur. Bu iki olgu birbiriyle doğrudan ilişkili değildir. Brakiterapi kullanımında böylesine bir değişikliğin nedenleri, son birkaç yılda brakiterapiye olan ilginin ve eğitimin azalmasına neden olan geri ödeme ve Tıbbi Olay riski ile ilişkilidir. Bu durum brakiterapinin ölmekte olan bir modalite olduğu değil, sadece bir "duraklama modundan" geçtiği şeklinde yorumlanmalıdır. Brakiterapi asla ölmeyecek ölümsüz bir sanattır. Eğitime olan ilgi yenilenmektedir (ASTRO yıllık toplantısı, Prostat Brakiterapi Simülasyon Çalıştayı gibi). ABD'de, EBRT'ye göre brakiterapide klinik açıdan önemsiz tıbbi olayların riski, USNRC tarafından önerilen daha makul kurallarla azaltılmaktadır. Brakiterapi daha yüksek bir standarda tabi tutulmuştur. Örneğin, radyasyon kaynağı konumu belgelenmeli ve onaylanmalıdır, oysa IGRT'de hedef tedavi için bir röntgen filmine veya CBCT'ye güveniriz, ancak radyasyonun kendisinin amaçlanan yere verildiğine dair bir onay veya belge yoktur (hasta hareketi, solunum hareketi, cihaz arızası vb.) IGRT tedavisi değerlendirirken, klinik sonuca ve istenmeyen sonuçlara dayanılır. Brakiterapide çoğu zaman aplikatör ve dolayısıyla kaynaklar hasta hareketi ile hareket eder. Tedavi bölgesi hala istenen dozu almaktadır. Brakiterapinin IGRT'den çok uzun süre önce, onlarca yıldır görüntü kılavuzlu teknoloji kullandığını ve yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı aynı zamanda bir hedef izleme yöntemi olduğunu belirtmek gerekir. Brakiterapinin diğer avantajları, radyasyona bağlı kanser riskini azaltması (daha az kaçak radyasyon ve nötron olmaması) ve risk altındaki organ dozlarını daha iyi sınırlamasıdır.

ABD'deki geri ödeme tarafında, brakiterapiye adil davranılmamıştır. Benzer bir tedavi için brakiterapi nispeten cazip olmayan düşük geri ödemeler görmüştür. Mükemmel sonuçlarla dolu uzun ve gurur verici geçmişi nedeniyle, sağduyu ve adaletin karar mercileri pastanın en büyük parçasını en çok hak eden modalite olan brakiterapiye ayırmaya ikna etmesi sadece bir an meselesidir. Paketlenmiş bir geri ödeme sisteminde, brakiterapi bariz kazanandır çünkü kalite, hasta deneyimleri ve maliyet gibi parametrelerle tanımlanan daha iyi bir değer sağlamıştır. Diğer modalitelerle karşılaştırıldığında, brakiterapi çok uygun maliyetli, tıbbi olarak etkili ve verimli bir tedavidir. İyi tasarlanmış bir klinik çalışmada, brakiterapi şüphesiz IGRT ile eksternal ışını geride bırakacaktır. Merhum Dr. Peter Grimm, tüm modaliteleri kullanarak prostat tedavisi için devam eden bir karşılaştırma yapmış ve brakiterapinin tüm gruplar için (düşük, orta ve yüksek riskli hastalar) EBRT ve cerrahiye üstünlüğünü göstermiştir. Ayrıca, daha fazla harcamanın daha iyi bir sonuç sağlamadığını da göstermiştir. Sağlık hizmeti sağlayıcıları tarafından tedavi seçimi bazen, bilinen nedenlerden dolayı, mevcut en iyi kanıtlara göre değil, daha iyi bir geri ödemeye göre yapılmaktadır. Sağlık politikaları daha fazla mercek altına alındıkça ve maliyet verimliliği ile kanıtlanmış sonuçlara odaklanıldıkça, brakiterapi sadece hayatta kalmakla kalmayacak, aynı zamanda birçok vücut bölgesi için bariz tedavi seçeneği haline gelecektir.

Aksini İspat Etme: E. Ishmael Parsai, Ph.D.

Brakiterapi uygulaması birçok nedenden dolayı önemli ölçüde azalmıştır. Ancak esas olarak nedenler, SBRT ve görüntü kılavuzluğunun hastalara somut

faydalar sağlaması, minimal invaziv prosedürlerle tedavi sunması ve tipik olarak brakiterapi uygulamalarına özgü belirsizliğin olmamasıdır.

Diğer nedenler arasında radyoaktif materyal lisanslama ve materyal güvenliğini sürdürmenin yüksek maliyeti, brakiterapi teknolojileri/teknikleri ile ilgili uzmanlık ve yetkinliği sürdürmek için profesyonellerin eğitim ve/veya zaman yatırımı eksikliği ve hasta konforu yer almaktadır.

Rakibim, brakiterapinin haksız yere tıbbi olay bildirimini için daha yüksek bir standartla yüklendiğini savunuyor. Ayrıca, SBRT için, tedavi öncesi görüntüleme ve konumlandırma doğrulamasının, hasta hareketi veya cihaz arızası ışığında hedefe doz verilmesini sağlamak için yeterli olmadığını savunuyor. Yerleşik görüntüleme ile SBRT'nin uygulama doğruluğu açısından bir piyangoya benzediği önerisini saygıyla reddediyorum. SBRT'ye doğru yöneliş, uygun şekilde uygulandığında minimum normal doku komplikasyonu ile tümörleri etkili bir şekilde kontrol etme kabiliyetinden kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte bu argüman 4DCT, optik izleme, aktif tümör takibi ve transit dozimetri gibi görüntüleme teknolojisindeki gelişmeleri de göz ardı etmektedir. Henüz nispeten yeni olsa da, bu teknolojiler hasta hareketi (fraksiyonlar arası ve içi) ve cihaz işlevselliği ile ilgili endişeleri azaltabilir. Pek çok açıdan bunlar geliştirilme aşamasında olsalar da, tedavi sırasında konumlandırma doğrulaması yapmak için ön girişimlerin klinik olarak kullanılmadığı brakiterapi için mevcut olanlardan daha doğru doz iletimini sağlayabilir.

Ayrıca, geleneksel olarak brakiterapi ile tedavi edilen hastalık bölgeleri için brakiterapi ve SBRT sonuçlarını

karşılaştırmak için iyi tasarlanmış, prospektif, randomize bir çalışmanın geliştirilmesini de destekliyoruz. Bu veriler mevcut değildir ve toplumumuzun hastalara en az müdahaleyle ve en az rahatsızlıkla en üst düzeyde tedavi sunmak için ele alması gereken bir soru olmalıdır. Hangi yöntemin en iyisi olduğunu ya da birinin diğerinden ne kadar daha iyi olduğunu tam olarak bilmiyoruz. Bu gibi tartışmalar düşünceyi teşvik etmede yararlıdır ancak sonuçta, gerçek klinik veriler tedavi standardını yönlendirmeye yardımcı olana kadar karşılaştırmalar sadece spekülattir.

Sonuç olarak, brakiterapi kullanımının azalıp azalmadığı sorusunun cevabı ezici bir çoğunlukla evettir. Şu anda, brakiterapinin IGRT'den daha üstün sonuçlar sunduğuna dair çok az prospektif kanıtımız var. Bu iki yöntem arasındaki göreceli etkinliğin belirlenmesi, gelecekteki araştırmaların önemli bir hedefi olmalıdır.

Aksini İspat Etme: Zoubir Ouhib, M.S.

Meslektaşım ilk paragrafında brakiterapinin IGRT ile SBRT kadar tercih edilmemesinin nedenlerini belirtti. İlginçtir ki, argümanı için kullandığı referansların birçoğu bunun tam tersini göstermektedir. Brakiterapi tedavisini tanımlarken, referanslar aşağıdakileri desteklemektedir:

- Karşılaştırılabilir sonuçlara ve uygun maliyet etkinliğine sahiptir.
- *"Serviks kanserinin multimodalite yönetimine brakiterapinin dahil edilmesi, bu hastalık için standart tedavi olmaya devam etmektedir "*.
- *"Brakiterapi sadece işe yaramakla kalmaz, aynı zamanda çağdaş kanser tedavisinin yeri*

doldurulamaz bir bileşenidir ".

- EBRT için açıkça belirtilmiş tek avantaj daha iyi bir geri ödemeydi ama sonuç değildi .

LDR prostat brakiterapisi için, meslektaşım Grimm ve arkadaşlarının prostat radyoterapisi makalesine daha yakından bakmasını tavsiye ederim. Onlar, *"Brakiterapi yaklaşımlarının düşük riskli hastalığı olan hastalarda daha üstün sonuçlar sağladığı"* sonucuna varmışlardır. Ayrıca, Petereit ve arkadaşlar aşağıdaki ifadeleri kullanmıştır: *"...brakiterapi konformal radyasyon tedavisinin nihai şekli olarak kabul edilebilir, çünkü çevredeki hassas normal yapılara maruziyeti en aza indirirken tümöre büyük bir radyasyon dozu yönlendirme kabiliyeti açısından benzersizdir"* ve *"IMRT için geri ödeme, brakiterapiye kıyasla belirgin şekilde daha yüksektir."* Ayrıca, Mahmood'un referansına bakarken, brakiterapiye kıyasla EBRT için daha yüksek geri ödemeden bahsedildiğini fark etmeden edemedim (ortak bir konu!). Meslektaşımın bazı argümanları gerçeklere değil algılara dayanıyor gibi görünüyor. Frank ve arkadaşları bu konuları ele almış ve cinsel fonksiyon, üriner sorunlar, bağırsak fonksiyonu, biyokimyasal nüksüz sağkalım ve maliyet faktörleri temel alındığında brakiterapinin en iyi değeri sağladığı sonucuna varmışlardır.

Özetle, brakiterapinin sağladığı üstün sonuçlar ve etkili tedaviler nedeniyle, çoğu hekimin doğru tercihe geri dönmesi sadece bir zaman ve sağduyu meselesidir. Geçici olarak onu terk etmeyi seçmiş olanların ise telafi etmeleri gereken bazı şeyler olacaktır!

Metinde kullanılan kaynaklar için orijinal makaleye başvurulabilir.



Med.Fiz.Uzm. Gülçin Kuru

1992 Çankırı doğumludur. Lisans eğitimini 2015 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nde tamamladı. Yüksek Lisans Öğrenimini ise 2018 yılında İstanbul Üniversitesi Sağlık Fiziği bölümünde tamamladı. 2017-2022 yılları arasında Bağcılar Eğitim ve Araştırma Hastanesi Medideal Medikal Projeler ve Çözümler San. Tic. A.Ş. bünyesinde Medikal Fizik Uzm.olarak görev almıştır. Bir süre Ümraniye Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi'nde Medikal Fizik Uzm.olarak çalışmıştır. 2021 yılından itibaren İstanbul Üniversitesi Sağlık Fiziği bölümünde doktora eğitimine devam etmektedir.

AAPM TG-273 RAPORU: MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE BİLGİSAYAR DESTEKLİ TEŞHİSTE YAPAY ZEKA VE MAKİNE ÖĞRENMESİ İÇİN EN İYİ PRATİKLER ÜZERİNE TAVSİYELER

Received: 13 July 2022 | Revised: 13 November 2022 | Accepted: 22 November 2022

DOI: 10.1002/mp.16188

AAPM SCIENTIFIC REPORT

MEDICAL PHYSICS

AAPM task group report 273: Recommendations on best practices for AI and machine learning for computer-aided diagnosis in medical imaging

Lubomir Hadjiiski¹ | Kenny Cha² | Heang-Ping Chan³ | Karen Drukker⁴ | Lia Morra⁵ | Janne J. Näppi⁶ | Berkman Sahiner⁷ | Hiroyuki Yoshida⁸ | Quan Chen⁹ | Thomas M. Deserno¹⁰ | Hayit Greenspan¹¹ | Henkjan Huisman¹² | Zhimin Huo¹³ | Richard Mazurchuk¹⁴ | Nicholas Petrick¹⁵ | Daniele Regge^{16,17} | Ravi Samala¹⁸ | Ronald M. Summers¹⁹ | Kenji Suzuki²⁰ | Georgia Tourassi²¹ | Daniel Vergara²² | Samuel G. Armato III²³

Editörün Notu:

Yapay Zeka, özellikle radyoterapide bir çok alanda kendine kullanım alanı bulmaktadır. Görüntüleme, konturlama, tedavi planlaması, kalite kontrol, tedavi, hasta takip gibi. Burada en önemli konu kullanılan yapay zeka algoritmalarının hassas, inanılır, güvenli olması gereklidir. Etik açıdan sağlam temellere oturması çok önemlidir. AAPM, bu endişelerden yola çıkarak, TG-273'ü yayınlamış ve uygulamada yapay zeka kullanımını için bir dizi öneriler sunmuştur.

1. GİRİŞ

Son yıllarda, **Yapay Zeka (YZ)** ve **Derin Öğrenme (DÖ)** alanında önemli uygulamalara tanık olmaktadır. Özellikle sağlık alanında kendilerine geniş bir yer bulmaktadır. Şimdiye kadar teşhiste kullanılan **Bilgisayar Destekli Teşhis Yöntemleri (BDT)** (Computer Aided Decision/CAD) manuel ve sınırlı

destek sağlamış ve düşük sayıda parametreler kullanmıştır. Bu nedenle sınırlı performans elde etmiştir.

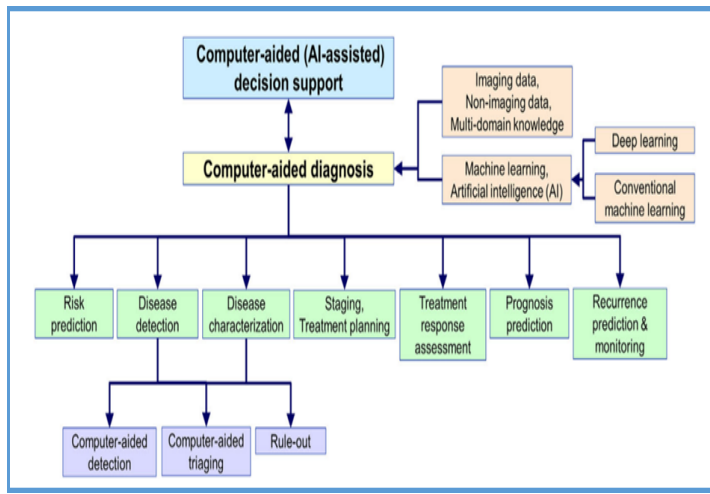
DÖ, çok katmanlı sinir ağlarının giriş verilerinden öğrendiği bir tekniktir. Düşük maliyetli hesaplama yeteneği ve geniş veri depolama özelliği MÖ'nin hızla gelişmesine neden olmaktadır.

Ancak bu önemli özellikleri içinde barındıran DÖ teknolojisi, metodolojisinde saptanan bazı hatalar ve önyargılar nedeniyle klinik uygulamada potansiyel bir olanak sağlamamıştır. Ek olarak yapılan çalışmalarda, DÖ'nin yanlı olabilmesi, benzer çalışmalarda farklı sonuçların ortaya çıkması, DÖ algoritmalarının tanısallık doğruluk oranının beklenenden fazla olduğu gibi bir sonuca neden olmaktadır.

Bu ve benzeri sonuçlar nedeniyle, YZ algoritmalarının klinik kullanıma henüz hazır olmadığı sonucuna varılmıştır. Bu kaygıdan hareketle, YZ uygulamalarının

sağlık sistemine girebilmesi için, bu alanda kullanılan tüm yöntemlerin sağlamaştırılması ve genelleştirilebilmesi için AAPM, sistemlerin geliştirilmesi ve performans değerlendirilmesi ve tavsiyeler oluşturması için çalışma gruplarını görevlendirilmiştir.

Şekil 1'deki gibi, AAPM TG uygulamaların kliniğe uyarlanması konusunda çalışmakta, BDT ve MÖ algoritmalarına uygun eğitim ve doğrulama yöntemleri için öneriler geliştirmektedir.



Şekil 1: Bilgisayar Destekli Teşhis uygulamaları. (Resimde bulunan İngilizce terimler bu alanda kullanılan terimlere göz alışkanlığı sağlanması için tercüme edilmemiştir.)

2. VERİ

Bir BDT-YZ (Bilgisayar Destekli Yapay Zeka Kullanan Sistemleri) aracının geliştirilmesi için en temel adım, BDT-YZ aracının kullanılacağı vakaları ve popülasyonu önceden tanımlamaktır. Yol gösterici bir ilke olarak, bir CAD-AI aracının eğitimi, doğrulanması ve test edilmesi için toplanan veriler, amaçlanan vaka dağılımını ve popülasyonu yansıtmalı ve aynı zamanda sonuçların gerçek dünyadaki bir klinik ortamda tekrarlanmasına izin vermelidir. Uygun olmayan veri toplama uygulamalarının, önyargıya neden olabileceği unutulmamalıdır.

2.1 Veri Toplama

2.1.1 Veri Toplama ve Örnek Vakalar

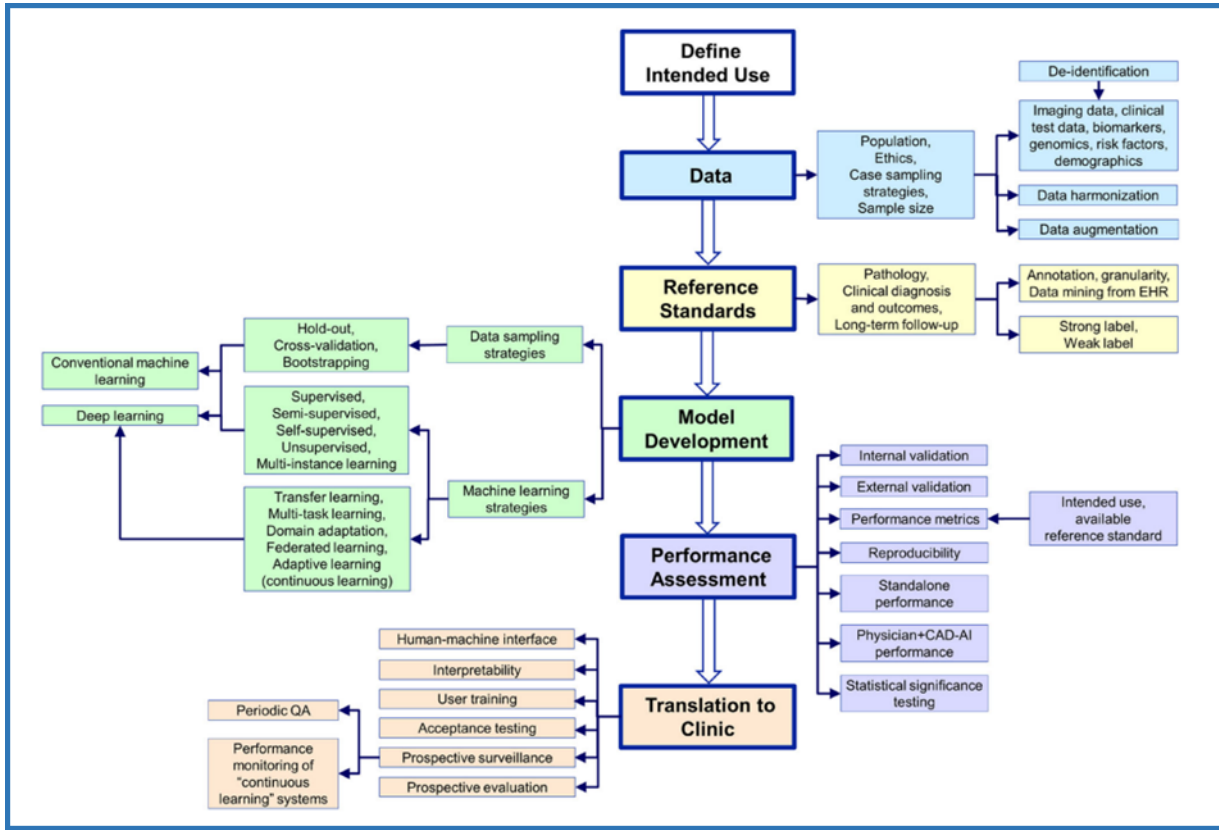
Belirli bir görüntü alma tarihi aralığında birden fazla sahadan ardışık olarak örneklenen vakalarla sistem geliştirme, sistemin performansının tekrarlanmasını sağlamanın en iyi yoludur. Bununla birlikte, farklı vaka grup oranının popülasyonda oldukça dengesiz olduğu bazı makine öğrenimi uygulamalarında, ardışık veri toplama pratik olmayabilir.

Burada katmanlı/tabakalı örnekleme gibi değişik yöntemler seçilebilir.

Yakın zamanda yapılan bazı çalışmalar, tek bir toplama alanından alınan verilerle geliştirilen ve test edilen sistemlerin, farklı bir sahadan alınan verilere uygulandığında benzer test sonuçları elde edemediğini göstermiştir. Bu nedenle, özellikle doğrulama çalışmaları için, çok sahadan veri toplaması ve veri toplama işleminin denek popülasyonu, hastalık şiddeti, kullanıcı görüntüleme sistemi ve görüntü alma protokolü açısından çeşitlilik gösterdiğinden emin olunması çok önemlidir. Tek sahadan veri toplama yöntemini kullanan geliştirme çalışmaları bazen gereklidir. Ancak değerlendirilen performansla ilgili güçlü sınırlamalar unutulmamalıdır.

2.1.2 Kamu Veri Tabanları

BDT-YZ veri tabanları, gerçek dünyada var olan çeşitliliği içermelidir. Kamuya açık görüntülemeyi içeren veri tabanları, uluslararası tıbbi görüntüleme araştırma topluluğu için ücretsiz, erişilebilir bir kaynak sağlayarak bu eksikliklerin üstesinden gelir. Kamuya açık bir veri tabanının oluşturulması, mevcut bir veya daha fazla yerel veri tabanının bir web sitesinde depolanması veya görüntülerin ve ilgili bilgilerin yüklenmesinde kitle kaynak kullanımı kadar basit



Şekil 2: Bilgisayar Destekli Teşhis-Yapay Zeka Sistemleri'ne genel bakış. (Resimde bulunan İngilizce terimler bu alanda kullanılan terimlere göz alışkanlığı sağlanması için tercüme edilmemiştir.)

değildir. Kamuya açık veri tabanının niteliği, belli bir standardı içermelidir.

2.1.3 Veri Toplamada Etik Konular

Tıp alanında, makine öğreniminin hızla ilerlemesi, veri toplamanın yasal çerçevesi ve etiği hakkında yeni sorulara yol açmıştır. Yasal çerçeve ülkeden ülkeye değişmektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde, Avrupa Birliği'nde, Çin'de ve diğer birçok ülke de insan denek verilerinin kullanımına yönelik etik hususlar hakkında kılavuzlar veya yönetmelikler oluşturmuştur.

Tıbbi görüntüleme makine öğrenimi sistemleri için veri toplama etiği ile ilgili ek konular şunlardır: (1) Tıbbi görüntülerde ve diğer destekleyici verilerde "Korunmuş sağlık bilgilerinin kimliksizleştirilmesi ve (2) veri toplamanın algoritma adaleti üzerindeki etkisi.

Kimliksizleştirme (Anonimleştirme)

Kimliksizleştirme, araştırma amacıyla toplanan hasta

bilgilerinden hastayı tanımlayan bölümlerinin kaldırılması veya kodlanması anlamına gelir. Radyolojik görüntüleme, bu tanımlayıcıların çoğu, görüntü hasta bakımı amacıyla oluşturulduğunda her görüntü dosyasında bulunan DICOM başlığında bulunur ve çeşitli araç setleri DICOM başlıklarının kimliksizleştirilmesi için bir dizi farklı öneri sunar. Bu nedenlerle, özellikle görüntüler herkese açık olarak paylaşılacaksa, görüntülerin görsel olarak incelenmesi ve optimum güvenlik için ek araçlar kullanılması tavsiye edilir.

Çeşitlilik ve Kapsayıcılık

Radyoloji uygulamalarında, eğitim/doğrulama veri seti seçiminin, yeterince temsil edilmeyen ve/veya savunmasız nüfuslar için altta yatan çarpıklıkları en aza indirecek ve halihazırda var olan sağlık hizmeti eşitsizliklerini sürdürmeyecek veya daha da kötüleştirmeyecek önlemleri içermesi için dikkatli olmak önemlidir.

2.1.4 Kalite Hususları

Görüntü toplama merkezlerinde bir QA programının takip edildiğinden emin olmak ve mümkünse BDT-YZ eğitimi için bir vakayı veri tabanına girmeden önce görüntü kalitesinin kabul edilebilir olduğundan emin olmak için önemli görüntüleri görsel olarak incelemek iyi bir uygulamadır. Ek bir konu da görüntülerin teknik açıdan hala geçerli olan ekipmanlarla ve uygun görüntü alma protokollerine uygun olarak elde edilip edilmediğidir.

2.2 Veri Artırımı/Çoğaltımı

Veri artırımı, eğitilmiş bir BDT-YZ algoritması tarafından elde edilebilecek genellemeyi ve iyileştirmeyi amaçlayan, eğitim verilerinde değişiklikler oluşturmak veya sentetik veriler oluşturmak için kullanılan göreve bağlı teknikler topluluğudur. Bu nedenle algoritmaların önemli bir parçasıdır. Veri artırımı, milyonlarca parametreye sahip olan ve bu nedenle yeterli eğitim için çok sayıda eğitim yinelemesi gerektiren derin sinir ağlarının son zamanlarda kullanılması nedeniyle CAD-AI algoritmaları için eğitim sürecinin önemli bir parçası haline gelmiştir. Veri artırımından beklenen, verilerde küçük düzeltmelerin sağlanması olup, eğitim setinde olmayan özelliklerin ve bilgilerin kullanılmamasıdır.

2.3 Verilerin Birbiriyle Uyumlu Hale Getirilmesi / Harmonizasyon

Verilerin birbiriyle uyumlu olması, BDT-YZ algoritmasının önemli bir kilit taşıdır. Böylece verilerin sağlamaştırılması sağlanır, algoritmalar önyargı ve yanlılıktan kurtulmuş olabilirler. Verilerin harmonizasyonu, farklı sahalardan farklı algoritmalar aracılığı ile alınan veriler arasındaki sistematik farklılıkları en aza indirmeyi hedefler. Verilerin uyumlu

hale getirilmesi için ayrı algoritmalar sayesinde meydana gelmektedir. Özet olarak, uyumlu verilerden elde edilen sonuçlar kullanıcılara güven sağlayacaktır.

2.4 Verilere İlişkin Alınması Gereken Ana Mesaj

Özetle, uygun veri toplama yöntemleri BDT-YZ algoritmalarının başarılı bir şekilde eğitilmesi, doğrulanması ve uygulanması için kritik öneme sahiptir. Verilerin uygun olmayan şekilde toplanması ve manipüle edilmesi (uygun olmayan veri artırımı gibi) performansın aşırı tahmin edilmesine veya genelleme eksikliğine yol açabilir.

3. REFERANS STANDARTLAR

Makine öğrenimi tabanlı karar destek araçlarının geliştirilmesi için algoritmada kullanılan eğitim kalitesinin, doğrulama yöntemlerinin ve bağımsız test ile vakaların doğrulanmasını gerekir. Bir algoritmanın performansının değerlendirilebilmesi "referans standartlarına" ne kadar uyduğu ve seçilen referansın kalitesi ile ilgilidir. Araştırmacılar için en uygun referans standartlarını seçmek zor olmakla birlikte çok önemlidir. Böylece algoritmaların performansının değerlendirilmesi için ortaya çıkabilecek önyargıların ortadan kalkması sağlanabilir.

3.1 Nesnel ve Öznel Referans Standartları

En basit referans standardı, toplanan görüntü verilerinin kendisini kullanır. Verilerin alındığı alandaki uzman değerlendirmelerini kullanır. Ancak uzmanların görüşüne dayalı referans standartları öznel ve çeşitli çalışmalar, uzmanlar tarafından sağlanan farklı referans standartlarına göre değerlendirildiğinde BDT-YZ sistem performansının önemli ölçüde değişebileceğini gösterilmiştir. Öznel referans standartları, birden fazla uzmanın fikir birliğine

dayanıyorsa daha güvenilir kabul edilir; ancak gerekli uzman sayısını tahmin etmek zordur. Aykırı değerleri belirlemek için ideal olarak ikiden fazla uzmanın katılması gerekir. Tercih edilen uzman sayısının referans standartlarının kullanılacağı uygulamaya, bu uygulamanın zorluğuna ve oluşturulan referans standardının beklenen değişkenliğine bağlı olması beklenebilir. Uzman görüşü kullanan öznel yaklaşımların yaygınlığına rağmen, daha nesnel referans standartları sıklıkla arzu edilmektedir.

3.2 Ek Açıklama Ayrıntı Düzeyi

Algoritmalarda işin yapıldığı alana bağlı olarak ek açıklamalara gerek duyulabilir. Gerekli ek açıklama ayrıntı veya detay seviyesi çalışma yapılan alana bağlıdır. Örneğin, lezyon/organ tespiti veya konturlama için manuel uzman tanımlaması gibi daha nesneye özgü bir açıklama gerekebilir. Sistemik hastalık teşhisi veya hastalık prognozu için hasta düzeyinde değerlendirme veya hasta sağ kalımı uygun olabilir. Çeşitli ayrıntı düzeylerine sahip görüntü tabanlı referans standartları, mevcut tıbbi görüntüleme tabanlı makine öğrenimi görevleri için en yaygın kullanılanlardır.

3.2.1 Görüntünün Tamamı

Uygulamada elde edilen tüm görüntü üzerinden bir değerlendirme yapılması, her ayrıntı için bir açıklamanın bulunması önemlidir.

3.2.2 Bölge Tabanlı

Daha ince bir ek ayrıntı düzeyi istenmesi durumunda bir sınırlayıcı bölge çiziminin veya bir bölge merkez noktasının uzman tarafından elle işaretlenmesi yoluyla belirli lezyonlar veya organlar için ek ayrıntı açıklamaların elde edilmesidir.

3.2.3 Piksel Tabanlı

Daha da ince bir ayrıntı düzeyi gerektiğinde referans standardın ilgilenilen lezyonun veya organın uzman tarafından manuel tanımlaması veya taslağı olduğu ve her görüntü pikselinin ilgilenilen bölgeye ait olup olmadığı şeklinde etiketlenebildiği piksel tabanlı açıklamadır. Piksel tabanlı referans standartları, bölge tabanlı olanlardan daha ayrıntılıdır ancak daha fazla zaman alan bir açıklama süreci içerir.

3.3 Ek Açıklama Alma Yöntemleri

3.3.1 Uzman Değerlendirmesi

Klinik veya patolojik bilgiler mevcut olmadığında, görüntüleri etiketleyen veya tek tek pikselleri işaretleyen uzmanlardan öznel bir referans standardı oluşturmak yaygındır. Lezyonların veya organların sınırlarının çizilmesi, özellikle 3D'de manuel konturlamalar için potansiyel olarak uzun zaman ve çaba gerektirme dezavantajına sahiptir. Lezyon sınırlarının veya bir lezyonun varlığının değerlendirilmesi, deneyimli radyologlar için bile gözlemci içi ve gözlemciler arası değişkenlik içerir, bu nedenle güvenilir bir referans standardı oluşturmak için birden fazla uzman gerekebilir.

3.3.2 Elektronik Sağlık Kaydı

Hasta düzeyinde değerlendirmeler için deneklerin elektronik sağlık kayıtları referans standartları için kullanılabilir. Bu yolla elde edilen bir referans standardı zaman alıcıdır ve büyük veri kümelerini toplamak için pratik olmayabilir.

3.3.3 Kitle Kaynak Kullanımı

Kitle kaynak kullanımının temel konsepti, belirli bir görev için zaman taahhüdünü ve gerekli çabayı alan uzmanlarından potansiyel olarak daha az deneyimli

birçok kullanıcıya aktarmaktır. Bununla birlikte, kitle kaynak kullanımının tıbbi görüntüleme makine öğrenimi uygulamaları için bir referans standardı olarak kullanılması, genel kullanım için önerilmeden önce daha fazla araştırılmalıdır.

3.3.4 Fantomlar

Tıbbi görüntüleme kullanılan fantomlar, yapısı ve bileşimi bilinen insan benzeri araçlardır. Bu fantomlardan elde edilen görüntüler, bir dizi ayrıntı düzeyinde önceden görüntü açıklamalarını değerlendirir. Fantomların avantajı, sanal klinik çalışmalarında hasta görüntüsünü modellemek ve algoritmayı eğitmek için kullanılmasıdır. Ancak, fantomlardan (fiziksel veya dijital) elde edilen görüntü verileri muhtemelen hasta görüntülerinde yakalanabilecek gerçek biyolojik veya patolojik özellikleri yansıtmamaktadır. Fantom görüntüler, eğitim sırasında verilerin artırılması, görüntüleme sistemleri ve protokollerindeki farklılıklara ilişkin önyargıların belirlenmesi ve düzeltilmesi ve test-tekrar test değerlendirmeleri için yararlı olabilir. Fantomlarla eğitilen bir algoritmanın gerçek dünya görüntülerine uygulanıp uygulanamayacağı titiz bir doğrulama gerektirir.

3.3.5 Zayıf/Gürültülü Temalar

Algoritmalarda kullanılan zayıf ve gürültülü temalar, eksik veya kusurlu referans standardı olarak tanımlanır. Güçlü etkiler, eğitilebilen algoritmalarının güvenilirliğini arttırabileceği gibi, genelleşme özelliği artacaktır. Güçlü ve temiz bölümlerin yer aldığı algoritmalar daha avantajlıdır.

3.4 Gerçek/Doğru Pozitiflerin Tanımı

Referans standartları, bir BDT-YZ sisteminin çıktısının değerlendirilmesinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır.

Referans standarda göre gerçek pozitif tanımı çok önemlidir. Gerçek bir pozitif belirlemek için farklı yöntemler, aynı BDT-YZ sisteminin farklı performansıyla sonuçlanacaktır. Hangi yöntemin uygun veya uygulanabilir olduğu kullanılan alana ve mevcut referans standardına bağlıdır.

3.5 Referans Standartları Hakkında Ne Öğrenildi?

Referans standardının türü ve ayrıntı düzeyi kullanılan alana göre değişebilir. Objektif bir referans standardı tercih edilmesi istenir ancak subjektif bir referans standardı kullanılmak zorunda kalınıyor ise, birden fazla konu ile ilgili uzmanının bağımsız değerlendirmeleri ve kullanılan değişkenlerinin ne olduğu gündeme gelmelidir.

4.MODEL GELİŞTİRME

Doğru şekilde toplanmış verilerin varlığına ek olarak, veri örnekleme ve algoritma seçimi geliştirilen modelin sağlamlığını etkileyecektir. Bu bölüm veri örnekleme yöntemleri, öğrenme denetimi seviyeleri ve transfer öğrenimi, çoklu görev öğrenimi, alan adaptasyonu, birleştirilmiş öğrenme ve sürekli öğrenme gibi yeni eğitim stratejileri konularını kapsamaktadır.

4.1 Veri Örnekleme Stratejileri

Veri örnekleme, verilerin verimli kullanımı ve model geliştirmede aşırı uyum riskini azaltmak için önemlidir. Modellerin eğitimi ve test edilmesi için en köklü örnekleme teknikleri tartışılmalıdır.

4.2 Makine Öğrenimi Stratejileri

Bir makine öğrenimi içeriği, bir modelin eğitildiği stratejiyi ifade eder. BDT-YZ'de birçoğu birbiriyle örtüşen çok sayıda öğrenme tekniği veya modeli

vardır. Öğrenme yöntemleri değişik kategorilere ayrılmakta olup, denetimli, yarı denetimli veya denetimsiz öğrenme gibi kullanıcının ihtiyaç duyduğu alanlarda odaklanır. Makine öğrenimi başlığı altındaki bu yöntemlere değişik kaynaklardan ulaşmak mümkün olmaktadır.

4.3 Model Gelişiminden Neler Öğrenildi?

Kullanılan algoritmalar için eğitim yaklaşımları, özellikle derin öğrenme algoritmaları, modelleri sürekli olarak gelişmektedir. Bu nedenle, algoritmanın kullanım amacını temsil eden bir test sisteminin varlığı çok önemlidir. Sağlam eğitim yöntemleri, klinik uygulamada minimum insan gözetimi ile veya hiç insan gözetimi olmadan çalışabilecek sistemler için özellikle vazgeçilmezdir.

5.PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ

BDT-YZ'de modeli geliştirmenin çeşitli aşamalarında uygun performans değerlendirmesi önemlidir. Performans değerlendirmesinin kullanım amacı, performans ölçütleri, istatistiksel anlamlılık, örneklem büyüklüğü ve tekrarlanabilme gibi faktörleri ve bağımsız veya klinik performans değerlendirmesi gibi amaçları içerir. Titiz performans değerlendirmesi, daha fazla iyileştirmeye rehberlik etmek veya kullanıcıyı modelden beklenebilecek gerçekçi performans hakkında bilgilendirmek için belirli bir geliştirme aşamasında model performansının güvenilir bir tahminini sağlayabilir.

Performans değerlendirme metodolojileri arasında değişik analiz yöntemleri yer almaktadır. Özellikle, Hata tahminleri, performansları değerlendirmede önemli bir yer tutar.

İstatistiksel anlamlılık, gözlemlenen bir sonucun

yalnızca şansla açıklanabilir olma olasılığını ölçmek için kullanılır.

6.KLİNİK KULLANIM

BDT-YZ sistemini geliştirmenin gerçek amacı, sağlık hizmetleri sürecinde hekimlere teşhis ve tedavide yardımcı olmaktır. BDT-YZ aracının klinik kabulü için, klinik ortama genelleme, klinik iş akışında kullanım verimliliği, çıktının açıklanabilmesi ve zaman içinde performans tutarlılığının güvence altına alınması gibi birçok pratik faktör dikkate alınmalıdır. Bu bölümde, insan-makine arayüzü, kullanıcı eğitimi, kabul testi ve ileriye dönük gözetim dahil olmak üzere BDT-YZ araçlarının kliniğe aktarılmasıyla ilgili konular gündeme gelecektir.

6.1 İnsan-Makine Arayüzü

BDT-YZ'yi klinik kullanıma sunmanın en önemli konularından biri, çıktısının hekime sunumudur. İnsan-makine arayüzü, klinik kullanım için bir BDT-YZ aracının kullanılabilirliğini ve kabul edilebilirliğini etkileyebilecek kritik bir bileşendir. Arayüz tasarımı, kullanım amacına, görüntülenecek bilginin miktarına, türüne ve karmaşıklığına bağlı olacaktır. Görev ne olursa olsun, bazı ortak gereksinimler arasında, kullanıcı dostu olma, iş akışı verimliliği ve BDT-YZ çıktısının veya önerilerinin yorumlanabilir olması sayılabilir.

Mevcut BDT-YZ araçlarının kara kutu niteliği, BDT-YZ'nin klinik kullanıma dönüştürülmesinin önündeki engellerden biridir.

BDT-YZ modellerinin gerçekten akıllı karar destek araçları haline gelebilmesi için, hekimlerin her bir uygulama türü için kullanıcı arayüzü tasarımına ilişkin tercihlerini belirlemek üzere çok daha fazla araştırma

ve geliştirmeye ihtiyaç vardır.

6.2 Kullanıcı Eğitimi

Teknolojiyi kliniğe aktarırken önemli bir adım da beklentileri belirlemektir. Bir kullanıcının bir BDT-YZ aracını doğru bir şekilde kullanmasının anahtarı, radyoloji iş akışında ne zaman ve nasıl kullanılması gerektiği de dahil olmak üzere kullanım amacının anlaşılmasıdır.

Kullanıcılar BDT-YZ aracına rahatlıkla güvenebilmeli ancak her zaman aracın performans sınırlamalarının da farkında olmalıdır.

BDT-YZ'nin doğru ve yanlış önerilerde bulunduğu vakaların özelliklerini anlamak için klinik sonuçlarla karşılaştırarak BDT-YZ aracının kendi hasta vakaları üzerindeki performansını değerlendirmeli, ancak klinik kararlarında BDT-YZ çıktısından etkilenmekten kaçınmalıdır.

6.3 Kabul Testi

Klinik kullanım için uygulanacak BDT-YZ yazılımı tıbbi bir cihaz olarak kabul edilir; bu nedenle performansı belirli standartları karşılamalıdır. Kabul testi, herhangi bir BDT-YZ aracının klinik kullanımından önce önemli bir adımdır.

6.4. İleriye Yönelik İzleme

6.4.1 Periyodik Kalite Güvencesi (QA)

Periyodik QA'nın amacı iki yönlüdür: rutin QA için bir program oluşturmak ve zaman içinde klinik performansın tutarlılığını sağlamak. Görüntüleme veya veri toplama zincirindeki varyasyonların CAD-BDT-YZ sisteminin performansını nasıl etkileyebileceğini değerlendirmek için rutin QA uygulanmalıdır. QA ayrıca, yazılım geliştirme şirketi tarafından her zaman duyurulması gereken bir BDT-

YZ yazılım güncellemesi gerçekleştiğinde de yapılmalıdır. Gözlemlenen sapmalar için tolerans sınırları ve düzeltici eylemler BDT-YZ uygulamasına göre belirlenmelidir.

6.4.2 "Sürekli Öğrenme" Sistemleri için Performans İzleme

Klinikte uygulanan ve sürekli öğrenen BDT-YZ sistemleri için, hekimlerin sistemi günlük kullanımlarında farkında olmadan felakete ve performans düşüklüğüne yol açabilecek durağan olmayan verilerden ve öğrenmeden kaynaklanan ek bir risk söz konusudur. Sürekli öğrenen BDT-YZ sistemleri kliniğe aktarılmadan önce, güvenli kullanımı sağlamak için

performans izlemeyi mümkün kılan pratik ve güvenilir QA yöntemleri geliştirmek için kapsamlı çalışmalar yapılması gerekmektedir.

6.4 BDT-YZ'nin İleriye Yönelik Değerlendirmesi

BDT-YZ sistemlerinin büyük ölçekli ileriye dönük performans değerlendirmesi, BDT-YZ'nin klinik ortamda iş akışı verimliliği, hekim performansı, maliyet etkinliği ve hasta sonuçları üzerindeki etkisini değerlendirecektir. BDT-YZ'nin prospektif değerlendirmesi tipik olarak iki kategoriye ayrılır; randomize kontrollü çalışmalar ve gözlemsel çalışmalar.

6.5 Kliniğe Uygulama Konusunda Ne Öğrenildi?

Bir BDT-YZ sisteminin kliniğe aktarılması için etkin bir kullanıcı ara yüzü, iş akışına sorunsuz entegrasyonu ve beklenen performansı doğrulamak için kabul testi, doğru kullanımı ve yerel klinik ortamda BDT-YZ performansının yeterince anlaşılmasını sağlamak için yeterli kullanıcı eğitimi ve zaman içinde performansın

tutarlılığını izlemek için sağlam dağıtım sonrası QA prosedürleri gerekir. Daha ileri düzeyde doğrulama, iyi tasarlanmış klinik çalışma protokolleri kullanılarak BDT-YZ'nin klinik sonuçlar üzerindeki etkisinin ileriye dönük klinik değerlendirmelerini içerecektir.

7.TARTIŞMA

Genelleştirilebilir, sağlam ve güvenilir BDT-YZ karar destek sistemlerinin geliştirilmesi, hem laboratuvar uygulamaları hem de klinik uygulamalardaki gerçek dünya uygulamaları için kritik öneme sahiptir. Bu önemli konuları ele almak üzere AAPM, Bilgisayar Destekli Görüntü Analizi Alt Komitesine, BDT-YZ karar destek sistemlerinin geliştirilmesi, performansı ve güvenilirliği için "en iyi uygulamalar" konusunda öneriler geliştirme görevi vermiştir.

Tıbbi görüntüleme için BDT-YZ sistemlerine odaklanmamıza rağmen, burada tartışılan süreçlerin ilkeleri geneldir ve tıp alanındaki çok çeşitli YZ uygulamalarında kullanılabilir.

(1) Veri toplama, (2) referans standartları oluşturma, (3) model geliştirme, (4) performans değerlendirmesi ve (5) klinik uygulamaya geçiş için en iyi uygulamalara yönelik önerilerin bir özeti orijinal metinde bir tablo olarak yer almaktadır.

8.SONUÇ

BDT-YZ sistemlerinin titizliği ve yeniden üretilebilmesi klinik uygulamaya dönüştürüldüğünde bu tür sistemlerin başarısı için temel olacaktır. Bu raporda ele alınan konuların hepsi BDT-YZ sistemlerinin temel unsurlarıdır ve sistem geliştirme ve doğrulama sırasında özenle dikkate alındıklarında başarılı klinik çeviri için en büyük fırsatı sunmalıdır.

3.ULUSAL RADYOTERAPİ KONGRESİ VE EĞİTİM SEMİNERLERİ KONGRESİ



Resim 1. Toplantıya katılan tüm konuk ve kongre üyeleri toplu halde. Daha iyi bir gelecek için.

R.T.T. Abdülkadir Arslan

Bu yıl 3.sünü gerçekleştirdiğimiz 3.Ulusal Radyoterapi Kongresi ve Eğitim Seminerleri Kongresini Türk Medikal Radyoteknoloji (TMRT-DER) derneği ile birlikte gerçekleştirdik.

Bu güzel işbirliği için TMRT-DER yönetiminde teşekkür ederiz.

Kongrenin gerçekleşmesinde emeği geçen başta RTT-DER yönetim kurulu başkanı Aydın Özkaynak'a, yönetim kurulunda ve kongre düzenleme organizasyonunda görev alan bütün arkadaşlara çok teşekkürler hepsinin eline emeğine sağlık.

Malum son 2-3 yıl içinde dünyada ve ülkemizde yaşanan olumsuzluklardan dolayı hepimiz alışkanlıklarımızdan ve önceliklerimizden yaşam

tarzımızda bir çok değişiklikler oldu. Herkes gibi biz Radyoterapi Teknikerleri de bu olumsuzluklardan farklı yöntemlerle adapte olmaya çalıştık.



Resim 2: Kongrede toplam 56 konuşmacı, 95 katılımcı yer aldı.

Bu yüzden kongreler ve eğitim seminerleri bilimsel konuların paylaşıldığı ve fikir alışverişinde bulunulan yeni gelişen teknolojileri takip etmek ve fikir sahibi olmak için önemli bir sosyal paylaşım ortamı yaratmaktadır. Bu ortamların oluşmasında katkı sağlayan tüm paydaşlarımıza bize her zaman destek olan Radyasyon Onkolojisi Derneğine sahada beraber çalıştığımız Medikal Fizik Uzmanlarımıza ve bu ortamın sağlanmasında bize destek olan Medikal Firma yetkililerine çok teşekkür ederiz.

Kongre için seçilen konu başlıkları ,gerçekleştirilen sunumlar ve yuvarlak masa oturumları içerik olarak çok güzel derlenmişti.

Bu konuda başta düzenleme kuruluna,oturum başkanlarına ve sunumlarıyla bize güç katan bütün konuşmacılara ve katılımcılara teşekkür ederiz.

İki gün süren bilimsel program toplam 56 konuşmacı ve 95 katılımcı sayısı ile yapılan toplantılar bizlere yani bütün katılımcılara bir çok konuda yeni fikirler edinme,yapılan uygulamaları konuşup tartışma ve yeni teknolojik gelişmeler hakkında fikir sahibi olmamıza olanak sağlanmaktadır.

Dernek olarak bundan sonraki süreçte de inşallah hep birlikte güzel içerik olarak verimli kongre ve eğitim seminerleri düzenleyerek büyüklerimizle, meslektaşlarımızla ve öğrenci kardeşlerimizle bir araya gelerek ilerisi için daha kaliteli ve sağlıklı tedaviler yapmak için herkesin fikrini ve düşüncesini paylaşabileceği ortamlar oluşturmak için var gücümüzle çalışmaya devam edeceğiz.

Böyle güzel verimli geçen kongrenin ardından derneğimizin Olağan Genel Kurul toplantısını gerçekleştirdik.

Birlikte emek verdiğimiz, çaba sarfettiğimiz, mesai harcadığımız, mesleki olarak gelişimimiz adına çok başarılı işlere imza attığımız yönetim kurulu başkanı olan sayın Aydın Özkaynak'ın görev süresini tamamlamasından dolayı 30 NİSAN 2023 tarihinde Antalya'da gerçekleştirilen 3.Radyoterapi Kongresi ve Eğitim Seminerleri kongresinin ardından yapılan Olağan Genel Kurul kararıyla; farklı ve gelişmiş tıbbi donanımlara sahip merkezlerden üyelerin üyelerin oluşturduğu, bütün üyelerimizin tanıştığı, haberleştiği, eğitimine devam eden Radyoterapi bölümü öğrencilerimizin de bu aileye eklendiği, hem Radyasyon Onkoloğu, hem Medikal Fizik Uzmanları hem de meslek halkamızın önemli bir parçası olan Medikal firma yetkilileri ve değerli büyüklerimizden aldığımız enerjiyle birlikte devr aldığımız bu bayrağı yaşları ne olursa olsun mesleki donanım ve birikimine,çalışma azmine çok inandığım daha öncede bir çok kişiyle yönetimde ve farklı organizasyonlarda beraber olduğumuz disiplinli, gayretli ve çalışkan meslektaşlarım ile benim başkanlığım ile birleşen mevcut yönetim kurulu ve alt komisyonlarımızda görev yapan arkadaşlarım şöyledir;

1. Abdulkadir Arslan
2. Abidin Tecik
3. Erhan Erge
4. Funda Kayacı
5. Adnan Şafek
6. Onur Muezzinoğlu
7. Duygu Çatal Karakuş
8. İlkay Serbez
9. Oğuzhan Koçmar

10. Yakup Barkodat
11. Derya Çöne
12. Reyhan Saydam
13. Mücahit Beketli
14. Esra Erkan
15. Melis Gençtürk
16. Bilgehan Atan
17. Ozan Özmen
18. Özlem Özkaya
19. Sedat Yılmaz
20. Şeyma Kızılkaya

Oluşturduğumuz bu komisyonlarla;

Yurt içi bilimsel etkinlik ve organizasyonları gerçekleştirmek,

Yurt dışı gerçekleştirilen eğitim ve kongre organizasyonlarına katılım sağlayıp söz sahibi olmak.

Bunlardan en önemlisi daha önceki yönetimdeki arkadaşların başlatıp ve başarılı bir şekilde devam ettikleri SEETRO'ya katılım sağlayıp görev aldığımız Kongre Bilimsel Kurulu görevini en şekilde icra etmek ve 2023'te Saraybosna ve 2025 te ülkemizde olacak SEETRO Kongresinin heyecanını şimdiden paylaşmak istiyorum.

Hukuk işleri ve mevzuat düzenleme komisyonu vasıtasıyla görev yapan arkadaşlarımızla beraber Sağlık bakanlığı, Çalışma Bakanlığı, Yüksek Öğretim Kurumu ile yapılan istişare ve iyileştirme toplantılarına katılım sağlamak ve mesleğimizle ilgili gelişmeleri takip etmek ve fikir beyan etmek.

Basın Yayın-Halkla ilişkiler ve sosyal medya aracılığıyla mesleğimizle ilgili daha çok kişiye ulaşmak.

Dünyada ve Türkiye de yeni gelişen teknik ve teknolojileri ile ilgili bilgi ve ulaşım konusunda öncülük etmek.

Son olarak başta bu mesleği icra eden birisi olarak kendime, meslektaşlarıma ve gelecekte meslektaşlarımız olacak öğrenci kardeşlerimiz olmak üzere multidisipliner ekibin tüm paydaşlarına şu mesajı iletmek istiyorum: Çok önemli, geri dönüşümü olmayan ve sorumluluğu ağır ve bir o kadar kutsal bir görev omuzlarımızda yüklü ve ortak gaye ve hedefe birlikte koşuyoruz. Hepimiz biliyoruz ki ; yaptığımız işin başarı ile sonuçlanması için hasta va hasta yakınları ile empati kurabilen, çalıştığı kurumun misyon ve vizyonuna uygun davranan, kaynakları olumsuz etkilemeyen, beraber çalıştığı multidisipliner ekiple etkin iletişim kurabilen, CT planlama, kalite kontrol sistemlerine entegre, doğruluk oranı yüksek görüntü değerlendirebilen ve yorumlaması güçlü tedavi ve randevu sistemlerini etkin kullanabilen,yeni gelişen teknolojileri takip edip gelişime açık olan;ve mesleki etik ilkelerine sahip teknikerlerle mümkündür.



Resim 3: Kongreye yuvarlak masa toplantıları ayrı bir güç kattı.

Bundan dolayı tekniker eğitimi ve yöntemlerine verilecek önemle ve ortaya çıkan sorunları görmezden gelinmeyerek,gösterilecek samimi hassasiyetle çok

daha başarılı sonuçların elde edileceği hepimizce malumdur.

MedFizOnline'a dergisine bize yer verdikleri için çok teşekkür ederiz.



R.T.T. Abdülkadir Arslan

2000 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Rayoterapi bölümünden Mezun oldu. 2000-2005 yılları arasında Özel İzmir Onkoloji merkezinde çalıştı. 2005 Şubat itibaren John Hopkins Anadolu Sağlık Merkezinde çalışmaya devam etmektedir. 2008 yılına Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi Çalışma Ekonomisi ve Endüstriyel İlişkiler bölümünden mezun oldu.

EFOMP'NİN PET/CT ve PET/MR'DEKİ KALİTE KONTROL PROTOKOLLERİ

Med. Fiz. Uzm. Burcu Çam Öztürk

Giriş

İlk nesil PET sistemlerinden bu yana, hem donanım hem de yazılımda çarpıcı bir gelişme gözlemlendi. Son yıllarda, yüksek ışık çıkışlı lutesyum bazlı sintilatörlerle birleştirilmiş Uçuş Süresi (TOF) teknolojisi ve en yeni silikon fotoçoğaltıcıların geliştirilmesi, tüm vücut konfigürasyonunda bile dijital TOF-PET sistemlerinin ticari olarak yaygın bir şekilde piyasaya sürülmesine yol açtı [1]. PET teknolojisindeki sürekli gelişmeler, TOF çözünürlüğünün iyileştirilmesi, artan etkili hassasiyeti ve daha iyi sayım hızı performansı; PET tüm vücut görüntüleme üstün bir görüntü kalitesi ve lezyon teşhis doğruluğunu sağlamıştır.

PET görüntüleme; radyo izleyici üretimi ve yönetimi, PET veri toplama, veri düzeltmeleri (rastgele, saçılma, zayıflama, normalleştirme) ve farklı algoritmalar ve ayarlarla gerçekleştirilebilen görüntü yeniden yapılandırması olmak üzere birkaç adım içerir. PET görüntülemenin karmaşıklığı, izleyici üretiminden nihai görüntü oluşturma ve yorumlamaya kadar farklı seviyelerde net bir kalite kontrol (QC) prosedürü gerektirir.

PET görüntülemenin yanı sıra, bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) esas olarak atenüasyon düzeltmesi ve anatomik lokalizasyon için kullanılır.

PET sistemlerinin kalite kontrolü için yönergeler, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı [2,3], Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği [4], Tıpta Fizik ve Mühendislik

Enstitüsü [5] gibi profesyonel kuruluşlar tarafından önerilmiştir . Avrupa Nükleer Tıp Birliği [6]. PET kabul testleri, Ulusal Elektrik Üreticileri Derneği (NEMA) [7] ve Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC) [8] standartları tarafından kapsamlı bir şekilde tanımlanmıştır .

PET/CT sistemlerinde rutin kalite kontrolü (QC) ile ilgili bu literatürün çoğu, özellikle en son nesil dijital ve uzun aksenel görüş alanı (LAFOV) ile ilgili olarak güncelliğini yitirmiş veya artık geçerli değildir. PET/MR QC senaryosu da, bu hibrit sistemler için profesyonel çalışma organlarından özel QC tavsiyelerinin bulunmaması nedeniyle karışıktır.

PET/CT ve PET/MR'de QC üzerine EFOMP çalışma grubu (WG), dijital ve dijital olmayan sistemlerde gerçekleştirilecek rutin bir kalite kontrol çizelgesi hakkında bir kılavuz önermek için yayınlandı. Amaç, özel fantomlara veya ekipmana ve görüntü analizi için gelişmiş yazılıma ihtiyaç duymadan gerçekleştirmesi, basit ve doğrudan bir dizi QC testi belirlemektir.

PET/CT ve PET/MR'de QC hakkında bir anket; farklı uygulamalar, görüşler ve QC testlerinin alaka düzeyi hakkında farklı fantomların mevcudiyeti gibi bilgileri toplamak amacıyla Haziran 2020'de Avrupa'daki büyük bir medikal fizikçi topluluğuna gönderildi. [9]. Anketin sonuçları, testlerde ve akredite edilmiş PET sistemlerinin sayısında büyük bir değişkenliğin ana hatlarını çizerek, kullanılan testler ve fantomlar açısından Avrupa genelinde PET QC prosedürlerinde uyum eksikliği olduğunu göstermektedir. Ulusal veya uluslararası kuruluşlar tarafından kurulan PET sistemlerinin türü ve yaşı için de büyük bir değişkenlik

rapor edildi ve bunun da pratik önlemlerin alınması açısından dikkate alınması gerekiyor. Bu bilgi, WG'ye bu kılavuzun bir parçası olarak kalite kontrol önlemleri setini uyarılama konusunda rehberlik etmiştir.

Bu makale, PET cihazlarının çalışma durumundan emin olmak için gerekli testleri sunan PET/CT ve PET/MRI'da QC hakkında EFOMP Kılavuzunun [10] bir özet raporudur. Protokol, görüş açısı 30 cm'nin altında olan aksel alana (AFOV) sahip PET sistemleri dikkate alınarak yazılmıştır, ancak tüm testler LAFOV sistemlerine genişletilebilir. Bu nedenle, mevcut kılavuzda bu tür LAFOV cihazlarına özgü herhangi bir test sunulmamıştır.

Protokol, klinik görüntü kalitesiyle doğrudan bağlantılı seçilmiş ve ölçülebilir parametreleri kullanan radyonüklid kalibratörlerin, tartım terazilerinin, PET, CT ve MRI sistemlerinin kalite kontrol prosedürlerini tanımlar. Bu tanımlama; güvenlik, görüntü kalitesi, niceleme doğruluğu ve hasta radyasyon dozu açısından klinik çalışmaları olumsuz etkilemeden önce sorunların tespit edilmesine yardımcı olur. CT ve MRI QC, yalnızca PET (sayım düzeltilmesi ve anatomik lokalizasyon) görüntüleme bağlamında açıklanmaktadır.

Standart protokole dayalı düzenli bir QC, PET/CT ve PET/MRI sistemlerinin rutin klinik görevlerde mümkün olan en iyi performansla ve en uygun koşullar altında çalışmasını garanti eder.

Protokol Özellikleri

Kalite Kontrol Protokolünün Mantığı

Bir kalite güvence programına, sistemin özelliklerine göre çalıştığını doğrulamayı amaçlayan bir kabul testi ile başlanmalıdır. Kabul testi, sistem teslim edilmeden

önce satıcının uluslararası standartlara dayalı spesifikasyonuna göre gerçekleştirilir. Bu bir görüntüleme sisteminin belirli performans parametrelerini ölçmek ve raporlamak için tek tip ve tutarlı metodolojiyi sağlar. Uluslararası referans standartları NEMA ve IEC tarafından yayınlanır ve ekipmandaki teknolojik yenilikleri içerecek şekilde düzenli olarak gözden geçirilir ve güncellenir.

Kabul testi, kurulumdan hemen sonra ve klinik kullanımdan önce yapılmalıdır. Sonucun elde edilmesi ve değerlendirilmesi genellikle yalnızca servisi modu girişi altında mümkündür, normal kullanıcı için mümkün değildir.

Kabulden sonra, ekipmanın kullanım ömrü boyunca performansının sabitliğini test etmek için özel olarak bir QC programı gereklidir. Bu test içeriği, uluslararası referans standartlarında tanımlanandan farklı olabilir. Tüm edinimler ve değerlendirmeler normal bir kullanıcı tarafından erişilebilir olmalıdır.

QC protokolü, gerçekleştirilecek testleri ve bunların periyodikliğini tanımlamalıdır. Kabulden sonraki ilk birkaç uygulama sırasında elde edilen sonuçlar, gelecekteki tüm QC sonuçlarını karşılaştırmak için temel referans ve tolerans verilerini oluşturacaktır. Bundan sonra, performans testi düzenli olarak (süreklilik testleri) ve sistemin performansını potansiyel olarak etkileyen herhangi bir bakım prosedürü (durum testi) gerçekleştiğinde gerçekleştirilir.

Bu şekilde tanımlanan kalite kontrol programı, kalitedeki kısa ve uzun vadeli bozulmaların tespit edilmesini ve düzeltilmesini sağlayacaktır.

Bir kalite kontrol programının amacı, doğrudan klinik görüntülerin kalitesiyle bağlantılı ölçülebilir

parametreleri kullanarak PET/CT/MRI sisteminin performansındaki değişiklikleri saptamaktır. Başka bir deyişle, güvenlik, görüntü kalitesi, ölçüm doğruluğu ve hastalar ve personel için radyasyon dozu açısından klinik çalışmaların geçerliliğini etkilemeden önce sorunların tespit edilmesine yardımcı olmaktır. Etkili bir kalite kontrol programı, basit, pratik ve klinik rutinle uyumlu testleri içermelidir.

Kalite Kontrol Protokolünün Kilit Noktası

Bir kalite kontrol protokolünün kilit noktaları aşağıdakilerin tanımlanmasını içerir:

- **Testlerin türü:** Bunlar fantom uygunluğunu, kullanım prensiplerini, ulusal mevzuatı, ekipman türü ve görüntüleme sisteminin klinik kullanımını (örn. radyoterapi amaçlı PET görüntülerinin kullanımı, hibrit sistem) tanımlanmalıdır.
- **Testlerin sıklığı:** Bunlar testlerin doğruluğu ve uygulanabilirliği arasında bir uzlaşma dikkate alınarak tanımlanmalıdır.
- **Toleranslar:** Bunlar hem üretici tavsiyeleri hem de uluslararası yönergeler rehberliğinde oluşturulmalıdır.
- **Düzeltilici eylemler:** Bir QC belirlenen toleransı aştığında, alınması gereken eylemleri açıkça tanımlamak çok önemlidir (yani: QC'yi tekrarlayın, düzeltilici bir bakım planlayın, sistemin klinik kullanımını sınırlayın vb.)
- **Sorumluluklar:** Medikal Fizik Uzmanı (MPE), diğer profesyoneller (örn. teknoloji uzmanları) tarafından yapılan testlerin denetimi de dahil olmak üzere, QC programının genel denetiminden sorumludur.
- **Kayıt:** Kayıt tutma, bir QC programının gerekli bir parçasıdır. Ayrıntılı yerel çalıştırma prosedürleri ve talimatları da kalite güvence programının bir parçası

olarak yazılmalıdır. Test edilen parametrelerin eğiliminin periyodik analizi, sistem performansını düzgün bir şekilde izlemek ve olası arızaları derhal belirlemek için esastır.

Gerçekleştirilen tüm kalite kontrollerin tüm sonuçları ve görüntüleri kaydedilmeli ve özenle arşivlenmelidir. Aynı test için, sonuçlar (kabul testinin bir parçası olarak veya sonrasında gerçekleştirilen) ilk QC sonuçlarıyla karşılaştırılmalı ve zaman içindeki eğilimler analiz edilmelidir.

Her medikal fizik uzmanı, kendi klinik konfigürasyonuna ve ulusal düzenlemelere uyum sağlamak için ek QC yapmakta, QC sıklığını artırmakta veya toleransları azaltmakta serbesttir.

Testlerden biri için tolerans dışı sonuçlar çıkması durumunda, ulusal tavsiyelere uyulması ve cihaz üreticisine bilgi verilmesi önerilir. Düzeltici eylemlerin türü ve zamanlaması, sorunun klinik önemine göre medikal fizik uzmanı ve nükleer tıp doktoru tarafından yerel olarak tanımlanmalıdır.

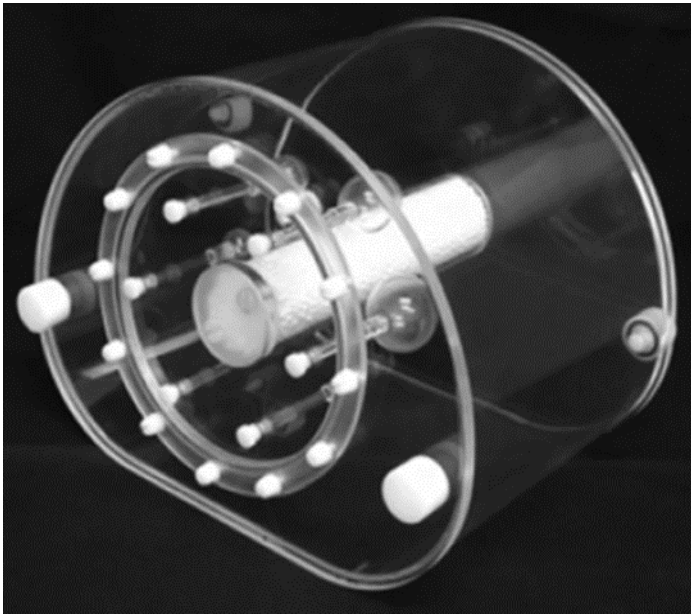
Fantomlar

PET Fantomları

Tüm üreticiler, PET'in günlük kalite kontrolü için farklı şekillerde kapalı kaynaklar ve radyo izotopları kullanır. Bu kapalı kaynaklar, QC'yi gerçekleştirmek için önerilen minimum aktiviteyi sağlamak için düzenli olarak yenilenmelidir. Tüm üreticiler ayrıca sırasıyla radyoaktivite konsantrasyon sonucunu, SUV değerini ve kalibratörle çapraz kalibrasyonu kalibre etmek ve değerlendirmek için suyla doldurulabilen silindirik bir fantom sunar. Bu fantomların boyutları ve özellikle uzunlukları, sırasıyla değişen sistem konfigürasyonlarına ve üreticilere göre değişir. Bu fantomlar, PET

görüş alanının merkezine yerleştirilmelerine izin veren bir destekle teslim edilir.

PET görüntü kalitesini karakterize etmek ve akreditasyon programları için kullanılan en yaygın fantom, IEC Görüntü kalitesi fantomudur [11] (Şekil 1). Hacmi yaklaşık 9,7 L olan (fantomun iç uzunluğu: 180 mm) akrilik cam malzemeden oluşan bir vücut fantomunu temsil eder. Çeşitli boyutlarda (iç çap: 10, 13, 17, 22, 28 ve 37 mm) 6 doldurulabilir küre, aynı düzlemde vücut fantomuna yerleştirilebilir. Akciğeri veya akciğer eşdeğeri bir malzemeyi temsil etmesi amaçlanan, su içinde Strafor boncukları içeren bir ek fantomun merkezine yerleştirilebilir.



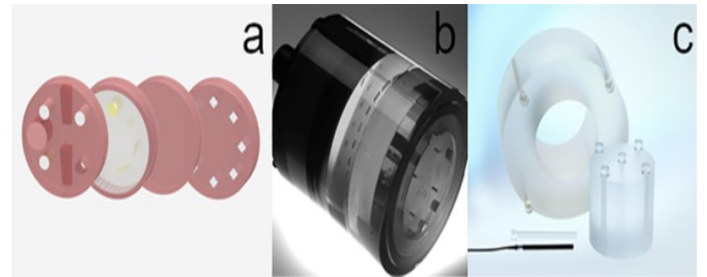
Şekil 1 : IEC Görüntü Kalitesi Fantomu

Üreticinin iç kalite kontrol prosedürleri, PET ve CT veya MR hacimlerinin üst üste binmesini test etmek için belirli fantom veya kapalı kaynaklar önermektedir [12–18].

CT Fantomları

Tüm üreticiler, PET/CT'leri için CT görüntü kalitesinde bir fantom sağlamalıdır. Fantom, su veya eşdeğer bir malzeme ile doldurulmuş düzgün bir bölüme sahiptir.

Fantom ayrıca en az 3 farklı malzeme (su ve hava zorunludur ve son olarak bir akrilik bölge olabilir) içeren en az bir bölüme sahiptir. Bu görüntü kalitesi fantomu, farklı testler (çözünürlük, dilim kalınlığı, kontrast) için başka katmanlar da içerebilir. Bu fantomlar, CT transaksial görüş alanının merkezine yerleştirilmelerine izin veren bir destekle teslim edilir. ARC ve 500-600 Catphan ailesi gibi CT karakterizasyonu için PET/CT tedarikçisinden bağımsız fantomlar da mevcuttur (Şekil 2). Mevcut protokol, herhangi bir belirli fantom benimsemeyi, ancak merkezler arasında karşılaştırmalara izin vermek için satıcıdan bağımsız fantomların kullanılması tavsiye edilir.

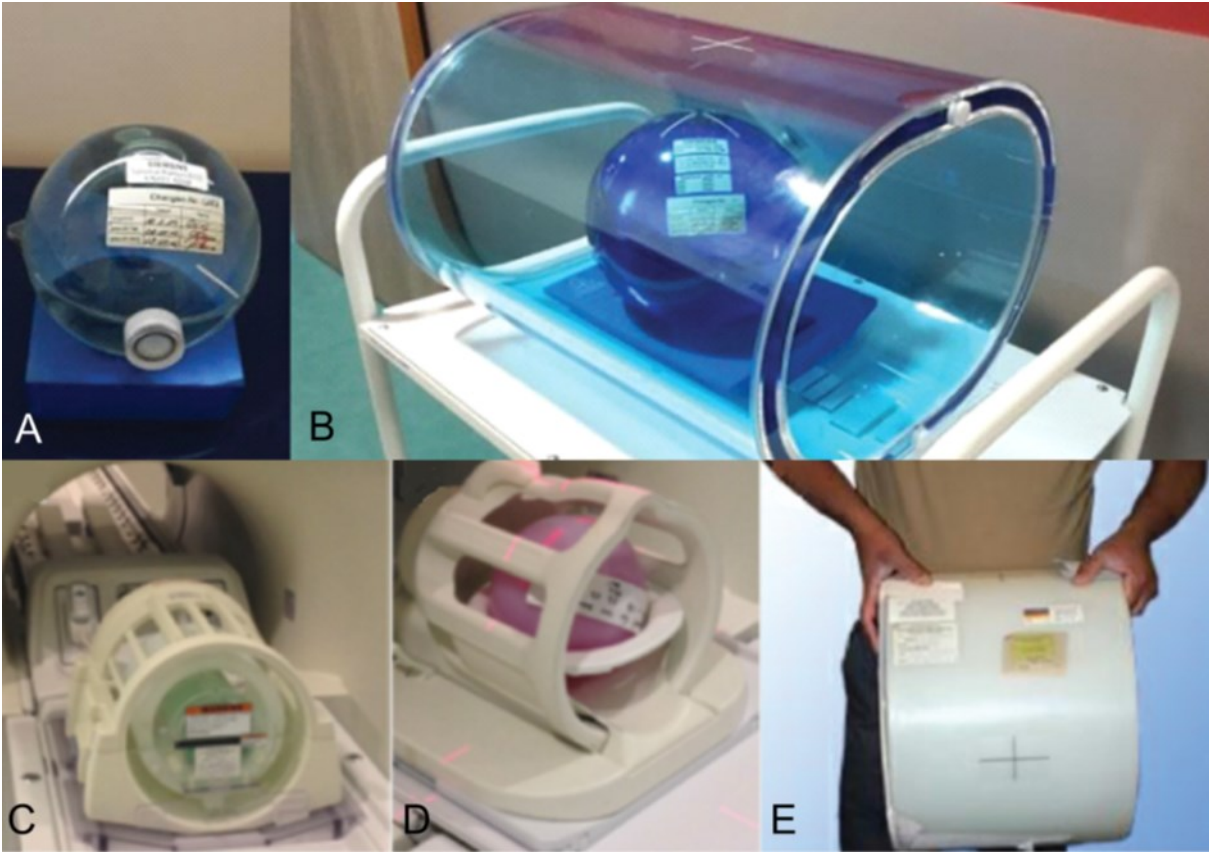


Şekil 2 : ARC fantom (a), Catphan 600 (b), CTDI fantom (c).

MR Fantomları

MRI kalite testleri için kullanılan fantomlar, paramanyetik bileşenler (örn. bakır sülfat) ile katkılanmış sulu bir solüsyon veya jelleşen solüsyon (agaroz) formundadır.

İki PET/MR üreticisi, günlük MR kalite kontrolü için küresel bir homojen fantom kullandı. Üretici tarafından sağlanan veya belirli bir standartta (Eurospin [19], ACR [20]) önerilen diğer kalite kontrol fantomları, homojenlik, geometrik bozulmalar, dilim parametreleri, yüksek ve düşük kontrast çözünürlüğü gibi bir metrik veya farklı metriklerin ölçümünde kullanılmaktadır. (Bkz . Şekil 3)



Şekil 3 : mMR'de MRI kalite kontrolü için üst sıra fantomlar (Siemens Healthineers) (A,B); Alt sıra fantom DQA-III (C), Baş fantomu (D), Vücut fantomu (E) (GE Healthcare).

Ayrıntılı Test Prosedürü Açıklamaları

Protokol testleri, her ekipman için bir tane olmak üzere birkaç bölümde gruplandırılmıştır. Fantom hazırlamayı, gerektiğinde test yürütmeyi ve görüntü analizini kolaylaştırmayı sağlamak için her test doğru bir şekilde açıklanmıştır.

Protokolün her test prosedüründe aşağıdakiler açıklanmaktadır:

- Amaç
- Malzemeler
- Prosedür
- Analiz
- Tolerans

Protokole dört ek eklenmiş olup, bunlardan üçü belirli QC prosedürleri hakkında ayrıntılı bilgi içermektedir (rutin üretici PET bileşeni için QC ve günlük QC'nin

yanı sıra CT bileşeni üzerinde QC ve MR bileşeni üzerinde QC tavsiye etti). Dördüncü ekte ise, QC sonuçlarını raporlamak için bir şablon sunulmaktadır.

PET/CT ve PET/MRI EFOMP Protokolü QC'de yer alan testlerin listesi Tablo-1'dedir.

Radyonüklid Kalibratörü

Her bir üreticinin QC'si ve aşağıdaki ek testleri içermelidir. Günlük kontrol kaynağı ölçülürken elektronik sistem tanılmasında kayma, yüksek voltajın kararlılığı ve sıfır kazancın ayarlanması gözlenmelidir. Şişe/sırınga geometrisi için düzeltme faktörleri dikkate alınmalıdır. İyonizasyon odasının, elektronik aksamın değiştirilmesi veya HV beslemesindeki değişiklikler radyonüklid kalibratörün performansını etkileyebilecek ilgili bakımlardır. Radyonüklid kalibratörler üzerindeki kalite kontrol, en az günlük olarak fiziksel inceleme, geçmiş kontrolü ve

Tablo-1

KATEGORİ	TEST	PERİYOD	AMAÇ
Radyonüklid Kalibratörü	Fiziksel Muayene	Günlük	Bütünlüğü kontrol etmek
	Arka plan	Günlük	Arka plan etkinliğinin kabul edilebilir bir aralıkta olduğunu doğrulamak
	Süreklilik	Günlük	Kalibratör ölçümlerinin zaman içindeki sabitliğini ve tekrarlanabilirliğini kontrol etmek
	Saat Senkronizasyonu	Aylık	
	Doğruluk	Yıllık	Seçilmiş bilinen kaynakla sistemin doğruluğunu test etmek
	Kesinlik	Yıllık	Sistemin kısa vadeli sayım tekrarlanabilirliğini kontrol etmek
	Doğrusallık	Yıllık	Dağıtılan bir dizi aktivite üzerinde sistemin yanıt olarak doğrusal olduğunu test etmek
	Inter-kalibrasyon	Yıllık	Klinik bir izotop ile farklı kalibratörlerin okumalarının homojenliğini test etmek
Ağırlık Ölçüleri	Fiziksel Muayene	Günlük	Bütünlüğü kontrol etmek
	Doğruluk ve Kesinlik	Yıllık	Kalibre edilmiş ağırlıklar ve kısa süreli okumalar üzerinden doğruluğu kontrol etmek
PET Tarayıcı	Homojenite/ Artefact	Üç Ayda Bir ve Bakımdan Sonra	Sistemin bir fantomun tekdüze bölgelerini aynı yoğunlukta tasvir etme yeteneğini kontrol etmek
	SUV Onaylama/ Miktar Kesinliği	Üç Ayda Bir	SUV değerlerinin kesinliğini doğrulamak
	PET/CT ve PET/MR hizalaması	Altı Ayda Bir ve Bakımdan Sonra	Uygun sayım düzeltmesi ve lokalizasyonu sağlamak
	Sayım hızı performansı(*)	Yıllık veya Bakımdan Sonra	Yeniden yapılandırılmış aktivite konsantrasyonunun (veya SUV) klinik olarak ilgili bir aktivite aralığında kantitatif doğruluğunu doğrulamak
	Görüntü kalitesi	Yıllık	Gövdenin klinik görüntülemesine yönelik parametreleri kullanarak elde edilen ve yeniden oluşturulan görüntülerin kalitesini değerlendirmek
CT Tarayıcı (PET/CT için)	Görüntü Artefacts	Aylık	CT işlevselliğini tehlikeye atabilecek hiçbir artefact bulunmadığından emin olmak
	HU homojenliği ve gürültü	Aylık	CT numaralarının görüş alanı boyunca tekdüze olmasını sağlamak
	HU doğruluğu	Yıllık	CT sayılarının uygun bir aralıkta olduğunu doğrulamak
	Dilim kalınlığı	Yıllık	
	Doz ölçüsü	Yıllık	Havadaki CT doz indeksinin (CTDI _{air}) doğruluğunu değerlendirmek
MR Tarayıcı (PET/MR için)	Görüntü sinyalinin tekdüzeliği	Aylık	Sistemin, bir fantomun tekdüze bölgelerini aynı yoğunlukta gösterme yeteneğini kontrol etmek
	Signal to Noise Ratio (SNR)	Aylık	Üç ortogonal düzlemde de SNR'yi ölçmek
	Sayım Haritası	Kabul veya Bakımdan Sonra	Özel sayım düzeltme sürecini test etmek

(*) : Sayım hızı performansının kalıcılığını kontrol etmek için doğrusallık testi, yalnızca klinik dinamik edinimler gerçekleştiren PET merkezleri için önerilir.

bir sabitlik testini içerir. Doğruluk, kesinlik ve doğrusallık testleri yıllık olarak yapılmalıdır. Bir PET merkezinin tüm radyonüklid kalibratörlerinde yıllık olarak yürütülen inter-kalibrasyon, farklı kalibratörlerin klinik izotoplu okumalarının homojenliğini garanti edebilir. Bir radyonüklid kalibratörde KK testlerinin ayrıntılı açıklaması için özel kılavuzlara bakın [21–23].

Ağırlık Ölçüleri

Hastalar ve enjekte edilen farklı aktivite arasında karşılaştırmaya izin vermek için PET alımı, Standart Alım Değeri (SUV) birimleri verecek şekilde enjekte edilen aktivite ve hasta ağırlığı ile normalleştirilir. SUV'ler vücut ağırlığı, yağsız vücut kütlesi [24] veya vücut yüzey alanı [25] gibi ölçütlere dayandığından, kullanılan tartım terazilerinin doğru ve kesin olması gerekir. Çünkü sonuçların doğruluğu, SUV testinin doğruluğu ve geçerliliği için belirleyicidir. Hastanın ağırlığına ilişkin kesin bilgi, kişiselleştirilmiş uygulanan aktivite miktarı yoluyla sabit bir görüntü kalitesini korumak için önemlidir (yani vücut ağırlığının kilogramı başına uygulanacak tanısal referans aktivite seviyelerini takip etmek gibi). Teraziler, ölçülecek hasta ağırlık aralığına uygun kapasitede olmalı ve birimleri metrik olarak gösterilmeli ve hastaya uygun skala aralıklarına sahip olmalıdır. Terazilerinin doğruluğunu etkileyen faktörler; iş yükü, yaş, ne kadar iyi bakıldığı ve ne sıklıkta taşındığıdır.

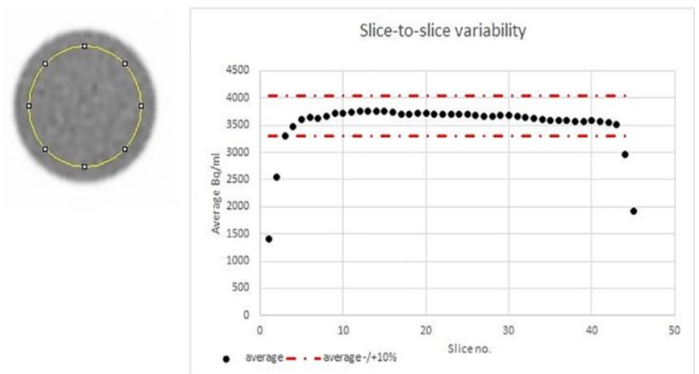
Terazilerin fiziksel muayene ile (hasarsız, pille çalışan, doğru bir şekilde seviyelendirilmiş, hastayı tartmadan önce sıfır değeri göstermesi, seçilmiş doğru tartı skalası) doğruluğu ve kesinliği yıllık bazda kalibre edilmiş ağırlıklar kullanılarak kontrol edilmelidir.

PET Sistemi

Bu makalede geleneksel eksenel görüş alanı (≤ 30 cm) PET sistemleri ele alınmaktadır. LAVOF sistemleri (>30 cm), duyarlılık, karşı-aktivite eğrileri ve uzamsal çözünürlük açısından geleneksel FOV sistemlerine göre farklılık gösterir ve bu nedenle, bu PET sistemleri kategorisi için özel olarak tasarlanmış ölçümler ve fantomlar gereklidir [26,27]. Kalite kontrol testleri, PET/CT ve PET/MRI sistemlerinin tipine ve fantomların mevcudiyetine bağlı olarak uygulamalardaki olası farklılıklar dikkate alınarak pratik kullanıma uygun olacak şekilde seçilmiştir.

Dedektörlerin, fotoçoğaltıcı tüplerin (PMT'ler), darbe şekli ayırmacılığının (PSD'ler), elektroniklerin ve yeniden yapılandırma yazılımının değiştirilmesi PET sisteminin performansını etkileyen bakımlardır.

Tekdüzelik ve artefaktlar, klinik tüm vücut protokol ile taranan eşit şekilde doldurulmuş ^{18}F fantom veya ^{68}Ge silindirik fantom aracılığıyla üç ayda bir ve ilgili bakımdan sonra kontrol edilmelidir. Yeniden oluşturulmuş dilimler, düzgün olmayan alanların varlığı açısından incelenmelidir (Şekil 4) [28].



Şekil 4 : Eksenel FOV'ın %80'i içinde herhangi bir düzgün olmayan alanın varlığını ve ortalama konsantrasyonda dilimden dilime değişkenliği ve eksenel FOV'ın %80'i içinde +/- %10 limitlerini denetlemek için tek biçimli fantomun yeniden oluşturulmuş dilimi.

SUV doğrulaması, SUV değerlerinin kesinliğini doğrulamak için temel bir testi temsil eder. 18F aktivitesinin doğru bir şekilde ölçülmesi ve tahlil süresinin kaydedilmesi koşuluyla, tekdüzelik testi ile birlikte gerçekleştirilebilir.

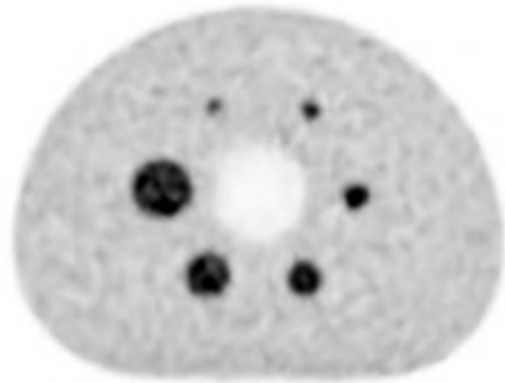
Sayım hızı performansı, aktivite konsantrasyonunun doğrusallığı ve/veya klinik olarak ilgili aktivite konsantrasyonları üzerinden SUV değerleri açısından test edilebilir. Bu test sadece çok yüksek aktiviteler gerektiren (yani 82Rb ile) klinik dinamik alımlar yapan PET merkezleri için önerilir. Dinamik görüntüleme için rutin olarak kullanılan protokolle ve kullanılan adionüklidin en az 7 yarı ömrü boyunca tek tip bir silindir taranabilir. Tüm edinim süresi boyunca elde edilen görüntüde ölçülen fantomdaki ortalama aktivite konsantrasyonu, fantomdaki gerçek aktivite konsantrasyonu eşleşmelidir.

Protokolde önerilen görüntü kalitesi testi, NEMA NU-2 standardında [7] açıklanan görüntü kalitesi testinin basitleştirilmiş bir versiyonudur. Testte 6 sıcak küre kullanılır ve test AFOV dışındaki aktiviteyi simüle etmek için saçılma fantomunun kullanılmasını gerektirmez. Özellikle 18F kullanılmalıdır. Ancak özellikle yüksek ani gama katkısı beklendiğinde (yani 124I ile) farklı izotoplar kullanılmadan önce test edilmelidir. Bu testi bir PET/MRI sisteminde gerçekleştiriyorsanız, sayım düzeltmesine özel dikkat gösterilmelidir. Fantom hazırlama için detaylı bilgi protokolde verilmektedir. 70 kg'lık bir yetişkin için gövde üzerinde kullanılan klinik FDG protokolünü kullanan küreler üzerinde ortalanmış tek bir statik alım ve 2-3 yatak pozisyonu veya 70 kg'lık bir yetişkin için gövde üzerinde kullanılan klinik FDG protokolü fantomu kapsayacak şekilde sürekli akış alımı olmak üzere en az iki alım

gerçekleştirilmelidir. Farklı tarama sürelerini araştırmak için, çekim ideal olarak yatak başına en az 5 dakika liste modunda gerçekleştirilmelidir. Daha kısa tarama süreleri ve çerçeveler, geriye dönük olarak liste modu verilerinden yeniden birleştirilebilir. PET verileri, standart klinik rekonstrüksiyonlar kullanılarak yeniden yapılandırılmalıdır. Sayım ve saçılma düzeltmesi için kullanılan CT verileriyle birlikte PET ham verileri, gelecekte yeniden yapılandırma algoritmaları veya düzeltmeleri sağlanırsa geriye dönük yeniden yapılandırmaya izin vermek için saklanmalıdır.

Bununla birlikte, eksenel görüş alanının artmasıyla, bu veri kümeleri yaklaşık 10 GB/veri kümesine kadar büyüyebilir ve bu tür sistemlerin kurulumundan ve kullanımından çok önce ilgili depolama kapasitesinin planlanması gerekir.

Yeniden oluşturulan görüntüler (Şekil 5), görünür küreler için Geri Kazanım Katsayısı ve arka planın varyasyon katsayısı cinsinden ölçülmelidir. Bu testin yıllık olarak yapılması önerilir.



Şekil 5 : Hedef-arka plan oranı 4 olan 18F-FDG ile dolu sıcak küreleri gösteren IEC Görüntü kalitesi fantomu.

Son olarak, uygun atenüasyon düzeltmesi ve lokalizasyonu sağlamak için PET/CT ve PET/MRI hizalaması test edilmelidir. Üretici tarafından önerilen

işaretli/mühürlü kaynaklar kullanılmalı ve test, üreticinin veri toplama, yeniden oluşturma ve analiz prosedürüne uygun olarak yapılmalıdır. Test sadece görsel analiz için klinik bir protokol kullanılarak da yapılabilir.

PET Akreditasyon Programları İçin Kalite Kontrol

EARL, UK PET Core Lab, İtalyan Lenfoma Vakfı veya SNMMI Clinical Trials Network gibi AB'de takip edilen birkaç PET sistemi akreditasyon programı vardır. Kantitatif görüntüleme biyobelirteçlerinin tekrarlanabilir ve yeniden üretilebilir olması gerekir. Tanı, prognoz, tahmin ve tedavi yanıt değerlendirmesi için kantitatif PET ölçümleri kullanılması sonraki klinik bakım için de önemlidir. Bu nedenle, bu programların temel amacı, çok merkezli denemeleri kolaylaştırmak ve klinik bakımda kantitatif PET biyobelirteçlerini kullanmak için görüntüleme sitelerinde görüntü kalitesini ve ölçümü uyumlu hale getirmektir.

Tüm programların kalibrasyon doğruluğu ve tekdüzelik için bir QC testi vardır (tekdüze silindirik bir fantoma dayalı test gibi). Bu test, doz kalibratörü ile PET/CT (veya /MRI) sistemi arasındaki doğru çapraz kalibrasyonu doğrular. Ek olarak ve en önemlisi, IEC fantomu (EARL, UK PET Core Lab ve Italian Foundation on Lymphoma) gibi yüksek kontrastlı küresel nesnelere içeren bir fantom veya antropomorfik bir fantom (SNMMI-CTN tarafından) ile bir görüntü kalitesi QC yapılır. Kısmi hacim etkilerini değerlendirmek için küre-arka plan oranı 4'ten neredeyse 10'a kadar değişir (fantomun her alanında sistem çözünürlüğünden, yeniden yapılandırma ayarlarından ve filtrelerden kaynaklanan kontrast geri kazanım düzeyi gibi). Bu geri kazanım katsayıları, küre boyutunun fonksiyonu olarak rapor

edilir ve izin verilen geri kazanım katsayıları için performans spesifikasyonu sağlanır. PET performans uyumlulaştırmasını amaçlayan akreditasyon programları, SUVmax, SUVpeak ve/veya SUVmean için küre boyutunun fonksiyonu olarak geri kazanım katsayısı için alt ve üst sınırlar yayınlamıştır. Çeşitli programlarda, akreditasyon süreci üç ayda bir (kalibrasyon) veya yılda bir (görüntü kalitesi) tekrarlanır ve devam eden (yeniden) akreditasyon, PET sistemi ve edinim/yeniden oluşturma protokolleri gerekli akreditasyon kriterleri karşıladığında verilir. Bu şekilde sabit ve uyumlu bir PET sistem performansı garanti edilir.

CT Sistemi

Modern PET/CT sistemlerinde CT parçası, yalnızca sayım düzeltmesi için, anatomik lokalizasyon için bir referans olarak veya tamamen tanısal bir modalite olarak kullanılabilir. PET perspektifinden, CT bileşeni üzerindeki kalite kontrollerinin ana hedefleri, her iki modalitenin doğru hizalanması ve HU'nun stabilitesidir (kesin bir sayım düzeltmesi için).

Modaliteler arasındaki uyum önceden PET QC bölümünde değerlendirilir. HU'nun istikrarını etkileyebilecek ana hususlar; artefactların varlığı, HU tekdüzeliği ve gürültüsünün istikrarsızlığı ve HU doğruluğudur. Tüm bu parametreler en az ayda bir kontrol edilmelidir. Ek olarak, dilim kalınlığı zayıflama düzeltmesini tehlikeye atabilir ve en az yılda bir kez kontrol edilmelidir. Test edilen her parametre için farklı çözümler bulunabilse de, tüm bu testleri gerçekleştirmek için satıcıdan bağımsız en yaygın fantomlar ARC fantomu ve 500–600 Catphan'dır. PET işlevselliği ile doğrudan bağlantılı olmamakla birlikte, hastanın radyasyondan korunması açısından kontrol

edilmesi gereken çok önemli bir parametre olduğu için radyasyon dozu ölçümü bu bölümde yer almaktadır. Farklı kılavuzlarda [29-31] açıklandığı gibi bir CT'nin düzgün çalışmasını sağlamak için bu ek testlerin gerekli olduğunu belirtmek gerekir. Ayrıca PET/CT radyoterapi planlaması için kullanılıyorsa ek testler de yapılmalıdır, kılavuzda bu işlemler bir ekte yer almaktadır.

MR Sistemi

CT'ye gelince, MRI bileşeni için önerilen kalite kontrolleri tam bir görüntü kalitesi güvence programı sağlamayı değil, zayıflama düzeltmesi yoluyla PET görüntülerini etkileyebilecek parametreleri test etmeyi amaçlar.

Bu açıdan bakıldığında, referans değere göre sinyal-gürültü oranının tekdüzeliği ve sabitliği aylık olarak kontrol edilmelidir. Her iki test de homojen bir fantom ile gerçekleştirilebilir. En yaygın klinik MR sekansını ve atenüasyon düzeltmesi için kullanılan tüm sekansları ilgili bobinle test etmenizi öneririz. MR görüntü kalitesi değerlendirmesi için diğer önemli QC'ler ek olarak rapor edilmiştir.

Bu QC'ye ek olarak, PET/MR'de kullanılan MR tabanlı sayım düzeltme işleminin bir testi önerilir. PET/MR sistemleri, zayıflama katsayıları yalnızca MR verilerinden elde edilebildiğinden, hasta sayım düzeltmeleri için özel bir yöntem kullanır [32]. Klinik rutinde uygulanan MR tabanlı sayım düzeltmesi, özel MR sekanslarının alınmasına ve ardından doku segmentasyonuna dayanır. Sabit sayım katsayıları daha sonra her bir bölümlenmiş bölmeğe atanır. Ek olarak, transaksiyel görüş alanı MR'da PET'e göre daha küçük olduğu için, MR'da transaksiyel FOV boyutlarını aşan vücut bölümleri için sayım haritasının

kesilmesini önlemek amacıyla bir düzeltme uygulanmalıdır (özellikle hastanın kolu için). Bu sayım düzeltme yöntemi, birkaç nedenden dolayı fantom edinimli QC testleri için doğrudan uygulanamaz. Bir MR ölçümünün hedefi/sinyali proton yoğunluğudur. Bu hiçbir şekilde bir malzemenin zayıflama davranışıyla (elektron yoğunluğu) ilgili değildir. Bu nedenle ve fantomların çoğunun bileşiminin insan dokularından farklı olması nedeniyle, hastanın doku segmentasyon algoritmaları fantom bileşenlerini düzgün bir şekilde görselleştiremeyebilir ve dolayısıyla bunların atenüasyon özelliklerini belirleyemeyebilir, ayrıca saf su genellikle fantom doldurma için kullanıldığı şekliyle MR görüntülerinde güçlü artefactlar yaratır [33-36]. Sonuç olarak, zayıflama düzeltme yöntemleri fantom plastik duvarları düzeltemez. Bu belirsizlikler nedeniyle, çeşitli yayınlar [21,37], MR tabanlı sayım düzeltmesinin, standart PET QC'lerde kullanılan CT tabanlı atenüasyon düzeltilmiş fantom ölçümü ile karşılaştırıldığında yetersiz kantifikasyon sonuçlarına yol açabileceğini göstermiştir. Güvenilir ve sağlam KK sonuçları elde etmek için fantomların zayıflama düzeltmesine yönelik alternatif ve özel yöntemlere ihtiyaç vardır. En yaygın çözüm, tüm fantom parçaların zayıflama katsayılarını elde etmek için üretici tarafından sağlanan fantomların CT ediniminden elde edilen önceden tanımlanmış bir sayım haritası kullanmaktır. PET fantom verilerinin sayım düzeltmesi için CT haritalarını kullanmanın ana dezavantajı, şu anda fantomlar kullanılarak PET/MR'de kullanılan atenüasyon sekansının doğruluğunu test etmenin mümkün olmamasıdır. Sonuç olarak, sayım düzeltme yöntemleri fantom plastik duvarları düzeltemez. Bu belirsizlikler nedeniyle, çeşitli yayınlar

[21,37], MR tabanlı sayım düzeltmesinin, standart PET QC'lerde kullanılan CT tabanlı sayım düzeltilmiş fantom ölçümü ile karşılaştırıldığında yetersiz kantifikasyon sonuçlarına yol açabileceğini göstermiştir. Güvenilir ve sağlam QC sonuçları elde etmek için fantomların sayım düzeltmesine yönelik alternatif ve özel yöntemlere ihtiyaç vardır. En yaygın çözüm, tüm fantom parçaların sayım katsayılarını elde etmek için üretici tarafından sağlanan fantomların CT ediniminden elde edilen önceden tanımlanmış bir sayım haritası kullanmaktır. PET fantom verilerinin sayım düzeltmesi için CT haritalarını kullanmanın ana dezavantajı, şu anda fantomlar kullanılarak PET/MR'de kullanılan atenüasyon sekansının doğruluğunu test etmenin mümkün olmamasıdır. Bu protokole klinik hastaların sayım haritalarını kullanan bir prosedür önerilmektedir. Farklı dokuları sınıflandırmak için kullanılan segmentasyon yönteminin doğruluğu ve kesme düzeltme yönteminin etkinliği, kabul testinde veya sayım düzeltmesi için kullanılan dizideki ilgili yükseltmelerden sonra test edilmelidir. Her bir μ -harita için öneri, segmentasyonun en azından beklenen sayıda bölmeyi (yumuşak doku, hava, akciğer, yağ dokusu ve sonunda kemik) doğru bir şekilde tanımladığını ve beklenen doğrusal sayım katsayısını atadığını doğrulamaktır. Ek olarak, MRG'de görünmeyen periferik bölgelerin sayım haritasına dahil edildiği doğrulanmalıdır. Klinik rutinde her hasta için kullanılan atenüasyon haritası PET/MR'de görsel olarak kontrol edilmelidir. Gelecekte, üreticiler bu sorunu kontrollü koşullar altında test etmek için alternatif çözümler önermelidir. Literatürde, ev yapımı fantomlarla alternatif çözümler önerilmiştir, ancak bunlar hala bir kalite kontrol programında önerilecek pilot çalışmalar olarak kalmaktadır.

Radyoterapi Uygulamaları İçin Kalite Kontrol

Kullanıcılar, radyoterapi uygulamaları için QC gereksinimlerinin kapsamını tanımlarken normal ve hedef hacimlerin tanımlanması için gereken doğruluğu dikkate almalıdır. Bu, PET'in onkolog için bir tümörün veya ilgili lezyonların boyutunu veya sağlıklı dokulardan kaçınılıp kaçınılamayacağını belirlemeye yardımcı olan görsel bir yardım olarak kullanıldığı en basit uygulamalardan doğrudan radyoterapi tedavi planlaması için kullanılan PET-CT'den CT'nin kullanıldığı en karmaşık uygulamalara kadar uzanır. [38,39].

Herhangi bir kalite kontrol programının kilit yönleri, PET'ten CT'ye (veya MR'ye) hizalama testleri ve planlama sistemine aktarıldığında verilerin bütünlüğüdür. Bu, PET verilerinin uygun şekilde görüntülenmesini ve CT ve MR'dan alınan anatomik verilerle ilişkilendirilebilmesini sağlar.

Biyolojik tümör hacimlerini özetlemek için en yüksek doğruluk ve kesinlik düzeylerinin gerekli olduğu durumlarda, hastanın konumlandırılması kritik öneme sahiptir. Bu durumda PET sistemi devreye alınmalı ve radyoterapi uygulamalarında BT simülasyonu yönergelerine uygun olarak rutin kalite kontrol testlerinden geçmelidir. Bunlar AAPM Raporu 83'te [40] verilmiştir.

Sonuç

PET/CT ve PET/MRI üzerinde EFOMP protokolü QC, klinik görüntü kalitesiyle doğrudan bağlantılı seçilmiş ve ölçülebilir parametrelerin kullanımı yoluyla PET/CT/MRI sisteminin performansındaki herhangi bir değişikliği tespit etmeyi amaçlamaktadır

Bu protokolün kilit noktası, görüntü analizi için özel

fantomlara ve gelişmiş yazılımlara ihtiyaç duymadan basit, pratik ve klinik rutin uyumlu QC testleri tasarlamaktır.

Önerilen protokole dayalı düzenli bir QC, PET/CT ve PET/MRI sistemlerinin optimum koşullar altında çalışmasını garanti ederek rutin klinik görevlerde en iyi performansı sağlar.



Med. Fiz. Uzm. Burcu Çam Öztürk

2012 yılında Çukurova Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümünden mezun oldum. 2016 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Sağlık Fiziği programında yüksek lisansımı tamamladım. 2017-2021 yılları arasında Batman Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniğinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yaptım. 2021 yılı Nisan ayı itibariyle Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp kliniğinde Medikal Fizik Uzmanı olarak görev yapmaktayım.

AAPM TASK GRUP RAPORU 272: FLOROSKOPİ GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN KAPSAMLI KABUL TESTİ VE DEĞERLENDİRMESİ

Received: 8 April 2021 | Revised: 7 December 2021 | Accepted: 13 December 2021

DOI: 10.1002/mp.15429

AAPM SCIENTIFIC REPORT

MEDICAL PHYSICS

AAPM Task Group Report 272: Comprehensive acceptance testing and evaluation of fluoroscopy imaging systems

Dr. Yelda Elçim

Özet

Görüntü rehberliği için kullanılan modern floroskopi sistemleri oldukça karmaşık hale gelmiştir. Bu karmaşıklığa ek olarak, yeni bir birimin kabul testi sırasında yerine getirilmesi gereken birçok düzenleyici ve akreditasyon gerekliliği vardır. Ayrıca, bu kabul testlerinden bazılarının geçme/kalma kriterleri varken bazılarının olmaması, kabul testini subjektif ve zaman alan bir görev haline getirmiştir. AAPM Task Grup 272 Raporu, gerekli testlerin ayrıntılarını açıklar ve henüz gerekli olmasa da iyi uygulama olarak önerilen bazı testlere görünürlük sağlar. Raporda; girişimsel radyoloji ve kardiyolojide kullanılan en karmaşık floroskopi sistemleri, konvansiyonel floroskopi ve mobil C-kollu floroskopi görüntüleme sistemlerinin kapsamlı kabul testi ve değerlendirilmesi ile ilgili yararlı bilgiler yer almaktadır.

1. GİRİŞ

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group (TG) 272, Kasım 2015'te konvansiyonel, mobil C-kollu ve girişimsel/anjyografi sistemleri dahil olmak üzere medikal fizikçiler için

floroskopik görüntüleme sistemlerinde kapsamlı test prosedürlerini tanımlamak amacıyla kurulmuştur. Bu test prosedürleri aşağıdakileri içermektedir;

- National Electrical Manufacturers Association (NEMA) standart XR 27–2013, "Girişimsel Prosedürler için X-ışını Ekipmanı Kullanıcı Kalite Kontrol Modu,¹" de açıklananlar gibi düzenleyici testler ve ölçümler,
- Mevcut uygulanabilir birleştirilmiş sürüm International Electrical Commission (IEC) standartları (IEC 60601-2-54:2009+AMD1:2015+AMD2:2018 CSV)² ve
- Floroskopi ekipmanı tasarımındaki yeni teknolojik gelişmeler için görüntü kalitesi değerlendirmesi.

1.1 Feragatname ve Önlemler

Bu raporda açıklanan testlerin AAPM Politika ve Prosedür 1-j (PP 1-j)'de tanımlandığı şekliyle ve AAPM Medical Physics'te açıklanan nitelikler Uygulama Kılavuzu 10 (AAPM Tıbbi Fizik Uygulama Kılavuzu 10.a.:Journal of Applied Clinical Medical Physics [JACMP], 2018'de yayınlanan klinik tıbbi fizik için

uygulama) kapsamında kalifiye bir Medikal Fizikçi (QMP) tarafından yapılması önerilmektedir. Bununla birlikte bu testlerin çoğu, gerekli olabilecek rutin testlerin ötesindedir. Bu nedenle rutin değerlendirmeler için önerildiği gibi değerlendirilmemelidir. Ayrıca, bu raporda açıklanan içerik ve toleranslar, kalite kontrol (QC) testi için yasal veya standart gereklilikleri oluşturmak için temel olarak kullanılmamalıdır.

Dijital görüntü alıcıları, radyasyon alanındaki radyasyon yoğunluğunun keskin kenarlarına karşı oldukça hassastır. Radyasyon dedektörleri, fantomlar ve aletler dahil birçok test cihazı için, uzun süreli ve/veya tekrarlayan maruz kalmalar için koruyucu zayıflatıcıların ve/veya uygun kolimasyonun sağlanması şiddetle tavsiye edilir. Bu tür bir koruma sağlanmazsa, görüntü alıcısında kalıcı hasar meydana gelebilir. Bu amaçla, test cihazları, kurşun levhalar veya kurşun levhalar gibi yüksek derecede azaltma özelliğine sahip nesnelere yanında azaltılmamış bir ışının oluşmasına izin vermemelidir. İncelenmekte olan X ışını enerjisine bağlı olarak, kurşun veya diğer yüksek derecede azaltıcı malzeme yeterli değilse, en azından 3–5 mm bakır (Cu) levhalar ya da 5–10 cm polimetil metakrilat (PMMA) levhalar görüntü alıcısının tüm yüzeyini kaplayacak şekilde kullanılmalıdır.

1.2 Floroskopi Sistemlerinin Devreye Alınmasında Kabul Testi

Tanısal radyolojide, görüntüleme sistemleri genellikle sistemin amaçlanan uygulaması için fabrikada önceden yapılandırılır ve programlanır. Satıcıların uygulama uzmanları daha sonra kurulum yerlerini ziyaret eder ve orada çalışan doktorların tercihlerine

göre tetkik protokollerinde ince ayar yapar. Bu kullanıcıların yeni ekipmana daha aşina hale geldikçe görüntüleme parametrelerinin yinelemeli olarak ayarlandığı ince ayar süreci, bir floroskopi sisteminin hizmete alınmasının bir parçasıdır.

Görüntüleme ekipmanı kabul testinin, hastalarda klinik kullanım için piyasaya sürülmeden önce gerçekleştirilmesi önemle tavsiye edilir. Tipik olarak bu süreç, görüntüleme ekipmanının, üreticilerin spesifikasyonlarına ve düzenleyici gerekliliklere göre beklendiği gibi çalışmasını sağlamak için tasarlanmış testlerden oluşur. Bu, bileşenlerin geometrik doğruluğunun (Bölüm 2.2), radyasyon çıkışının (Bölüm 2.3), görüntü kalitesinin (Bölüm 2.7), monitör performansının (Bölüm 2.5) ve temel güvenlik özelliklerini içerir ve hem nicel ölçümleri hem de nitel analizleri içerir. Ayrıca, ekipman klinik kullanıma sunulduktan sonra belirlenen düzenli aralıklarla periyodik ekipman testi yapılmalıdır. Periyodik testler genellikle kabul testlerine dahil edilen testlerin bir alt grubundan oluşur.

1.3 Bu Raporda Yer Alan Floroskopi Sistemleri

Floroskopi sistemi değerlendirmeleri ve görüntüleme ekipmanı testi konusundaki önceki Görev Grubu çalışmaları, bu sistemlerin mantık, elektronik tasarım, mekanik karmaşıklığı ve operasyonlarının karmaşıklığı nedeniyle kardiyovasküler ve visseral girişimsel anjiyografi sistemlerine veya IEC terminolojisine göre girişimsel X-ray ekipmanına (IXE) odaklanmıştı. Bu rapor, Bölüm 2'de başlangıç noktası olarak IXE'yi ele almaktadır; ancak içerik genişletilerek aşağıdakiler de dahil olmak üzere diğer tüm floroskopi görüntüleme sistemlerini ele alacak şekilde genişletilmiştir:

- Tetkik masasının altına yerleştirilmiş X-ışını tüp düzeneği ile üst/alt gastrointestinal çalışmalarda kullanılanlar gibi geleneksel floroskopiler,
- Uzaktan çalıştırılabilen ve sadece üst/alt gastrointestinal çalışmalar için değil, aynı zamanda sistoskopi, endoskopi ve bronkoskopi gibi uygulamalar için de kullanılabilen masa üstü X-ışını tüpü floroskopiler,
- Tıbbın çeşitli disiplinlerinde kullanılan standart mobil C kollu (veya tam boy C kollu ve intraoperatif 2D/3D) floroskopiler,
- Tipik olarak ekstremite için görüntülenmesi için kullanılan mobil mini C-kol sistemleri ve
- Terapötik hızlandırıcıların yerleşik görüntüleme sistemleri (OBIs: on-board görüntüleme sistemleri).

Tekrarlanan açıklamalardan kaçınmak için, IXE sistemlerinin test edilmesinde yer alan öğelerin açıklamaları Bölüm 2'de verilmiştir; bundan sonra, bu öğeler diğer sistemler için tekrar açıklanmaz. Ek olarak, belirli bir floroskopi sistemi tipine özgü öğeler ilgili bölümlerde açıklanmıştır, daha fazla açıklama sağlamak, istisnaları tasvir etmek veya ek açıklamalar sunmak için metin boyunca **"NOT"** başlıklı kutular yer almaktadır.

1.4 Örnek Form

Ek A'da örnek bir veri toplama formu vardır. Örnek form sadece bir örnektir ve veri toplama için bir başlangıç noktası olarak kullanılabilir. Form jeneriktir ve belirli herhangi bir floro sistemi için kapsamlı değildir. Floroskopi sistemleri, bir modelden diğerine

önemli ölçüde farklılık gösterir ve amaçlanan operasyona ya da inceleme tipine bağlı olarak geniş "tree" yapılarıyla çeşitli çalışma modları ile donatılmıştır. Bu nedenle, örnek formu hiçbir şekilde analiz için elde edilecek veya kullanılacak eksiksiz bir veri seti olarak kabul edilmemelidir. Örnek formun ilk iki sayfası ayrıca test sonuçlarının bir özetini ve seri numaraları ve mevcut alan boyutu gibi ekipmana özgü bilgileri içerir; bu veriler hazır olduğunda, sistem performansı ve özellikleri hızla değerlendirilebilir ve birden çok benzer birim karşılaştırılabilir. Bunlara ek olarak, geometrik kurulumun özellikleri ve test için kullanılan seçilen sistem parametreleri örnek formuna kaydedilir. Kurulumdaki değişiklikler, temel sistem performansında herhangi bir değişiklik olmasa bile test sonuçlarında farklılıklara yol açabileceğinden, bu faktörlerin belgelenmesi önemlidir.

2. GİRİŞİMSEL X-IŞINI CİHAZI (IXE)

2.1 Mekanik Faktörler

Ekipman kurulumu sırasında, tetkik masası/pedestal tertibatı mekanik olarak C kollu gantri ile hizalanır. C kollu gantrinin ve tetkik masasının hizalanması, lateral düzlem hizalaması gibi diğer tüm cihaz ayarlarının yanı sıra video monitörleri ve güç enjektörleri gibi yardımcı ekipmanların konumlandırılmasını etkiler.

Sistem mikro ortamı, eksiksizlik ve çalışmaya hazır olma açısından değerlendirilmelidir. Medikal fizikçi, kurulum mühendisi tarafından hazırlanan ve IXE'nin bulunduğu mikro ortamın koşullarını açıklayan raporu incelemek isteyebilir. Mikro ortam, optimum çalışmayı etkileyebilecek üniteyi çevreleyen alanları içerir. Birçok IXE sisteminde ayrı odalara kurulu jeneratör kabinleri bulunur; sıcaklık ve nem değerleri hem sistemde hem

NOT 1: Mekanik hizalama, kabul testi sırasında değerlendirilmelidir, yıllık bazda bu uyumun daha fazla değerlendirilmesi gerekemeyebilir. Mekanik hizalama ayrıca, C kolu mekanik kaymaya neden olabilecek bir çarpma durumunda ve C kolu ve tetkik masası/pedestal ile ilişkili mekanik bileşenlere düzeltici bakım yapıldığında değerlendirilmelidir. Bu nedenle, test sonucu basitçe "yeterli" ya da "yanlış-hizalama düzeltmesi gerekli" olabilir. Okuyucular, özellikle bir yanlış-hizalama bulunduğu, mekanik hizalamanın değerlendirilmesi için kendi formlarını oluşturmalıdır. Sorun, küçük bir ayarlama kadar basit olabilir ya da tüm ekipman düzeninin sıfırlanmasını gerektirecek kadar karmaşık olabilir.

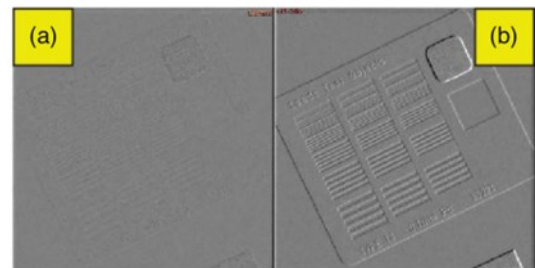
de jeneratörün kurulu olduğu yerde değerlendirilmelidir. Sıcaklıklar sistem çalışma aralığı spesifikasyonunun dışındaysa, ısıtma, havalandırma ve iklimlendirme sisteminin ayarlanması gerekebilir. Görüntüleme ünitesi bir manyetik rezonans görüntüleme sisteminin yakınıdaysa kaçak manyetik alanlar da tanımlanmalıdır.

Yeni kurulan üniteler için sistem mikro ortamı, koruma planları ve spesifikasyonlarla ilgili gerekli kural doğrultusunda yeterli korumayı sağlamak için yapım sonrası bir radyasyondan korunma incelemesi gerekebilir. Satıcı ayrıca birimden saçılan radyasyonu göstermek için bir izodoz haritası sağlayabilir. Bu bilgi, radyasyon güvenliği açısından uygun montajı sağlamak için de kontrol edilebilir. Daha fazla ayrıntı için satıcının kurulum kılavuzuna başvurulmalıdır.

Mekanik faktörlerle ilgili iki ek bilgi vurgulanmalıdır. İlk olarak, ortama kurulu harici mekanik ve elektrikli ekipmanların neden olduğu titreşimler dikkate alınmalıdır. Kabul testi sırasında görüntü kalitesi sorunları bulunursa, IXE sistemleri genellikle büyük ısıtma, havalandırma ve iklimlendirme sistemlerinin yakınındaki alanlara yerleştirildiğinden, titreşimler ya da kaçak manyetik alanlar dahil olmak üzere mikro ortamın özellikleri; klima santrali üniteleri, asansörler, pompa istasyonları vb. dikkate alınma-

lıdır. Bu bina destek araçları, istenmeyen titreşimleri zeminden (masa ve zemine monte sistemler) ya da tavandan (tavana asılı C kollu sistemler) IXE sistemine aktarabilir.

Titreşimler yeterince büyükse, görüntüleme zincirine müdahale edebilir ya da gürültü ekleyebilir. Şekil 1, bir IXE sisteminde dijital çıkarma anjiyografisi (DSA) işlevi kullanılarak görüntülenen bir çizgi çifti fantomunun bir örneğini sağlar. Şekil 1(a), mekanik titreşim olmadan elde edilen bir DSA görüntüsünü gösterirken, Şekil 1(b), harici bir mekanik ya da elektrik kaynağının neden olduğu küçük bir titreşim varlığında elde edilen bir DSA görüntüsünü gösterir. Titreşimli görüntüde, maskenin yanlış kaydı ve ardından çıkarılan görüntü kusurludur ve çıkarmada bir uyumsuzluğa neden olur.

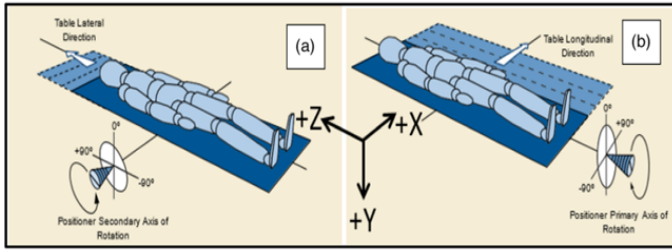


Şekil 1. Titreşim olmadan (a) ve titreşim varken (b) elde edilen DSA görüntüleri.

Titreşimden kaynaklanan çıkarma işleminin kaydındaki hatalar nedeniyle çizgi çiftlerinin sağdaki resimde (b) daha görünür olduğuna dikkat edin.

Bu görüntü bozulması potansiyeli nedeniyle, algılanan herhangi bir titreşim, sönümleyiciler ya da diğer darbe emici cihazlarla hafifletilmelidir.

İkinci olarak, Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM) tarafından tanımlanan bir geometrik koordinat sistemi dikkate alınmalıdır (Şekil 2).³ DICOM konvansiyonuna göre tetkik masasının uzun eksenini (Z eksenini) lateral yön olarak tanımlanır (Şekil 2a) ve X eksenini longitudinal yön olarak tanımlanır (Şekil 2b); şekildeki beyaz oklar pozitif yönü göstermektedir. Y eksenini, tablo yukarı (negatif) ve tablo aşağı (pozitif) hareketlere karşılık gelir. (X, Y, Z) = (0,0,0) orijini, C kolu portalın izomerkezinde bulunur.



Şekil 2. Lateral (a) ve longitudinal (b) yönler için DICOM geometrik koordinatlarının tanımları gösterilmektedir. Her eksenin pozitif yönü Kartezyen koordinat sisteminde gösterilmiştir. Tetkik masasını indirirken pozitif yönde (+Y) bir hareket olarak kabul edildiğini unutmayın.

Konumlayıcı için birincil ve ikincil rotasyonların işaretleri (C-kol gantri; genellikle A düzlemi olarak tanımlanır) ve Şekil 2'de gösterilmektedir. X eksenini etrafındaki C-kol rotasyonu, ikincil rotasyon olarak tanımlanır; Z eksenini etrafındaki C kolu rotasyonu, birincil rotasyon olarak tanımlanır. Pozitif rotasyon yönü, ikincil rotasyon için sola rotasyon ve birincil rotasyon için sağ dönüştür ve 0°, negatif Y yönünde veya saat 12 konumundadır. Bu geometrik

parametreler, alınan her görüntü için DICOM başlığına ve ayrıca alınan her görüntü için Radyasyon Dozu Yapılandırılma Raporuna (RSDR) ve prosedür sırasında her floroskopik pedala ya da düğmeye basıldığında ("vaka" olarak) kaydedilir.

DICOM başlığında kaydedilen geometrik parametreler, en yüksek hasta cilt dozunu (PSD) hesaplamak için üretici tarafından sağlanan ya da üçüncü taraf yazılımı kullanıldığında kritik öneme sahiptir. PSD'yi belirlemek için masadaki hasta pozisyonunun ve masa-gantri pozisyonlarının kesin olarak anlaşılması gerekir. Bu masa-gantri konum parametreleri şunları içerir:

- Hastanın tetkik masasındaki oryantasyonu,
- X-ışını kaynağının hastanın soluna ya da sağına birincil açısı,
- X-ışını kaynağının hastanın kranial ya da kaudal düzlemindeki sekonder açılanması,
- X ışını kaynağından görüntü alıcı mesafesi (SID),
- X-ışını kaynağından hastaya giriş mesafesi,
- Hastanın röntgen kaynağına göre longitudinal konumu (hasta sol/sağ),
- Hastanın X-ışını kaynağına (hasta başı/ayakları) göre lateral konumu ve
- Kaynak ve görüntü alıcısı arasındaki üretici tarafından belirtilen hasta girişi referans noktası (PERP) doz konumu.

Yukarıda listelenen konum parametrelerinin doğruluğu, masanın C kolunun dönüş merkezi ile uygun şekilde hizalanmasına bağlıdır. Bu hizalamanın

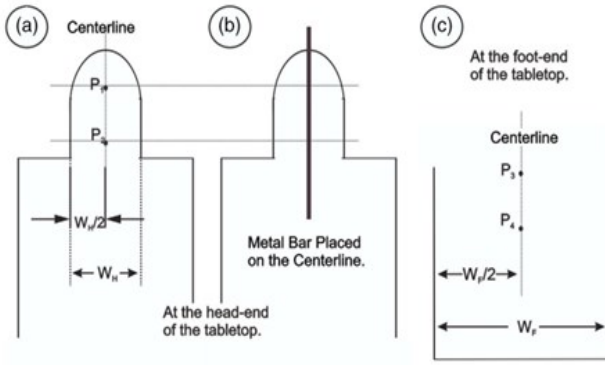
doğruluğunu doğrulama yöntemleri aşağıdaki bölümlerde ve Ek E'de verilmektedir.

2.1.1 Tetkik Masasının C Kollu Gantri ile Hizalanması

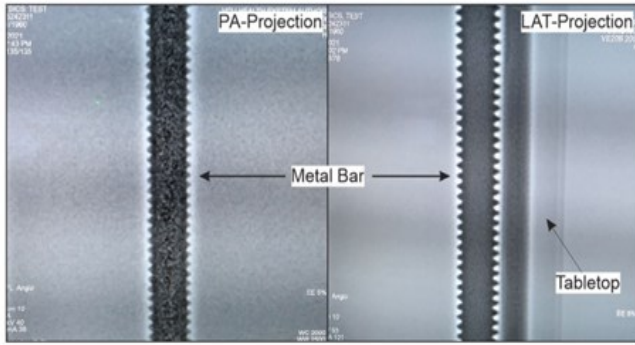
1. Pedestal ve masa üstünün (hasta tetkik masası) tüm hareketli parçalarının varsayılan "park" konumlarında olduğundan emin olun. Başka bir deyişle, mevcut tüm hareketler, masa üstü (ve pedestal hareketliyse) birincil dönme eksenine dik olacak ve açı 0° olarak ayarlanacak şekilde ayarlanmalıdır. Şekil 3'e atıfta bulunarak, masa üstünün baş ucunda, yaklaşık 20 cm arayla iki farklı konumda (P_1 ve P_2) masa genişliğini "W" ölçün. Merkezleri P_1 ve P_2 olarak belirleyin ve işaretleyin. Şekil 3(a) 'da gösterildiği gibi P_1 ve P_2 'yi birleştiren tetkik masasının merkez çizgisini çizin, burada W_H baş ucunda ölçülen genişliği ifade eder. Şekil 3(b)'de gösterildiği gibi bir metal çubuk (yaklaşık 5 mm çapında ve 40 cm uzunluğunda) merkez hattına yapışkan bantla yapıştırılır. Benzer şekilde, bu işlemi masanın ayak ucunda tekrarlayın. P_3 ve P_4 'ü birleştiren bir çizgi çizin; burada W_H , masanın ayak ucunda ölçülen genişliktir (Şekil 3c).
2. Masa üstünü tipik olarak hastanın görüntülenmesi için kullanılan bir konuma taşıyın $(X,Y,Z) = (X,Y,Z_p)$. Masa üstünü $(X,Y,Z) = (X,0, Z_p)$ gantri dönüş merkezi eksenine yakın bir yere yükseltin. Konumlayıcı birincil açısı 0° 'ye ayarlıyken, floroskopi pedalına basın. C-kollu gantri $Y=0$ merkez eksenine etrafında dönerken, Şekil 4'te gösterildiği gibi ekran monitöründeki metal çubuğun görüntünün merkezinde yer

aldığını gözlemleyin.

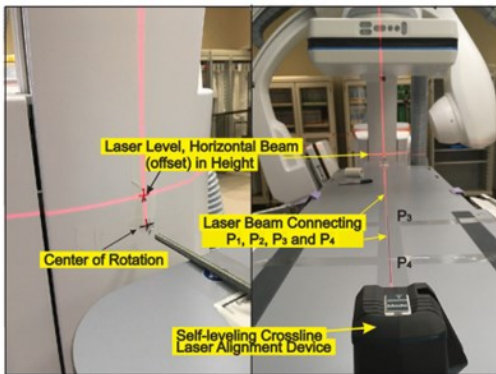
3. Masa üstünü XZ düzleminde, metal çubuk C kolu dönüşü sırasında ekranın ortasında sabit görünecek şekilde kaydırın, bkz. Şekil 4. Metal çubuk $(X,Y,Z) = (0,0,Z_p)$ noktasında bulunmalıdır. Tersine, tablo konum indeksleri de $(X,Y,Z) = (0,0,Z_p)$ göstermelidir. Durum böyle değilse, X- ve Y- değerlerinin servis mühendisi tarafından yeniden kalibre edilmesi ya da yeniden ayarlanması gerekir. Z yönü hariç, masa üstünün X- ve Y- yönlerinde hareket etmesini engelleyin.
4. Masa üstüne yerleştirilen metal çubuğun ucu hafifçe gantriye değene kadar masa üstünü pozitif Z yönünde hareket ettirin. Tablo konumu $(X,Y,Z) = (0,0,Z_{HMax})$ konumundadır. Z_{HMax} , masa üstünün baş ucunda Z ekseninin en uzak noktasında olduğunu belirtir. Metal çubuğun ucu merkezi dönme eksenine, yani gantrinin mekanik dönme eksenine bakmalıdır. Lazeri kılavuz olarak kullanarak, C kolunun mekanik dönüş merkezinin konumunu gösteren bir işareti işaretleyin. (Bkz. Şekil 5.)
5. Ayak ucuna kendinden seviye ayarlı bir çapraz çizgi lazer hizalama cihazı yerleştirin. Dikey lazer ışını masanın merkez çizgisine hizalanmalıdır.
6. Masa üstünü ayak ucuna doğru en uzak noktaya taşıyın $(X,Y,Z) = (0,0,Z_{FMax})$. Z_{FMax} , masa üstünün ayak ucundaki Z ekseninin en uzak noktasında olduğunu belirtir (ayrıntılar için EK E'ye bakınız). Lazer hizalama cihazının yerine çok uzun bir sert çubuk kullanılabilir.



Şekil 3. Orta çizgiyi belirleyin. Masa üstünün "W" genişliğini baş ucunda iki yerde, örneğin 20 cm arayla ölçün. P_1 ve P_2 merkez noktalarını işaretleyin ve düz bir çizgi çizin. Benzer şekilde, P_3 ve P_4 merkez noktalarını birleştirin ve düz bir çizgi çizin. (Alternatif olarak, P_1 ve P_4 'ü birleştiren düz bir çizgi çizin). Bu nedenle, P_1 , P_2 , P_3 ve P_4 tetkik masasının tüm uzunluğu boyunca uzanan tek bir düz çizgi üzerindedir.



Şekil 4. Metal çubuğun görüntünün ortasında olduğunu (soldaki PA projeksiyonunda) ve 90° döndürülmüş (LAT projeksiyonunda) gösteren ekran monitörünün fotoğrafları.



Şekil 5. Solda, metal çubuk mekanik dönmenin merkezini gösteriyor. Lazer ışınının artı işareti, masa

yüzeyinden 40 mm'lik kendiliğinden hizalanan lazer ışınından dolayı yükseklikte dengelenir. Dikey lazer ışınının masanın merkez çizgisinden geçen tüm ölçüm noktalarını P_1 , P_2 , P_3 ve P_4 'e bağladığını unutmayın.

Bu hizalama değerlendirme prosedürü, tavana asılı C kollu veya tavana asılı masa üstü gibi sistemin mekanik konfigürasyonuna uyacak şekilde uygun şekilde değiştirilebilir.

2.1.2 Lateral Düzlemin (B-düzlemi) C Kolu ve Tetkik Masası ile Hizalanması

- Çift düzlem bir sistem için, lateral düzlem A düzlemine 90° 'de $(X,Y,Z) = (0,0,Z)$ konumunda kilitlenebilir. Tüm sistemi döndürün (hem A hem de B düzlemleri birlikte) ve her iki monitörde de metal çubuğun her iki düzlemden gelen görüntülerin ortasında olduğunu gözlemleyin.
- Sistemin mekanik konfigürasyonuna bağlı olarak, tavana asılı C-kol (şeklinden dolayı genellikle L-kol olarak anılır) ikinci bir birincil konumlayıcı olarak işlev görecektir. Bu sistemlerde, hem A-hem de B-düzlemlerinin merkez çizgileri, metal çubuk Şekil 4'te A-düzleminde gösterildiği gibi görünecek şekilde hizalanmalıdır. B düzlemi için, PA projeksiyon geometrisinde bir LAT projeksiyonu olarak, görüntü yatay olarak gösterilecektir. Bununla birlikte, B düzleminin görüntüsü 90° döndürülebilir ve A düzlemine benzer şekilde dikey olarak görüntülenebilir. Ardından metal çubuk, iki monitörde bitişik tek bir çubuk olarak görünür.

Kalbin geometrik büyümesini en aza indirmek için kardiyak kateterizasyon sistemlerinde X-ışını tüpü tertibatının genellikle hastanın sağ tarafına takıldığını unutmayın. Tersine, nörolojik ve visseral anjiyografi sistemlerinde X-ışını tüpü düzeneği hastanın sol tarafına kurulur, böylece floroskopistin daha az saçılan radyasyon alması sağlanır. Çift düzlem nörolojik ve visseral sistemler için, X-ışını tüpünün ve görüntü alıcısının kurulum konfigürasyonu tersine çevrilir. İlgilenilen anatomi ya merkezi olarak yerleştirildiğinden ya da vücudun uzunluğu boyunca yayıldığından, görüntüleme zincirini floroskopiste saçılan radyasyonu en aza indirecek şekilde kurmak avantajlıdır.

NOT 2: Tüm kardiyovasküler girişimsel tetkiklerin klinik ihtiyaçlarını karşılamak için lateral düzlemin Y eksenini etrafında mekanik olarak çevrilebildiği/dönebildiği çift kanatlı IXE sistemleri vardır.

2.1.3 Mekanik Parçaların ve Güvenlik Mekanizmalarının Düzgün Çalıştığına Doğrulanması

Tüm mekanik parçalar, kurulum çizimlerinde açıklanan tüm aralıkta sorunsuz çalıştılarından ve takılı mandalların ve kilitlerin düzgün çalıştığından emin olmak için değerlendirilmelidir.

- Tipik olarak, C kolu Şekil 2'de gösterildiği gibi (A düzlemi konumlandırıcı) birincil ve ikincil eksenlerle donatılmıştır. Mevcut açılmanın aralığı ve doğruluğu, X-ışını tüp takımının konfigürasyonuna ve birincil görüntüleme eksenine bağlıdır. Çarpışma önleme güvenlik

anahtarları, hem tek düzlemli çalışma hem de çift kanatlı çalışma sırasında test edilmelidir. Tavana asılı tek düzlemli bir sistem için, C kolunun tüm hareket aralığı tetkik masasının her iki yanında test edilmelidir.

- L-kol (B-düzlemi konumlandırıcı), birincil dönme eksenine (Şekil 2a'da gösterildiği gibi) ve L-kolun bir bütün olarak Y- eksenini etrafında dönüşüne karşılık gelen açılma yetenekleri ile donatılmıştır. L-kol çevrilebiliyorsa, görüntülenmiş koordinatlar ve işaretler (+ X ve - X) uygulama ve/veya en yüksek PSD hesaplamaları için düzeltme için dikkatlice kaydedilmelidir.
- Sistemin tasarımına bağlı olarak masa üstü, üç eksenin tamamında doğrusal öteleme ve dönüşte çeşitli hareketler sunabilir. Mevcut tüm masa hareketleri ve kilitleri düzgün işlev için test edilmelidir.
- Video ekranı monitörleri (geniş format veya çoklu monitör düzeneği), monitörlerin çok fazla çaba sarf etmeden hareket ettirilebildiğinden ve hareket aralığının tetkik masasının her iki yanından da düzgün görüntülemeye izin verdiğinden emin olacak şekilde değerlendirilmelidir. Sabit durumdayken, tüm düzlem sarkmamalı veya dönmemeli ve sabit kalmalı, ancak kolay hareket için izin vermelidir.
- Asma kollara takılan herhangi bir yardımcı ekipman (örn. cerrahi ışıklar, güç enjektörü), kolayca hareket ettirilebilmesi ve serbest bırakıldığında sabit kalabilmesi için değerlendirilmelidir.

- Radyasyon koruma kalkanları, floroskopistlerin aktif hareket aralığında olacak, tetkik masasının her iki tarafından da (bu şekilde tasarlanmışsa) kullanılabilir ve serbest bırakıldığında hareket etmeden veya sarkmadan sabit bir konumda kalacak şekilde kurulmalıdır.
- 5 dakikalık kümülatif görüntüleme süresi uyarı alarmının düzgün çalıştığı doğrulanmalıdır.

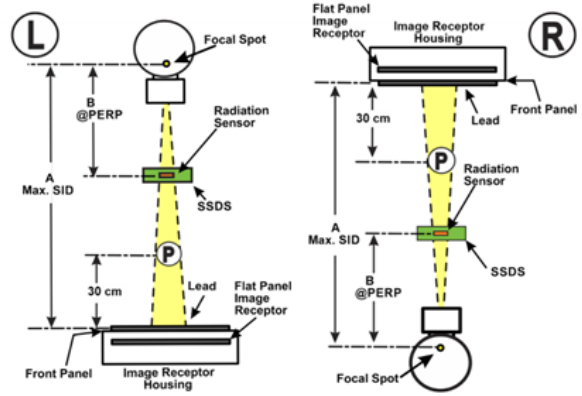
2.2 X-Işın Jeneratörü ve Radyolojik Parametre Doğruluğu

Radyolojik ışınlama parametreleri, piyasada bulunan çoğu katı hal dedektör sistemi (SSDS) ile kolaylıkla ölçülebilir. Bu dedektör-elektrometre sistemlerinin çalıştırılmasına ilişkin ayrıntılı talimatlar üreticiler tarafından sağlanmaktadır.

Klinik çalışma modlarındaki birçok IXE sistemi için, X-ışını jeneratörü parametre ayarlarının otomatik doz hızı kontrol (ADRC) sisteminin kontrolü altında olduğunu ve son kullanıcının parametreleri manuel olarak ayarlayamayacağını unutmayın. Kabul testi için, bu radyografik parametrelerin kontrolünü kazanmak için servis modunda jeneratör parametre testleri yapılmalıdır. Fizikçi servis moduna aşına değilse, ilgili satıcının servis (veya kurulum) mühendisinden yardım istenmelidir.

Bu test prosedürleri sırasında, ADRC modu mantığı testin önemli bir parçası olmadığı sürece, görüntü yoğunlaştırıcı (II) veya düz panel görüntü alıcısı (FPIR) aşırı radyasyondan korunmalıdır. II veya FPIR'yi kaplamak için en az 1/8 inç (3 mm) kalınlığında bir kurşun parçası kullanılmalıdır. Bu amaçla üreticiden özel olarak tasarlanmış bir koruyucu parça temin edilebilir.

Tipik bir deney düzeneği Şekil 6'da gösterilmektedir. Tutarlılık için SSDS' nin PERP olarak konumlandırıldığını (bkz. NOT 3A) ve SID' nin görüntüleme sistemi için mevcut maksimum mesafeye ayarlandığını unutmayın. Üreticiler, PERP için alternatif bir konum belirtebilir, bu nedenle kullanım kılavuzuna başvurulmalıdır.



Şekil 6. Radyolojik parametreleri ölçmek için deneysel kurulum. SSDS'deki radyasyon sensörü, tipik olarak izomerkezden X-ışını kaynağına doğru 15 cm olan PERP'de bulunur. Solda gösterilen, birincil kızak C kolunun normal konumundan 180° çevrilmesiyle elde edilen ön-arka projeksiyon geometrisidir. Sağda, SSDS, X-ışını kaynağına bakacak şekilde ters çevrilmiştir. Bu kurulum olmadan, tetkik masasının neden olduğu zayıflama, ölçülen değerleri değiştirebilir. Destek tablosu (Ek C'de açıklanmıştır) SSDS'yi PERP'de tutmak için gereklidir. Masanın ortasında bir açıklık vardır, böylece birincil radyasyon ışınında masa üstü veya hasta konfor şiltesi bulunmaz. Alternatif olarak, bu geometri, masa üstünden kaynaklanan etkileri önlemek için C kolunu yanal konuma döndürerek yeniden üretilebilir. "P" konumu, görüntü reseptörü ön yüz plakasından 30 cm uzakta, hasta girişi ışınlama ölçüm noktasıdır.

NOT 3A: "Girişim referans noktası" (IRP) terimi, IEC tarafından "PERP" (IEC 60601-2-43) olarak yeniden adlandırılmıştır. 2 "PERP", Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) raporlarında ve Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA) web sitesinde de kullanılmaktadır.

NOT 3B: IEC 60601-2-43 2 ve Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Konseyi (NCRP) Rapor No. 168 ile tutarlı olması için SID, kaynaktan görüntüye alıcı yuvası mesafesi olarak tanımlanır, kaynaktan görüntüye- görüntü reseptörü düz panel mesafesi (Şekil 6).

NOT 4A: $\pm 5\%$ 'ten daha iyi doğruluk elde edilebilse de, bazı kurumlar $\pm 10\%$ doğruluğun kabul edilebilir olduğunu belirtmektedir.

NOT 4B: Tüp potansiyel doğruluğunu hem floroskopi hem de Görüntü alma modlarıyla değerlendirmek gereksiz görünebilir. Bununla birlikte, tüp akımı yüklemesi, iki işlem arasında önemli ölçüde farklıdır. Bu nedenle, kabul testi sırasında tüp potansiyeli her iki mod kullanılarak ölçülmelidir.

Aşağıdaki bölümlerde açıklanan radyolojik parametreleri değerlendirmek için, NEMA XR 27-2013 standartlarında ve kılavuz yayınlarında belirtildiği gibi, son kullanıcı modunda fizik modu veya kullanıcı KK modu sağlanmadıkça manuel modu kullanmak en iyisidir.¹

2.2.1 Tüp Potansiyeli (kV)

Floroskopi modunda tüp potansiyelinin değerlendirilmesine ilişkin rehberlik için bkz. Ek A , "Floroskopi Tüpü Potansiyel Doğruluğu." Görüntü alma (acquisition) modunda tüp potansiyelinin değerlendirilmesine ilişkin rehberlik için bkz. Ek A , "Görüntü alma Modu." Bu değerlendirmeler için en az $\pm 5\%$ 'lik bir doğruluk beklenir; alternatif olarak, üretici spesifikasyonlarına bakın.

2.2.2 Tüp Akım-Zaman Çarpımı (mAs) ve Output Doğrusallığı

Tüp akım-zaman çarpımı ve mA doğrusalılığı testleri aynı anda gerçekleştirilir; bkz. Ek A , "Görüntü alma Modu." Mevcut tüp potansiyel aralığı üzerindeki output doğrusalılığı, örneğin 40 mA ve 100 ms (4 mAs) ışınlama ayarlanan küçük odak noktası ve örneğin 200

mA ve 200 ms'de ayarlanan büyük odak noktası ile değerlendirilir (40 mAs). Bu durumda, ölçülen output oranı 4 mAs:40 mAs (1:10) olacaktır. Output doğrusallığı için düzenleyici gereksinimin, iki farklı odak noktasına değil, birbirini izleyen iki mAs istasyonuna uygulandığına dikkat edin. Ek A , madde 5'te gösterildiği gibi, output doğrusallığı, $\pm 5\%$ elde edilebilir olmasına rağmen, durum düzenlemesine göre $\pm 10\%$ 'dan daha iyi bir tolerans göstermelidir. Radyasyon output doğrusallığı, Ek A , madde 7'de gösterildiği gibi değerlendirilir. Ardışık herhangi iki mAs seçici ayarında elde edilen ortalama mGy/mAs oranları, radyografik ekipman için toplamalarının $\pm 10\%$ undan fazla farklılık göstermez.

2.2.3 Puls Genişliği ve Puls Hızı

Genel olarak ışınlama süresi, bir floroskopik sistemde en doğru şekilde kontrol edilen parametrelerden biridir ve invaziv olmayan SSDS ile kolaylıkla ölçülebilir. 10 ms'den büyük puls genişliği, SSDS ile tek bir ışınlama olarak veya değişen puls genişlikleri ve puls hızlarına sahip bir puls dizisi olarak ölçülebilir. Ek A , madde 2'de, 100 ve 200 ms'lik ışınlama süreleri, madde 4'te gösterilen sonuçlarla birlikte değerlendirilir.

10 ms'den küçük puls genişlikleri için, çoğu SSDS'nin zamansal çözünürlük sınırlaması önemli yanlışlıklara neden olacaktır. Alternatif olarak, puls genişliği, jeneratör kontrol kabinindeki kV test noktasına bir depolama osiloskopu bağlanarak yarı invaziv olarak doğru bir şekilde ölçülebilir. Yarı invaziv ya da invaziv testlere aşına olmayanlar, servis mühendislerinden yardım talep etmelidir. (Jeneratör kontrol devresinde test noktalarının kullanımı Ek B'de açıklanmıştır).

Doğruluk için yaygın olarak kullanılan klinik puls hızları (frame/sn) de ölçülmelidir. Çoğu SSD, puls hızını gösterebilir; alternatif olarak, daha önce belirtilen osiloskop kullanılabilir. Bununla birlikte, bir dizüstü bilgisayara ya da bir görüntüleme birimine bağlı çoğu SSD, pulsarı grafiklerde ya da bir görüntüleme penceresinde gösterebilir; böylece puls sayısı kolayca belirlenebilir.

2.2.4 Tüp Akımı (mA)

İnvertör tipi yüksek frekanslı jeneratörlerin kullanımıyla tüp akımının ölçülmesi artık gerekli görülmemektedir, çünkü bu jeneratörler yerleşik bir yüksek voltaj bölücüye sahiptir ve kendi kendini kalibre etmektedir. Ancak tüp akımı, bağlı mA değerlerini elde etmek için output doğrusalığı kullanılarak dolaylı olarak ölçülebilir. Bölüm 2.2.2'de açıklanan örnekte, iki odak noktası ayarı arasında mAs cinsinden 10:1 oranında ışınlama süresinin doğru olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle, 5:1'lik bir tüp akım oranı beklenir ve bu örnekte 40 ve 200 mA kullanılarak görülür. Ancak, bu teknikle gerçek tüp akım değeri değil, yalnızca doğrusalık doğrulanır.

Akımı invaziv olmayan bir şekilde ölçmek için piyasada bulunan kelepçeli bir endüksiyon tipi akım ölçüm probu (mA probu) kullanılabilir. Bu mA

probunun yüksek gerilim kablosunun X-ışını tüpü ucunda kullanılması akımı ölçmek için tercih edilen yöntemdir; ancak, kablolar normalde mA probunu kabul edecek yer kalmayacak şekilde kurulduğundan, bu, X-ışını tüpü düzeneğini kaplayan koruyucunun sökülmesini gerektirir.

Tüp akımının doğrudan ölçülmesi gerekiyorsa ölçüm, yüksek gerilim kablosunun yüksek gerilim trafosu ucunda gerçekleştirilebilir. Bunun için jeneratör/trafo kabininin açılması ve yüksek gerilim kablosunun anot tarafının bulunması gerekir. Bir kez daha, yarı invaziv ya da invaziv testlere aşına olmayanların servis mühendislerinden yardım istemeleri gerekir. Ancak genel olarak, yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı tüp akımı ölçümü önerilmez ya da gerekli değildir.

2.2.5 İlk HVL

Bir SSDS sistemiyle ölçülen ve hesaplanan tek atış HVL değerleri genel olarak kabul edilebilirdir ve bir iyon odası ve FDA tarafından belirtilen Tip 1100 alüminyum (Al) levhalar kullanılarak geleneksel yöntemle elde edilen değerlerin yerine kullanılabilir. IEC standardını karşılamak için %99,9 saflıkta Al levhalar kullanılmalıdır. Bununla birlikte, özellikle jeneratör parametrelerinin doğrudan kontrolünün mümkün olmadığı görüntüleme ekipmanlarında bir SSDS HVL ölçümü elde etmek daha hızlı ve daha kolaydır. Bir SSDS HVL ölçümüyle ilgili şüpheler varsa, ölçülen değer FDA tarafından belirtilen değeri karşılamıyorsa ya da yakınsa ancak karşılamıyorsa, SSDS değerinin geleneksel yöntemle doğrulanması önerilir. HVL için örnek test sonuçları Ek A madde 6' da gösterilmektedir. 10 Haziran 2006'dan sonra üretilen ekipman için yönetmelikler, örneğin 80 kV'de HVL'nin en az 2,9 mm Al olması

gerektiğini belirtir.⁴

HVL'nin en az miktarda filtrasyon eklenmiş görüntüleme modu ve protokolü kullanılarak (tercihen hiç filtrasyon eklenmeden) ölçülmesi tercih edilir. Bu bilgi yoksa, ölçülen minimum HVL'nin mevcut görüntüleme koşullarından herhangi biri için geçerli olduğundan emin olmak için IXE üreticisiyle iletişime geçilmelidir.

2.2.6 Toplam Filtrasyon (mm Al)

SSDS kullanırken, SSDS tarafından görüntülenen toplam filtreleme hesaplanmış bir değerdir. Toplam filtrasyon sonuçları, tanısal radyolojide kullanılan tüm tüp potansiyelleri aralığında tutarlı ($\pm 0,5$ mm içinde) olmalıdır. Toplam filtreleme, genel olarak bir SSDS kullanılırken "bağımsız" bir ölçümdür; bu parametre genellikle kaydedilebilen ya da karşılaştırılabilen sağlanan bir outputtur, ancak toplam filtrelemeye ilişkin herhangi bir düzenleme ya da geçerlilik değerlendirmesi mevcut değildir.

2.3 Radyasyon Output Ölçümleri ve ADRC'nin SID Takibi

Jeneratörle ilgili testler tamamlandıktan sonra, ADRC'nin gerçek klinik koşulları simüle ederek tam olarak çalışması için X-ışını görüntüleme sistemi klinik çalışma moduna geri getirilmelidir.

Radyasyon outputu tipik olarak; maksimum Hava Kerma oranı (AKR) için olan testler ve otomatik doz kontrol mantığının değerlendirilmesine yönelik olan testler olarak iki farklı düzenleme altında değerlendirilir.

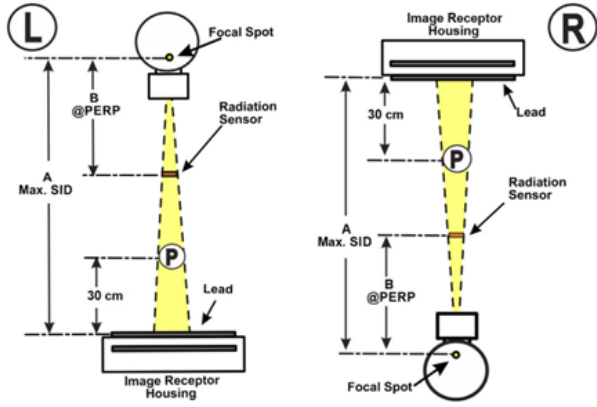
2.3.1 Maksimum Hava Kerma Oranı

FDA'nın maksimum AKR limitleri, herhangi bir saçılma ortamının katkısı olmaksızın havada bağımsız olarak ölçülür. Masadan, masa pedinden ya da PMMA gibi

herhangi bir azaltıcı malzemedan saçılan radyasyonun varlığı, bir iyon odası ya da radyasyon dedektörü tarafından kaydedilen ölçümü artırabilir ve bu da maksimum output için hatalı başarısız ölçümlere yol açabilir. Bu nedenle, maksimum AKR ölçümleri, ADRC'yi maksimum güç yüküne yönlendirmek için azaltıcı malzeme dışında, demet yolunda hiçbir ek malzeme olmadan havada bağımsız olarak yapılmalıdır.

Maksimum AKR, Şekil 7'de gösterilen setup kullanılarak ölçülebilir. Bu setupda tedavi masası demet yolunun dışına döndürülür. Havada bağımsız tanımına uymak için, iyon odası ya da radyasyon dedektörü sırayla tedavi masasının kenarından uzatılır ve birincil demet yolunda konumlandırılır. Alternatif olarak, tedavi masası demet yolunun dışına çıkarılmıyorsa, görüntü dizisi yatay yönde olacak şekilde ölçüm elde edilebilir.

Düzenleyici bir bakış açısından, maksimum radyasyon outputu hem maksimum hem de minimum SID'lerde doğrulanmalıdır ve ölçüm geometrisine bağlı olarak, ölçülen radyasyon outputu, görüntü alıcısından 30 cm uzaklıktaki hasta radyasyon giriş noktası olan "P" konumu için düzeltilmelidir. Ölçülen maksimum radyasyon AKR'si normal çalışmada ≤ 88 mGy/dk ve yüksek doz oranlı çalışmada ≤ 176 mGy/dk olmalıdır. 5, 6 SID izleme ile donatılmış sistemler için, P konumundaki maksimum radyasyon outputunun SID'den bağımsız olarak düzenleyici limiti aşmamasını sağlamak için maksimum output ölçümleri maksimum SID'de, minimum SID'de ve en az bir ek SID'de yapılmalıdır.



Şekil 7. Maksimum output ölçmek için setup. "A", kaynaktan görüntü alıcısına olan mesafedir ve "B", hasta girişine ışınlama referans noktasında bulunan kaynaktan radyasyon sensörüne olan mesafedir. Her iki geometrik düzenlemede de iyon odası ya da radyasyon dedektörü, PERP'deki tedavi masasından mekanik olarak asılır/desteklenirken, SID mevcut maksimum mesafeye ayarlanır. "P", hasta radyasyon giriş noktası (ya da FDA tanımlı hasta doz ölçüm noktası), görüntü alıcısından 30 cm uzakta bulunur. Alternatif olarak; Azaltıcı malzeme (kurşun ya da Cu levhalar), solda gösterildiği gibi ön-arka projeksiyon durumunda görüntü alıcısı yuvasına yerleştirilebilir. Setup kolaylığı için ölçüm sistemini PERP'de tutulur; ancak, değerler alıcıdan 30 cm olacak şekilde düzeltilmelidir.

2.3.2 ADRC'nin Değerlendirilmesi

Gerçek hasta giriş hava kerma (AKR), otomatik doz kontrol mantığının etkinleştirilmesi, tedavi masasının normal konumlandırılması, bir masa pedinin kullanılması ve kullanılan herhangi bir fantomdan geri saçılmanın varlığı dahil olmak üzere klinik olarak daha gerçekçi koşullar altında ölçülmelidir.

Kabul testi açısından, bu rapor, azaltıcı bir fantom olarak değişen kalınlıklarda PMMA plakaları ve birkaç parça 1 mm kalınlığında Cu levha kullanarak havadaki bağımsız AKR ölçümlerini açıklamaktadır.

NOT 5A: Klinik hasta radyasyon maruziyetine uygunlukta öncelikli hedef, SSDS'nin yerine otomatik ışınlama kontrolünü etkileyebilecek bir radyo-şeffaf iyon odası kullanılabilir. Bu, özellikle floroskopik otomatik kontrolün algılama alanlarının tüm görüntü alanını kaplaması ve böylece radyasyon dedektörünün algılama alanlarının dışına konumlandırılmaması durumunda doğrudur. SSDS'nin kurşun desteğinin (~1,0 mm Pb eşdeğeri) etkisini en aza indirmek için, radyasyon dedektörü/probu, floroskopik otomatik kontrol için algılama alanlarının dışına yerleştirilmelidir.

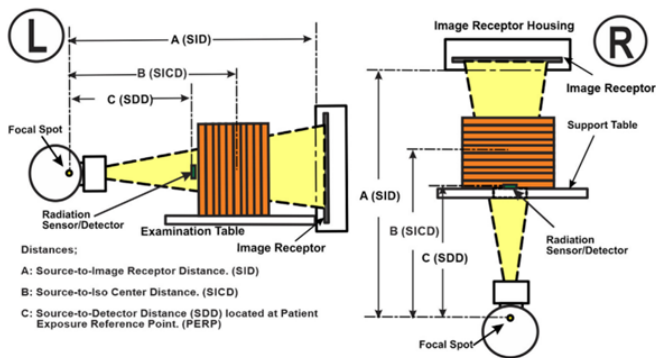
NOT 5B: Kaydedilmiş/elde edilen görüntüleme modları (sine, DSA, yol haritası) için doz hızlarının test edilmesi, (a) aşırı yüksek doz hızları (genellikle >1000 mGy/dk) ve (b) bu oranlar üzerinde düzenleme limitleri olmaması nedeniyle sorunludur. Bu ölçümler sırasında X-ışını tüpüne aşırı ısı yüklenmesini ve FPIR'de olası dedektör "yanmasını" önlemek için özen gösterilmelidir.

Aşağıdaki ADRC ölçümleri tartışmasına yardımcı olmak için, Ek A'da bir örnek form verilmiştir. Bu form, 32 cm diyagonal (öge 8) örnek bir FOV'daki veriler dahil olmak üzere altı görüş alanına (FOV) sahip bir kardiyovasküler sisteme dayanmaktadır. Kalibrasyon için varsayılan FOV, kurulu FPIR'nin boyutuna bağlı olabilir. Ayrıca, puls hızı, floroskopi eğrisi seçimi ve çalışma modu (düşük, normal ya da yüksek) dahil olmak üzere çeşitli kontrol parametreleri radyasyon outputunu etkileyebilir. Bu faktörlerin sayısız kombinasyonu, çok miktarda veri ile sonuçlanacaktır. Bununla birlikte, sistemin kalibrasyon için varsayılan yapılandırmasıyla ilgili olarak X-ışını görüntüleme üreticisine danışılarak test süreci kolaylaştırılabilir. Ayrıca, yüksek çıkış modu seçildiğinde, büyük olasılıkla, kalibrasyon sırasında

varsayılan bir FOV seçilir ve veriler (radyasyon outputu dahil) sistem tasarımına göre ölçeklenir.

Bu faktörlerden dolayı, öncelikle kabul testi kapsamında spesifik IXE sisteminin öncelikli uygulamasının ve sistemin kullanılacağı prosedür tipinin (ör. nörolojik anjiyografi, visseral anjiyografi ve kardiyak kateterizasyon) belirlenmesi tavsiye edilir. Seçim menüsünde, sistem açıldığında en olası uygulamalar gösterilir. Sisteme programlanan her prosedürü değerlendirmek zor ve zaman alıcı olacağından, kabul testi için sistemin öncelikli işleviyle ilişkili iki ya da üç prosedür seçilebilir.

Bu test için kullanılan geometri, Şekil 8'de gösterilmektedir. Şekil 8'in solunda, birincil düzlem C-kolu (A-düzlemi), tetkik masasındaki PMMA plakalarını desteklemek için lateral 90°'ye döndürülür. Sağda, ortasında bir açıklık bulunan el yapımı bir destek masası kullanılmıştır. Her iki geometri de çalışsa da destek tablosunu kullanan geometri daha uygun bir seçenektir. Nispeten yüksek sayıda IXE sistemine sahip kurumlar için, destek masası bir test aracı olarak paha biçilmez bir varlıktır çünkü bu masa, çeşitli hasta masalarıyla birleştirilebilen mobil C-kol ekipmanıyla da kullanılabilir. Örnek bir destek tablosunun çizimi Ek C'de verilmiştir.



Şekil 8. Radyasyon outputunu ölçmek için deney set-upu. Her iki geometrik düzenlemede de masa ve

masa pedi ölçülere dahil edilmemiştir. "A" mesafesi, yani SID, tutarlılık için mevcut olan maksimum mesafeye ayarlanmıştır. "B" mesafesi, kaynak-izomerkez mesafesidir (SICD). Bu örnekteki izomerkez eksenini "B" zaten mekanik olarak belirlenmişti. Kaynak-dedektör mesafesi "C", hasta giriş doz hızı ölçümleri için radyasyon dedektörünün yerleştirilmesinde tutarlılık ve kolaylık sağlamak amacıyla PERP'de bulunur. Bir iyon odasının kullanılmasının, geri saçılma nedeniyle artan giriş yüzeyi doz oranlarına yol açtığına dikkat edin. İyon odası, PMMA'yı düz panel görüntü alıcısına yaklaştırarak saçılan malzemeden uzağa yerleştirilirse bu en aza indirilir.

2.3.3 PMMA Kalınlığının Bir Fonksiyonu Olarak Radyasyon Outputu

AAPM Raporu No. 125, yüksek radyasyon seviyeli floroskopi ekipmanında SSF kullanımının yaygın olduğunu ortaya koymuştur.^{7, 8} SSF'lerin seçimi, sırasıyla, X-ışını tüp tipi ve jeneratör güç derecesi dahil olmak üzere ekipmanın donanım özelliklerine bağlı olan floroskopik eğrilere dayanmaktadır. Bununla birlikte, uygulama uzmanı, ilgili floroskopistlerin görüntü kalitesi tercihlerini belirlemek için floroskopik eğrilerin varsayılan programlamasını değerlendirmelidir.

Radyasyon outputunun PMMA kalınlığına göre değerlendirilmesi, SSF'lerin çalıştığından ve elde edilen verilerin floroskopi eğrisi ya da kalite testi açısından ekipmanın klinik işleyişini değerlendirirken bir kıyaslama noktası olarak uygun olduğundan emin olur.

2.3.4 PERP'de Doz ve Doz Hızı

Geri saçılma ile hasta girişi maruziyeti, Şekil 8'de gösterildiği gibi PERP'de ya da X-ışını kaynağından herhangi bir başka uygun

NOT 6A: Radyasyon probunun ADRC üzerindeki etkisini en aza indirmek için, dedektörü algılama alanının dışına yerleştirmek yeterlidir. Alternatif olarak, radyasyon probu ve algılama alanı üst üste gelmeyecek şekilde algılama alanı, varsa kontrol konsolundan ya da masa yanındaki kontrol kutusundan seçilebilir. Algılama alanı tüm görüntü alıcısını kapsıyorsa, kurşun destekli SSDS kullanmak için ideal dedektör olmayabilir. Böyle bir durumda, iyon odasının metal kısmı (eğer böyle tasarlanmışsa) mümkün olduğunda FPIR'nin dışına yerleştirilmiş bir iyon odası önerilir.

NOT 6B: PMMA bu raporda yaygın olarak kullanılmaktadır. Alüminyum ve bakır levhaların kullanılması daha uygundur ve IXE'nin yıllık ya da periyodik değerlendirmesi için tercih edilebilir. Bununla birlikte, ADRC floroskopi eğrilerinin, ister statik ister dinamik spektral şekillendirme filtreleri (SSF'ler) kullanıyor olsun, büyük IXE üreticileri tarafından hasta zayıflamasını simüle etmek için "su eşdeğeri" ya da PMMA'ya dayalı olarak tasarlandığına dikkat edilmelidir. Kabul testi için TG, ADRC işlevselliğini değerlendirmek için PMMA'nın kullanılmasını şiddetle tavsiye eder. Ek olarak, Al (ya da Cu) kullanımı, belirli önemli kalibrasyon noktalarında (örneğin, 18–20 cm'lik su eşdeğeri azaltıcıda) tüp potansiyeli, tüp akımı, puls genişliği ve SSF'nin kararlı bir kombinasyonunu bulmaya çalışırken ADRC'nin salınım yapmasına neden olur.). Bu, özellikle dinamik ADRC mantığı kullanan IXE'ler için önemlidir. Bu, AAPM Raporları 125 ve 190'da tartışıldığı gibi, radyasyon dedektörü tarafından kaydedilen dengesiz bir doz hızına neden olacaktır. Bu nedenle, TG 272, IXE sistemlerinin hem kabul testi hem de yıllık ekipman değerlendirmesi için PMMA'nın kullanılmasını önerir. Al ya da Cu filtreler, floroskopi eğrilerinin aslına uygunluğu öncelikli sorun olmadığına kullanılabılır.

mesafede ölçülebilir. Işınlamanın nasıl ölçüldüğüne bakılmaksızın, ölçeklemeye izin vermek için geometrik bilgiler kaydedilmelidir. PERP dozu ve doz hızı tipik olarak hasta giriş maruziyeti ya da hasta dozu ile aynı olmasa da, her ikisi de PERP'de hasta doz takibi için kullanılabilir önemli veri noktalarıdır.

2.3.5 Görüntü Reseptörü Giriş Dozu ve Giriş Doz Hızı

FPIR giriş dozu, hastanın aksine görüntü reseptörüne çarpan radyasyon olarak tanımlanır; bu parametre dolayısıyla görüntü kalitesinin PERP'den daha iyi bir göstergesidir. Önceki nesil IXE sistemleri, sabit giriş dozu (doz hızı) mantığını kullanıyordu; burada bu rapor bundan sonra sinyal-gürültü oranı (SNR) için optimize edilmiş (SNR optimizasyonu) olarak anılacaktır. FPIR'ye giriş dozu, floroskopi frame doz hızı ve Görüntü alma frame doz hızı daha önce kabul testinin bir parçası olarak ya da SSF ile ilgili bir çalışma

olarak ölçülmüştü.⁹

Geçtiğimiz birkaç yılda, en yeni IXE sistemleri kontrast-gürültü oranı (CNR) için optimize edilmiş (CNR optimizasyonu) ile donatıldı ve frame başına giriş dozu hareketli bir hedef haline geldi. PMMA kalınlığı değiştikçe ADRC, PMMA tarafından sağlanan her özel azalım koşulu için optimum kontrast arar. FPIR giriş dozu bu nedenle optimum kontrastı korumak için değişecektir. Bu nedenle, FPIR giriş dozu (ve giriş doz hızı) son derece dikkatli bir şekilde ölçülmelidir. CNR optimize edilmiş floroskopi sistemlerinde FPIR giriş dozu (ve giriş doz oranı) ile görüntü kalitesi arasındaki ilişkiyi düzgün bir şekilde değerlendirmek için yerleşik bir prosedür olmadığı gibi, ticari piyasada görüntü kalitesi değerlendirmesi için uygun bir fantom da yoktur.

Bu nedenle, şu anda TG 272'nin CNR için optimize edilmiş floroskopi sistemlerinin değerlendirilmesine yönelik herhangi bir özel test prosedürünü ele alması

için erkendir ve CNR optimizasyonu Ek D' de kısaca ele alınmıştır.

2.3.6 Görüntülenen Hasta Girişi Referans Noktası Hava Kerma Doğrulaması

PERP dozunun ölçümü ve doğrulanması, AAPM Raporu No.190'da ayrıntılı olarak açıklanmıştır.¹⁰ Bu rapor, FOV radyasyon kaynağından bilinen bir mesafede bilinen bir alana ayarlıyken, görüntülenen PERP hava kerma'yı fiziksel olarak ölçülen hava kerma'ya karşı doğrulamak için integral modunun kullanılmasını önermektedir. FPIR kontrol devresinin "dijital atlama" nedeniyle oran modu ölçümünde meydana gelen sürekli değişen dozimetre okumasını önlemek için integral modu seçilir. Dijital atlama, floroskopi eğrisi üzerinde sabit bir nokta (özellikle tüp potansiyeli) arayan çalışma mantığından kaynaklanır. Bu olgu, azaltma malzemesi olarak Cu ya da Al levhaların kullanılmasıyla gözlenir.

Önceki rapor, görüntülenen PERP hava kermasının bir integral hava kerma ölçümü ile karşılaştırılmasını tavsiye etse de, ölçülen ve görüntülenen AKR'lerin karşılaştırılmasıyla da yapılabilir (Ek A , madde 11). Hız modu yöntemi, ek bir ölçüm ekipmanı kurulumu ihtiyacını azaltır ve inceleme için toplam süreyi kısaltabilir. Havada ölçüm koşulları karşılanmalıdır; dolayısıyla hiçbir geri saçılma ölçüme katkıda bulunamaz. SSDS radyasyon detektörünün radyasyon probu PERP'ye yerleştirilirse, PERP dozu ve doz oranı belirlenebilir. PERP'deki FOV biliniyorsa, doz alan sonucu ya da hava kerma alan sonucu (KAP) da doğrulanabilir.

PERP hava kermasının ötesine geçen bazı üreticiler, bir prosedür sırasında görüntülenebilen gerçek zamanlı doz haritaları (doz haritalama) oluşturmak için

ekipman geometrisi ve radyasyon output bilgisinden yararlanmıştır. PERP hava kerma bir prosedür sırasında toplam tüp outputunu saysa da doz haritaları, mümkün olduğunda radyasyon cilt dozunun yayılmasına yardımcı olmak için stilize bir hasta modelinde bu tüp çıktısının uzamsal dağılımını gösterir.

2019'da yayınlanan IEC 60601-2-43:2010AMD2 standardı, bir satıcının KAP havasının radyasyon miktarını görüntülemek için seçebileceği ölçüm birimlerini standartlaştırır.² Ayrıca, KAP doğruluğunun toleransı $\pm \%35$ 'tir. Üç seçenek $Gycm^2$, $cGycm^2$ [$\mu Gycm^2$ ile sayısal olarak aynı] ve $mGycm^2$ 'dir. Bununla birlikte, bu standart özellikle floroskopik kılavuzlu müdahalelerde kullanılması amaçlanan floroskoplar için geçerli olduğundan, diğer floroskop türleri bu standarda tabi değildir ve görüntülenen hava KAP için başka ölçüm birimleri seçebilir.

Aynı IEC standartları, girişimsel anjiyografi ekipmanının temel güvenlik ve temel performans yeteneklerinin bir parçası olarak doz haritalama yeteneğinin de mevcut olmasını tavsiye eder.² IEC kılavuzu ayrıca, standartlar oluşturulup çeşitli üreticiler tarafından uygulandıktan sonra, bu tür doz haritalarının doğruluğunun fizik testleri sırasında değerlendirilmesi gerektiğini tavsiye eder. Doz haritaları için standartlar şu anda mevcut olmadığından, cilt dozu haritalarının doğruluğu için uygun kabul testlerini tanımlamak TG 272'nin kapsamı dışındadır.

2.4 Kolimatör Uyum Testi

Uyum testinin amacı, X-ışını alanının uygun şekilde boyutlandırılmasını ve görüntü reseptörü ile hizalanmasını sağlamaktır. İyi uyum ve doğru

hizalama, yalnızca hastaların gereksiz yere ışınlanmasını önlemekle kalmaz, aynı zamanda görüntü kalitesini artırırken sağlık personelinin aldığı radyasyonu da azaltır. Bu amaçla, görüntü kesilmesini en aza indirmek ve görüntü oluşumuna katkı sağlamayan dokuları ışınlamaktan kaçınmak için, X-ışını demetinin merkez ışını görüntü alıcısının merkezi ile hizalanmalıdır.

2.4.1 Radyasyon Alan Boyutunun Görüntü Alıcısı ile Uyumu

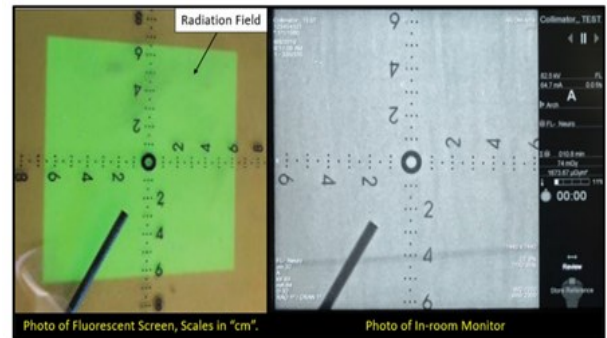
C kolunun olası mekanik sarkması nedeniyle, uyum testi, birincil ve ikincil eksenlerine göre C kolunun çeşitli açıları ve dönüşleri kullanılarak yapılmalıdır. Ayrıca mevcut tüm FOV'larda yapılmalıdır.

Ekipman tasarımına bağlı olarak, görüntüleme alanını anatominin pozisyonuna ve şekline uyacak şekilde optimize etmek için görüntü alıcısı Şekil 2'de gösterildiği gibi Y eksenine göre döndürülebilir. Kolimatör daha sonra, kolimasyonun tasarımı ister dikdörtgen ister dairesel olsun, mevcut görüntüleme alanını optimize etmek için döndürülmüş FPIR ile senkronize edilebilir. Uyum testi, aşağıdaki projeksiyonlardaki ölçümleri içermelidir:

- Arka-Ön ve Ön-Arka,
- 45° ve 90° sağ ön oblik (RAO) ve sol ön oblik (LAO) ve
- 45° kranial ve kaudal.

Yukarıda listelenen öğeler arasında, arka-ön projeksiyon genellikle uyum testinin gerçekleştirildiği tek geometridir. Uyum testi ölçüm sayısını azaltmak için sol ya da RAO, kranial ya da kaudal ölçümlerle birleştirilebilir.

Uyum testi için birçok yaklaşım tarif edilmiştir. Örneğin, bir kaset ya da film kullanan ayrıntılı bir test prosedürü AAPM Raporu No. 74'te açıklanmaktadır.¹¹ Uyum testi en iyi şekilde, bir floresan ekran ya da radyokromik film ve kullanıcının takdirine bağlı olarak belirli bir mesafeye yerleştirilen radyasyon alanı boyutunu belirlemek için kurşun işaretleri olan cetveller (ya da plaka) kullanılarak gerçekleştirilir. Tüm FOV'lar için radyasyon alanının dolaylı görsel doğrulaması için floresan ekran yerine bilgisayarlı radyografi kasetleri kullanılabilir. Ayrıca, bu amaç için çok iyi çalışan, ticari olarak temin edilebilen, bağımsız dijital radyografi dedektörleri bulunmaktadır. Algılanan radyasyonu tutan ve görsel doğrulamaya izin vermek için LCD çubuklar ya da uzun gecikmeli floresan ekranlar kullanan ticari olarak temin edilebilen cihazlar vardır. Bu tekniklerin her biri ile radyasyon alanının fiziksel boyutu, monitörde görüntülenen görüntü ile karşılaştırılabilir (Şekil 9).



Şekil 9. Uyum testi. Soldaki fotoğraf, alan boyutu tanımlaması için kurşun noktaları ve kurşun numaralarını kullanan cetvellerin olduğu bir floresan ekranı göstermektedir. Son görüntüyü tutan floroskopi görüntüsü sağda gösterilmektedir. Bu iki görüntünün karşılık gelen dört kenarı karşılaştırılarak, radyasyon alanının görüntü alıcısına uyumu çıplak gözle değerlendirilebilir.

Şekil 9'da gösterilen örnekte, radyasyon alanının görselleştirilmesi için yeterli ekran parlaklığı elde

etmek amacıyla X-ışını jeneratörünü çalıştırmak için FPIR'ye bir azaltıcı (bu örnekte bir kurşun levha; -1/16 inç, 1,56 mm) bağlanmıştır. Floresan ekran, ölçekler (cm olarak) olarak kullanılan kurşun BB çekimleri ile birincil ışına yerleştirilir. Operatör, floroskopi ışınlama pedalına basarken, floresan ekranı Şekil 9'un sol tarafında gösterildiği gibi FOV'ye (bu örnekte kabaca 12cm×12cm) hizalar. Daha sonra radyasyon alanının görüntü reseptörüne hizalanmasını belirlemek için iki görüntü karşılaştırılır. Uyum testi, radyasyon alanının herhangi bir yönde SID'nin %2'sinden büyük olmadığını ve görüntü reseptörü aktif boyutunun FOV'sinden küçük olmadığını göstermelidir. Kolimatör kanatlarının ya da irisin gölgesi, belirtilen FOV içinde sınırlandırılmalıdır.

En basit uyum testi, görüntüleme dizisinde mevcut olan tüm FOV'lar altında kolimatör tam olarak açıldığında, kolimatör kanatlarının görüntü alanı içinde görünür olmasını sağlamayı içerir. Ancak bu test için video mask devre dışı bırakılmalıdır ve bu test yalnızca kanatlar görünür durumdaysa geçerlidir. Kolimatör kanadı ayrı ayrı görüntülenemiyorsa uyumsuzluk miktarını belirlemek için daha fazla test yapılması gerekir.

X-ışını alan sınırlamaları ve floroskopik sistemlerin hizalanmasıyla ilgili gereksinimler, tanısal X-ışını sistemlerinin uygunluk testi parametreleri için FDA kaynak kılavuzunda mevcuttur.¹² Spesifik olarak, II içermeyen floroskopik ekipman tarafından üretilen X-ışını alanları, görüntü alıcısının tüm görünür alanının ötesine geçmemelidir; alan boyutunun kademesiz olarak ayarlanması için araçlar sağlanmıştır. En büyük SID'deki minimum alan boyutu $\leq 5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ olmalıdır. II'ye sahip floroskopik ekipman için, görüntü alıcısının düzlemindeki X-ışını alanının ne uzunluğu ne

de genişliği, görüntü alıcısının görünür alanını SID'nin %3'ünden daha fazla aşmamalıdır. Fazla uzunluk ve fazla genişliğin toplamı, SID'nin %4'ünden fazla olmamalıdır.

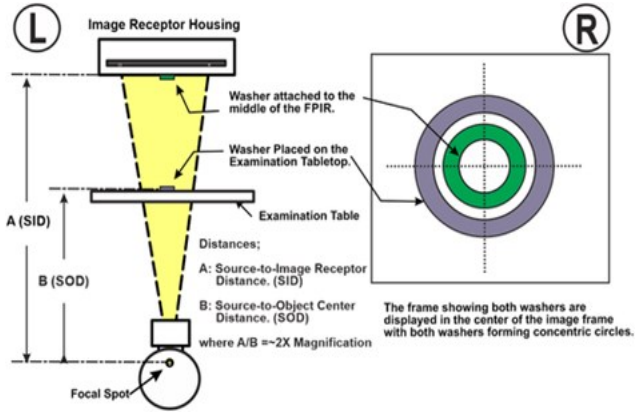
Dairesel görüntü alıcıları ile kullanılan dikdörtgen X-ışını alanları için, görüntü alıcısının görünür alanının merkezinden geçen X-ışını alanının uzunluk ve genişlik boyutları boyunca hata hizalaması belirlenmelidir. Alanın daha fazla sınırlandırılmasına izin vermek için araçlar sağlanmıştır. 22 Mayıs 1979'dan sonra üretilen ve değişken bir SID'ye ve/veya $>300 \text{ cm}^2$ 'lik bir görünür alana sahip ekipmanda kullanılan ışın sınırlayıcı cihazlar için, X-ışını alanının kademesiz olarak ayarlanması için araçlar sağlanmıştır.

Sabit bir SID'ye ve $\leq 300 \text{ cm}^2$ 'lik bir görünür alana sahip ekipman, ya X-ışını alanının kademesiz ayarlanmasıyla ya da görüntü alıcısı düzlemindeki X-ışını alanı boyutunu $\leq 125 \text{ cm}^2$ ile daha da sınırlamak için araçlarla sağlanır. Kademesiz ayarlama, en büyük SID'de, elde edilebilir maksimum alan boyutundan $\leq 5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ 'lik bir alan boyutuna kadar sürekli alan boyutları sağlamalıdır.

2.4.2 Merkezi Işının Görüntü Alıcısının Merkezine Hizalanması

X-ışını merkezi demetinin görüntü alıcısının merkezi ile hizalanması, daha önce açıklandığı gibi aynı boyutta ya da benzer boyutta iki metal rondela kullanılarak kolayca doğrulanabilir.¹³ Burada basitleştirilmiş bir yöntem sağlanmıştır; aynı boyutta iki metal pul kullanarak, bir pulu masa üstüne yerleştirin ve diğerini FPIR'nin merkezine takın (bkz. Şekil 10'un sol tarafı). Mevcut en küçük FOV ile yaklaşık 2x büyütme geometrisi altında bu iki

rondelayı hizalamak için tedavi masasını kaydırın. Radyasyon ışını FPIR'nin merkezi ile ortalanırsa, Şekil 10'un sağ tarafında gösterilene benzer bir görüntü ortaya çıkar. Ek olarak, X-ışını tüpü (insert) ya da masa üstü görüntü alıcısına dik değilse, masa üstüne yerleştirilen pul uzun bir halka olarak görünürken, FPIR'ye takılan pul normal bir halka olarak görünür.



Şekil 10. FPIR ile radyasyon ışını merkezlemesinin değerlendirilmesi. Mevcut en küçük FOV kullanılarak, daha büyük bir FOV'a kıyasla daha doğru bir merkezleme hizalama değerlendirmesi elde edilebilir. Merkezleme doğru ayarlandığında, metalik pulların merkezleri, monitörde görüntülenen görüntünün ortasında eş merkezli daireler oluşturmalıdır.

2.5 Ekran Monitörleri

IXE sistemleri için kurulan floroskopi ekran monitörleri, görüntüleme dizisinin kritik bir parçasıdır. Bu sistemler için monitörlerde görüntülenen görüntüler, klinik tanı koymak ve iğnelerin, kateterlerin ya da diğer cihazların vücut içine yerleştirilmesine rehberlik etmek için kullanılırken, diğer görüntüleme türleri için modalite monitörleri öncelikle görüntülerin kalite güvencesi için kullanılır ve görüntüler daha yüksek performanslı teşhis ekranlarına gönderilir. Ek olarak, floroskopik monitörler genellikle, yüksek ortam aydınlatmasına

sahip, iyi aydınlatılmış odalarda kullanılır ve bu durum, görüntü kalitesi üzerinde olumsuz sonuçlar doğurabilir. Bu nedenle, görüntülerin tutarlı bir şekilde görüntülenmesini sağlamak için özen gösterilmelidir.

Okuyucu, ekran özelliklerinin tam bir tartışması için AAPM TG Raporu No. 270¹⁴e ve ilgili güncellemesine¹⁵ atıfta bulunur. TG 270 Raporu, minimum/maksimum parlaklık, parlaklık tepkisi ve parlaklık tekdüzeliği dahil olmak üzere birkaç temel ekran özelliğinin ölçülmesini önerir; bu özellikler burada kısaca tartışılacaktır. Amerikan Radyoloji Koleji (ACR)-AAPM-Tıpta Görüntüleme Bilişimi Derneği Tıbbi Görüntülemenin Elektronik Uygulaması Teknik Standardına da daha fazla bilgi için başvurulabilir.¹⁶ Bu rapor, TG raporu kadar ayrıntılı olmasa da, önerileri büyük ölçüde TG raporunda sağlananları yansıtır ve muhtemelen daha sık güncellenecektir.

Floroskopi kılavuzluğunda görüntüleme (FGI) sistemleri tipik olarak kontrol odasında ve FGI odasının kendisinde bulunan birden fazla monitör içerir. Kabul testi için, tutarlı görüntü sunumu sağlamak üzere bir sistemle ilişkili tüm monitörler için aşağıdaki değerlendirmeler yapılmalıdır.

2.5.1 Minimum/Maksimum Parlaklık ve Parlaklık Oranı

Ekran çalışma düzeylerinin ilk yapılandırması, monitörün yüzeyinden yansıyan ortam ışığı olan ortam parlaklığına (L_{amb}) dayalı olmalıdır. Ortam parlaklığı doğrudan bir ışık ölçerle ölçülebilir ya da ortam aydınlığına ve monitörün dağınık yansıma katsayısına (R_d) dayalı olarak tahmin edilebilir. Yakın zamanda yapılan bir araştırma, modern FGI

ekipmanıyla kullanılan geniş formatlı ekranların bir örneğinde lüks başına ortalama $0,0038 \text{ cd /m}^2\text{Rd}$ buldu.¹⁷ Ekranın minimum parlaklığı (L_{\min}), ortam oranı AR, L_{amb} / L olarak tanımlanır) ideal olarak ayarlanmalıdır ve $\min < 1/4$ 'tür. L_{\min} ayarlandıktan sonra, toplam minimum birleşik parlaklık (L'_{\min}) L_{\min} ve L_{amb} toplanarak hesaplanabilir. Daha sonra maksimum parlaklık (L_{maks}), 350'lik bir genel parlaklık oranı (LR) hedeflenerek ayarlanabilir ve 250 ile 450 arasındaki LR'ler kabul edilir. LR'nin $L'_{\text{maks}} / L'_{\min}$ olarak tanımlandığına dikkat edin, burada L'_{maks} toplam maksimum kombine parlaklıktır. Ayrıca birçok floroskopik ekranda, L'nin bağımsız ayarlanması için seçeneklerin olduğunu unutmayın ve L_{\min} ve L_{maks} sınırlıdır.

AR ve LR için TG 270 tavsiyeleri genellikle loş ışıklı okuma odalarında kolayca elde edilebilse de, önerilen AR ve LR'yi korumak çoğu FGI odasında tipik olan daha parlak ortamlarda elde edilemeyebilir ve bu da görüntünün daha karanlık bölgelerinde görüntü kontrastının kaybolmasına neden olabilir. Yüksek ortam aydınlatması durumlarında, eğer L_{maks} kabul edilebilir bir LR'yi sürdürmek için yeterince yüksek ayarlanamıyorsa, AR oranını $< 1/4$ 'ü korumak için L_{\min} 'i artırmak önerilmez. Artan L_{\min} , oda aydınlatması daha sonra kısılırsa mevcut kontrast kaybına neden olabilir. Operatörler arasındaki farklı ortam ışığı tercihleri de dikkate alınmalıdır. Bu durumlarda, düşük parlaklıkta kontrast kaybının klinik olarak kabul edilebilirliği konusunda doktorlara danışılması tavsiye edilir. Ayrıca, AAPM TG18-AD ya da TG270-pQC gibi test desenleri, ortam aydınlatmasının düşük kontrastlı saptanabilirlik üzerindeki etkilerini değerlendirmek için yararlı olabilir.¹⁸ Bu tür düşük kontrastlı bilgi kaybı klinik olarak kabul edilemez ise, olası çözümler

arasında oda ışıklarının kısılması, monitörlerin ortam yansımalarını azaltacak şekilde yeniden konumlandırılması ya da monitörlerin daha yüksek L_{maks} modelleriyle değiştirilmesi yer alır.

2.5.2 Parlaklık Tepkisi

TG 270 Raporu ayrıca ekran monitörlerinin parlaklık tepkisinin değerlendirilmesini önerir. Parlaklık tepkisi, L_{\min} ve L_{maks} için bireysel gri seviyeleri arasındaki ilişkiyi tanımlar; uygun kalibrasyon, görüntülenen değerler aralığında yeterli görüntü kontrastı sağlar. DICOM gri tonlamalı standart görüntüleme işlevi, tıbbi görüntüleme yaygın olarak benimsenmiştir ve tavsiye edilmektedir.¹⁹ Mevcut test modellerine bağlı olarak, kullanıcılar, TG Raporu No. 270'te açıklanan 18 noktalı ya da 11 noktalı tepki yöntemlerini kullanarak parlaklık tepkisi uyumluluğunu test edebilir. DICOM gri tonlamalı standart görüntüleme işlevinden $< \%20$ sapma önerilir.

DICOM gri tonlamalı standart görüntüleme işlevi uyumluluğunun nicel değerlendirmesinin olmaması durumunda, bunun yerine test desenleri yoluyla nitel değerlendirme kullanılabilir. Bu amaç için birçok test modeli mevcuttur ve bunlardan en yaygın olanı Sinema ve Televizyon Mühendisleri Derneği modelidir (SMPTE)²⁰, çoklu gri tonlama seviyeleri ve yüksek ve düşük kontrastlı nesnelere sağlar. Bununla birlikte, bu modelin eski katot ışını tüpü ekranlarının özelliklerini test etmek için tasarlandığına dikkat edilmelidir; gri tonlama duyarsızlığı nedeniyle, bu desenin modern düz panel ekranlarla kullanılması, yalnızca başka desen yoksa önerilir. TG Raporu No. 270, her ikisi de nesnelere bir düz panel ekranın tüm parlaklık aralığı boyunca parlaklık tepkisini daha iyi test etmesini

sağlayan TG270-sQC ve TG270-pQC test modellerini içerir. TG270 test kalıpları mevcut değilse ya da yüklenemiyorsa, SMPTE kalıbı yerine AAPM TG18-QC ya da TG18-OIQ test kalıpları önerilir. Herhangi bir desen, tipik görüş mesafelerinde ve tipik ortam aydınlatma koşullarında değerlendirilmelidir.

2.5.3 Parlaklık Homojenliği

Parlaklık homojenliği, ekran alanı boyunca parlaklık çıkışındaki değişimi tanımlar. TG272 Raporu, yeni monitörlerin kabul testi için nicel yöntemler tavsiye edilse de, kullanıcıların küresel nicel tekdüzelikten ziyade öncelikle yerel düzensizliklerin nitel değerlendirmesine odaklanmasını tavsiye eder. TG272 Raporu, tek tip bir alan üzerinde dokuz konumdan alınan standart fotometre ölçümleri kullanılarak kolayca hesaplanan medyan (LUDM) metriğinden parlaklık homojenliği sapmasını ortaya koyar. Tek tip bir test modelinin mevcut olmadığı durumlarda, tek tip bir görüntü çıktısı üretmek için basit pencere genişliği ve seviyelendirme yeterli olabilir. $LUDM > \% 30$ olan ekranların değiştirilmesi düşünülmeli ve olası klinik etkiler için $LUDM > \% 15$ araştırılmalıdır.

FGI'da yaygın olarak kullanılan birçok geniş formatlı monitörün, görüntülerin çeşitli düzenlemeleri için özelleştirilebileceğini unutmayın. Tüm olası video giriş cihazlarından tüm olası ekran düzenlemelerini test etmeye çalışmak pratik olmayabileceğinden, parlaklık tekdüzeliği ya da test modeli gözlemi amacıyla en yaygın konfigürasyon kullanılmalıdır. Ayrıca birçok ekranın klinik kullanım sırasında yerinde olabilecek koruyucu kılıflar içerdiğini unutmayın; bu kapaklar, ekranların yansıtma ya da iletme özelliklerini değiştirebilir. Bu nedenle, klinik kullanım sırasında koruyucu kapaklar takılıysa, ekran testi koşulları klinik

çalışma koşullarını yansıtmalıdır.

2.6 Floreskopik Doz İzleme ve Takibi

Hasta prosedürleri için, yalnızca floreskopi dozunun bir kaydını tutmak için değil, aynı zamanda potansiyel cilt yaralanmalarını değerlendirmek üzere toplam birikmiş dozu izlemek için Joint Commission²¹ tarafından PERP'de (K_{air} , PERP) hava KAP'sinin ya da hava kermasının kaydedilmesi gerekir. Kurumsal çapta radyasyon dozu indeksi izleme sistemleri (RDIM) yazılımı²² bu Joint Commission şartına uyumu çok daha verimli ve etkili hale getirir. Spesifik RDIM programlarının artılarını ve eksilerini tartışmak TG 272 kapsamında değildir. Bununla birlikte, kullanılan programdan bağımsız olarak, PSD'yi olabildiğince doğru bir şekilde tahmin etmek için önemli fizik düzeltmeleri uygulanmalıdır. Bu temel fizik düzeltmeleri, Görüntü alma ışınlamalarına ek olarak her floreskopik ışınlamalara uygulanmalıdır. Bir RDIM programı bu süreçte önemli bir araçtır; Hesaplamalar manuel olarak yapılıyorsa, bu düzeltme faktörlerinin uygulanması zaman alıcıdır.

NOT 7: Joint Commission Perspektiflerinin Temmuz 2021 sayısında sentinel olay tanımının ve bölümünün revize edildiğini belirtmekte fayda vardır.²³ Radyasyon yaralanması ve dozimetrisinin daha geniş bir kapsamı için okuyucular, Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Konseyi (NCRP) Rapor No.168, floreskopi klavuzlu girişimsel tıbbi prosedürler için Radyasyon dozu yönetimi'ne yönlendirilmelidir.²⁴

Bu düzeltmeleri uygulamak için, aşağıdaki bölümlerde açıklanan dört değer, kabul testi sırasında elde edilebilir. Ek olarak, geri saçılma faktörünü (BSF) içeren bir bileşik faktörün eklenmesi de dahil olmak üzere, PSD'yi hesaplamak için bu parametrelerle ilgili

daha fazla ayrıntı, DeLorenzo ve diğerleri tarafından hazırlanan bir raporda bulunabilir.²⁵ Bu makale aynı zamanda çeşitli floroskoplar için yerleştirme denklemleri geliştirme yöntemlerini tartışmaktadır.

NOT 8A: Ticari piyasada bulunan RDIM programları, karmaşıklık düzeylerine göre değişir ve PSD'yi doğru bir şekilde tahmin etmek için gereken temel düzeltmeleri içerebilir veya içermeyebilir. Bölüm 2.6.1 ve 2.6.2'de açıklanan düzeltmeler tipik olarak mevcut nesil RDIM programlarında yerleşik değildir; bu düzeltmeleri uygulamak için manuel müdahale gereklidir. Gelecekte, belki de bu düzeltmeler bu programlara dahil edilecektir.

NOT 8B: Ek olarak, NEMA XR-27 standartları 1 , düzeltme faktörünün RDIM programları tarafından okunabilmesi için DICOM başlığında TG 190 düzeltmesi sağlar (aşağıdaki Bölüm 2.6.1'e bakın).

2.6.1 TG 190 Doz Düzeltme/Kalibrasyon (C_{TG190})

Görüntülenen PERP dozunu (D_{PERP}) harici olarak ölçülen doza ($D_{MEASURED}$) göre düzeltmek için doz-hız modundan ya da integral dozdan (Bölüm 2.3.6'da açıklandığı gibi) elde edilen düzeltme faktörü gereklidir. Doz düzeltme faktörü (C_{TG190}) şu şekilde tanımlanır:

$$C_{TG190} = D_{MEASURED} / D_{PERP} \quad \text{Denklem (1)}$$

Ampirik olarak, D_{PERP} çoğu sistem için genellikle $D_{MEASURED}$ değerinden daha yüksektir; bu nedenle, C_{TG190} genellikle <1'dir. 1'den küçük değerler bir güvenlik marjı sağlar ve floroskopistleri daha erken uyarır. IEC standartları, bildirilen D_{PERP} 'nin doğruluğunda %35'lik bir toleransa izin verir,²⁶ ancak %10 ila %15 ($C_{TG190} = 0,87-0,91$) fazla raporlama genellikle gözlemlenir.

2.6.2 Tedavi Masası/Yatak Azalım Düzeltmesi (C_{Masa} ve $C_{Mattress}$)

PSD'yi daha doğru bir şekilde değerlendirmek için floroskopik tetkik masasının (C_{Masa}) ve hasta yatağının ($C_{Mattress}$) varlığından kaynaklanan zayıflama ölçülmelidir. Toplam düzeltme ($C_{Masa-Mattress}$), C_{Masa} ve $C_{Mattress}$ 'in ürünüdür ve tüp potansiyeline (kV), SSF'ye ve giriş kalitesine (örneğin, mmCu, mmAl) bağlı olarak 0,6 ile 0,75 arasında değişebilir.²⁷ Dolayısıyla,

$$C_{Masa-Mattress} = C_{Masa} \times C_{Mattress} \quad \text{Denklem (2)}$$

Doğru hasta dozu değerlendirmesi için, $C_{Masa-Mattress}$ tedavi masası ve mattress ilk teslim edildiği haliyle ölçülmeli ve masa üstü ya da mattress değiştirildiğinde yeniden ölçülmelidir.

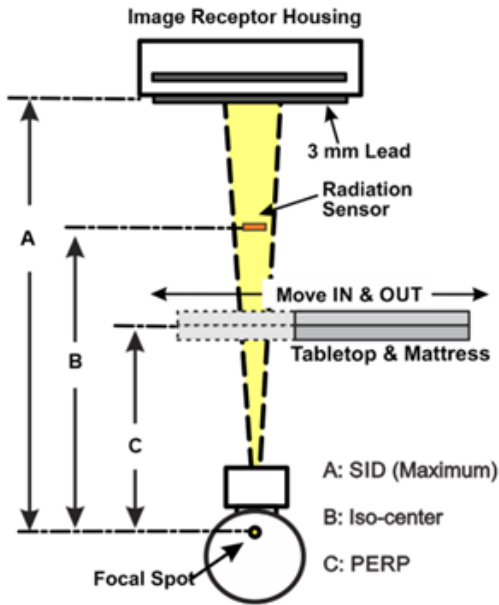
Bu nedenle, kabul testi sırasında önceden belirlenebilen toplam manuel düzeltme (C_{Toplam_Manual}) şu şekildedir:

$$\begin{aligned} C_{Toplam_Manual} &= C_{TG190} \times C_{Masa-Mattress} \\ &= C_{TG190} \times C_{Masa} \times C_{Mattress} \end{aligned} \quad \text{Denklem (3)}$$

Denklem (3) yalnızca X-ışını demeti posteroanterior projeksiyonda olduğunda doğru olduğuna dikkat edin. Projeksiyon eğik, lateral ya da ön-arka olduğunda farklı düzeltmeler uygulanmalıdır.

Şekil 11'de gösterilen, tedavi masası ve mattress azalımını ölçmek için kullanılan test geometrisidir. Bu geometri, American Society for Testing and Materials International tanımı F3094-14'te açıklanan dar demet geometrisine benzerdir.²⁸ Ancak burada gösterilen geometri, tipik IXE ekipmanının kısıtlamalarını karşılamak için değiştirilmiştir. IXE sistemleri, Seissl yönteminin²⁹ dinamik filtre seçimi ya da geleneksel

statik filtre seçimi kullanılarak SSF'ler kullandığından, IXE sistemlerinde karşılaşılan radyasyon demeti kaliteleri değişen tüp potansiyeli ile birlikte değerlendirilmelidir.



Şekil 11. Tedavi tetkik masası ve üstünün geçirgenlik oranını (T_R) ölçmek için geometri. Bu T_R hesaplaması için hava kerma dozu ölçümleri için, havadaki doz (D_{hava}) tedavi masası ve mattress (dışarı taşınmış) yokken ölçülür. D_{Masa} , tetkik masası varlığında ölçülür ve D_{Yatak} , yatak (taşınmış) varlığında ölçülür. D_{Masa_Yatak} primer radyasyon demetinde hem tedavi masası hem de üstü ile ölçülür.

İletim oranı ($T_{R [Table_Mattress]}$) ya da düzeltme faktörü ($C_{Table_Mattress}$) şu şekilde tanımlanır:

$$T_{R [Table_Mattress]} = C_{Table_Mattress} \quad \text{Denklem (4)}$$

$$= D_{Table_Mattress} / D_{Air}$$

Ve benzer şekilde:

$$T_{R [Table]} = C_{Table} = D_{Table} / D_{Air} \quad \text{Denklem(5)}$$

$$T_{R [Table]} = C_{Table} = D_{Table} / D_{Air} \quad \text{Denklem(6)}$$

burada $D_{Table_Mattress}$, demette tedavi masası ve mattress ile birlikte ölçülen hava kermadır. D_{Table}

ve $D_{Mattress}$ sırasıyla masa ya da mattress varlığında ölçülen hava kerma değerleridir. D_{Air} , hem tetkik masası hem de şilte ana ışından en az 50 cm (ya da IXE sisteminin mekanik konfigürasyonunun izin verdiği ölçüde demette uzakta) konumlandırılmışken havada ölçülen hava kermadır. Böylece toplam $T_{R (Table_Mattress)}$ şu şekilde tanımlanır:

$$T_{R [Table_Mattress]} = T_{R [Table]} \times T_{R [Mattress]} \quad \text{Denklem(7)}$$

$$= C_{Table} \times C_{Mattress}$$

$$= C_{Table_Mattress}$$

Bu değerlendirme için, tipik klinik koşulları simüle etmek üzere radyasyon probunda radyasyon alanı boyutu 10 cm x 10 cm olarak ayarlanmıştır. T_R en kolay şekilde servis modu ya da varsa son kullanıcı ölçüm modu (fizik modu) kullanılarak ölçülür. Servis moduna erişilemiyorsa, anlamlı ölçümler elde etmek için otomatik özelliğin kilitlenmesi gerekir. ADRC'nin teknik kilitleme özelliği, istenen tüp potansiyeli ve SSF kombinasyonu elde edildikten sonra ADRC'yi geçici olarak devre dışı bırakmak için kullanılmalıdır.

Bir IXE sisteminden elde edilen bir örnek veri seçimi Tablo 1'de gösterilmektedir. T_R ölçümü, Seissl filtre seçimi yöntemi kullanılarak 14 IXE sisteminde yapıldı. Listelenen değerler tipiktir ancak görüntüleme ekipmanı veya hasta yatağındaki değişikliklere göre değişir.

PSD hesaplamasının düzeltilmesi, tüp potansiyeli ve SSF'nin (Tablo 1'deki gri hücreler) en tipik kombinasyonlarının seçilmesiyle basitleştirilebilir. Tablo 1'e dayalı olarak yalnızca bir düzeltme faktörü uygulanabildiğinde, demet kalitesi düzeltmesi için ($T_R =$) 0.7'lik bir düzeltme önerilir.²⁵ Ayrıca, T_R 'nin aynı zamanda $T_R = T_{R (X, Y, Z, \theta, \phi)}$ bir

Tablo 1. T_R için masa ve mattress için düzeltme faktörleri**TABLE 1** Correction factors for T_R through table and mattress

		Tube potential (kVp)							Average
		60	70	80	90	100	110	120	
SSF (mmCu)	0	0.587	0.611	0.628	0.64	0.653	0.661	0.669	0.635
	0.1	0.635	0.659	0.675	0.683	0.691	0.699	0.704	0.678
	0.2	0.651	0.676	0.687	0.697	0.704	0.711	0.715	0.691
	0.3	0.657	0.684	0.697	0.707	0.713	0.719	0.722	0.7
	0.6	0.679	0.701	0.711	0.718	0.723	0.729	0.732	0.713
	0.9	0.692	0.708	0.726	0.723	0.729	0.733	0.736	0.721
	Average	0.65	0.673	0.688	0.695	0.702	0.709	0.713	

fonksiyonu olduğu da unutulmamalıdır; burada θ birincil dönüş açısıdır ve φ C kolunun ikincil dönüş açısıdır.

2.6.3 Geometrik Düzeltme (C_{Geo})

PSD'yi daha doğru bir şekilde değerlendirmek için, hastanın 3B oryantasyonunda kaydırmasını hesaba katan bir geometrik düzeltme gerekir. Bir RDIM programı olmadan bu görev kolayca gerçekleştirilemez. Pratik açıdan, tablonun yukarı ve aşağı düzeltmesi C_{Geo-Y} , masa yüksekliği bir vaka süresince belirli bir yerde aşağı yukarı tutulursa tüm olaylar için benzer olabilir.

T_R 'ye benzer şekilde, C_{Geo} 'da kullanılan geometrinin bir fonksiyonudur. Böylece, $C_{Geo} = C_{Geo}(X, Y, Z, \theta, \varphi)$. C_{Geo} 'nun uygulanması basit bir düzeltme olsa da, ışınlama yüzlerce oluşumu içerebileceğinden süreç biktırıcı olabilir. C_{Geo} düzeltmeler tüm vakalara uygulanmalıdır.

2.6.4 FOV Düzeltmesi (C_{FOV})

Masa üstü kaydırma minimum düzeyde olsa ve radyasyon demeti giriş noktası aynı kalsa bile, incelemenin başında FOV 30 cm x 30 cm kadar büyük olabilir ve inceleme süresinin çoğu için 10 cm x 10 cm'ye paralel hale getirilebilir. C_{Geo} ile bağlantılı olarak bir FOV düzeltmesinin (C_{FOV}) uygulanması

gerekebilir ve açılarının (θ, φ) birincil radyasyon demetinin masayı geçmesine neden olup olmadığına bağlı olarak $C_{Table_Mattress}$ 'in de dahil edilmesi gerekebilir.

2.7 Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Hem görüntü alma sırasında hem de sonrasında uygulanabilen modern floroskopi eğri programlama ve görüntü işleme gibi yeni görüntüleme teknolojilerinin ortaya çıkmasıyla, görüntü kalitesi değerlendirmesine daha titiz bir yaklaşım gereklidir.

Görüntü alıcısına giriş doz hızı, SNR ve CNR gibi fiziksel parametreler, görüntüleme dizisini karakterize ederken büyük önem taşır, ancak pratik ve klinik açıdan bu parametreler, görüntü kalitesi sorunlarını gidermek için daha uygundur.

Floroskopilerde görüntü kalitesi değerlendirmesi, birkaç nedenden dolayı zordur. İlk olarak, çoklu doz seviyeleri floroskopi ve sine, DSA, tek çekim görüntüler ve konik demet rotasyonel görüntü elde etme gibi çeşitli alt görüntü elde etme türleri dahil olmak üzere test edilebilecek ve test edilmesi gereken çoklu çalışma modları vardır. İkinci olarak, klinik görüntüler canlı olarak izlenir ve işleme genellikle birden çok görüntüden frame ortalamasını içerir. Tek floroskopik ya da elde edilmiş görüntülerinin görüntülenmesi, görüntü kalitesi hakkında fikir

verebilir ancak sistemin tam klinik kullanımını test etmez. Ekipman, kalite değerlendirme amaçları için floroskopik görüntülerin dizilerini kolayca saklama ve gözden geçirme yeteneğine sahip olmasa da, dinamik canlı görüntü değerlendirmesi gereklidir. Üçüncüsü, görüntü kalitesinin analizi için sağlanan görüntünün türü, değerlendirmeyi etkileyebilir. Çoğu zaman, yalnızca "sunum için" görüntü türleri mevcuttur ve bu görüntüler zaten işlenmiş ya da değiştirilmiştir. Optimal olarak, NEMA standardı XR 27–2013'te önerilen yönergelerin izlenmesi, dedektör tekdüzelik düzeltmeleri dışında görüntü değiştirilmemiş "işleme için" görüntülerle sonuçlanacaktır.¹ Son olarak, görüntü kalitesi ölçütlerinin çoğunda kıyaslamalar ya da geçiş değerleri olmayabilir, bu nedenle rehberlik için satıcı literatürünü kontrol etmek zorunludur. Kabul testlerinde kıyaslamalar da oluşturulabilir ve trendler yıldan yıla izlenebilir ya da karşılaştırılabilir. Yukarıdaki nedenler, floroskopilerde görüntü kalitesini değerlendirmeye engel teşkil etse de asıl zorluk, görüntü oluşumunun ve doz mantığı operasyonunun nasıl çalıştığını anlamaktır. Satıcının biraz bilgisi olmadan, görüntü kalitesi değerlendirmesi göz korkutucu bir iştir. Pek çok satıcı, geleneksel bir test nesnesinin sistemi karıştıracağı ya da en azından yararlı bilgiler sağlayamayacağı şekilde, her görüntüde ya da frekansa dayalı filtrelemede yerleştirilmiş işleme gerçekleştirir.³⁰

Aşağıdaki bölümlerde, görüntü kalitesini test etmek için kullanılan araçlar, bu araçları kullanan bazı testlerin yöntemleri ve gerekçeleri ve kabul testi sırasında ve sonrasında sistem performansının izlenmesi sırasında göz önünde bulundurulması gereken kayıt metodolojisi ve Kalite Kontrol örnekleri açıklanmaktadır. Açıklanan testlerin çoğunun geçme/

kalma kriterleri olmayabileceğini, ancak sistemin nasıl çalıştığına ilişkin yararlı bilgiler sağlaması ve yıldan yıla referans bilgileri olarak hizmet etmesi gerekmektedir. Bu testlerden bazılarının örnek sonuçları Ek A'da bulunabilir. Son olarak, kapsamlı bir görüntü kalitesi değerlendirmesine doz analizi de eşlik etmelidir.

2.7.1 Fantomlar

Rutin Kalite Kontrol testi ve kabul testi için çeşitli fantom türleri mevcuttur. Rutin fizik testi ya da sürekli Kalite Kontrol için belirli bir fantomun kullanılmasını gerekebilmektedir.

Görüntü değerlendirmesi için kullanılan bir fantom türü, basit Cu ya da PMMA levhalarından oluşur. Bu fantom türü, görüntüdeki artefaktları ya da düzensizlikleri belirlemek için tek başına kullanılabilir ya da floroskopi ekipmanını klinik çalışma seviyelerine taşımak için diğer görüntü kalitesindeki fantomlarla birlikte kullanılabilir. Hatta bazı üreticiler test ya da yerel servis için yüksek kaliteli Al ya da Cu levhalar (ya da bunların bir kombinasyonunu) tedarik edebilir. Görüntü kalitesi değerlendirmesi için fantomlar, radyasyon çıkışı ölçümleri için kullanılanlarla aynı olabilir (Bölüm 2.3'te açıklandığı gibi). Şekil 12'de gösterilen, girişimsel radyolojide kullanılan büyük FOV görüntü reseptörleri ile görüntülenmeye yetecek kadar büyük olan 35 cm x 43 cm x 2,5 cm PMMA levhalarından oluşan bir settir.



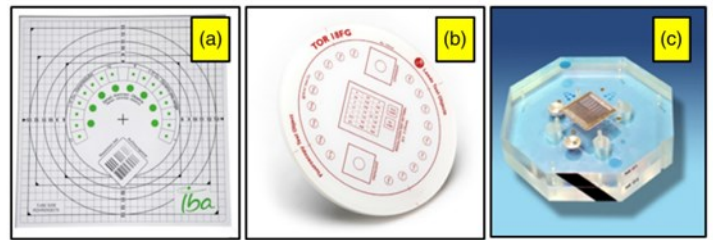
Şekil 12. Görüntü kalitesini değerlendirmek için kullanılan PMMA fantomlar

Diğer bir fantom türü, tasarım açısından çok amaçlıdır ve birden çok görüntü kalitesi parametresini aynı anda test etmek için kullanılabilir. Bu fantomların genellikle düşük kontrastlı belirleme, yüksek kontrastlı değerlendirme ve dinamik aralık için hedefleri vardır. Bu fantomlardan bazıları, hem pozitif kontrastı (simüle edilmiş iyot ya da baryum) hem de negatif kontrastı (hava) değerlendirmek için kullanılabilir. Bu fantomların faydaları, birden çok test için kullanılabilmesi ve genellikle yapılarının ayrılmaz bir parçası olarak Cu içermesi ve sistemin havadan daha büyük bir yükü yanıt vermesini sağlamasıdır. Son olarak, bu fantomlar, sistemleri artan yük altında test etmek için PMMA ya da Cu gibi ek hasta eşdeğeri malzemelerle birlikte kullanılabilir.

Şekil 13'te, üç iyi bilinen çok amaçlı fantom gösterilmektedir: IEC 61223-3-1 standart fantom³¹, Leeds TOR 18FG fantom³² ve NEMA XR-21 fantom³³. Üç fantom da çeşitli satıcılardan kolayca temin edilebilir.

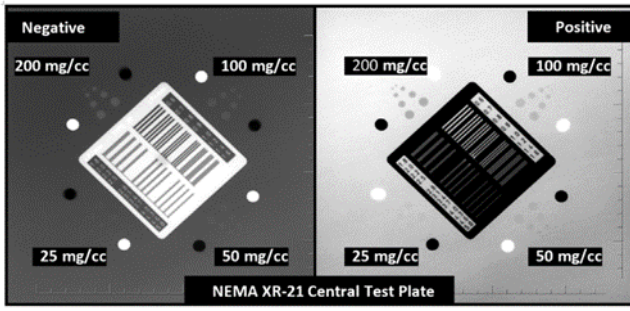
NEMA XR-21 fantom, orijinal olarak iyot bazlı görüntüleme dizileri için geliştirildi ve analog sistemlerle kullanılmak üzere tasarlandı.³³ İyot bazlı düşük kontrastlı objeleri ve yüksek kontrastlı çizgi çifti

çözünürlüklü hedefleri içeren NEMA XR-21 fantomunun merkez plakası yine de dijital FPIR sistemleri için geçerli bir kalite kontrol görüntüleme fantomudur. Yeni görüntü kalitesi fantomlarının tasarımı ve üretimi TG 272'nin kapsamı dışındaydı; ancak, NEMA XR-21'in merkez plakası, TG 272 değerlendirmeleri sırasında sürekli olarak kullanıldı ve çoklu kabul testlerinde başarıyla kullanıldı. CNR ile optimize edilmiş floroskopik görüntüleme dizisini değerlendirmek için özel olarak tasarlanmış bir fantom geliştirmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır (bkz. Ek D). Bu rapor için NEMA XR-21'in merkez plakası, performansı değerlendirmek için bir araç olarak değil, gelecekteki görüntü kalitesi karşılaştırmaları için kıyaslama tutarlılığını test etmek için bir araç olarak kullanıldı.



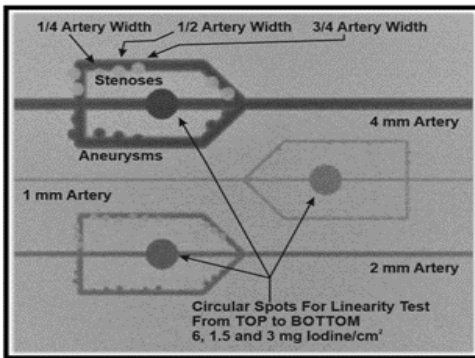
Şekil 13. Çok amaçlı fantom örnekleri. (a) IEC 61223-3-1 fantom. (b) Leeds TOR-18FG fantom (c) NEMA XR-21 fantom.

NEMA XR-21'in ortasında, merkez plaka 0,1 mm kalınlığında kurşun folyodan oluşan bir çizgi çifti çözünürlük hedefidir (0,6 çizgi çifti/mm ila 5,0 çizgi çifti/mm çözünürlük test modelleri) (Şekil 14). Dört çeyreğin her birinde set başına dört çift dairesel delik (4, 3, 2 ve 1 mm çapında) vardır. Bu delikler 25 ila 200 mg/cc arasında değişen iyot konsantrasyonları ile doldurulur ve konsantrasyon her nesne grubunda iki katına çıkar.



Şekil 14. NEMA XR-21 fantom merkez plakasının hem normal hem de ters çevrilmiş ekran görüntüsü. Görüntülerde 200, 100, 50 ve 25 mg/cc hedeflerinin karşılık gelen iyot konsantrasyonları gösterilmektedir.

Şekil 15'te gösterilen, AAPM DSA fantomunun işlevselliğini artırmak için Mayo Clinic tarafından geliştirilen bir arter blok fantomudur³⁴⁻³⁵. Bu arter bloğu fantomu, floroskopi ya da kayıtlı görüntüleme altında iyot kontrastını değerlendirmek için kullanılabilir. Fantom, algılanabilirlik göstergesini ölçmek için birden fazla lezyon ve anevrizma ve birden çok boyut içerir. Yukarıda açıklanan diğer fantomlarda olduğu gibi, bu fantom, cihaz outputunu klinik olarak ilgili koşullara yükseltmek için ek PMMA ile birlikte kullanılabilir.



Şekil 15. Arter bloğu fantomunun geliştirilmiş görüntüsü. Merkez sirküler anevrizma bölgelerinin, çeşitli programlar ve doz seviyeleri için CNR'yi belirlemek üzere ilgi alanı (ROI) yerleşimi için mükemmel noktalar olduğunu unutmayın. Her bir kan damarı bölümü, 6 mg/cm² (üstte), 1,5 mg/cm² (ortada) ya da 3 mg/cm² (altta) konsantrasyonlarında iyotla doldurulur.

Son olarak, hareketi değerlendirmek için, görüntü gecikmesini ya da gölgelenmeyi görselleştirmek için dönen bir tekerlek ya da dönen hareket fantomu kullanılabilir. Bu fantomlar, sonuçları kabul testi sırasında ilk kıyaslamalar olarak ve daha sonra görüntü kalitesi optimizasyonu için kullanılabilen kalitatif değerlendirme için kullanılabilir.

2.7.2 Görüntü Kalitesi Değerlendirme Yöntemleri

Görüntü Uniformitesi

Görüntü uniformitesi, FOV ve detektörün kurulum işlemi sırasında oluşan artefaktlar, kayıplar ya da düzensizlikler içermediğinden emin olmak için kabul testinde erken değerlendirilmelidir. Uniformite hem niteliksel hem de niceliksel olarak değerlendirilebilir. Detektörün yakınında görüntülenecek kadar büyük PMMA levhaları ya da X-ışını tüpü/kolimatör portuna yerleştirilen Cu levhalar (1 ya da 2 mm), görüntü uniformitesinin değerlendirilmesine izin vermek için sisteme yeterli yükü sağlamalıdır. ROI'leri kullanarak, çevredeki bölümler, basitçe çevredeki ortalama piksel değerleri merkezdekilerle karşılaştırılarak değerlendirilebilir. Sistemin piksel değerlerini ölçme özelliği yoksa, DICOM uyumlu görüntüleyici yazılımı kullanarak ölçümler için görüntüler dışa aktarılabilir. Bu uniformite testi; şebeke kesintisinden herhangi bir etki olmamasını sağlamak için minimum ve maksimum SID'ler dahil birkaç SID'de yapılmalıdır. Floroskopide kullanılan gridlerin çoğu, SID aralığının orta noktasına odaklanan odak uzaklığı ile bir grid oranı kullanır. Tek framelik bir Görüntü almanın basit bir integral uniformite değeri, Denklemde (8):

$$\% \text{ Integral uniformity} = \frac{(\text{Maximum pixel value}) - (\text{minimum pixel value})}{(\text{Maximum pixel value}) + (\text{minimum pixel value})} \times 100.$$

Tablo 2, FPIR'nin yüksekliğini önce 95 cm'lik minimum SID'ye (grid dışı odak) ve ardından 105 cm'lik SID'ye (grid odağında) ayarlayarak iki farklı SID'de elde edilen örnek integral uniformite verilerini listeler, böylece küçük bir şebeke kesme miktarı ve/veya düzensizlik. Tablo 2'deki sonuçlar yalnızca örnek amaçlıdır ve başarılı/başarısız olarak değerlendirilmez, çünkü bu değerler mevcut değildir. Bu test, iş istasyonlarında ya da çoğu resim arşivleme ve iletişim sisteminde (PACS) gerçekleştirilebilir.

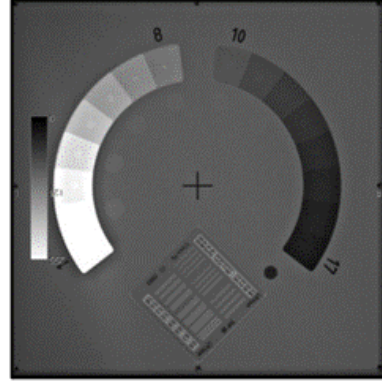
TABLO 2. İntegral uniformite. Grid dışı odak (SID = 95 cm) ve grid odakta (SID = 105 cm) merkezi ROI kullanan tek çekim görüntü

SID (cm)	Maximum pixel value	Minimum pixel value	Integral uniformity
95	2069	1797	7%
105	2080	1876	5%

Dinamik Aralık

Dinamik aralık, Şekil 13'te gösterilen çok amaçlı fantomlardan biri kullanılarak ya da bir step wedge kullanılarak (Şekil 16'da gösterildiği gibi) değerlendirilebilir. Bu dinamik aralık testlerinde başarılı/başarısız kriterleri bulunmasa da, varsayılan ayarların uygun olduğundan emin olmak için çeşitli organ programlarının kontrol edilmesi yararlı olabilir. Daha önce tartışılan çok amaçlı fantomların çoğu, test modellerinin bir parçası olarak değişen Cu kalınlıklarından yapılmış bir step wedge içerir. Günümüzün modern sistemlerinde, bu fantomlardaki adımların tamamını olmasa da çoğunu görselleştirmek kolay bir iş olmalıdır. Dinamik aralığı ölçmek için benzersiz aralık adımlarının sayısı sayılabilir (floroskopi modu ya da Görüntü alma modu altında). Bu değer, kurulum koşulları eşdeğer olduğu

sürece her yıl değerlendirmek için yararlı bir ölçümdür.



Şekil 16. IEC 61223-3-1 uyumlu fantomun, bir inceleme programı altında mevcut olan dinamik aralığı ve önceden tanımlanmış görüntüleme parametrelerini gösteren ekran görüntüsü

Yüksek Kontrast Çözünürlüğü

Yüksek kontrastlı çözünürlük (HCR), yukarıda açıklanan çok amaçlı fantomlardan biri, yukarıda açıklanan merkez plaka ya da ideal olarak fizik modu kullanılarak bir çizgi çifti çözünürlüklü fantom kullanılarak da değerlendirilebilir. Tüm görüntü kalitesi testleri arasında HCR testi, HCR'nin nasıl ve neden değiştiğini anlamının ayrılmaz bir parçası olan büyütme, odak noktası boyutu ve piksel boyutuna en duyarlı olanıdır. Bu test için, fantomun yerleştirilmesi sırasında normal piksel matrisi ile çakışmayı önlemek için dikkatli olunması gerektiğini unutmayın.

En azından, aynı organ programı kullanılarak periyodik Kalite Kontrol ölçümü için bir kıyaslama noktası oluşturmak üzere varsayılan kalibrasyon FOV için HCR değerlendirilmelidir. Floreskopi ve çekim modları tarafından kullanılan ayarlar oldukça farklıdır (örn. odak noktası, mA, spektral filtre); bu nedenle, farklı modlar için farklı sonuçlar beklenmektedir. Ayrıca, en görünür hedeflerde örtüşme en

aza indirilecek şekilde çubuk deseninin açısına dikkat edilmelidir.

Tablo 3, klinik koşullar altında 20 cm'lik (8 inç, XR-21 Fantomu dahil) PMMA'nın ortasına yerleştirilmiş NEMA XR-21 fantom merkez plaka kullanılarak tek atımlı alım ve floroskopi modları için HCR test sonuçlarını göstermektedir (aynı her iki mod için görüntüleme sistemi, abdominal organ programı). Fantomun PMMA yığınının ortasına yerleştirilmesi, vücudun ortasındaki klinik koşullara daha yakındır. Bu düzenleme kabaca 1,5'lik bir büyütme sağlayacak ve daha da önemlisi yıldan yıla tekrarlanabilir. Tablo 3'teki sonuçlar başarılı/başarısız değildir ve hem floroskopi hem de Görüntü alma modlarında görüntüleme çözünürlüğünün karakterizasyonunun bir örneği olarak gösterilir. Piksel boyutunun ve odak noktası boyutunun, DICOM başlığındaki veriler kullanılarak yapılan değerlendirmeden sonra belirlendiğini unutmayın. Altı çizili değerler, etkin piksel boyutundaki değişiklik nedeniyle oda içi monitörde gözlemlenen çözünürlük ya da değer değişikliğini gösterir. Bu, görüntünün gürültü özelliklerini iyileştirmek için birden fazla detektör elemanından gelen verilerin birleştirildiği piksel gruplamasının bir sonucudur.

Tablo 3. Floroskopi ve Görüntü alma modlarından elde edilen HCR testi sonuçları

Acquisition mode						
FOV size (cm)	48	42	32	22	16	11
Focal spot size (mm)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
Pixel size (mm)	0.154	0.154	0.154	0.154	0.154	0.154
Nyquist frequency (1/mm)	3.247	3.247	3.247	3.247	3.247	3.247
Subjective resolution (line pairs/mm)	2.2	2.2	2.2	2.2	2.2	2.2
Fluoroscopy mode						
FOV size (cm)	48	42	32	22	16	11
Focal spot size (mm)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
Pixel size (mm)	0.308	<u>0.308</u>	<u>0.154</u>	0.154	0.154	0.154
Nyquist frequency (1/mm)	1.623	<u>1.623</u>	<u>3.247</u>	3.247	3.247	3.247
Subjective resolution (line pairs/mm)	1.4	<u>1.4</u>	<u>2.2</u>	2.2	2.2	2.2

Tablo, çözünürlüğün FOV ile nasıl değiştiğini gösterir. Görüntü alma modunda, bu üniteye çözünürlükte belirgin bir artış olmazken, floroskopide 42'den 32 cm'ye, piksel boyutunda (altı çizili değerler) çözünürlük kapasitesini artıracak bir değişiklik vardır.

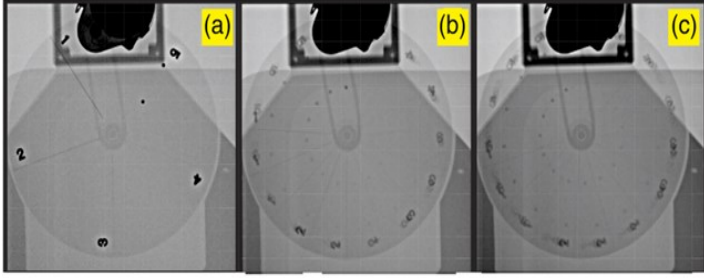
Düşük Kontrastlı Saptanabilirlik

Düşük kontrastlı saptanabilirlik, genellikle bir kabul testinden çok bir optimizasyon testi olarak kullanılır. Değerlendirilmekte olan üniteye bulunan fantom türlerinin ve teknik parametrelerin çeşitliliği, bu testin gerçekleştirilmesini zorlaştırmaktadır; bu nedenle, belirli bir fantom için satıcı rehberliği ya da referans değerlerinin yokluğunda, testin amacı, gelecekteki değerlendirmeler için basitçe temel sonuçları oluşturmak olmalıdır. Düşük kontrastlı saptanabilirlik sonuçları tipik olarak başarılı/başarısız şekildedir ziyade iyi/daha iyi/en iyi formatında rapor edilir. Kontrast maddesi olarak birincil olarak iyot kullanan birimlerin kabul testleri için, subjektif değerlendirme için NEMA XR-21 merkez plakası kullanılabilir ve hedefler ROI için yeterince büyük olduğundan, arter bloğu fantomu hem subjektif hem de objektif değerlendirme için kullanılabilir. (bkz. Şekil 11 ve 12).

Görüntü Gecikmesi, Gölgeleme ve Hareket

Görüntü kalitesini değerlendirirken, floroskopi ya da tek atma elde etmelerden elde edilen tek görüntü karelerini test etmek yararlıdır. Ancak floroskopide canlı görüntüler kullanıldığı için testler canlı görüntüler üzerinde de yapılmalıdır. Hareketli görüntünün aslına uygunluğunu ya da gecikmenin varlığını (önceki görüntülerin kopyaları) değerlendirmek için yapılan testlerin karmaşık olması

gerekmez ve yıldan yıla tekrarlanabilir olmalıdır. Hareket kabiliyetine sahip fantomlar kullanılmalı; bununla birlikte, temel değerleri elde etmek için fantomlar sabitken de görüntülenmelidir (Şekil 17). Statik, darbeli floroskopi ve kaydedilmiş görüntüleme veri setleri için farklı sonuçlar beklenmelidir.



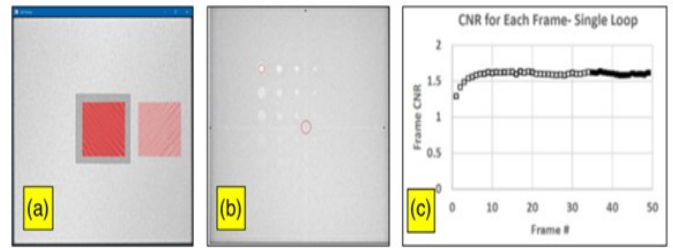
Şekil 17. NEMA XR-21 fantom görüntüleri. Bu görüntüler, 7,5 pps floroskopik kare hızında ve 3,4 ms puls genişliğinde elde edildi. (a) Gecikme yok. (b) Biraz gecikme. (c) Aşırı gecikme. Biraz gecikme (b) ve aşırı gecikme (c) gösteren görüntülerin, daha fazla bulanıklığa sahip hedefleri (kurşun sayıları, kurşun BB'ler ve değişen çaplarda piyano telleri) ya da daha uzun bir süre boyunca frame entegrasyonu nedeniyle bulanıklaşmış hedeflerin kopyalarını gösterdiğine dikkat edin. (a) özel floroskopi görüntüsünün kısa puls süresinden (3,4 ms).

SNR ve CNR

Genel olarak SNR ve CNR; sinyal, gürültü ve kontrast miktarlarını ölçmek için dijital görüntüleme sistemlerinde değerlendirme parametreleridir. Ancak, FPIR'de ya da FPIR'den sonra dahili olarak uygulanan görüntü işleme, bu ölçümlerin elde edilmesini zorlaştırır. SNR/CNR ölçümü ve analizi için geçerli ham görüntülerin elde edilmesi, temel kullanıcı seviyesinin ötesinde erişim gerektirir. Ayrıca, görüntü işleme, ekran monitöründe sunulan görüntüleri etkiler ve bu işlenmiş görüntüler, kabul testi ya da performans değerlendirmesi için uygun olma-

yabilir. Bu nedenlerden dolayı, SNR/CNR ölçümleri genellikle kabul testine dahil edilmez.

İşlenmemiş görüntüler mevcut değilse, SNR/CNR'yi değerlendirmek için basit bir yaklaşım, temel değerleri oluşturmak için hali hazırda mevcut görüntülere uygulanabilir. Mevcut SNR optimizasyonu ADRC metodolojisi, sistemi kontrol etmek için farklı malzemeler için $K_{hava,PERP}$, görüntü reseptörüne giriş doz hızı ve sinyal farkı-gürültü oranının lokalize piksel ölçümlerinin bir kombinasyonunu kullanabilir. $K_{hava,PERP}$ ve görüntü reseptörüne giriş doz hızının belirlenmesi basit olsa da, CNR'nin (ya da sinyal fark-gürültü oranının) belirlenmesi, floroskopların çalışmasını göstermek için daha zordur. Şekil 18'de gösterilen ölçümler mevcut Kalite Kontrol fantomlarından ya da test sırasında kolayca bulunabilen malzemelerle üretilmiştir. Kalite Kontrol ya da kabul testi için floroskopi döngülerini kaydetme ve analiz etme ayrıntıları Goode ve ark.³⁶



Şekil 18. (a) ve (b)'de gösterilen tek statik görüntüler, önceden tanımlanmış bir dizi koşul altında CNR'yi belirlemek için analiz edilebilen bir floroskopi döngüsünden çıkarılan karelerdir. (a) İyodu taklit etmek için bir kontrast hedef nesnesi ile tek tip arka plan. (b) Özel yapım kontrast detaylı fantom. (c) Bu çizim, (a)'dan elde edilen bir floroskopi döngüsünün her karesi için iki bölge arasındaki CNR'yi gösterir ve CNR'deki artışı ve birkaç kare sonra elde edilen sabit durumu gösterir. Karartılmış kareler, floroskopi döngüsü³⁶ için tek bir CNR'nin ortalamasını almak ve hesaplamak için kullanılan frameleri gösterir.

Sistem Bağlantısı

Görüntüleme sistemlerinin kabul testleri aynı zamanda temel birlikte çalışabilirlik değerlendirmesini de içermelidir. Kabul testi sırasında görüntü kalitesinin değerlendirilmesi, görüntü manipülasyonu ve son işleme izin vermek için genellikle PACS ya da bağlı iş istasyonlarında görüntülerin izlenmesini gerektirir. İş listesi sunucusu ya da RDIM gibi diğer aşağı akış sistemleri de doğruluk açısından test edilmelidir. Sistem bağlantısında herhangi bir sorun tespit edilirse birlikte çalışabilirlik (örn. iş listesindeki alanların hizalanması, PACS'de parametre gösterimi) ve performans/hıza ilişkin başka testler de gerçekleştirilmelidir. Daha fazla bilgi için okuyucular, test metodolojisi sağlayan AAPM Raporu No. 248'e başvurmalıdır.

2.7.3 Kalite Kontrol Faaliyetleri

Sistemin zaman içinde tutarlı bir şekilde performans gösterdiğinden emin olmak için titiz bir Kalite Kontrol testi önerilir.³⁶ Sistem son kullanıcılara teslim edilmeden önce, kabul testi sırasında en uygun şekilde bir KK programı kurulmalıdır. Üreticinin KK programı ve benzer üniteler için kullanılan kurum içi KK programları takip edilmelidir. Kalite kontrol genellikle, prosedürü gerçekleştirmek için gereken tüm parçaların yerinde olduğundan emin olmak için klinik prosedür başlatılmadan önce görüntüleme hareketlerinin gerçekleştirilmesini içerir. Basit bir KK programının algılayabileceği bazı yaygın aksilikler arasında masanın üzerine dökülen kontrast, saçılma önleyici gridin çıkarılması ve ardından yeniden takılmaması ve kablosuz ayak pedalındaki bitmiş piller yer alır. Tüm bu sorunlar en iyi şekilde hasta masaya yatmadan önce ortaya çıkar. Bir KK programı, KK her

gün yeniden üretilebilir bir şekilde gerçekleştirilirse, ünitenin kendisinden yetersiz görüntülemeyi de saptayabilir.

Floroskopu çalıştırmak için kullanılan fantomlar ve cihazlar için (basit bir Al blok ya da Cu levhadan kontrast detay şeması gibi fantom içeren hedeflere kadar değişen karmaşıklık aralığında), KK testi tekrarlanabilirlik ve nesnelığe odaklanmalıdır.

Kalite kontrol testleri, görüntüleme ünitesinin ana kullanımına da odaklanmalıdır. Örneğin, ünite floroskopi için zamanın %100'ünde kullanılıyorsa, tek atışa dayalı bir KK programı ünitenin klinik kullanımıyla ilgili bilgi vermeyebilir. Testler en azından kV, mA ve SSF için parametreleri toplamalıdır, böylece bu bilgiler kabul testi sırasında belirlenen temel değerlerle karşılaştırılabilir. Görüntü kalitesi ölçümlerinin daha ayrıntılı testleri yapılabilir, ancak bu testler ek çevrimiçi araçların veya gelişmiş veri toplama yöntemlerinin kullanılmasını gerektirir.

Floroskopi Görüntüleme Sistemlerinin Kapsamlı Kabul Testi ve Değerlendirmesi hakkındaki yazının devamı diğer sayıda yayınlanacaktır.



Dr. Yelda Elçim

1978 yılında Ankara'da doğdu. 1999 yılında Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2001 yılında Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği bölümünde Medikal Fizik yüksek lisans eğitimini ve 2018 yılında Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği bölümünde Doktora eğitimini tamamladı. 2001 yılında Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisinde (10 ay), devamında Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisinde çalışmaya devam etti. Halen Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde görev yapmaktadır.

RADYASYON ONKOLOJİSİ KAZA ÖĞRENME SİSTEMİ-7

Med. Fiz. Uzm. Burcu İbicioğlu

Dergimizin önceki sayılarından itibaren paylaşmaya başladığımız RO-ILS veri tabanından alınan radyasyon onkolojisi merkezlerinde yaşanmış kaza veya kaza gerçekleşmeden yaşanmış bazı olaylara yer verdiğimiz örneklerle bu sayımızda da devam ediyoruz. Okuyucularımızda kendi yaşadıkları benzeri durumları 'medfizonline@gmail.com' mail adresimizle paylaşarak katkıda bulunabilirler.

RO-ILS Örnek Olay: Plan Toplamının Limitlerinin Anlaşılması

Giriş

RO-ILS eğitimi genellikle hastaya ulaşan veya neredeyse ulaşmakta olan hata(lar) ile ilgili belirli güvenlik olaylarını tanımlar. Ancak bu olay, tedavi planlama sistemlerinin (TPS' ler) nasıl çalıştığına dair bazı teknik özelliklere ve en iyi klinik kararları vermeyi destekleyen sistemlerin sınırlamalarını tam olarak anlayıp değerlendirmenin önemine odaklanmaktadır.

Radyasyon onkologları, mevcut uygulamada plan toplamlarını giderek daha sık gözden geçirmekte ve bunlara atıfta bulunmaktadır. Yeniden ışınlama durumunda (kayıtlar mevcut olduğunda) birden fazla planın toplamının hesaplanmasında bir artış söz konusudur. Ek olarak, hastaların herhangi bir nedenle (örneğin, anatomilerindeki değişiklikler veya planlanan tedavi pozisyonuna uyum sağlayamama) yeniden simülasyona ihtiyaç duyması ve yeniden planlamanın gerekli olması durumunda plan toplamları da gereklidir. Bu nedenle, bu klinik senaryolarda plan toplamlarının sınırlarının tam olarak

bilinmesi gerekmektedir.

Bu bilginin uygulanmasının potansiyel klinik bir etkisi vardır. İki ayrı tedavi planında bildirilen maksimum dozun toplamı, **PlanSum** özelliği kullanılarak planlar toplandığında bildirilen maksimum dozdan fazlaysa, planlar, plan toplamında belirtilenden daha fazla sıcak nokta içerebilir. Genellikle, bir hedef alan için istenen doz, risk altındaki belirli bir organ için güvenli aralıklarda kalmak amacıyla azaltılabilir. Bununla birlikte, risk altındaki bir organa yönelik maksimum doz, plan toplamına göre fazla tahmin edilirse, risk altındaki organı tehlikeye atmadan hedef alanlara ek doz verme imkanı olabilir.

Bu vaka çalışması, radyasyon onkolojisi ekibine, özellikle radyasyon onkologlarına, veri inceleme ve klinik karar verme sürecini daha iyi bilgilendirmek için plan toplamlarının inceliklerini daha iyi anlamalarına yardımcı olmayı amaçlamaktadır.

Olaya Genel Bakış

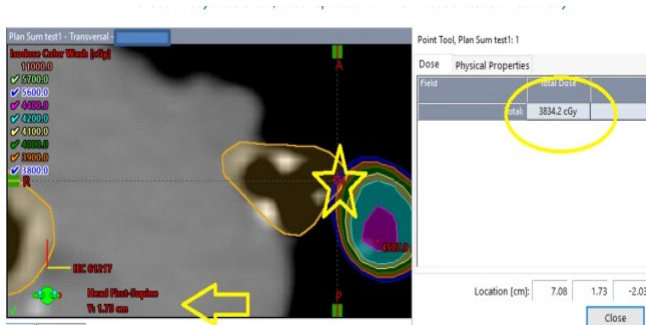
Daha önce akciğer stereotaktik vücut radyoterapi tedavisi (SBRT) öyküsü olan bir hastanın akciğerine yeniden SBRT planlanıyordu. İki planın bir plan toplamı oluşturuldu. Klinisyen, TPS' deki iki farklı veri setinin toplamını incelerken, plan toplamında trakeobronşiyal ağaç için maksimum nokta dozunun, TPS tarafından o yapıya rapor edilen dozdan (3834.3 cGy) yaklaşık %10'luk bir fark ile SBRT' nin ilk tedavisinde okunan dozun (4473.3 cGy) ikinci tedavi göre daha düşük bir doz gösterdiğini fark etti. (Tablo 1)

Tablo 1: Birinci Plan ve Plan Toplamı Arasındaki Maksimum Doz Farkı

Structure	Plan	Sampling Cover. [%]	Min Dose [cGy]	Max Dose [cGy]
TrachBronchTree	LUL Lung	100.0	16.7	4473.3
TrachBronchTree	Plan Sum	98.5	61.6	3834.3

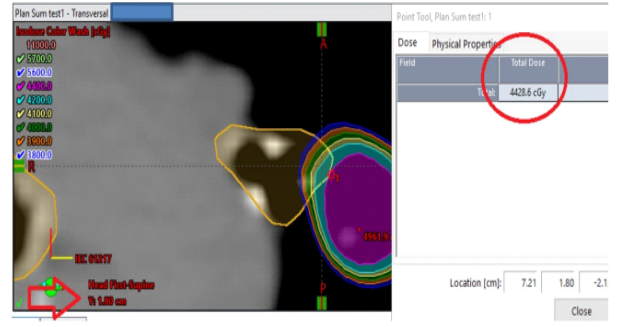
Ek olarak, planda temsil edilen izodoz eğrileri, doz hacim histogramındaki (DVH) maksimum dozu yansıtmamaktaydı. Görsel olarak, kontur 3900 cGy bulutu içerisine uzanıyordu (Şekil 1).

Maksimum nokta, doz istatistiklerinde 3834.3 cGy olarak görülmüş olup güncel taramanın 2 mm'lik kesitleri arasında (veya "iç") bir nokta olan $Y=1.73$ 'te yer almaktadır. Şekil1, TPS'de görüntülediğinde $y=1.73$ konumundaki izodoz görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 1:Trakeobronşiyal Ağaç konturunun 3900 cGy doz dağılımına uzanan, ancak bildirilen maksimum dozun 3900 cGy'den az olduğunu gösteren plan toplam doz dağılım ekranı

Oysa $y=1.80$ 'de izodoz ekranı görsel olarak doz istatistikleri ekranından daha yüksek bir dozu temsil eder. (Şekil 2)



Şekil 2: Trakeobronşiyal Ağaç konturunun 4200 cGy doz dağılımına doğru uzandığını, ancak bildirilen maksimum dozun 4400 cGy'den yüksek olduğunu gösteren plan toplam doz dağılım ekranı

Katkı Sağlayan Faktörler

Güncel planın kesit kalınlığı 2 mm ve hesaplama grid büyüklüğü 2,5 mm olarak belirlendi ve 2,5 mm kesit kalınlığı ve hesaplama grid büyüklüğü 2,5 mm olan eski plan ile rijit kayıtla birleştirildi. Bu faktörler, TrachBronchTree yapısı için plan toplamındaki örnekleme kapsama yüzdesinin %98,5 olmasına katkıda bulunmuştur. Ayrıca, söz konusu yapının üst kesiti yüksek gradyant bölgesinde yer alıyordu ancak doz gridinin çözünürlüğü ve kesit kalınlığı nedeniyle, TPS' deki DVH' de kaydedilen bir voksel için maksimum doz, izodoz dağılımlarında bunu yansıtmıyordu.

- İki farklı veri setiyle plan toplamları için, katı kayıtla birleştirilmiş olsa bile, görünen izodoz dağılımları, görüntü birleştirme, doz grid büyüklüğü ve kontur çözünürlüğünden kaynaklanan belirsizliklere tabidir.
- Deforme olabilen bir görüntü füzyonu durumunda, doz dağılımı da bozulur. Özellikle yumuşak dokuda deforme olabilen görüntü kaydının uzaysal belirsizliği nedeniyle, maksimum doz noktasının konumu bir yapının

hemen dışına kayabilir.

- Planlar, plan oluşturma ve klinik prosedürler sırasındaki donanım hızına bağlı olarak farklı doz grid büyüklüğünde hesaplanabilir. Doz değerleri, TPS tarafından TPS' ne özgü bir algoritma kullanarak grid noktalar arasında interpolasyon yaparak hesaplanır. Interpolasyon algoritmaları arasındaki farklar, daha dik doz gradyanına sahip bölgelerde daha yüksek bir belirsizlik oluşturur.
- Konturlar düzgün çizgiler şeklinde görüntülenirken, kontur algoritmaları, bir kesit içindeki konturları tanımlayan veri noktaları arasında interpolasyon kullanır. Farklı görünümde (koronal ve aksiyal) konturları oluştururken veya farklı kesit kalınlıklarına sahip görüntüleri birleştirirken kontur şeklindeki belirsizlikler ortaya çıkabilir. Bu belirsizlikler, küçük ve/veya karmaşık konturlar için yüksek doz gradyanlı alanlarda DVH parametrelerinde farklılıklara neden olabilir.

İki farklı veri seti için plan toplamları gerçekleştirirken, gözlemlenen izodoz dağılımı yalnızca bir ortalama ve füzyon, doz gridi ve kontur çözünürlüğü kadar doğru olur. Doz toplamları sağlandığında, TPS doz hesaplama matrislerini (kayda dayalı olarak) hizalar ve doz toplamı, iki matris arasındaki interpolasyon olarak temsil edilir. İki veri seti tam olarak kaydedilmezse veya konturların çözünürlüğü, doz hesaplama gridi, dilim kalınlığı ve aralığı tam olarak eşleşmezse, doz toplamı kesin olmayabilir ve ilk plandan farklılık gösterebilir.

Alınan Dersler/Azaltma Stratejileri

Özellikle yüksek doz gradyanlı alanlarındaki küçük yapılar için iki farklı veri setinin plan toplamı yapılırken aşağıdaki noktalara özellikle dikkat edin:

1. Özellikle yumuşak doku yapıları için ilgili alandaki füzyonu değerlendirin. AAPM Task Group Report132, görüntü kaydında kalite güvencesini doğrulamak ve gerçekleştirmek için yöntemleri tartışmaktadır.

2. Mümkün olan en ince doz gridini kullanarak hesaplayın. AAPM, SBRT ve SRS için 2 mm veya daha ince bir izotropik grid büyüklüğü kullanılmasını önerir; çok küçük hedefler için 1 mm'lik bir hesaplama grid büyüklüğü boyutu gerekli olabilir

3. Küçük yapılar için yüksek çözünürlüklü konturlar kullanın. Bir şekli tanımlamak için daha fazla veri noktası doğruluğu artırır. Bir kontur atlasına ve yapay zeka destekli model tabanlı segmentasyona dayalı olarak otomatik olarak oluşturulan konturlar, daha küçük yapılardaki ayrıntıları gözden kaçırabilir ve bu nedenle kullanıcı dikkatlice gözden geçirmeli ve gerektiğinde düzenlemeler yapmalıdır. TPS kılavuzu, hangi kontur oluşturma araçlarının daha iyi bir çözünürlük sağladığı hakkında bilgi vermelidir.

4. Geometrik sınırlamaları bilin. Kesitler arasındaki interpolasyon, doz matrisleri, kontur çözünürlükleri ve görüntü füzyonları gibi sınırlamaları dikkate alın. Örneğin, grid çözünürlüğü bu olayın plan toplamında tutarlıyken, iki farklı grid çözünürlüğü veri setinin eklenmesi maksimum doz noktalarında yayılma etkisine neden olabilir. Potansiyel olarak belirsizliğe neden olabilecek tüm faktörleri değerlendirin.

5. Kritik yapılar için örnekleme kapsamına dikkat

edin. Örnekleme kapsamı %100'den az ise, görüntülenen doz klinik durum için yeterince modellenmemiş olabilir.

6. Özellikle doz grid, kesit kalınlığı ve doz matrislerinde tam bir eşleşme olmadığında, radyoterapinin neden olduğu hasar riski taşıyan kritik organların yeniden ışınlanma vakalarında **özel bir fizik danışmanlığı düşünün.** Nitelikli bir medikal fizik uzmanı, bu belirsizliklerin etkisini araştırmaya ve plan toplamının geçerliliğini optimize etmeye yardımcı olabilir.

7. Doz hesaplamalarındaki belirsizlikleri değerlendirmek için ikincil plan toplamı yöntemi olarak başka bir TPS kullanın. TPS sistemlerinin benzer sınırlamalara sahip olabileceğini unutmayın.

8. Doz hesaplama belirsizliği alanlarında tek bir voksel ölçümünden daha sağlam olduklarından, D0.1cc gibi **hacimsel tabanlı sınırlamaları dikkate alın.** Bunlar diğer faktörlerden etkilenebilir ve bu nedenle güvenli bir seçenek değildir.

Sonuç

Medikal Fizik Uzmanları, sorumluluklarının bir parçası olarak, yukarıda açıklanan bazı belirsizlikleri yönetmeye çalışmalıdır. Örneğin, TPS kurulumu ve yıllık kalite kontrolün bir parçası olarak fizikçiler, doz tablosundan DVH'nin ne kadar iyi örneklendiğini belirler. DVH hesaplamaları, doz gridlerini örnekleme yanısıra grid noktaları arasındaki interpolasyon değerlerini de içerir.

Personel denetimine ek olarak, teknolojik gelişmeler de bu hataların ele alınmasına yardımcı olabilir. Örneğin, DVH' deki maksimum noktaya kıyasla görüntülenen maksimum nokta, yazılımın hesaplama gücü iyileştikçe ve doz gridi/kesit kalınlıkları azaldıkça daha yakın hale gelmiştir.

En basit gibi görünen bir plan toplamındaki maksimum doz gibi bilgilerle bile belirsizlikleri takdir etmek, klinik karar verme sürecini bilgilendirmek, yüksek kaliteli ve güvenli tedaviyi teşvik etmek için gereklidir.



Med. Fiz. Uzm. Burcu İbicioğlu

1991 yılında İstanbul'da doğmuştur. 2015 yılında Yıldız Teknik Üniversitesi Fizik Lisans ve 2018 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp-Radyasyon Onkolojisi (Sağlık Fiziği) Tezli Yüksek Lisans programlarından mezun olmuştur. 2018 yılında Gammaray Özel Sağlık Hizmetleri San. ve Tic. Ltd. Şti. bünyesinde Hudut ve Sahiller projesinde Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde 2020 yılı Mayıs ayına kadar çalışmıştır. 2020 Mayıs ayında Başakşehir Çam ve Sakura Şehir Hastanesi'ne atanmış ve hastanenin Nükleer Tıp Kliniğinde halen aktif olarak çalışmaktadır.

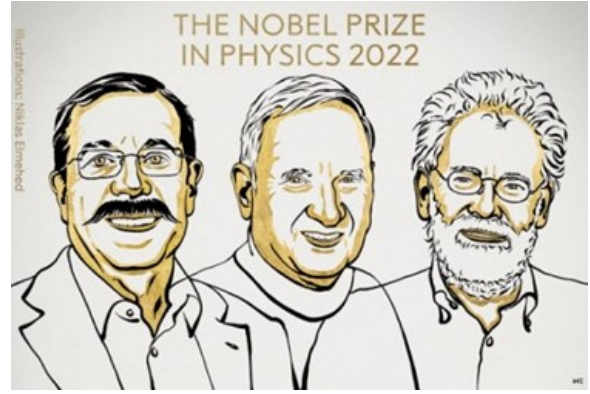
2022 YILI NOBEL FİZİK ÖDÜLÜ

Med. Fiz. Uzm. Fadime Alkaya

Nobel Fizik Ödülü, İsveç Kraliyet Bilimler Akademisi tarafından her yıl Stokholm'de Alfred Nobel'in ölüm günü olan 10 Aralık'ta verilir. Bu ödül, Alfred Nobel'in 1895 yılında isteği ile başlatılan ve 1901 yılından beri devam eden 5 Nobel Ödülü'nden birisidir. Diğer kategoriler; Nobel Kimya Ödülü, Nobel Edebiyat Ödülü, Nobel Barış Ödülü, Nobel Fizyoloji veya Tıp Ödülü'dür. İlk Nobel Fizik Ödülü, x-ışını keşfinden dolayı sunduğu üstün hizmetlerden dolayı Alman Wilhelm Conrad Röntgen'e verilmiştir. 1901'den beri verilen Nobel Fizik Ödülü'nde, 1956 ve 1972'de ödülü kazanan John Bardeen (Yarıiletkenler- transistör etkisi ve Süperiletkenlik teorisi), birden fazla kez ödülü kazanan ilk ve tek isim oldu. 1916, 1931, 1934, 1940, 1941 ve 1942 yıllarında ödül verilmezken sekiz kez ise bir yıl gecikmeli ödül verildi. 1917 yılında Nobel Fizik Komitesi, o yıl için ödülün verilebilmesi için gereken kriterleri hiçbir adayın sağlamadığına hükmederek ödül vermedi ancak ertesi yıl ödülün verildiği Charles Barkla, 1917'deki ödülü almış olarak kabul edildi. Aynı durum 1918'deki ödülü 1919'da alan Max Planck, 1921'deki ödülü 1922'de alan Albert Einstein, 1924'teki ödülü 1925'te alan Manne Siegbahn, 1925'teki ödülü 1926'da alan James Franck ile Gustav Hertz, 1928'deki ödülü 1929'da alan Owen Richardson, 1932'deki ödülü 1933'te alan Werner Heisenberg ve son olarak 1943'teki ödülü 1944'te alan Otto Stern tarafından da yaşandı. Günümüzde varlığını sürdürmeyen ülkeler de dahil toplamda 25 ülkeden ödül kazanan olurken ödülü kazanan kişilerin

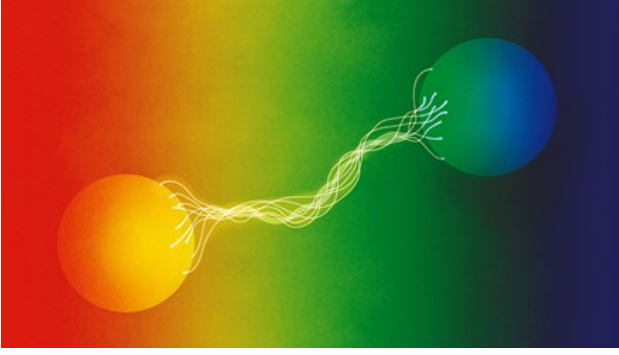
99'u Amerika Birleşik Devletleri adına bu başarıya ulaşmıştı. 2022 itibarıyla toplamda 251 kişi, bu ödülün sahibi oldu.

2022 Nobel Fizik Ödülü'nü kuantum mekanikleri konusundaki çalışmalarından ötürü Fransız fizikçi Alain Aspect, Amerikalı teorik ve deneysel fizikçi John F. Clauser ve Avusturyalı kuantum fizikçisi Anton Zeilinger kazandı.



Nobel Fizik Komitesi Başkanı Anders Irbäck, "Yeni bir tür kuantum teknolojisinin ortaya çıkmakta olduğu giderek daha açık hale geldi. Ödül sahiplerinin, dolaşık kuantum durumlarıyla ilgili çalışmalarının, kuantum mekaniğinin yorumlanmasıyla ilgili temel soruların ötesinde, daha da büyük bir önem taşıdığını görebiliriz" diye nitelendirmektedir.

Kuantum mekaniğinin temeli sadece teorik veya felsefi bir konu değildir. Kuantum bilgisayarları yapmak, ölçümleri iyileştirmek, kuantum ağları oluşturmak ve güvenli kuantum şifreli iletişim sistemleri kurmak için parçacık sistemlerinin sıra dışı özelliklerinin kullanıldığı yoğun araştırma ve geliştirme çalışmaları halen devam etmektedir.



Birçok uygulama kuantum mekaniğinin, iki veya daha fazla parçacığın, birbirlerinden ne kadar uzakta olmasına bakılmaksızın paylaşılmış durumda bulunmasına nasıl izin verdiğine dayanır. Buna dolanıklık (*ing. entanglement*) denir ve teori açıklandığından beri kuantum mekaniğinin en çok tartışılan kavramlarından biri olmuştur. Albert Einstein bundan, uzaktaki gizemli hareket diye bahsetmiştir, Erwin Schrödinger ise kuantum mekaniğinin en önemli özelliği olduğunu söylemiştir.

Bu yılın ödül sahipleri bu dolanık kuantum durumlarını keşfettiler ve çalışmaları, kuantum teknolojisinde şu anda devam etmekte olan devrimin temellerini atmıştır.

Günlük Deneyimden Uzak

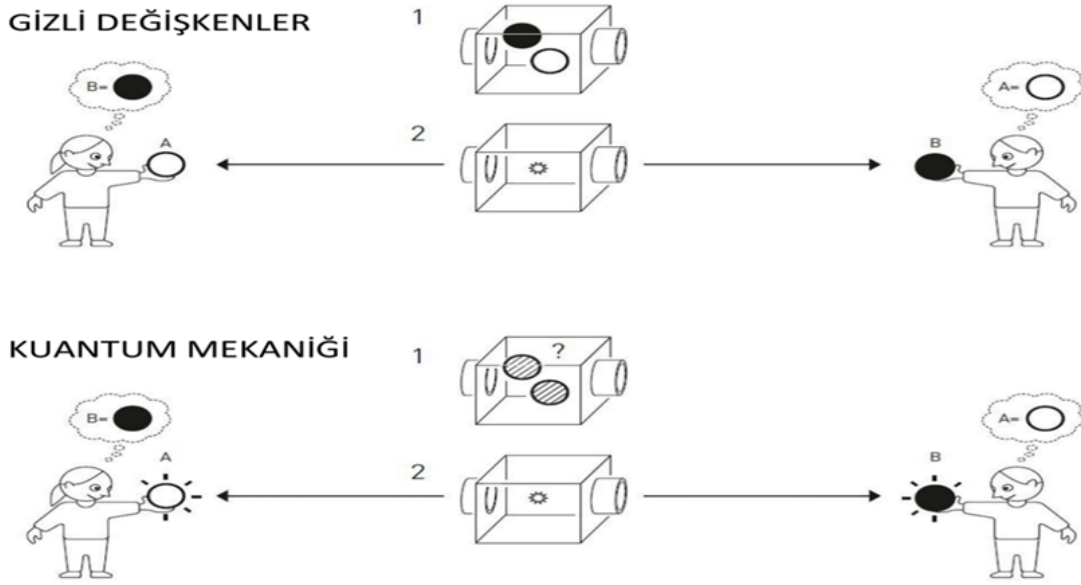
İki parçacık dolanık kuantum durumundayken, parçacıklardan birinin bir özelliğini ölçen bir kimse, kontrol etmeye gerek kalmadan diğer parçacıktaki eşdeğer ölçüm sonucunu hemen tespit edebilir. İlk başta bu durum garip olmayabilir. Parçacıklar yerine topları koyarak, siyah bir topun bir taraftan, beyaz bir topun karşı taraftan fırlatıldığı bir deney düzeneğini hayal edebiliriz. Topu yakalayan bir gözlemci, eğer elinde beyaz top varsa, diğer topun siyah olduğunu hemen söyleyebilir. Bir ölçüm yapmasına gerek yoktur.

Kuantum mekaniğini bu kadar özel kılan şey, topların eşdeğerleri parçacıkların ölçülene kadar tanımlanmış bir durumlarının olmamasıdır. Biri onlardan birine bakana kadar sanki her iki top da gridir. Sonra, ya erişilen top çiftlerindeki tüm siyah renkleri rastgele alabilir, ya da kendini beyaz olarak gösterebilir. Diğer top ise hemen zıt renge döner.

Ancak başlangıçta topların her birinin belirli bir renge sahip olmadığı nasıl bilinebilir. Gri görünseler bile belki de içlerinde, biri onlara baktığında hangi renge dönmeleri gerektiğini söyleyen gizli bir etiket vardı.

Hiç Kimse İzlemediğinde Renk Var Mı?

Kuantum mekaniğinin dolanık çiftleri, zıt renklerdeki topları zıt yönlere fırlatan bir makineye benzetilebilir. Bob, yakaladığı bir topun siyah olduğunu gördüğünde, Alice 'in beyaz bir topu yakaladığını hemen anlar. Gizli değişkenlerin bulunduğu bir teoride, toplar her zaman hangi rengin gösterileceğine dair gizli bilgiler içerir. Oysa ki kuantum mekaniği, biri onlara bakana kadar topların gri olduğunu söylemektedir. Toplara bakıldığında biri rastgele beyaza, diğeri de siyaha döner. Bell eşitsizlikleri, bu durumlar arasında ayırım yapabilen deneyler olduğunu göstermektedir. Bunun gibi deneyler kuantum mekaniğinin açıklamalarının doğru olduğunu kanıtlamıştır.



Bu yılki Nobel Fizik Ödülü ile ödüllendirilen araştırmaların önemli bir kısmı Bell eşitsizlikleri adı verilen teorik bir bölümden oluşur. Bell eşitsizlikleri, kuantum mekaniğinin belirsizliği ile gizli bilgiler veya gizli değişkenler kullanan alternatif bir tanım arasında ayırım yapmayı mümkün kılar. Deneyler doğanın, kuantum mekaniğinin öngördüğü gibi davrandığını göstermiştir. Toplar gridir, gizli bilgi olmadan ve bir deneyde hangisinin siyah, hangisinin beyaz olacağını şans belirler.

Kuantum Mekaniğinin En Önemli Kaynağı

Dolanık kuantum durumları bilginin yeni yöntemler ile depolanması, aktarılması ve işlenmesi potansiyeline sahiptir.

Dolanık bir çiftteki parçacıklar ters yönde hareket ederse ve daha sonra bunlardan biri bir üçüncü bir parçacık ile dolanık hale gelmelerini sağlayacak şekilde karşılaşır ise enteresan şeyler ortaya çıkar. Sonra yeni bir paylaşılmış yapıya girerler. Üçüncü parçacık kimliğini kaybeder, ancak orijinal özellikleri artık orijinal çiftten tek parçacığa aktarılmıştır. Bu şekilde bilinmeyen bir kuantum durumunu bir

parçacıktan diğerine aktarmaya kuantum ışınlaması (*ing. quantum teleportation*) denir. Bu tür bir deney ilk olarak 1997 yılında **Anton Zeilinger** ve çalışma arkadaşları tarafından yapılmıştır.

Kuantum ışınlaması, kuantum bilgisini herhangi bir bölümünü kaybetmeden mükemmel biçimde bir sistemden diğerine aktarmanın tek yoludur. Bir kuantum sisteminin tüm özelliklerini ölçmek ve sonra bu bilgiyi sistemi yeniden kurmak isteyen bir alıcıya göndermek kesinlikle imkansızdır. Bunun nedeni, bir kuantum sisteminin aynı anda her özelliğe ait birden fazla değer içerebilmesidir, burada her değer ölçüm sırasında belli bir ortaya çıkma olasılığı vardır. Ölçüm yapılır yapılmaz sadece ölçüm cihazı tarafından okunan bir değer aynen kalır. Diğerleri ortadan kaybolur, onlar hakkında hiçbir zaman bir şey bilmek imkansızdır. Ancak, tamamen bilinmeyen kuantum özellikleri, orijinal parçacık içinde yok edilmeleri uğruna, kuantum ışınlaması ile aktarılabilir ve başka bir parçacıkta bozulmamış gibi görünebilir.

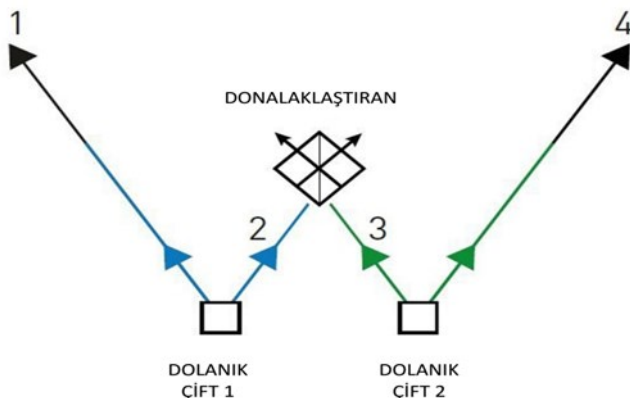
Bir kez bu deneysel olarak gösterildikten sonra, bir sonraki adım iki çift dolanık parçacığın kullanılmasıydı. Her çiftten bir parçacık belirli bir biçimde bir araya

getirilir ise, çiftlerdeki bozulmamış parçacıklar daha önce birbirleriyle hiç karşılaşmasalar bile dolanık hale gelebilirler. Bu dolanıklık değişimi ilk defa 1998 yılında Anton Zeilinger'in araştırma grubu tarafından kanıtlanmıştır.

Dolanık foton çiftleri, ışık parçacıkları, optik fiberlerden zıt yönde gönderilebilirler ve bir kuantum ağında sinyal görevi görürler. İki çift arasındaki dolanıklık böyle bir ağda düğüm noktaları arasındaki mesafeleri uzatma imkanı sağlar. Fotonların absorbe edilmeden veya özelliklerini kaybetmeden bir optik fiberden gönderilebilecekleri mesafenin bir sınırı vardır. Basit ışık sinyalleri, yol boyunca güçlendirilebilir, ancak bu dolanık çiftlerde çalışmaz. Bir güçlendiricinin dolanıklığı bozan ışığı yakalaması ve ölçmesi gerekir. Ancak, dolanıklık değişimi, orijinal durumu daha uzağa göndermenin mümkün olduğu anlamına gelir, böylece daha önce mümkün olandan daha uzak mesafelere gönderilebilir.

Hiç Karşılaşmamış Dolanık Parçacıklar

Farklı kaynaklardan iki çift dolanık parçacık yayılır. Her çiftten bir parçacık onları dolanık hale getirecek özel bir yöntemle bir araya getirilir. Diğer iki parçacık da (şemadaki 1 ve 4 numaralı parçacıklar) daha sonra dolanık hale gelir. Bu şekilde hiç karşılaşmamış iki parçacık dolanık hale gelebilir.



Tutarsızlıktan Eşitsizliğe

Bu ilerleme uzun yıllar içindeki gelişmelere dayanmakta olup, kuantum mekaniğinin parçalara bölünerek birbirinden ayrılmış ancak hala tek bir birim gibi hareket eden bir kuantum sistemine izin veren akıllara durgunluk veren bir anlayış ile başladı.

Bu, neden, sonuç ve gerçekliğin doğası ile ilgili tüm bilinen görüşlere aykırıdır. Bir şey başka bir yerde meydana gelen bir olaydan, ondan bir sinyal almadan nasıl etkilenebilir? Bir sinyal ışıktan daha hızlı hareket edemez- ancak kuantum mekaniğinde, genişletilmiş bir sistemin farklı kısımlarını birleştirmek için bir sinyale ihtiyaç yokmuş gibi görünmektedir.

Albert Einstein, bunu imkansız gibi gördü ve meslektaşları Boris Podolsky ve Nathan Rosen ile birlikte bu kavramı inceledi. Gereçlerini 1935 yılında açıkladılar: kuantum mekaniği gerçekliğin tam bir tanımını yapmıyor gibi görünüyor. Bu, araştırmacıların baş harflerine göre, EPR tutarsızlığı olarak adlandırıldı.

Soru, kuantum mekaniğinin sadece bir parçası olduğu dünyanın daha tam bir tanımının olup olmayacağıydı. Bu, örneğin bir deneyin sonucunda ne gösterecekleri ile ilgili devamlı gizli bilgi taşıyan parçacıklar ayrıntılı incelenerek mümkün olabilirdi. Tüm ölçümler ayrıca tam ölçümlerin yapıldığı yerde var olan özellikleri gösterir. Bu tür bilgiler genellikle yerel gizli değişkenler olarak adlandırılır.

Avrupa parçacık fiziği laboratuvarı CERN'de çalışan, Kuzey İrlandalı fizikçi John Stewart Bell (1928-1990), problemi mercek altına aldı. Dünyanın tamamıyla ya kuantum mekaniği, ya da gizli değişkenlerle ayrı bir tanımlaması olduğunu tespit edebilecek bir deney

keşfetti. Bell 'in deneyi birçok kez tekrarlanırsa, gizli değişkenli tüm teoriler, belli bir değerden daha düşük veya en fazla ona eşit olması gereken sonuçlar arasında bir ilişki olduğunu göstermekteydi. Buna "Bell eşitsizliği" denir.

Ancak kuantum mekaniği bu eşitsizliği ihlal edebilir. Sonuçlar arasında bağlantı kurmak için gizli değişkenler aracılığıyla mümkün olandan daha yüksek değerler tahmin edilebilir.

John Clauser 1960'larda bir öğrenci olarak kuantum mekaniğinin temel ilkelerine ilgi duydu. John, Bell'in teorisini bir kez okuduktan sonra peşini bırakamadı, sonunda kendisi ve diğer üç araştırmacı arkadaşı ile birlikte Bell eşitsizliğini test etmek amacıyla kullanılabilecek uygun bir deney modelini ortaya koydular.

Deney zıt yönde gönderilen bir çift dolanık parçacıktan oluşur. Uygulamada, fotonların polarizasyon özelliği kullanılır. Parçacıklar yayıldıklarında polarizasyonun yönü belirsizdir ve kesin olan tek şey parçacıkların paralel polarizasyona sahip olmalarıdır. Bu, polarizasyona izin veren belli bir yöne yönlendirilmiş bir filtre kullanılarak incelenebilir (bakınız şekil, Bell eşitsizliklerinin denenmesi). Bu, belli bir yüzeyde polarize olmuş ışığı, örneğin sudaki yansımadaki gibi engelleyen birçok güneş gözlüğünde kullanılan uygulamadır.

Deneydeki her iki parçacık da örneğin aynı yüzeyde dikey olarak yönlendirilmiş filtrelere gönderilse ve biri filtreden geçer ise, diğeri de geçecektir. Eğer birbirlerine dik açıdalarsa biri geçerken diğeri tutulacaktır. İşin püf noktası, farklı yönlerde ve açılarda yerleştirilmiş filtrelere ölçmektir, bu durumda

sonuçlar değişebilir: bazen her ikisi de geçebilir, bazen biri ve bazen hiçbiri. Her iki parçacığın filtrelerden ne sıklıkta geçtiği filtreler arasındaki açığa bağlıdır.

Kuantum mekaniği ölçümler arasında bir bağlantı kurulmasını sağlar. Bir parçacığın filtreden geçme olasılığı, deney düzeneğinin zıt yönündeki eşinin polarizasyonunu ölçen filtrenin açısına bağlıdır. Bu, her iki ölçüm sonuçlarının bazı açılarda Bell eşitsizliğini ihlal ettiği ve sonuçların gizli değişkenler tarafından yönetildiği ve parçacıklar yayınlandığında önceden belirlenmiş ise olduğundan daha güçlü bir ilişkiye sahip olduğu anlamına gelir.

İhlal Edilmiş Eşitsizlik

John Clauser bu deneyi yapmak için hemen çalışmaya başladı. Polarizasyonlarını ölçmek için her biri bir filtreye yönlendirilmiş aynı anda iki dolanık proton yayınlayan bir cihaz geliştirdi. 1972 yılında, doktora öğrencisi Stuart Freedman (1944-2012) ile birlikte Bell eşitsizliğinin ihlalini açık biçimde göstermeyi başardı ve kuantum mekaniği ile ilgili görüşlere katıldı.

Takip eden yıllarda, John Clauser ve diğer fizikçiler deneyi ve sınırlarını tartışmaya devam ettiler. Bunlardan biri deneyin hem parçacık üretme, hem de yakalama konusunda genel olarak verimsiz olmasıydı. Ölçüm, ayrıca sabit açılardaki filtreler ile önceden ayarlanıyordu. Bu nedenle bir gözlemcinin deneyin sonuçlarını sorgulayabileceği boşluklar ortaya çıkmıştı. Bu boşluklardan biri deney düzeneğinin bir şekilde güçlü bir bağlantıya sahip olan parçacıkları seçip, diğerlerini tespit edemeyişidir. Eğer öyleyse parçacıklar hala gizli bilgi taşıyor olabilirdi.

Bu özel boşluğu ortadan kaldırmak zordu, çünkü birbirine dolanmış kuantum durumları çok kırılgan olup yönetilmeleri zordu. Bu nedenle, özgün fotonlarla çalışılması gerekmektedir. Fransız doktora öğrencisi **Alain Aspect** yılmadı ve yaptığı çok sayıda deneme sonrası sağladığı iyileştirme ile deney düzeneğinin yeni bir modelini geliştirdi. Yeni deney düzeneğinde filtreden geçen ve geçmeyen fotonları kayıt edebilmekteydi. Bu, daha fazla fotonun tespit edildiği ve ölçümlerin daha iyi olduğu anlamına geliyordu.

Son deney düzeneğindeki testlerinde, fotonları farklı açılarda ayarlayarak iki farklı filtreye yönlendirmeyi de başardı. Yönlendirme yeteneği, dolanık fotonların oluşturulması ve kaynağından yayınlandıktan sonra yönlerinin değiştirilmesi ile ilgili bir yöntemdi. Filtreler sadece altı metre uzaktaydı, bu nedenle değiştirmenin milyarda bir saniye içinde gerçekleşmesi gerekiyordu. Fotonun hangi filtreye gideceği bilgisi, fotonun kaynaktan nasıl yayıldığından etkilenseydi muhtemelen o filtreye ulaşamazdı. Ne de deneyin bir tarafındaki filtreler hakkındaki bilgiler diğer tarafa ulaşabilir ve oradaki ölçüm sonucunu etkilerdi.

Alain Aspect bu şekilde önemli bir boşluğu doldurarak çok net bir sonuca ulaşmıştı: **Kuantum mekaniği doğrudur ve gizli değişkenler yoktur.**

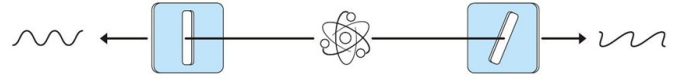
Kuantum Çağı

Bu ve benzeri deneyler kuantum bilişim biliminde yoğun araştırmalara zemin hazırlamıştır.

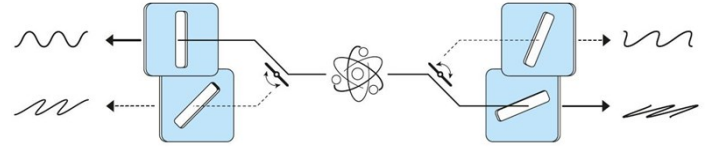
Kuantum durumlarını ve tüm katmanlarının özelliklerini kullanabilmek ve yönetebilmek beklenmedik potansiyele sahip araçlara ulaşmamızı

sağlamıştır. Bu, kuantum bilgisayarları, kuantum verilerinin aktarımı ve depolanması ve kuantum şifreleme algoritmalarının temelidir. Anton Zeilinger ve meslektaşları tarafından ilk defa keşfedilen ikiden fazla tümü dolanık parçacık içeren sistemler artık kullanımda.

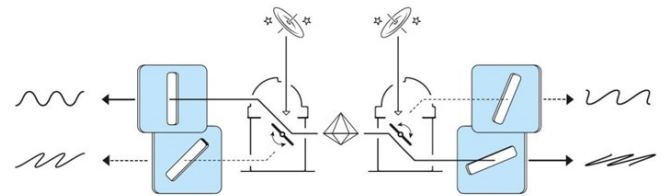
Bell Eşitsizlikliği ile İlgili Yapılan Deneyler



John Clauser, özel bir ışıkla aydınlatıldığında dolanık fotonlar yayan kalsiyum atomları kullandı. Fotonların polarizasyonunu ölçmek için her iki yana da birer filtre yerleştirdi. Bir seri ölçümden sonra Bell eşitsizliğinin ihlal edildiğini göstermeyi başardı.



Alain Aspect, atomları yüksek enerji seviyesine getirecek yeni bir yöntem kullanarak, atomların yüksek hızda dolanık fotonlar yaymalarını sağladığı bu deneyi geliştirdi. Ayrıca farklı ayarlar arasında geçişler yapabiliyordu, bu nedenle sistem sonuçları etkileyebilecek herhangi bir ön bilgi içermiyordu.

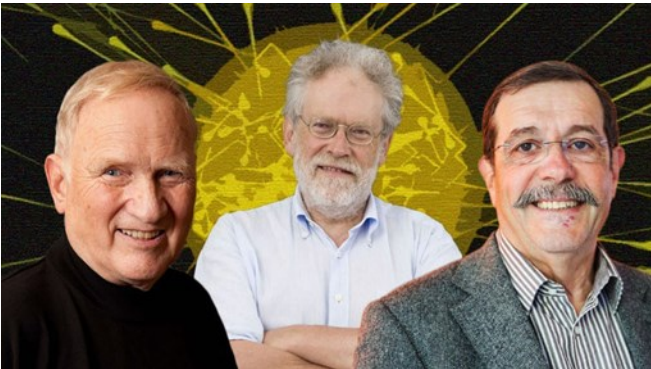


Anton Zeilinger, daha sonra Bell eşitsizlikleri ile ilgili daha fazla sayıda deney yaptı. Özel bir kristalin üzerine lazer ışınması yaparak dolanık foton çiftleri oluşturdu ve ölçüm ayarları arasında geçiş yapmak için rastgele sayılar kullandı. Bir deneyinde ise filtreleri

kontrol etmek ve sinyallerin birbirlerini etkilememesini sağlamak için uzak galaksilerden gelen sinyalleri kullandı.

Giderek geliştirilen bu araçlar gerçek hayattaki uygulamaları daha da ulaşılabilir kılmıştır. Bugün, onlarca kilometrelik optik fiber kablo ile gönderilen fotonların arasındaki veya bir uydu ile yerdeki bir istasyon arasındaki fotonların dolanık kuantum durumları gözlemlenebilmektedir. Kısa bir süre içinde, araştırmacılar kuantum mekaniğinin en güçlü özelliğinden yararlanmak için şüphesiz, çok sayıda yeni yöntemler keşfedeceklerdir.

İlk kuantum devrimi bize transistörleri ve lazerleri armağan etti, ancak dolanık parçacık sistemlerini kullanan çağdaş araçlar sayesinde artık yeni bir çağa giriyoruz.



Soldan sağa: Alain Aspect, John Clauser ve Anton Zeilinger.

KAYNAKLAR

- Nobel Prize.org

<https://www.nobelprize.org/prizes/physics/2022/popular-information/>

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.





02 KASIM-05 KASIM 2023

MUĞLA TÜRKİYE

HİLTON DALAMAN SARIGERME HOTEL