

ULUSAL

MEDİKAL FİZİK BÜLTENİ

TEMMUZ 2024 / SAYI: 2



Ulusal Medikal Fizik Bülteni Medikal Fizik Derneği Yayınıdır.

Bu görsel doğa, sağlık ve radyasyon konularını içeren istemle,
yapay zeka tarafından oluşturulmuştur.

EDİTÖRLER

Baş Editör

Ali DOĞAN

Nükleer Tıp Editör Grubu

Songül BARLAZ US

Mustafa DEMİR

Meral HIÇÜRKMEZ

Radyoloji Editör Grubu

Songül BARLAZ US

Ayşegül YURT

Asena YALÇIN

Radyoterapi Editör Grubu

Evren OZAN GÖKSEL

Halil KÜÇÜCÜK

Oğuzhan AYRANCIOĞLU

Bülten Sorumlusu

Abdullah YEŞİL

Tasarım

Cem GÖKŞEN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	4
DERNEKTEN HABERLER	5
BİLİM KÖŞESİ	16
EĞİTİM KURS VE TOPLANTILAR.....	29
PLANLANAN ETKİNLİKLER	31
YENİ ÜYELER.....	34
TARİH KÖŞESİ	35
İLETİŞİM	37

ÖNSÖZ

Sevgili Meslektaşlarımız,

İnanılmaz ilgi gösterdiğiniz e-bültenimizin ikinci sayısını da aynı heyecan ve mutlulukla ilginize sunmanın gururunu yaşıyoruz.

Geçen süreçte hem yurt içinden hem yurt dışından kendi alanlarında deneyimli konuşmacı ve eğitmenler eşliğinde gerek online gerekse yüz yüze toplantıları da değerli katılımcılarımızın katkılarıyla başarılı bir şekilde tamamladık.

Mayıs ayı içerisinde düzenlediğimiz 3. Bölgesel Toplantımızı da Gaziantep'te büyük bir başarıyla gerçekleştirdik. Güneydoğu Anadolu Bölgesi'nde düzenlenen bu anlamlı etkinlik, bölgede çalışan meslektaşlarımızın yoğun katılımı ve ilgisiyle bilimsel açıdan zengin içeriklerle dolu, verimli bir toplantı oldu. Katılımcılarımız, medikal fizik alanındaki en son gelişmeleri ve yenilikleri, alanında uzman konuşmacılardan dinleyerek bilgi birikimlerini artırdılar. İnteraktif oturumlar ve uygulamalı eğitimler sayesinde tecrübelerini paylaşma fırsatı bulan meslektaşlarımız, aynı zamanda Gaziantep'in tarihi ve kültürel zenginliklerini keşfetme imkanı buldu. Etkinlik süresince güçlü bir iş birliği ve dayanışma ortamı oluşturarak, meslektaşlarımız arasında kalıcı bağlar kurduk. Bölgedeki meslektaşlarımız ile direkt iletişim kurarak onların sıkıntılarını, önerilerini derneğimizden beklentilerini öğrenmiş olduk.

Ayrıca Radyoloji ve Nükleer Tıp alanında başarılı meslektaşlarımızı sizlerle buluşturarak güncel konularda farkındalık oluşturmaya çalıştık. Radyoterapi, Radyoloji ve Nükleer Tıp alanında çalışan meslektaşlarımıza yöne-tilen verilen uygulamalı kalite kontrol kurslarımıza yoğun ilgi gösterilmesinin mutluluğu içerisindeyiz.

Kısacası derneğimiz bünyesinde geçen üç aylık süreçte 11 online toplantı, 2 uygulamalı kurs, 2 Workshop, 1 bilimsel toplantı ve 1 bölgesel toplantı gerçekleştirerek sizlere mesleki olarak değer katmaya çalıştık.

Bu etkinlikler, uygulamalı kurslar ve toplantılarımızın gerçekleşmesinde büyük payları olan Varian-Siemens Healthineers Company, MEDİTEL Healthcare Group, ELEKTA Medikal Sistemler, GE Healthcare, KALTEST QA, PROKAL Medikal, TETRAON Medikal Ltd., MEDKO Sağlık Hizmetleri, Ufuk Üniversitesi, Gaziantep Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi ve Hacettepe Üniversitesi'ne derneğimiz ve üyelerimiz adına teşekkürlerimizi sunarız.

Belirtmek isteriz ki ülkemizde Medikal Fiziğin önemini anlatmak ve Medikal Fizik Uzmanlarının özlük haklarını Sağlık Bakanlığı, Çalışma Bakanlığı, Maliye Bakanlığı, Yükseköğretim Kurumu ve ilgili tüm kurumların nezdinde koruyabilmek için alanında uzman Ankara merkezli bir hukuk bürosu ile anlaşmış bulunmaktayız.

Yeni eğitim döneminde yeni konuşmacılar ve katılımcılar ile huzurunuzda olma arzusu içerisinde herkese iyi tatiller dileriz.

Sağlıkla kalın!

Ali DOĞAN

Medikal Fizik Derneği Başkanı

DERNEKTEN HABERLER

Dernek Telefon Hattımız Kullanımda...

Derneğimize ait 0541 902 88 24 numaralı telefondan üyelerimizle artık daha hızlı bir şekilde iletişime geçiyoruz. Sizler de görüş ve isteklerinizi whatsapp üzerinden bizlere iletebilirsiniz.

Yeni Web Sitemiz Yayında...

Medikal Fizik Derneği olarak, üyelerimize daha iyi hizmet sunabilmek adına web sitemizi yeniledik. Yeni web sitemizde yer alan üyelik paneli ile üyelerimiz, kişisel bilgilerini güncelleyebilir ve aidat ödemelerini online olarak gerçekleştirebilirler. Ayrıca, üyelerimize özel içeriklere erişim sağlama ve diğer üyelerle iletişim kurma imkanı da sunacak olan bu panel, dernek içi etkileşimi artırmayı amaçlıyor. Güncel gelişmelerden anında haberdar olmanızı sağlamak ve etkinliklere katılımınızı kolaylaştırmak için baştan sona yeniden tasarlanan web sitemizi ziyaret ederek tüm bu yeniliklerden faydalanabilirsiniz. Ayrıca, sizlerden gelecek katkılara da her zaman açığız, çünkü birlikte daha güçlü bir topluluk oluşturabileceğimize inanıyoruz

4.Ulusal Radyoterapi Kongresine Katıldık...

Meslektaşlarımızla birlikte 4. Ulusal Radyoterapi Kongresine katıldık. Bizlere kongreye davet eden "Radyoterapi Teknikerleri Derneğine çok teşekkür ediyoruz.



DERNEKTEN HABERLER

Medikal Fizik Derneği Hukuk Komitesinin Mesajı

Değerli Medikal Fizik Ailesi,

Türkiye’de Medikal Fiziğin ve Medikal Fizik Uzmanlarının meseleleri ile ilgili her birinizin iyi kötü bilgi sahibi olduğunuzu biliyoruz. Medikal Fizik Derneği olarak; idari kurumlarla iletişim kurmaya ve stratejik sıralama dışında herhangi bir meselemizi diğerinin önüne almadan çözüm için çalışmayı önceliyoruz.

Her konuya dair dilekçelerimiz hazır. Yasal haklarımızı kullanmaktan imtina etmeden yol almayı son derece önemsiyoruz. Bu sebeple Ankara’da bir hukuk bürosuyla anlaşmış ve vekalet vermiş bulunuyoruz. Yüksek öğretim Kurulu’na yazdığımız dilekçeye hukuki şekli verilmiş olup ilgili birime talep dilekçemizi teslim etmiş bulunmaktayız. Türkiye’nin de tarafı olduğu uluslararası anlaşma ve işbirliklerinin gereği olarak ana talebimiz; uzmanlık alanımızın Medikal Fizik, bizlerin de Medikal Fizik Uzmanı olduğumuz kararının verilmesidir. Yükseköğretim Kurulu’nun kararları üzerinden dizayn edilmiş bir sistemde oluşmuş hata dizisine en üst noktadan bir çözüme dair bu adımın önemi hukuki olarak da bir gerekliliktir. Bu noktada, bu alanda eğitim veren tüm programların isimlerini, bu konuda ikinci bir ihtilaf oluşmaması yanında önemli bazı hukuki dayanaklar sebebiyle, hali hazırda Dokuz Eylül Üniversitesi ile uyumlu olarak Medikal Fizik olarak değiştireceklerini ve Sağlık Fiziği terminolojisine dair izleri hep beraber silebilmeyi ve bu meselede üzerine düşen her konuda akademinin gereken desteği sağduyuyla vereceğini umuyoruz.

Derece/kademelerin geri çekilmesi konusunda bir meslektaşımızın örneği üzerinden Sağlık Bakanlığı ile olası olarak dava sürecine dernek olarak müdahil olacağız. Bu dava doğrudan ilgili yasadaki bir yetersizliğin sonucu olduğundan Anayasa Mahkemesi’ne intikal edecek nitelikte bir konudur.

Bu iki konuda Yükseköğretim Kurulu kararları ana belirleyicidir. Elli yıldan daha eski bir mevzuat günün gerçeklerini kapsayamamakta, Yükseköğretim Kurulu gibi bir kurum artık basit olarak görülemeyecek bir isimlendirme sorununun her alanda sıkıntılarını yaşamaktadır.

Kamudaki maaş seviyelerini Maliye Bakanlığı belirlemektedir. Bu konudaki iletişimimiz devam etmekte ise de bu konu ayrı bir mücadele gerektiriyor. Ek Ödeme Katsayıları dahil bu konularla ilgili etkileşimimiz devam ediyor. Bu konuda meslek grubu olarak belli bir zaman aralığında ortak bir aksiyon alınması gerekebilir. Basit bir dilekçe ve derneğin varlığıyla daha güçlü olacağımızı ilgili kurumlardaki idarecilerle, kilit noktadaki kişilerle iletişim kurduğumuzda net olarak görebiliyoruz.

Değerli meslektaşlarımız,

En geç 2025 yılı sonu itibarıyla 1219 sayılı Kanun’un değişik halinin yürürlüğe gireceği öngörülmüyor. Şu an yaşamakta olduğunuz ve önümüzdeki altı-on aylık süreç çok değerli, çok önemli. Lütfen gerektiğinde destek vermek üzere bizlere kulak verin. Haklı mücadelelerimizde maddi sınırlamalara takılmamak adına derneğe aidatlarınızı ödemeniz yanında, bağışların da çok kıymetli olduğu bir sürecin içinde bulunduğumuzu önemle belirtmek isteriz. Bizlerin kendi özelinden feragat göstererek gereken gayreti gösterdiğimizi bilin ve bizi yalnız bırakmayın. Bir sivil toplum örgütü sadece temsili yöneticileri ile değil üyelerinin doğru desteği ile güçlüdür. Bakanlığa her gittiğimizde bunu görüyoruz, bu gerçeği gösteriyorlar. Biz bu bilinçle buradayız. Ancak desteğe, bilgiye ihtiyacınız olduğunda her bir meslektaşımızın duyarlılığına, sorumluluk duygusuna ihtiyacımız var.

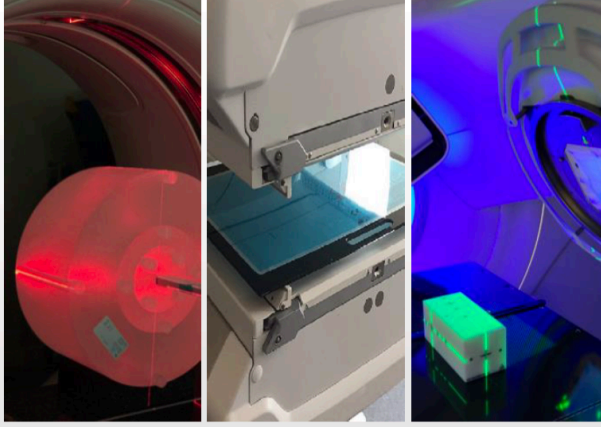
PROKAL

MEDİKAL

PR✓KAL

KALİTE UYGUNLUK BELGELENDİRME

DIAGNOSTİK RADYOLOJİ | NÜKLEER TIP | RADYOTERAPİ



- Kalite Kontrol
- Radyasyonda Korunma
- Hasta Güvenliği
- Eğitim & Danışmanlık
- Ar-Ge
- ✓ Kalite Uygunluk

Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Cihazların Kalite Uygunluk ve Kalite Kontrol Testleri Hakkında Yönetmeliğe uygun, kamu ve özel sağlık kuruluşlarında **hizmet sağlayan ilk firmayız.**

Alanlarında **uzun yıllar kalite kontrol ve kalite uygunluk faaliyetlerinde bulunmuş medikal fizik uzmanlarından oluşan kadromuzla** hizmet vermekteyiz.



SUN NUCLEAR

A MIRION MEDICAL COMPANY

Patient Safety Starts Here

SunSCAN™ 3D

The Next-Generation Cylindrical Water Scanning System



www.prokalmedikal.com

SunCHECK®



Complete Quality Management



SRS MapCHECK®

Filmless SRS & SBRT QA

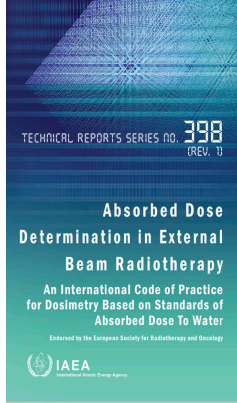
The only device that supports Machine QA and Patient QA for CyberKnife®

BİLİM KÖŞESİ

IAEA TEKNİK RAPOR SERİ 398 (REV.1) REVİZYONUNDAKİ FARLAR

Med.Fiz.Uzm.Abdullah Deniz DEMİRSAR

Gazi Yaşargil Eğitim Araştırma Hastanesi-Diyarbakır



2000 yılında hayatımıza giren IAEA TRS 398 raporuna 2024 şubat ayında ek bir revizyon yayınlandı. TRS-398, birincil hava kerma standartlarına dayalı kalibrasyonlardan suda soğurulan doza (dose to water) dayalı kalibrasyonlara geçişte çok önemli bir boşluğu doldurmuştur. Suda soğurulan doz, insan vücudunun ortalama yoğunluğu ile ilişkili olarak radyoterapi tedavileri ile doğrudan ilgilidir.

2000'li yıllardan bu yana kaydedilen gelişmeler arasında, iyonlaştırıcı radyasyon dozimetrisinde ölçüm standartlarının güncellenmesi, iyileştirilmiş radyasyon dedektörlerinin geliştirilmesi ve filtreli/filtresiz megavoltaj (MV) foton ışınları, proton veya daha ağır yüklü parçacıklardan yararlanan yeni radyoterapi teknolojilerinin kullanıma sunulması, vb. gibi gelişmeler yer almaktadır. Bu gelişmeleri dikkate almak üzere 2014 yılında IAEA/WHO İkincil Standartlar Dozimetri Laboratuvarları (SSDL) Bilim Komitesi TRS-398'in güncellenmesini tavsiye etmiştir.

Bu revizyon, radyoterapide kullanılan dedektörlerin suda soğurulan doz açısından kalibrasyonuna ve bu dedektörlerin farklı radyasyon kaynakları için suda soğurulan dozun belirlenmesinde oluşturacağı belirsizliklerin azaltılmasına yönelik hazırlanmış uluslararası bir güncellemedir. Böylelikle bu revizyon, eksternal radyoterapi için kullanılan düşük, orta ve yüksek enerjili foton ışınları, elektron ışınları, proton ve daha ağır yüklü parçacık ışınları için suda soğurulan dozun belirlenmesinde bir metodoloji sağlayarak; radyasyon

dozu ölçüm ve kalibrasyonunda küresel boyutta bir standardizasyon ve tutarlılık sağlanmasına yardımcı olacaktır.

Bu revizyon aynı zamanda IAEA/Dünya Sağlık Örgütü (WHO) SSDL ağı için de doz belirlemelerinin doğruluğunu ve tutarlılığını geliştirmek ve böylece hizmet verilen ülkelerde radyasyon dozimetrisinin standart hale gelmesini sağlamak, belirsizlikleri azaltmak ve güncellemelere adapte olma açısından büyük değer taşır. Bu yazıda foton ve elektronlar için TRS 398 revizyonu (Rev 1.) ile gelen güncellemeleri, yüzde belirsizlik, demet kalitesi ve suda soğurulan doz tabloları üzerinden genel olarak inceleyeceğiz.

A.		B.	
TABLE 11. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY OF D_{w} AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER FOR A ^{60}Co BEAM		TABLE 13. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY OF D_{w} AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER FOR A ^{60}Co BEAM	
Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)	Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)
Step 1: Standards laboratory ^a		Step 1: Standards laboratory ^a	
$N_{\text{D,w}}$ calibration of secondary standard at PSDL	0.5	$N_{\text{D,w}}$ calibration of secondary standard at PSDL	0.5
Long term stability of secondary standard	0.1	Long term stability of secondary standard	0.1
$N_{\text{D,w}}$ calibration of the user dosimeter at the standards laboratory	0.4	$N_{\text{D,w}}$ calibration of the user dosimeter at the standards laboratory	0.4
Combined uncertainty of step 1	0.6	Combined uncertainty of step 1	0.6
Step 2: User ^{60}Co beam		Step 2: User ^{60}Co beam	
Long term stability of user dosimeter	0.3	Long term stability of user dosimeter	0.3
Establishment of reference conditions	0.2	Establishment of reference conditions	0.2
Dosimeter reading M_{D} relative to time or beam monitor	0.1	Dosimeter reading M_{D} relative to time or beam monitor	0.1
Correction for reference conditions ^b	0.2	Correction for reference conditions ^b	0.2
Combined uncertainty of step 2	0.6	Combined uncertainty of step 2	0.6
Combined standard uncertainty of D_{w} (steps 1 + 2)	0.9	Combined standard uncertainty of D_{w} (steps 1 and 2)	0.9

Şekil 1. TRS 398 ve Rev.1'de Cobalt-60 (^{60}Co) ışınları için DW'nin (Dose-in-Water) sudaki referans derinlikte beklenen rölatif yüzde belirsizlikleri. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

Revizyonda standart laboratuvarlara bağlı yüzde belirsizlikler değişmezken, kullanıcılara bağlı belirsizlikler %0,6'dan %0,5'e gerilemiştir. Bu da beklenen kümülatif yüzde belirsizliğin, TRS 398'de %0,9 iken Revizyonda %0,8 olmasını sağlamıştır (Şekil 1).

Yüksek enerjili foton dozimetrisi

Bu revizyona konu olan metodoloji, radyoterapi-de kullanılan lineer hızlandırıcılar tarafından üretilen 1–25 MV aralığındaki filtreli (FF) ve 10 MV'ye kadar filtresiz (FFF) yüksek enerjili foton ışınlarının kalibrasyonu için önerilmektedir.

TRS 398'in ilk versiyonunda ise yüksek enerjili foton ışınları için enerji aralığı olarak "1–50 Milyon elektronvolt (MeV) enerji aralığındaki elektronlar kullanılarak üretilmiş foton ışınları" ibaresine yer verilmiştir ve filtresiz enerjilerden bahsedilmemiştir.

BİLİM KÖŞESİ

A.	B.
TABLE 12. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF PHOTON BEAM QUALITY (TPR _{20,10})	TABLE 14. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF THE PHOTON BEAM QUALITY (TPR _{20,10})
Reference quantity	Reference value or reference characteristic
Phantom material	Water
Chamber type	Cylindrical or plane parallel
Measurement depth	20 g/cm ² and 10 g/cm ²
Reference point of the chamber	For cylindrical chambers, on the central axis at the centre of the cavity volume. For plane parallel chambers, on the inner surface of the window at its centre.
Position of the reference point of the chamber	For cylindrical and plane parallel chambers, at the measurement depths
SCD	100 cm
Field size at SCD	10 cm × 10 cm ^a
^a The field size is defined at the plane of the reference point of the detector, placed at the measurement depths in the water phantom.	

Şekil 2. TRS 398 ve Rev.1'de yüksek enerjili foton demetlerinde ışın kalite faktörü TPR_{20,10} ölçümü için tanımlanan referans koşullar. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

TRS 398 Rev.1'de TPR_{20,10}'un 10 MV'ye kadar olan FFF foton enerjileri için ışın kalite faktörünün tanımlanmasında kullanılabileceği belirtilmiştir. Buna ek olarak, lateral ışın profili ölçümlerinde homojen radyal doz dağılımı için iyonizasyon odasının hassas hacmi üzerinde ölçüm alınması önerilmektedir (Şekil 2). TRS 398 ilk versiyonunda lateral ışın profili ölçüm referansından ve filtresiz foton ışınlamalarından bahsedilmemiştir.

A.	B.
TABLE 13. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF ABSORBED DOSE TO WATER IN HIGH ENERGY PHOTON BEAMS	TABLE 15. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF ABSORBED DOSE TO WATER IN HIGH ENERGY PHOTON BEAMS
Reference quantity	Reference value or reference characteristic
Phantom material	Water
Chamber type	Cylindrical
Measurement depth	10 g/cm ²
Reference point of the chamber	On the central axis at the centre of the cavity volume
Position of the reference point of the chamber	At measurement depth
SCD	100 cm
Field size	10 cm × 10 cm ^a
^a In an ESTRO-IAEA report on monitor unit calculations [77], the use of a single reference depth ($d_{ref} = 10 \text{ g/cm}^2$) for all photon beam energies is recommended. The consistency with R_{50} reported by the IAEA [30] validates this option. However, some users may prefer using the same reference depth as that used for %CD beams, i.e. $d_{ref} = 5 \text{ g/cm}^2$; this option is therefore allowed in this Code of Practice.	
^b If the reference dose has to be determined for an isocentric set-up, the SAD of the monitor unit shall be used even if this is not 100 cm.	
^c The field size is defined at the surface of the phantom for a SAD type set-up, whereas for a SAD type set-up it is defined at the plane of the detector, placed at the reference depth in the water phantom at the isocentre of the machine.	

Şekil 3. TRS 398 ve Rev.1'de yüksek enerjili foton demetlerinde suda soğurulan dozun belirlenmesi için tanımlanan referans koşullar. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

IAEA TRS 398'de yüksek enerjili foton demetlerinde suda soğurulan doz tayini referans koşullarında ölçüm derinliği (Z_{ref}), TPR_{20,10}<0,7 olan foton enerjileri için 10g/cm² (veya 5 gr/cm²); TPR_{20,10}≥0,7 olan foton enerjileri için 10g/cm² olarak önerilmiştir. Fakat revizyonda (Rev.1) tüm foton enerjileri için tanımlanan Z_{ref} derinliği artık tek bir değere indirgenerek, 10g/cm² olarak tanımlanmaktadır (Şekil 3).

A.	B.
TABLE 16. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY (%) OF R_{50} AT THE REFERENCE POINT IN WATER AND FOR A HIGH ENERGY PHOTON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN ⁶⁰ Co GAMMA RADIATION	TABLE 17. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY (%) OF R_{50} AT THE REFERENCE POINT IN WATER AND FOR A HIGH ENERGY PHOTON BEAM BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN ⁶⁰ Co GAMMA RADIATION
Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)
Step 1: Standard laboratory?	0,5
R_{50} calibration of secondary standard at PDR	0,1
Long term stability of secondary standard	0,1
R_{50} calibration of the user's source in the standard laboratory	0,6
Combined uncertainty of step 1	0,6
Step 2: User high energy photon beam	0,3
Long term stability of user's chamber	0,1
Establishment of reference conditions	0,4
Distance reading R_d relative to beam monitor	0,2
Correction for reference quantities ^a	0,1
Beam quality correction ^b (cylindrical values)	1,0
Combined uncertainty of step 2	1,0
Combined standard uncertainty of R_{50} (steps 1 and 2)	1,0
^a See Ref. [41] for the expression of uncertainty [72], or Appendix IV. The estimate given in this table should be considered typical values that may vary depending on the uncertainty quoted by standard laboratories for calibration factors and on the experimental uncertainty of the user's institution.	
^b If the calibration of the user's instrument is performed at a PDR, then the combined standard uncertainty in step 1 is zero. The combined standard uncertainty in R_{50} should be adjusted accordingly.	
^c If R_{50} is measured at a PDR for the user's chamber, this uncertainty is approximately of the order of 0,7%.	

Şekil 4. TRS 398 ve Rev.1'de Suda referans derinlikte yüksek enerjili foton demetlerinde iyon odası kalibrasyonuna bağlı beklenen yüzde belirsizlikler. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

TRS 398 Rev.1 ile tanımlanan yeni referans koşullar sonrasında, suda referans derinlikte yüksek enerjili foton demetler için 60Co ile kalibre edilen iyon odalarında beklenen PSDL bazlı belirsizlikler değişmezken (%0,6); kullanıcı bazlı belirsizlikler %1,5 (TRS 398)'den %1'e (Rev.1) düşmektedir (Şekil 4).

Yüksek enerjili elektron dozimetrisi

Revizyondaki bu bölüm, elektron demetlerinin kalibrasyonu için bir uygulama kodu ve 3–25 MeV aralığında enerjilere sahip elektron demetlerine yönelik rölatif dozimetri için öneriler verir. TRS 398'in ilk versiyonunda ise verilen tavsiyeler, 3–50 MeV enerji aralığına sahip yüksek enerjili elektron demetlerini içermektedir.

A.	B.
TABLE 18. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF THE ELECTRON BEAM QUALITY INDEX (R_{50})	TABLE 19. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF THE ELECTRON BEAM QUALITY INDEX (R_{50})
Reference quantity	Reference value or reference characteristic
Phantom material	Water
Chamber type	For $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, water or plastic; For $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel or cylindrical; For $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel
Reference point of the chamber	For plane parallel chambers, on the inner surface of the window at its centre; For cylindrical chambers, on the central axis at the centre of the cavity volume
Position of the reference point of the chamber	For plane parallel chambers, at the point of interest; For cylindrical chambers, 0,5 R_{50} deeper than the point of interest
Source-surface distance	100 cm
Field size at phantom surface	For $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$, at least 10 cm × 10 cm; For $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$, at least 20 cm × 20 cm ^a
^a A field size smaller than 20 cm × 20 cm may be used provided that R_{50} does not change by more than around 0,1 g/cm ² from the value measured for a 20 cm × 20 cm field.	

Şekil 5. TRS 398 ve Rev.1'de yüksek enerjili elektron demeti kalitesi R50'nin belirlenmesi için tanımlanan referans koşullar. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

Rev.1 ile birlikte yüksek enerjili elektron demetlerinin ışın kalite faktörlerinin belirlenmesinde, R50>3 g/cm² ise paralel plak veya silindirik iyon odası; R50<3 g/cm² ise yalnızca paralel plak iyon odası kullanılması önerilmektedir. Fantom yüzeyinde tanımlanan alan boyutu ise ilk yayınlanan TRS 398'den farklı olarak R50 den bağımsız bir şekilde en az 10x10 olarak belirlenmiştir (Şekil 5).

BİLİM KÖŞESİ

A.		B.	
TABLE 17. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF ABSORBED DOSE IN ELECTRON BEAMS		TABLE 18. REFERENCE CONDITIONS FOR THE DETERMINATION OF ABSORBED DOSE IN ELECTRON BEAMS	
Reference quantity	Reference value or reference characteristic	Reference quantity	Reference value or reference characteristic
Phantom material	For $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, water For $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, water or plastic	Phantom material	Water
Chamber type	For $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel or cylindrical For $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel	Chamber type	For $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel or cylindrical For $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel
Measurement depth z_{ref}	For $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel or cylindrical For $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plane parallel	Measurement depth z_{ref}	For plane parallel chambers, $0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2$ For plane parallel chambers, on the inner surface of the window at the centre For cylindrical chambers, on the central axis at the centre of the cavity volume
Reference point of the chamber	For plane-parallel chambers, on the inner surface of the window at its centre For cylindrical chambers, on the central axis at the centre of the cavity volume	Reference point of the chamber	For plane parallel chambers, at z_{ref} For cylindrical chambers, $0.5 R_{50}$ deeper than z_{ref}
Position of the reference point of the chamber	For plane-parallel chambers, at z_{ref} For cylindrical chambers, $0.5 R_{50}$ deeper than z_{ref}	Position of reference point of chamber	For plane parallel chambers, at z_{ref} For cylindrical chambers, $0.5 R_{50}$ deeper than z_{ref}
SSD	100 cm	Source surface distance	100 cm
Field size at phantom surface	10 cm $\times$ 10 cm or that used for normalization of output factor, whichever is larger	Field size at phantom surface	10 cm $\times$ 10 cm

Şekil 6. TRS 398 ve Rev.1'de yüksek enerjili elektron demetlerinde suda soğurulan dozun belirlenmesinde tanımlanan referans koşullar. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

TRS 398'in yayınlanan ilk versiyonunda yüksek enerjili elektron demetlerinin soğurulan doz ölçümleri için kullanılacak ortamın, $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$ ise su; $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ise su veya katı fantom olması tavsiye edilirken, revizyonda bu ölçümlerin su ortamında alınması önerilmektedir (Şekil 6). Benzer şekilde TRS 398 Rev.1'de iyon odası tipi olarak $R_{50} \geq 3 \text{ g/cm}^2$ ise paralel plak veya silindirik; $R_{50} < 3 \text{ g/cm}^2$ ise paralel plak iyon odası olması önerilmektedir. İlk versiyonda ise bu durum, $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$ ise paralel plak veya silindirik; $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ise paralel plak iyon odası olacak şekilde tavsiye edilmiştir.

A.		B.	
TABLE 21. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY OF D_{ref} AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER FOR AN ELECTRON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN A HIGH ENERGY ELECTRON BEAM		TABLE 22. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY OF D_{ref} AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER FOR AN ELECTRON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN A HIGH ENERGY ELECTRON BEAM	
Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)	Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)
Step 1: PDSL		Step 1: PDSL	
N_{ref} calibration of user detector at PDSL	0.7	N_{ref} calibration of user detector at PDSL	0.7
Combined uncertainty in step 1	0.7	Combined uncertainty in step 1	0.7
Step 2: Four electron beam		Step 2: Four electron beam	
Long term stability of user detector	0.3	Long term stability of user detector	0.3
Establishment of reference conditions	0.4	Establishment of reference conditions	0.4
Dosimetry reading M_{ref} relative to beam monitor	0.4	Dosimetry reading M_{ref} relative to beam monitor	0.4
Correction for reference quantity Q_{ref}	0.4	Correction for reference quantity Q_{ref}	0.4
Beam quality correction $k_{Q_{ref}}$ (calculated value)	0.3	Beam quality correction $k_{Q_{ref}}$ (calculated value)	0.3
Combined uncertainty in step 2	1.1	Combined uncertainty in step 2	1.1
Combined standard uncertainty of D_{ref} (step 1+2)	1.4	Combined standard uncertainty of D_{ref} (step 1+2)	1.4

Şekil 7. TRS 398 ve Rev.1'de suda referans derinlikte yüksek enerjili elektron demetlerinde iyon odası kalibrasyonuna bağlı beklenen yüzde belirsizlikler. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

TRS 398 ve Rev.1'de yüksek enerjili elektron demetleri için kalibrasyona bağlı kaynaklanan belirsizliklerde, PSDL'e bağlı olanlar %0,7'den %0,5'e gerilemiştir. Kullanıcıya bağlı belirsizlikler ise silindirik iyon odası kullanımı için %1,4'ten %0,8'e; paralel plak iyon odası kullanımı için %1,4'den %0,7'ye gerilemiştir (Şekil 7).

A.		B.	
TABLE 23. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY OF D_{ref} AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER FOR AN ELECTRON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN A HIGH ENERGY ELECTRON BEAM		TABLE 24. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY OF D_{ref} AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER FOR AN ELECTRON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN A HIGH ENERGY ELECTRON BEAM	
Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)	Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)
Step 1: PDSL		Step 1: PDSL	
N_{ref} calibration of user detector at PDSL	0.7	N_{ref} calibration of user detector at PDSL	0.7
Combined uncertainty in step 1	0.7	Combined uncertainty in step 1	0.7
Step 2: Four electron beam		Step 2: Four electron beam	
Long term stability of user detector	0.3	Long term stability of user detector	0.3
Establishment of reference conditions	0.4	Establishment of reference conditions	0.4
Dosimetry reading M_{ref} relative to beam monitor	0.4	Dosimetry reading M_{ref} relative to beam monitor	0.4
Correction for reference quantity Q_{ref}	0.4	Correction for reference quantity Q_{ref}	0.4
Beam quality correction $k_{Q_{ref}}$ (calculated value)	0.3	Beam quality correction $k_{Q_{ref}}$ (calculated value)	0.3
Combined uncertainty in step 2	1.1	Combined uncertainty in step 2	1.1
Combined standard uncertainty of D_{ref} (step 1+2)	1.4	Combined standard uncertainty of D_{ref} (step 1+2)	1.4

Şekil 8. TRS 398 ve Rev.1'de bazı plastikler için derinlik dönüştürme faktörü (Cpl), akı dönüştürme faktörü (hpl) ve nominal yoğunluklar. A. TRS 398 İlk Versiyonu, B. TRS 398 Rev.1

TRS 398 Rev.1'de plastik fantomların düşük enerjili elektron demetlerinin referans doz ölçümlerinde kullanılması önerilmemektedir. Bununla birlikte, katı bir fantomun doğruluk kaybı olmadan daha basit bir deneysel kurulum sağlayabileceği durumlarda, kalite güvence prosedürleri veya rölatif dozimetri için kullanımlarının kabul edilebileceği belirtilmektedir. Ticari su eşdeğeri fantomların belirsizlik oranlarının plastiklere göre daha az olması sebebiyle tercih edilmesi ölçüm hassasiyeti bakımından daha doğru olacaktır, ancak bu gibi ölçümlerde her iki türe de izin verilmektedir.

Plastik fantomlardaki okumalar suda okumaya çevrilir. Bazı plastik fantomlar için Revizyon ve İlk yayınlanan TRS 398'de Cpl ve hpl faktörleri Şekil 8'de verilmiştir.

Bu yazıda ilk yayınlanan TRS 398 raporu, revizyona olan TRS 398 Rev.1 ile tablolar üzerinden ilerleyerek genel hatlarıyla karşılaştırılmıştır.

BİLİM KÖŞESİ

Çoklu Beyin Metastazı Olan Hastaların HyperArc Tabanlı Tedavisinde Geliştirilmiş Yaprak Modellemesinin Doz Dağılımına ve Tedaviye Etkisi

Dr.Emine Burçin İSPİR AYDINLIOĞLU

ACIBADEM Ataşehir Hastanesi-İSTANBUL

Bu yıl 21-23 Mart tarihleri arasında Amerika'nın Chicago şehrinde 'The Radiosurgery Society' (RSS) tarafından düzenlenen toplantıya göndermiş olduğumuz çalışmamız sözel bildiri olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızın başlığı 'Enhanced Leaf Modeling Improves Dose Distribution and Treatment Efficiency in HyperArc-Based Management of Multiple Brain Metastases' idi.

Çalışmamızın amacı, HyperArc (HA) radyoterapi ile tedavi edilen çoklu beyin metastazı olan hastalarda, geliştirilmiş leaf Modellemesi (Enhanced Leaf Modelling-ELM)'nin doz dağılımına etkisini değerlendirmektir. Eclipse tedavi planlama sisteminin (TPS) versiyon 16.1'i (V16.1) kullanılarak oluşturulan HA tedavi planları, versiyon 18'i (Demo versiyon18) kullanılarak (ELM ile birlikte) oluşturulan HA planları ile dozimetrik açıdan karşılaştırılmıştır.

Eclipse TPS'de MLC modeli

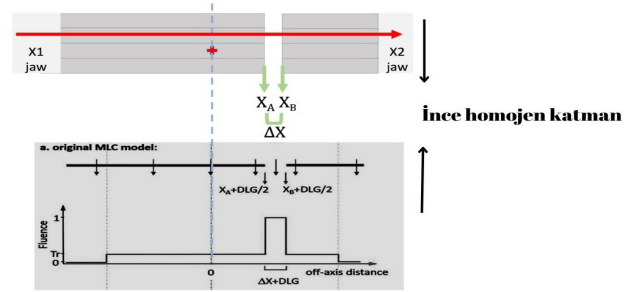
Sizlere çalışmanın detaylarını anlatmaya başlamadan önce, Eclipse TPS'deki multileaf kolimatör (MLC) modellemesinde, konformal tedavilerinden volümetrik ark tedavilerine geçişimizde değişen parametrelerden kısaca bahsetmek isterim. Radyoterapi tedavilerinde konformal statik alanlar oluşturulduğunda, Eclipse doz hesaplama algoritmalarında MLC'yi modellemek için kullanılan tek parametre, 'transmission' parametresiydi. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) kullanılmaya başlandığında, doz, dinamik MLC hareketleri aracılığıyla modüle edilmeye başlandı ve bu da değişen genişliklerdeki süpürme boşlukları (sweeping gap) aracılığıyla iletilen integral dozu daha doğru bir şekilde modelleme ihtiyacını ortaya çıkardı. Bu amaç için 'dosimetric leaf gap' (DLG)" parametresi tasarlandı. DLG, teoride yuvarlak yaprak uçlarına sahip nominal olarak kapalı bir MLC çiftinin etkili alan genişliğini temsil ediyordu. Varian'ın 'Leaf Motion Calculator' (LMC) tarafından üretilen IMRT alanları, LMC algoritmasının doğal tasarımı nedeniyle genellikle sol-sağ yap-

rak hareketleriyle senkronizeydi. Dolayısıyla, bitişik yaprak çiftlerinin bağımsız hareketler gerçekleştirdiği durumlarda tipik olarak ortaya çıkan tongue-and-groove etkisi, klinik olarak sınırlı bir öneme sahipti ve doz hesaplamasında dikkate alınmadı. Ancak hızla gelişen teknoloji ile birlikte hayatımıza giren RapidArc optimizatörü, volumetrik ark terapisi (VMAT) tedavilerini üretmek için geliştirildiğinde, leaf hareketleri daha karmaşık hale geldi. Sıklıkla leaflerin bireysel olarak kendilerini tekrarlayan ileri-geri hareketleri ile dozu modüle ettiği tedaviler uygulanmaya başlandı. Bu durum tongue-and-groove etkisini göz ardı edilemez hale getirdi. Bu nedenle, bu etki de doz hesaplamasına dahil edildi. Böylece MLC modeli, Eclipse tedavi planlamasında foton doz hesaplama algoritmaları (PO) tarafından kullanılan mevcut hale evrildi. Son yıllarda, stereotaktik radyoterapi tedavilerinin kullanılmasındaki artış ile, MLC'lerin doğru modellenmesi planlamalarımızın doğruluğu açısından daha fazla önem kazandı.

Orijinal MLC ve ELM MLC arasındaki farklılıklar

Eclipse TPS'deki doz hesaplama algoritmaları, uygulanan ışının yoğunluğunu ifade etmek için hesaplanan yoğunluk haritasını (fluence map) kullanır. Işın, (statik veya dinamik) bir MLC tarafından şekillendirildiğinde, kullanılan MLC modeli bu fluence hesaplamasını doğrudan etkiler.

Aşağıda, çalışmamızda kullandığımız iki farklı MLC modeli için grafiksel çizim gösterilmiştir. Şekil 1.a. Orijinal MLC modeli (OMM) Eclipse V18'den önce planlama sisteminin kullandığı MLC'nin grafiksel şeklidir.



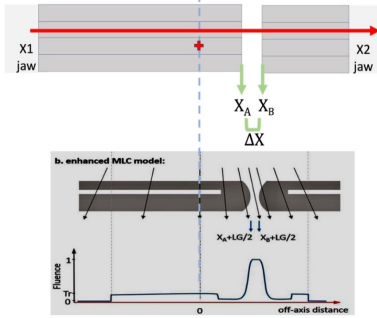
Şekil 1.a.) Basit bir off-axis MLC gap için orijinal leaf modelinin (OMM) görsel örneği

Eclipse V18 öncesinde kullanılan basitleştirilmiş MLC modelinde, ışını, planlama sistemine girdiğimiz transmisyon faktörüyle (transmission factor) zayıflatan (attenuate) veya MLC açıklıkları aracılığıyla ışının engelsiz geçmesine izin veren ince, homojen bir katman olarak görür. Planlama sistemine MLC modellemeye kullanılmak üzere iki parametre girilir.

BİLİM KÖŞESİ

Bunlar ‘transmission factor’ (Tr) ve Dosimetric Leaf Gap (DLG)’dir. Transmission factor, Eclipse V18’den önceki tüm modellerde sabit kabul edilir. Pratikte ise genellikle, vida oyuğu (screw cutout) olan leaf alanının altında, ışın ekseninde ölçülür. Dosimetric leaf gap (DLG), yuvarlak yaprak uçları (rounded leaf tips) nedeniyle penumbra kaymasını modellemenin yanı sıra mekanik MLC sıfır offsetini modellemek için kullanılır. Nominal açıklığı Δx olan iki karşılıklı yaprak fluence hesaplamasında $\Delta x + \text{DLG}$ etkili açıklığıymış gibi temsil edilir. Sonuç olarak, belirli bir MLC boşluğunun fluence’inin temsili, bu boşluğun (off-axis) pozisyonundan bağımsız olarak aynıdır.

Eclipse V18’deki yeniliklerden birisi olan ELM, MLC’nin homojen, ince bir katman olarak temsil etmek yerine, gerçek şeklini modellemeyi amaçlar. Varian tedavi ünitelerinde bulunan en yaygın MLC tipleri için (Millennium 120, HDMLC ve Halcyon dual MLC’ler), yeni versiyonda leaf tasarımına dayalı bir zayıflama modeli oluşturuldu. ELM’de leaf’ler eksen yönünde, yuvarlak MLC leaf ucu şekli, sürücü vidası oyuğu (drive screw cutout) ve leaf gövde kalınlığı, leaf’ten geçen ışın izleme yoluyla modellenir.



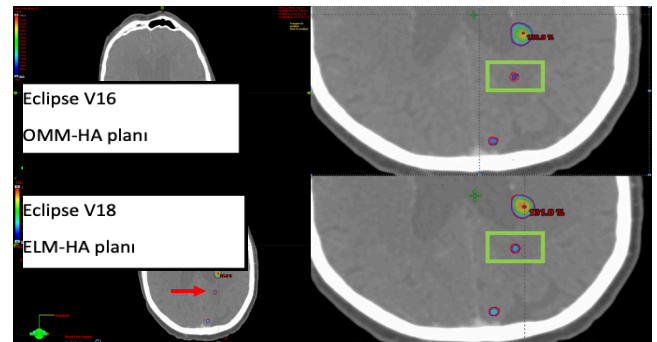
Şekil 1.b. Geliştirilmiş leaf modelinin (ELM) görsel örneği

Ayrıca, Tr, sürücü vidası kesimi olan merkezi leaf alanının altında ışın ekseninde ölçülen transmisyon olarak belirtilmiştir (Şekil 1.b). Ancak leaf içi ve leafler arası transmisyon üzerinden ortalaması alınmıştır. MLC’nin diğer tüm bölgelerindeki transmisyon, bu değere göre modellenmiştir. Leaf yönüne dik olan eksen dışı pozisyonlarda, MLC leaf içindeki artan yol uzunluğu nedeniyle (ışın diverjansı) transmisyondaki azalma artık hesaba katılmıştır. Farklı leaf bölgelerine (örneğin, HD-MLC’nin 2.5 ile 5 mm yaprakları) leafler daha geniş olduğunda leafler arası sızıntının azalan katkısını hesaba katmak için farklı genel transmisyon değerleri atanmıştır. Tr, MLC’nin tipine ve tedavi ışının enerjisine bağlıdır. DLG parametresi artık mekanik

kalibrasyonu temsil eder ve yuvarlak leaf ucunun etkisini içermez. Mekanik kalibrasyonlar tedavi üniteleri arasında hala farklılık gösterebileceğinden, bu hala tedavi ünitesine özgü bir parametredir.

Çalışmamıza geri dönecek olursak, çalışmaya ortalama 15 lezyonu (aralık: 10-23) bulunan çoklu beyin metastazına sahip 10 hasta dahil edilmiştir. Doz hesaplamalarının yüksek hassasiyet ile gerçekleştirilebilmesi için alınan 1 mm’lik kesit kalınlığına sahip bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri, manyetik rezonans görüntüleri (MRG) ile register edilmiştir. Kesin hedef tanımlaması, Eclipse TPS’de bir radyasyon onkoloğu tarafından gerçekleştirilmiştir. 10 mm’den büyük lezyonlar için tümör hacmi (GTV), planlama hedef hacmi (PTV) olarak kabul edilmiş ve daha küçük lezyonlar için GTV’ye 1 mm marj verilerek PTV oluşturulmuştur. Hedef yapıların %98’ini kapsayacak şekilde 3 fraksiyonda toplam 27 Gy doz verilmesi planlanmıştır. Eclipse V16.1’de oluşturulan ilk OMM-HA planları, ELM ile Eclipse V18 (Demo versiyon olarak kullanıldı) kullanılarak yeniden optimize edilmiş ve yeniden hesaplanmıştır. Optimizasyon algoritması olarak versiyona ait PO (Photon Optimizer, V16.1, V18) ve doz hesaplama algoritması olarak yine Acuros (V16.1, V18) kullanılmıştır. Optimizasyon sırasında “Jaw Tracking” özelliği aktif olarak seçilmiştir. Hedef hacim konformite indeksi (CI), gradyan indeksi (GI), homojenite indeksi (HI) ve risk altındaki organ (OAR) koruması dahil olmak üzere dozimetrik parametreler, ayrıca tedavi süresinin değerlendirilmesi için toplam monitör unit’ler karşılaştırılmıştır.

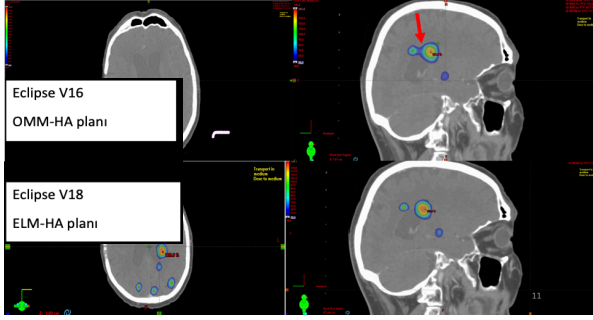
ELM-HA planları, Eclipse V16.1 ile karşılaştırıldığında, CI ($p=0.005$), GI ($p=0.005$) ve HI ($p=0.005$) açısından anlamlı bir iyileşme sağladığı ve PTV kapsama alanı ile doz düşüşünde iyileşme gösterdiği görülmüştür. Sonuçlarımız bize, küçük hedefler için daha iyi tanımlanan doz kapsama alanı (%98) olduğunu göstermiştir. (Şekil 2.a)



Şekil 2.a. Şekil 2.2. OMM-HA ve ELM-HA planlarının %98’lik izodoz karşılaştırması

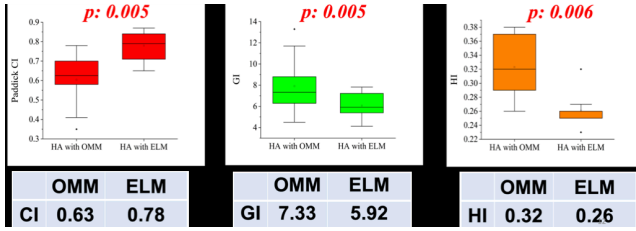
BİLİM KÖŞESİ

Buna ek olarak, ELM-HA planlarının yakın hedefler için %50 izodoz seviyesinde iyileştirilmiş dose-bridging'i yapabildiğini göstermiştir (Şekil 2.b)



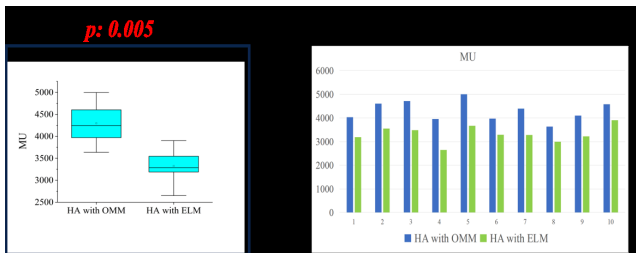
Şekil 2.b. OMM-HA ve ELM-HA planlarının %50'lik izodoz karşılaştırması

ELM ile genel olarak iyileşmiş konformite indeksi, doz düşüşü (gradyan indeksi) ve hedef doz homojenliği (homojenite indeksi) istatistiksel karşılaştırılması aşağıdaki grafiklerde verilmiştir.



Şekil 2.c. PTV için CI, GI ve HI analizi

Kritik organ dozlarında, ELM ile sağlıklı beyin dokusunun 12 Gy hacminde ($p=0.508$) anlamlı bir değişiklik olmamışken, 20 Gy hacminde ($p=0.018$) istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır. ELM kullanılan planlarda maksimum beyin ($p=0.005$) ve kiazma ($p=0.022$) dozlarının yanı sıra, beyin ortalama dozları ($p=0.008$) önemli ölçüde daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Beyin sapı maksimum ($p=0.878$) ve ortalama ($p=0.074$) dozları etkilenmemiştir. En çarpıcı sonuç, OMM HA planlaması ile ELM HA planlaması karşılaştırıldığında toplam MU sayısının %30 oranında azalmasıdır. Aşağıdaki grafikte planlanan her hastanın almış olduğu MU değerleri verilmiştir.



Şekil 2.d. OMM-HA ve ELM-HA planlarının kutu grafiği ve MU değerleri

Biomalzeme Medikal Radyoterapi Ürünleri

Biomalzeme Sağlık Tic.Ltd.Şti. olarak kurulan firmamız, radyoterapi sarf malzemelerinin imalatı ve satışına Ankara İvedik organize sanayide başlamıştır. İhtisaslaştığı radyoterapi sarf malzemelerinin üretiminde ve satışına devam eden firmamız, hizmette dürüstlük, süreklilik, kamu menfaatlerini korumak ve insan haklarına saygılı olmayı temel ilke edinmiştir.

Biomalzeme; hızla gelişen sağlık sektöründe, Uzun vadeli, kalıcı, müşteri memnuniyetini esas alan, profesyonellik ve kaliteden ödün vermeyen Güvenilir, Yenilikçi, Sorumlu bir anlayışla alanında lider firma olmayı hedefleyen bir misyona sahiptir.

Firmamız satın alma, pazarlama, satış sonrası hizmetler alanlarında organize olmuş uzman kadrosu ve her geçen gün yeni teknolojik makine parkurunu artırarak Radyoterapi alanında, kamu ve özel sağlık kuruluşlarının artan hizmet beklentilerinin iyileştirilmesi ve mükemmelleştirilmesi için durmaksızın çalışmayı vazife saymaktadır.



İletişim: Bio Malzeme Medikal İvedik Organize Sanayi 1480. Cadde No:7 Yenimahalle Ankara TÜRKİYE

Tel: 0312 394 10 97 Faks: 0312 394 10 98

www.biomalzeme.com.tr

Email: info@biomalzeme.com.tr

BİLİM KÖŞESİ

AAPM Task Grup Raporu 305:

Radyografide Tedarikçiden Bağımsız Atık Analizi Standardizasyonu için Kılavuz

Dr. Yelda ELÇİM

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLTANE TIP FAKÜLTESİ-ANKARA

Received: 30 August 2022 | Revised: 19 January 2023 | Accepted: 2 February 2023

DOI: 10.1002/ame2.13938

AAPM REPORTS & DOCUMENTS

JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS

AAPM task group report 305: Guidance for standardization of vendor-neutral reject analysis in radiography

Kevin Little¹ | Ingrid Reiser² | Bruce Appar³ | Poonam Dalal⁴ | Jaydev Dave⁵ | Ryan Fisher⁶ | Katie Hulme⁷ | Mary Ellen Jafari⁸ | Emily Marshall⁹ | Stephen Meyer¹⁰ | Quentin Moore¹¹ | Nicole Murphy¹² | Thomas Nishino¹³ | Katelyn Nye¹⁴ | Kevin O'Donnell¹⁵ | John Sabol¹⁶ | Adrian Sanchez¹⁷ | William Sensakovic¹⁸ | Lawrence Tarbox¹⁹ | Robert Uzenoff¹⁷ | Alisa Walz-Flannigan¹⁸ | Charles Willis¹³ | Jie Zhang¹⁹

Özet

Atık; tanı için radyoloğun değerlendirmesine gönderilmeyen ve hastaya gereksiz radyasyon verilmesine neden olan bir hasta radyografisidir. Atık Oranı (AO) analizi, diagnostik radyografi kalite kontrol (QC) programının ayrılmaz bir parçası olarak kabul edilir. Çok yüksek ya da çok düşük AO, kalite kontrolde sistemik departman eksikliklerine işaret edebilir. Standardizasyon eksikliğinden dolayı farklı üretici firmaların radyografi sistemleri arasında atık veriler genellikle kıyaslanamaz. Bu raporun amacı, kapsamlı bir Atık analizi yapmak için gerekli olan veri unsurlarının standartlaştırılmasına yardımcı olarak, etkili ve kapsamlı bir Atık Oranı izleme programı sağlamaktır.

Giriş

Diagnostik radyolojide x-ışınları kullanılarak elde edilen bazı görüntülerin, çeşitli kriterlerden dolayı değerlendirme amaçlı kullanılmaması klinik akışta karşılaşılabilen bir durumdur. Radyografide, tanı amaçlı hastanın anatomik bölgesinin radyasyona maruz bırakılmasına rağmen radyoloğa değerlendirme amaçlı bir görüntü üretmeyen grafilere Atık Radyografiler denir ve Atık Radyografiler gereksiz hasta dozuna sebep olur. Ekran filmi radyografisinde, Atık radyografinin tanımı aynı zamanda boşa harcanan filmleri ve kalite kontrol görüntüleri gibi hasta dışı görüntülemeleri de içermektedir; ancak bu rapor, Amerikan Tıp Fizikçileri Birliği (AAPM) Rapor 15 ile yalnızca tanı için kullanılmayan hasta görüntülerini dikkate almaktadır.

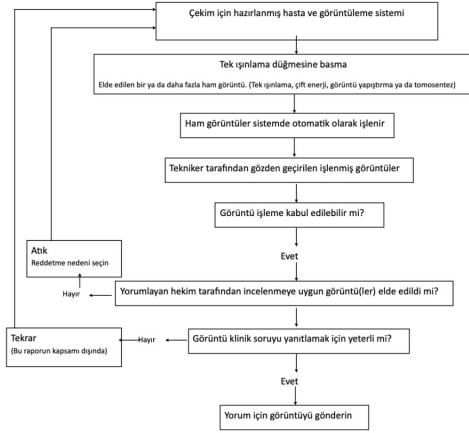
Tekrarlanan radyografiler, belirli bir tetkik ya da görüntü için beklenen görüntü sayısını aşan radyog-

rafilerdir. Atıkların aksine, tekrarlanan radyografiler resim arşivleme ve iletişim sistemi (PACS) gibi uzun süreli depolamaya gönderilir ve bir radyolog tarafından incelenir. Örneğin; hastanın akciğer alanının dektör panelinden daha büyük olmasıyla, tüm akciğeri elde etmek için iki radyografiye ihtiyaç duyulabilir. Bu gibi durumlarda, radyologlar görüntüleri Atık yapabilir. Bununla birlikte tekrar sayısını standart anatomik görüntünün yetersiz olduğu belirli durumlarla sınırlamak için açık protokoller bulunmalıdır. Radyoloji teknikleri kendi bölümleri tarafından belirlenen bu protokol ve standartlara uymalıdır, görüntülerin tekrarlanma nedenlerini doğru bir şekilde tanımlamalı ve belgelemelidir. Şekil 1, Atık ve tekrarlara yol açabilecek kararlar da dahil olmak üzere, bir radyoloji teknikerinin görüntü elde etmek için atması gereken adımları özetlemektedir.

AO analizi, radyografik QA programının ayrılmaz bir parçası olarak kabul edilir. Radyografide hasta doz genellikle az da olsa, AAPM'e göre "İyonlaştırıcı radyasyon içeren görüntüleme prosedürleri klinik olarak gerekli olduğunda kullanılmalı ve en düşük radyasyon dozu kullanılarak gerçekleştirilmelidir". Çok yüksek ya da çok düşük Atık oranları, QA mekanizmalarında sistemik departman eksikliklerine işaret edebilir. Çeşitli topluluklar tarafından önerilen Atık oranı hedeflerinde öncelikli farklılıklar vardır. Radyasyon Kontrol Programı Direktörleri Konferansı (CRCPD) atık oranını %5-%7 aralığını önerirken, AAPM Rapor 151 ise üst eşik %10 ve alt eşik %5 olmak üzere, %8'lik bir hedef önermektedir. AAPM Rapor 151 tarafından önerilen bu hedef değer, yayınlanmış Atık oranı analizleri göz önüne alındığında daha gerçekçidir. Pediatri klinikleri için AAPM Rapor 151; üst eşik %7 olmak üzere, %5'lik bir hedef önermektedir.

AAPM Rapor 151'de açıklandığı gibi, Atık analizi radyografik kalite kontrolün öncelikli bir yönüdür. AAPM Raporu 151 tavsiyelerinin uygulanmasındaki deneyim, gerekli ek bilgilerin, veri standardizasyonunun ve bir veri akışı uygulama çerçevesinin, ret analizini daha verimli ve yararlı bir faaliyet haline getirme konusunda oldukça faydalı olacağını göstermektedir.

BİLİM KÖŞESİ



Şekil 1. Radyografik görüntüleme yapan radyoloji teknikeri tarafından alınan genel eylemler ve kararlar

Radyoloji Kliniğinde Atık İş Akışı

Atık iş akışı; hem görüntülerin yorumlanması için önce radyoloji teknikeri tarafından yürütülen ileriye dönük kalite güvencesini hem de görüntülerin geriye dönük analizini içerir.

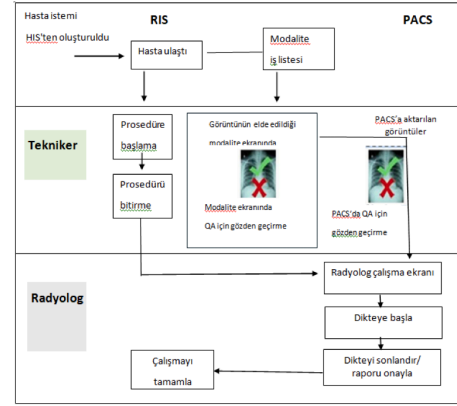
Bir radyografiyi görüntü kalitesi açısından değerlendirirken göz önünde bulundurulması gereken faktörler;

- ilgili anatominin görüntü içinde olduğundan,
- uygun merkezleme, kolimasyon ve vücut bölgesi oryantasyonunun (AP, PA, R, L gibi) kullanıldığından,
- görüntüde artefaktların olmadığından,
- görüntünün genel olarak yorumlama için uygun olduğundan emin olmayı içermekle birlikte
- kurşun işaretleyiciler ya da cilt işaretleyiciler gibi ilave açıklamalar ve yerleşim doğruluklarının da belirlenmesi gerekir.

Bu faktörler görüntüleri elde eden radyoloji teknikeri tarafından çekim iş istasyonunda değerlendirilir. Tipik bir klinik iş akışı Şekil 2’ de gösterilmektedir.

Atık analizinde kullanılmak üzere her girdiye bir öncelik puanı (priority) verilir. Bir (1) öncelik puanı; herhangi bir radyoloji teknikerinin ya da radyografi sisteminin, temel Atık oranını hesaplayabilmesi için vazgeçilmez unsurları belirtir. İki (2) öncelik puanı; tetkik türüne göre Atık oranlarının incelenmesi gibi analizler için gerekli olan unsurları tanımlar. Bu tür bilgiler, çalışma türlerinin belirlenmesini sağlar. Üç (3)

öncelik puanı; Atık analizine oldukça benzeyen kalite faaliyetleri kapsamındaki maruziyet endeksi ve protokol optimizasyonunu da barındıran detaylı incelemeler için gerekli unsurları içerir. Üretici firmalar her zaman önceliğe bakılmaksızın tüm veri unsurları için veri sağlamalıdır.



Şekil 2. Bir radyoloji kliniğinde tipik bir radyoloji bilgi sistemi (RIS) odaklı iş akışını göstermektedir.

İş isteği hastane bilgi sisteminde (HIS) oluşturulduktan ve RIS'e gönderildikten sonra, tekniker kesikli oklarla gösterildiği gibi prosedürü başlatır ve bitirir. Görüntüler genellikle görüntüleri alan tekniker tarafından görüntü kalitesi açısından görüntü alma iş istasyonunda incelenir ve yorumlama için “kabul edilemez” bulunan görüntüler ‘Atık’ kabul edilir ve görüntü arşivleme ve iletişim sistemine (PACS) gönderilmez. RIS’de prosedür sonlandırılmadan önce “QA Review” aşaması sırasında PACS’de ek teknik öğeler değerlendirilebilir. PACS süper kullanıcıları “QA Review” sırasında görüntüleri PACS’tan silme yeteneğine sahiptir. Radyoloğun bu iş akışında görüntü QA inceleme süreci hakkında hiçbir bilgisi ya da girdisi yoktur.

1. Atık Analizi için Temel Unsurlar

1.1. Veri İncelemesi

Tablo 1 ve 2’de aşağıdaki durumlarda gereken bilgiler listelenmiştir ve sırasıyla tüm kabuller ve Atıklar için kaydedilecektir.

Tablo 1. Atık analizi için gerekli veri unsurları. Her sistemde; kaynak-dedektör mesafesi [SID] ya da doz alanı çarpımı [DAP] gibi tüm veriler mevcut olmasa da, var olan öğeler analize dahil edilmelidir. Koyu harflerle yazılmış veriler PHI’dir ya da diğer bilgilerle birleştirildiğinde hastanın tanımlanmasına olanak sağlayabilir. Öncelik puanları, belirli bir veri tarafından etkinleştirilen Atık analizi türünü gösterir: (1) Genel Atık Oranı. (2) Detaylı analiz. (3) Protokol optimizasyonu dahil derinlemesine analiz.

BİLİM KÖŞESİ

TABLE 1 Data elements required for reject analysis. While not all data elements are available on every system (e.g., source-to-detector distance [SID] or dose area product [DAP]), elements should be included in analysis when available. Data elements in bold-face are PHI or may allow for patient identification when combined with other information. Priority scores indicate the type of reject analysis enabled by a given data element: (1) Overall reject rate, (2) Detailed analysis, (3) In-depth analysis including protocol optimization.

Data field	Priority	DICOM Tag	Comments
System identifier (e.g., station name or device serial number)	1	Station name: (0008,1010) Device serial number: (0018,1000)	Identifies the x-ray unit that was used to acquire the radiograph.
Operator/technologist	1	(0008,1070)	May be automatically included in the DICOM key object selection (KOS).
Acquisition date and time	1	(0008,0022) & (0008,0032)	
Processing date and time	3	(0008,0023) & (0008,0033)	
Patient MRN	2	(0010,0020)	
Accession number	2	(0008,0050)	
Anatomy	2	(0008,2218); (0018,0015)	
Protocol identification	2	(0008,1032); (0040,0275)	
View	2	(0018,5101); (0054,0220), (0054,0410)	
Patient size selection	2	Manufacturer specific	Selection in the imaging protocol, rather than actual patient size.
Acquisition type	1		Identifies whether an acquisition is a single acquisition or part of a multi-acquisition resulting from a single exposure button press, such as dual energy, image pasting, or tomosynthesis.
Irradiation event (exposure button press) unique ID	1	(0008,3010)	Unique identification of all acquisitions resulting from a single continuous actuation of the exposure button.
kVp	3	(0018,0060)	Can help determine if an acquisition was rejected based on technique, and/or whether technique was changed subsequently.
μAs	3	(0018,1153)	mAs (0018,1152) does not have sufficient precision.
Exposure time	3	(0018,1150)	
mA	3	(0018,1151)	
Filter	3	(0018,1160), (0018,7050), (0018,7052), (0018,7054)	These specify filter thickness, filter type, whether or not a filter exists.
Grid use	3	(0018,1166)	
Source-to-detector distance (SID)	3	(0018,1110)	
Receptor: Wall stand/Table/Free Detector	3		No consistent DICOM tag.
AEC status/cell location/density or speed	3	(0018,7060), (0018,7062)	
EI ^{23,24}	3	(0018,1411)	
Target EI	3	(0018,1412)	
DI	3	(0018,1413)	
Detector identifier (S/N)	3	(0018,700A)	
Collimation	3	(0018,1700), (0018,1702), (0018,1704), (0018,1706), (0018,1708), (0018,1720)	To specify collimation, the value of 0018,1700 (collimator shape) determines whether 1720 or 1702–1708 are needed.
Dose area product (DAP)	3	(0008,115E)	
Image processing parameters	3	Manufacturer specific	

TABLE 2 Information required for rejected acquisitions, in addition to the information listed in Table 1. Data fields in bold-face are protected health information (PHI). A compressed thumbnail image is PHI if it contains identifiable information.

Data field	Priority
Identification as a reject	1
Reject Reason—broad category	2
Reject Reason—detailed	2

Tablo 2. Tablo 1’de listelenen bilgilere ek olarak Atık istekler için gerekli bilgiler. Koyu harflerle yazılmış veri alanları korunan sağlık bilgileridir (PHI). Sıkıştırılmış küçük bir görüntü, tanımlanabilir bilgiler içeriyorsa PHI’dir.

Görüntü işleme parametreleri, düşük görüntü kalitesinin teknik faktörlerden veya pozisyonlandırmadan ziyade görüntü işlemeden kaynaklandığı durumlarda potansiyel olarak değerli bilgiler sağlayabilir. Görüntü işleme ayarları genellikle DICOM başlık bilgilere dahil edilir, ancak genellikle yalnızca satıcı tarafından çözülebilen kamuya açık olmayan (ör. özel) veri öğelerinde bulunur. İşleme bilgilerinin varlığı, örneğin uygulama uzmanı tarafından protokole yanlış görüntü işleme parametrelerinin yerleştirilebileceği ya da radyoloji teknikeri tarafından yanlış seçilebileceği örneklerin ortaya çıkarılmasına yardımcı olabilir.

1.2 Teknikerin Tanımlanması

Ekran-film çağında, çalışanların cezai işlem korkusuyla Atık filmleri sakladıkları ya da kaldırdıklarına dair anekdot niteliğindeki raporlar nedeniyle teknikerleri tanımlamaktan vazgeçilmiştir. Günümüzde, hedefe yönelik eğitim oluşturmak ve kişisel performansın be-

lirlenmesini sağlamak için teknikere özgü Atık oranları izlenmelidir. Alashban ve ark., teknikerler arasında Atık oranında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmuşlar ve bunun eğitim ve klinik deneyimdeki farklılıklardan kaynaklanabileceğini varsaymışlardır. Atık oranlarına dayalı cezalandırıcı eylemler tavsiye edilmemektedir ve stajyer ya da personel eğitimi ile ilgili durumlar göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca, kurumsal öğrenme fırsatlarını teşvik etmek amacıyla Atık nedenlerindeki ortak noktaları belirlemek için departman düzeyindeki verileri ve eğilimleri analiz etmek üzere tüm veriler bir araya getirilmelidir.

Teknikerleri tanımlamak için iki temel yöntem vardır; (1) tekniker ile genellikle HIS/RIS üzerinden bir erişim numarası ilişkilendirilmesi ve (2) kullanıcı adının kaydedildiği ya da ışınlanmanın çekildiği anda seçilen operatör üzerinden radyografi sistemine giriş için bir kayıt gerçekleştirmesidir. İkinci yöntemde ortak bir giriş yapıldığında, teknikere ait kimlik bilgileri ve bu bilgiler için DICOM görüntü başlığı ya da sistem günlüğü ile kullanımı mümkün değildir. Teknolojiye özgü Atık oranlarını hesaplamak için bu bilgiler Atık durumuna bakılmaksızın her görüntü alımı için gereklidir. Radyograflerin, radyografiye çeken tekniker ile ilişkilendirilmesi özellikle PHI’nin sistem log dosyalarından çıkarıldığı durumlarda analiz sırasında görüntünün elde edilmesi zordur ve giriş bilgileri kaydedilmemiş olabilir. Prensipte olarak, teknikerlerin öncü işaretleyicileri operatör bilgilerini çıkarmak için de kullanılabilir, ancak bu potansiyel olarak zaman alıcı ve hataya açıktır ve bu nedenle önerilmemektedir.

1.3 Atık Görüntüler

Atık oranlarını hesaplamak için gerçek Atık radyografiye gerek olmasa da, bu görüntülerin varlığı Atık nedenlerini doğrulamak, müdahaleleri tasarlamak ve sorun gidermek için değerli bir araçtır. Atık oranı izlemenin başlangıcında ve izleme boyunca periyodik olarak, belirli bir Atık nedeni için Atık görüntüler gözden geçirilmelidir, çünkü Atık nedeninin doğru olmadığı durumlar da bulunabilir. Atık oranları yüksek olduğunda, Atık işlerin radyoloji teknikerleriyle birlikte, grup halinde ya da bireysel olarak gözden geçirilmesi yararlı olacaktır. Görüntünün Atık olup olmadığını değerlendirmek için bu incelemenin bir radyolog ya da görüntü kalitesi izleme teknikeri tarafından yapılması gerekir.

BİLİM KÖŞESİ

1.4 Atık Nedenleri

Teknikerlerin bir tetkiki 'Atık' kabul etmesi için bir neden olması gerekmektedir. Bu nedenler daha sonra değerlendirilerek; eğitim ve müdahaleyi yönlendirmeye yardımcı olabilir. Kullanıcı tarafından seçilebilen Atık nedenleri uygulanabilir olacak kadar spesifik olmalıdır, ayrıca terminolojide tutarlılık ve yanlış anlamaları azaltmak için teknikerler tarafından kolayca anlaşılabilir bilmelidir.

Atık nedenleri listesi, klinik iş akışını etkilemeyecek hızlı bir seçime izin verecek kadar küçük, ancak belirli müdahalelerin uyarlanması için kullanılmasına izin verecek kadar büyük olmalıdır. Kategoriler arasındaki örtüşme minimum düzeyde olmalı ve net bir seçim yapılmasını teşvik etmelidir. Örneğin, mevcut DICOM "Kalite Nedenleriyle Atık"; "Görüntü Artefaktları" ve "Dedektör Artefaktları" olmak üzere iki neden kodu içerir, ancak ikisi arasındaki farklar her zaman açık değildir ve doğru bir tanımlama ile servis mühendisi ya da bir medikal fizikçi tarafından sistem analizi gerektirebilir. Bu Task Grubu, Tablo 3'te Atık sınıflandırması için standart bir terminoloji önermiştir ve bu terminoloji aşağıdaki gibi diagnostik olmaktan ziyade tanımlayıcıdır.

Atık nedenleri	Detaylı kategori (önerilen varsayımlar: değerlendirilebilir olması)	Örnekler (kapsamı değil)
1. Hasta pozisyonlama	1. Rotasyon/Açılı 2. Anatomik kesim 3. Hasta oryantasyonu (AP, Lat, vb.)	• Yanlış anatomik rotasyon; yanlış tip için; (ya da dış rotasyon) • Güreli anatomik değerlendirilmemiş, kolimasyon nedeniyle kesilmiş anatomik görüntü; dedektör-tip hizalaması; sabitleme cihazı görünmüyor. • Ayakta veya sırtüstü; sol lateral ya da sağ lateral; ağırlık taşıma veya ağırlık taşınamama.
2. Hasta hareketi	1. İstemi 2. İstemiz	• Hastanın ıslama boyunca hareket etti; nefes alma talimatlarını takip etmedi. • Hastanın hareket etmesini veya solunum talimatlarına uymasını engelleyen bir durumu var. Talimatları takip edemeyen pedatrik hastalar da dahil edilebilir.
3. Artefaktlar	1. Bilinen obje 2. Grid çizgileri ya da benzer artefaktlar 3. Homojen olmayan ya da defekt görüntü	• Hasta diğmeleri, takılar vb. gibi bilinen nesneler; O2 hattı; pozisyonlandırma cihazı; yanlış yerleşim. • Elektromanyetik girişim artefaktları; diü plüsterler veya diğer gibi dedektör artefaktları; tene (iğne deliği) gibi tip artefaktlar.
4. Görüntü kontrastı ya da Görüntü (noise)	1. Uygun olmayan görüntü kontrastı 2. Kabul edilmeyen noise/ düşük ıslama 3. Saturasyon / yüksek ıslama 4. Grid kullanımı hatası	• Yanlış kVp seçimi; optimize edilmemiş görüntü işleme; Röntgen tekniği faktörleri. • X ışını tekniği faktörleri; optimize edilmemiş görüntü işleme. Piksel kesimi. • Gridin kullanılması ya da hatasız kullanılması; yanlış X ışını tipi -- dedektör mesafesi (SID).
5. Doğru olmayan seçimler (protokol, dedektör)	5.1 Doğru olmayan protokol seçimi 5.2 Dedektör doğru seçilmemiş veya başlatılmamış	• Protokol seçim hatası (anatomik, görünüm) Yanlış dedektör seçimi; hiçbir dedektör seçilmedi; Bucky dedektörü başlatılacak kadar içeri itilmedi.
6. Yanlış vücut bölümü ya da hasta kismi	1. Görüntülene vücut bölümü istenileni eşleştirmiyor. 2. Görüntülenen hasta kismi eşleştirmiyor.	• Vücutun bir kısmı veya hasta istenileni eşleştirmedikçe, bu potansiyel bir tıbbi hata işlemi olabilir. İdeal durumda bunlar yine de incelenmek üzere gönderilir ve reddedilmez.
7. Cihaz durumu	İslama boyunca arızalanan cihaz	• Güç kaynağı arızası; beklenmeyen dedektör bağlantısının kesilmesi; diğer beklenmeyen mekanik veya yazılım arızaları.
8. Uygulayıcı kaynaklı		• Besleme tüpleri gibi cihazları pozisyonlandırırken tekrarlanan görüntüleme; Doktorun hastanın pozisyonunu nedeniyle atık olan görüntüler.
9. Hasta ıslaması/test yok		Kalite kontrol görüntüleri; ıslama ıslamaları; hastayı ıslamak üzere edilen görüntüler; hasta dışı arızalar (mumyalar, kadvatör vb.).

1.5. Atık Nedenlerini Sınıflandırmak için Önerilen Şema

Tablo 3'te verildiği gibi iki seviyeli bir Atık nedeni şeması önerilmektedir. İlk seviye standartlaştırılmış kabaca Atık nedenlerinin kategorize edilmesidir. İkinci seviyede kurum tarafından ihtiyaçlara göre özelleştirilebilecek nedenler belirlenerek, daha detaylı Atık nedenleri etkinleştirilebilir.

2. Atık Oranı Hesaplaması

Atık oranı (RR: Reject Rate), ıslama düğmesine basma başına hesaplanmalıdır;

$$RR = N_{rej} / N_{tot}$$

Nrej diagnostik bir görüntü ile sonuçlanmayan ıslama düğmesine basma sayısı ve Ntot toplam ıslama düğmesine basma sayısıdır.

Tek ıslamalı çekimler için, ıslama düğmesine basılanların sayısı çekilen görüntülerin sayısına eşittir. Ancak çoklu çekimler için sistem, tek bir ıslama düğmesine basıldığında birden fazla röntgen çekimi elde edebilir. Çekilen grafinin türüne bağlı olarak bu, her basışta iki röntgen çekimi (çift enerji), üç ila beş röntgen çekimi (görüntü yapıştırma) ya da düzinelerce x-ışını maruziyeti (tomosentez) olabilir. Uygulayıcı tarafından yönlendirilen ve hasta dışı ıslamalar (Tablo 3'te Kategori 8 ve 9) Atık oranı hesaplamasına dahil edilmemelidir.

2.1 Klinik Senaryolar

Klinik rutin görüntüleme işlemleri göz önüne alınarak, aşağıdaki gibi senaryoları göz önünde bulundurmalıyız:

Görüntü yapıştırma: Bir klinikte 450'si (%90) tek ıslama ve 50'si (%10) ıslama düğmesine basma başına dört görüntü içeren görüntü yapıştırma olmak üzere 500 ıslama düğmesine basma işlemi gerçekleştirilmiştir. Teknikerler tek ıslama olaylarının 67'sini ve görüntü yapıştırma olaylarının 4'ünü Atık kabul etmiştir. Tek ıslama tetkikleri için Atık oranı (67/450) = %14,9 ve görüntü yapıştırma tetkikleri için (4/50) = %8'dir. Bu tetkikler için birleştirilmiş Atık oranı (67+4) / 500 = %14,2'dir. Bununla birlikte, Atık oranı tek tek görüntülere dayanarak yanlış hesaplanırsa, görüntü yapıştırmanın düşük Atık oranı daha yüksek ağırlıklandırılır ve ortaya çıkan Atık oranı (67 + 4*4) / (450+4*50) = %12.8 olur.

BİLİM KÖŞESİ

Dual enerji: Bir klinikte eşit miktarda dual enerjili posterior-anterior (PA) göğüs kafesi görüntüleme ve tek enerjili lateral (LAT) göğüs kafesi görüntüleme olmak üzere 720 ışınlama yapılmıştır.

Dual enerji: Bir klinikte eşit miktarda dual enerjili posterior-anterior (PA) göğüs kafesi görüntüleme ve tek enerjili lateral (LAT) göğüs kafesi görüntüleme olmak üzere 720 ışınlama yapılmıştır. Teknikerler PA ışınlamaların $27/360 = \%7,5$ 'ini ve LAT ışınlamaların $54/360 = \%15$ 'i Atıktır. Bu göğüs tetkikleri için ortalama Atık oranı $(27 + 54) / 720 = \%11,25$ 'tir. Bununla birlikte, Atık oranı tek tek ham görüntüler üzerinde yanlış hesaplanmış olsaydı, görünen Atık oranı $(27 \times 2 + 54) / (2 \times 360 + 360) = \%10$ olurdu. Benzer şekilde PA görüntüsünü Atık oranı, LAT görüntüsünden daha yüksek olsaydı görüntü tabanlı Atık oranı hesaplaması, ışınlama düğmesine basmaya dayalı gerçek Atık oranına kıyasla yapay olarak yüksek olurdu.

1. Uygulama Seçenekleri

3.1.Sistem Tarafından Oluşturulan Log Dosyaları

Mevcut birçok radyografi sistemi, sistem log dosyaları oluşturma ve dışa aktarma yeteneğine sahiptir, ancak bu işlevsellik bir maliyetle birlikte bir eklenti seçeneği olarak gelir. Neredeyse her üretici firma (tedarikçi) bu tür raporlar sunsa da standart bir format yoktur ve sağlanan bilgilerin özellikleri değişebilir.

Bugüne kadar, tedarikçilerin ışınlama ve Atık raporlarını nasıl uyguladıklarına dair ya tek bir dosya olarak ya da ayrı ışınlama ve Atık raporları olarak iki geniş kategori bulunmaktadır. Elde edilen bilgilerin tek bir log dosyasında sunulmasını öneriyoruz. İkinci kategori, iki ayrı rapordan oluşmaktadır burada sadece mevcut raporların eksiksiz olması için açıklanmıştır ve tavsiye edilmemektedir.

3.1.1.Log dosyalarının anonimleştirilmesi

Log dosyalarının anonimleştirilmesi önerilmez.

3.1.2.Log dosyalarının eksiklikleri

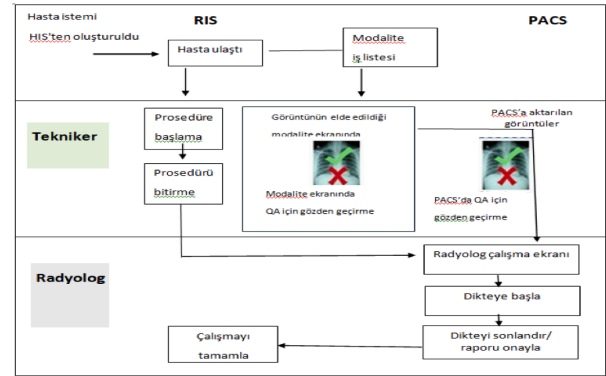
Bu Task Grup; satıcıların güvenli veri toplamayı ve büyük sağlık kuruluşlarında uygulamayı kolaylaştırmak için ışınlama log dosyalarını düzenli aralıklarla otomatik olarak uzak bir sunucuya aktarma yeteneğine sahip sistemlerin sağlamasını önermektedir.

3.2. DICOM Yöntemi

Radyolojide verileri aktarmak için kullanılan yön-

temlerden olan DICOM ya da DICOMweb'i kullanarak radyografi sistemlerinden Atık verileri merkezi bir konuma taşımak avantajlı olacaktır. DICOM radyolojide her yerde bulunur ve DICOM veri öğelerini yönlendirme/saklama yöntemleri her radyoloji departmanında iyi bir şekilde oluşturulmuştur.

DICOM kullanmanın bir avantajı da; bir sağlık merkezinde genelde Atık bilgilerin hızlı bir şekilde ve manuel toplamaya gerek kalmadan, Atık/Kabul gün-lüklerini merkezi bir konuma göndermesidir. Atık verilere ek olarak radyografiler, Atık görüntülerin kendileri QA amacıyla gözden geçirilmek üzere kolayca saklanabilir. Atık bilgilerin varlığı (yani Atık görüntüler) ve herhangi bir radyoloğun iş istasyonundan Atık gerçek görüntüler radyoloğun daha fazla QA sürecine katılıma izin verecektir. Şekil 3.



Şekil 3. Önerilen DICOM uygulaması, radyologların görüntü kalite kontrol (QA) sürecine doğrudan katılımını sağlayacaktır. PACS; resim arşivleme ve iletişim sistemi, RIS; radyoloji bilgi sistemi.

4.Önerilenlerin Özeti

Atık oranları tek tek görüntü sayılarına göre değil, x-ışını ışınlama düğmesinin aktivasyon sayısına göre hesaplanmalıdır.

Kabaca Atık nedenleri Tablo 3'teki yapıya göre standartlaştırılmalı ve detaylı olarak Atık gerekçeleri özelleştirilebilir olmalıdır.

- Tablo 1 ve 2'deki tüm unsurlar her bir Kabul ve Atık için raporlanmalıdır.
- Elde edilen ve Atık bilgileri tek bir log dosyasında sağlanmalıdır.
- Tüm radyografi sistemleri, log dosyalarını düzenli aralıklarla otomatik olarak uzak bir sunucuya aktarma özelliğine sahip olmalıdır.
- Önerilen IHE Profilindeki DICOM yöntemi tercih sebebidir, ancak bu durum nihai IHE Profilinin uygulanmasına bağlıdır.

BİLİM KÖŞESİ

BIYODOZİMETRİ

Dr.Müh. Tuğba HACIOSMANOĞLU

SBÜ GEAH RADYOLOJİ KLİNİĞİ-ANKARA

Radyasyon kazalarını araştırırken bireylerin maruz kaldıkları radyasyon dozunun tespiti çok önemlidir. Topluluk halinde veya bireysel olarak radyasyona maruz kalma sonrasında bireylerde absorbe edilen radyasyon dozu; fiziksel veya biyolojik yöntemlerden biri ile yada her ikisiyle tespit edilebilir. Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği (24.03.2000 Resmî Gazete Sayısı: 23999) uyarınca görevi gereği radyasyonla çalışanların fiziksel dozimetri çeşidi olan tüm vücut Termoluminesans(OSL,cep veya yüzük)dozimetrelerden birini taşımaları zorunludur. Ayrıca yine bu yönetmelik doğrultusunda yapılan işin niteliğine uygun koruyucu giysi ve teçhizat kullanılmalıdır. Fakat fiziksel dozimetrenin vücut üzerindeki konumu nedeni ile ölçümde yetersiz kalması, büyük kitlelerin zarar gördüğü toplumsal radyasyon kazalarında kişilerde fiziksel dozimetrenin bulunamaması ve biyolojik çeşitlilik nedeniyle kişilerin radyasyon hassasiyetinin farklı olması biyolojik dozimetriye ihtiyacı artırmış, fiziksel ölçümlerin biyolojik ölçümlerle desteklenmesi ihtiyacı doğmuştur. Endüstriyel ortamlarda, nükleer enerji endüstrisinde, hastanelerde, araştırma enstitülerinde radyasyonla çalışan kişiler yönetmek uyarınca fiziksel dozimetre taşıyıcılar da kullanılmadığında bazen kötü niyetli olarak ışınlatabilir. Radyasyon çalışanları fiziksel dozimetrelerini taşımayı unutabilir. Ayrıca dozimetresiz kişiler de radyasyona maruz kalabilirler. Biyolojik dozimetri bu durumda çözüm sağlar. Geleneksel fiziksel dozimetreye dayanan doz tahminleri, dozimetreler veya çevresel izleme cihazları aracılığıyla yapılan doğrudan ölçüm; olayın bilinen özelliklerine ve kişinin kaynağa olan uzaklığına ve radyasyonun süresine göre muhtemel dozun hesaplanmasına bağlıdır. Gerçekleşen biyolojik etkiler de radyasyonun türüne, radyasyon miktarına, biyolojik dokunun maruz kaldığı sürenin uzunluğuna ve radyasyona maruz kalma sıklığına (tek veya seri maruz kalma) bağlı olarak değişeceğinden, radyasyona maruz kalma olayları birbirinden farklı olarak değerlendirilmelidir. Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) radyasyon kazası durumlarında, fiziksel dozimetri ile birlikte biyolojik dozimetrenin de absorbe edilmiş dozun belirlenmesinde bağımsız olarak kullanılmasını önermiştir.

Biyodozimetri; İnsan dokularının iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmasını gösteren fizyolojik, kimyasal veya biyolojik belirteçlerin, bireylere veya po-

pülasyonlara yönelik dozların yeniden oluşturulması amacıyla kullanılmasıdır. Olası radyolojik veya nükleer olay tehdidi düşünüldüğünde, büyük ölçekli nüfusun radyasyon maruziyetinin değerlendirilmesi için yeni tıbbi önlemlerin modellenmesine ve geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Radyasyon biyodozimetrisi alanı, toplu tarama ortamında uygulanabilecek bilinmeyen radyasyona maruz kalma seviyelerini ölçmek için yeni metotlar belirlenerek geliştirilmiş bir alandır.

İdeal bir biyolojik dozimetre işlemi;

- .Radyasyon türüne özel seçilmiş
- .Düşük arkaplan değinde hesaplanmış
- .İnsan çeşitliliği az olan
- .Doz stabilitesi olan
- .Kolay numune alınabilen
- .Hızlı sonuç ve düşük maliyet isteyen özellikte olmalıdır

Genomik, proteomik, metabolomik, transkriptomik ve elektron paramanyetik rezonans (EPR) uygulamaları alanlarındaki yeni araştırmalar, çeşitli biyolojik numune materyallerinden radyasyon hasarına ilişkin yeni biyolojik göstergeler elde edilmesini sağlamıştır.

Radyasyon hasarının niceliği, doğrudan fiziksel bir biyodozimetri yöntemi olan elektron paramanyetik rezonans (EPR) veya sitogenetik gibi dolaylı olarak genomik veya proteomik imzalandaki değişikliklerin analizi gibi vücudun bu hasara verdiği tepkinin ölçülmesiyle tespit edilir. Fiziksel temelli biyodozimetric teknikler, bir kişinin dokularındaki fiziksel değişiklikleri doğrudan ölçerek dozu değerlendirir. Dokularda radyasyona bağlı değişikliklerin sonuçları benzersiz olduğunda veya en azından normalden çok daha büyük bir sıklıkta veya büyüklükte meydana geldiğinde, ölçülen değişikliklerin iyonlaştırıcı radyasyona bağlı olması muhtemeldir. En sık kullanılan fiziksel temelli biyodozimetric teknikler EPR ve OSL'dir. EPR biyodozimetri için kullanıldığında, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalma sonucu hidroksiapatitte (diş minesi ve kemikte bulunur) veya keratinde (tırnaklarda) indüklenen serbest radikallerin miktarını ölçmeyi sağlar. OSL kullanan biyodozimetri, dişler gibi dokulardaki iyonlaştırıcı radyasyondan enerji emilimine verilen tepkiyi ölçer. Bunun aksine, kemik ,mine biyopsisine veya çekilmiş dişlerdeki doz ölçümüne dayanan EPR biyodozimetri yöntemleri, uzun vadeli retrospektif analiz veya küçük kazalarda (veya Çernobil gibi büyük olaylarda) dozun

BİLİM KÖŞESİ

doğrulanması için başarıyla kullanılmıştır. Ancak bu tekniklerin invaziv süreçleri, kalıcı yaralanmaya yol açması ve özel tesisler ve uzmanlık tarafından analiz edilmesi gerekliliği nedeniyle triyaj için kullanımı sınırlıdır. Diş ve tırnakların EPR biyodozimetrisi büyük ölçüde fiziksel temelli yöntemler olduğundan, özellikle büyük ölçekli radyasyon olaylarının ilk triyajı için mümkün kılan potansiyel özelliklere sahiptirler. Dişlerde veya tırnaklarda, dozun tespit edilebilmesini etkileyebilecek büyük fiziksel değişiklikler (örneğin ısıdan dolayı yanma) kolayca görülebilmelidir. Radyasyonun dişler veya tırnaklar üzerindeki ölçülebilir etkisi, maruz kalmanın ardından anında meydana gelir, maruz kalma oranından bağımsızdır ve yalnızca tırnakların ve dişlerin bulunduğu bölgede olsa da kümülatif dozu yansıtır. Doz ölçümleri ARS için ilk triyaj ve değerlendirilmenin uygun olacağı olaydan hemen sonraki süre boyunca yapılabilir. Farklı bölgelerden alınan tırnakların kullanıldığı ölçümler, birden fazla anatomik bölgedeki doz tahminlerini karşılaştırmak için kullanılabilir böylece maruziyetin homojen mi yoksa heterojen mi olduğuna dair kanıt sağlar. Tırnakların EPR dozimetrisi, tutma kaynaklarından parmaklara iletilen dozların belirlenmesinde çok belirleyicidir. EPR dozimetrik ölçümleri, kişi başına 6 dakikadan kısa olacak şekilde, olay yerinde veya yakınında bölgeye yerleştirilen ve kullanılmakta olan cihazlarla yapılabilir.

Genomik; farklı türlere ait genomların tüm yapısal ve işlevsel yönelerini inceleyen bilim dalıdır. Genom; bir organizmanın tam DNA setine verilen isimdir. Genomik, kromozomların dizilmesi tekniklerini uygulayarak, organizmaların genomlarını yani bir organizmadaki genler bütününe inceleyen bir biyoteknoloji alt dalıdır. Genomiğin başlıca amaçlarından biri, canlılardaki DNA dizisinin tamamının belirlenebilmesidir.

Proteomik ; proteinlerin büyük ölçekli bir çalışmasıdır. Proteinler, canlı organizmaların birçok işlevi olan hayati parçalarıdır. Proteomik, çeşitli genom projelerinin genetik bilgilerinden büyük ölçüde yararlanan disiplinler arası bir alandır.

Metabolomik ; Genomik bir hücrenin içindeki DNA ve genetik bilginin çalışması RNA ve mRNA farklılıkları üzerine yapılan çalışmadır; hem genetik hem de çevresel faktörlerden etkilenen, substratların ve metabolizma ürünlerinin incelenmesidir. Genomik ve proteomik “ne olabileceğinin” metabolomik ise “gerçekte ne olduğunun” bilgisini verir.

Transkriptomik; genel bir ifade ile gen tanımının molekül biyolojisi olarak adlandırılır. DNA'nın işlevini

gerçekleştirebilmesi için olan adımlardan biri mRNA şeklinde okunmasıdır ve bu olaya transkripsiyon denir. Bir transkriptom, bir hücrede bulunan tüm gen okumalarının bir koleksiyonunu içerir.

Gray (Gy): Uluslararası birim sistemi (SI) 'nde radyasyon dozu birimidir ve doku birim kütlesi başına absorbe edilen enerjidir. 1 Gy, bir kg maddeye bir joule radyasyon enerjisi verildiğinde absorbe edilen enerji miktarına eşittir. Gy birimi, radyasyonun neden olduğu hasarın miktarını ölçmek için kullanılır. Radyasyon dozu, maruz kalan radyasyonun miktarı ve türüne bağlı olarak değişir ve farklı radyasyon tipleri farklı biyolojik etkilere sahiptir. Gray birimi, radyasyonun insan sağlığı üzerindeki etkisini değerlendirmek için önemli bir ölçüt olarak kabul edilir. Radyasyona maruziyette 1 Gy'nin üzerindeki dozlar için klinisyenler, takip eden hafta ve aylarda belirleyici etkilerin ortaya çıkmasını bekleyebilirler; bu durumlarda doz tahmini, tedaviyi planlamada hekimlere yardımcı olur. Ancak 1 Gy'nin altındaki dozlar için biyodozimetri verileri geç stokastik etkilerin gelişme riski nedeniyle önemlidir. Ayrıca kazara aşırı maruz kalmalar fiziksel ölçüm eksikliğinden kaynaklanmaktadır ve dozu ölçmenin tek yolu biyolojik dozimetridir. İyonlaştırıcı radyasyonların çeşitli biyolojik etkilerinin varlığı iyi bilinmektedir; bunlardan bazıları ölçülebilir ve dolayısıyla radyasyon dozunu tahmin etmek için kullanılabilir. Ancak biyolojik dozimetre yapılırken tekrarlanabilirlik, duyarlılık, düşük doz gibi daha fazla özelliğin hesaba katılması gerekir. Biyolojik dozimetrelerle doz değerlendirmesi, büyük bir standardizasyon ve kalıcı bir güncelleme gerektirir. Özellikle çok sayıda kişinin analiz edilmesi söz konusu olduğunda, ulusal ve uluslararası düzeyde farklı laboratuvarlar arasında iş birliği kurulması önemlidir. Büyük kitlesel kayıplar için uzman kuruluşlar arasında işbirliğine ihtiyaç vardır. İyonize radyasyonun biyolojik hedefi DNA olduğundan, hücresel DNA lezyonlarını analiz eden herhangi bir yöntem, diğer özellikleri de karşıladığında potansiyel olarak biyolojik bir dozimetre olabilir. İyonlaştırıcı radyasyonlar çift ve tek DNA sarmalı kırılmalarına, baz hasarına ve DNA protein çapraz bağlanmalara neden olabilir. Bu hasarlar görünüşte normal ve kromozomlar onarılabilir olsa da iyonlaştırıcı radyasyonların DNA'da neden olduğu birincil lezyon esas olarak çift sarmal kırılmalarıysa, yanlış onarılma veya metafazda gözlenen kromozomal sapmalara neden olacak değişimlerle sonuçlanabilir. İyonize radyasyonun biyolojik etkileri deterministik ve stokastik olarak iki şekilde ortaya çıkar. Deterministik etkiler radyasyona maruz kalındıktan kısa bir süre sonra doza bağlı olarak klinik bulgular ile ortaya çıkar.

BİLİM KÖŞESİ

Bunlar merkezi sinir sistemi (>100 Gy), gastrointestinal (10-100 Gy) ve hematopoietik (2-10 Gy) sendromlardır.

Radyasyonun stokastik etkisi ise hücrenin ölüme yol açmayan ancak genetik yapıda onarılamayan bozukluklara neden olan olaylar olarak ortaya çıkarlar. Kanser etkisi, genetik etkisi ve ömür kısaltıcı etkisi bunlara örnektir. Canlıların genetik özellikleri kromozomlarda taşındığı için radyasyonun kromozomlarda meydana getirdiği zararlı etkiler günümüzde ve gelecekte toplum sağlığı açısından oldukça önemlidir. Radyasyon biyodozimetrisi, toplu tarama ortamında uygulanabilecek bilinmeyen radyasyona maruz kalma seviyesini ölçmekte fayda sağlar. Biyodozimetrisinin prensibi, dozu tahmin etmek ve mümkünse klinik olarak ilgili tepkiyi, yani dozun biyolojik sonuçlarını tahmin etmek veya yansıtmak için iyonlaştırıcı radyasyonun bireyde neden olduğu değişiklikleri kullanmaktır. İdeal olarak, değişiklikler iyonlaştırıcı radyasyona özgü olmalıdır. Yanıt ise bir radyasyon olayından kaynaklanan stres ve travmanın neden olabileceği değişiklikler de dahil olmak üzere, denekler arasındaki önceki tıbbi veya fizyolojik değişikliklerden etkilenmemelidir. Biyodozimetri, Akut Radyasyon Sendromunun (ARS) zaman akışını ve evrelerinin ciddiyetini tahmin etmeye yardımcı olur. Hastanın nerede tedavi edilmesi gerektiği de dahil olmak üzere kısa vadeli triyajı kolaylaştırır. ARS, yüksek dozda radyasyona maruz kalmayı takip eden bir dizi öngörülebilir biyolojik hasar aşamasıdır.

ARS'yi tedavi etmek için gerekli olacak önlemler özellikle akut radyasyona maruz kalmanın uzun vadeli sonuçlarının riskini değerlendirmede çok önemlidir. ARS'nin şiddeti, alınan dozun düzeyine göre belirlenir. Alt sendromlar, ilgili ana biyolojik sistemlere göre karakterize edilir ve hematopoietik, gastrointestinal ve nörovasküler (merkezi sinir sistemi) sendromlar olarak sınıflandırılır. Bu sendromların her biri prodromal, latent, belirgin hastalık ve iyileşme ya da ölüm olmak üzere dört klinik aşamada gözlenmektedir. ARS'nin sağlık üzerindeki etkilerinin karşılaştırması Tablo 1'de yer almaktadır.

Tablo:1 Erken dönem Akut Radyasyon Sendromu (ARS) sırasında Akut Toplam Vücut Radyasyon dozuna maruz kalmanın olası etkileri(6)

Tek seferde ışınlanan vücut dozu	Kusma	Deri eritem	Lenfosit / platelet düşüşü	İshal	Hematopoetik sendrom	Gastrointestinal sendrom	Nörovasküler (MSS) Sendrom	Kütan Sendrom
<2 Gy	>2 saat		1-2 Gy de görülebilir ancak klinik olarak anlamsız		>1 Gy			
2-4 Gy	1-2 saat	*	*	*	*			
4-6 Gy	<1 saat	*	*	*	*			
6-8 Gy	10-30 dk	*	*	*	*	*		
>8 Gy	<10 dk	*	*	*	*	*	*(> 12 Gy)	*(>15 Gy)

Not: Burada sunulan klinik belirti ve semptomlar ARS'nin erken evresi (prodromal evre) ile ilgilidir. Sunulan veriler, radyolojik yaralıların tıbbi tedavisine ilişkin mevcut literatürden elde edilmiştir

*Spesifik sendrom ilgili doz aralığıyla ilişkilidir.

Radyasyona maruz kalan bir bireyin ışınlama oranını tahmin etmek için kullanılan klinik biyodozimetri; kusma sıklığı, lenfosit sayısında azalma ve kromozomal aberasyon analizi ile dozu tahmin etmeyi sağlar. Bulunan doz miktarı hastanın rahatsızlığının seyrini öngörmek, ARS oluşma riskinin var olup olmadığını anlamak ve özellikle hematolojik desteğe ihtiyaç duyup duymayacağını belirlemekte işe yarar. Kusma ve mide bulantısı, kişiler arasında önemli ölçüde değişkenlik gösteren çok kaba göstergelerdir ve radyasyon maruziyetine özel değildir. Kan hücresi sayımları daha niceliksel ancak aynı zamanda kişiler arasında da değişkendir. Lokalize yüksek dozlar (> 3 Gy) ciltte kızarıklığa neden olur. Gözler ışınlama sahasında kaldıysa konjunktivit oluşur. Işınlama sonrası bu değişikliklerin süresi ve büyüklüğü de insanlar arasında farklılık göstermektedir.



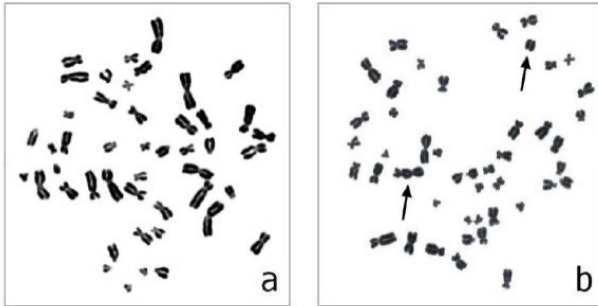
Şekil 1 .Yüksek doz maruziyet sonrası deri reaksiyonları

Radyasyon doz maruziyeti sonrasında görülen mide bulantısı gibi erken klinik belirtiler stres, gıda zehirlenmesi vb. nedenlerden kaynaklanabilir ve yanlışlıkla ışınlama tanısı konabilir. Alternatif olarak bazı kişiler mide bulantısı eşliğinin çok üzerinde dozlar aldıkları halde yine de herhangi bir hastalık yaşamazlar.

BİLİM KÖŞESİ

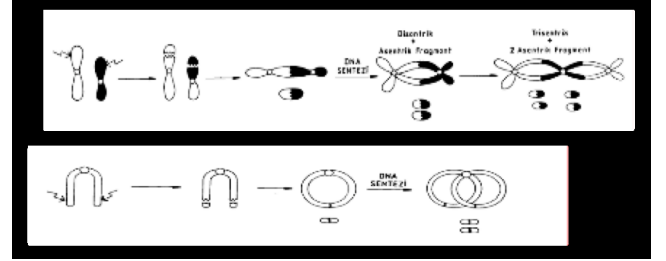
Bu anormallikler, kan lenfositlerinde kromozom anormalliklerinin varlığı veya yokluğu ile çözümlenebilir. Büyük dozlarda tedaviye ihtiyaç duyulursa, doz bilgisi doktorlar için faydalıdır. Düşük dozlarda hastaların danışmanlığa ve özellikle de kansere yakalanma olasılıklarının artması konusunda bilgiye ihtiyaçları vardır. Bu ancak dozun bilinmesiyle mümkündür. Birçok radyasyon olayında insanlar yanlışlıkla ışınlандıklarından şüphelenirler. Sitogenetik çalışmalar genellikle radyasyon dozlarındaki sapmaları tespit eder. Sitogenetik, klinik belirtiler ortaya çıkmadan çok önce yüksek, ancak muhtemelen yalnızca lokalize dozları gösterebilir ve bu nedenle doktorları daha sonra oluşabilecek olası doku yaralanmaları hakkında uyarabilir. Sitogenetik çalışmalara göre lenfositlerdeki disentrikler ve kromozom halkalarının kromozomal anomali sıklığı radyasyon dozu ile direkt ilişkilidir. Sitogenetik çalışmalar biyodozimetri için altın standart olarak kabul edilir. Sistemik ışınlanmadan ilk etkilenecek organlar (hücre yenilemesi daha sık olan) hızlı çoğalan organlardır ve radyasyon hasarlarına karşı en hassas olanlardır. ARS'nin en erken belirtisi sindirim-bağırsak zehirlenmesidir. Bulantı ve kusma yaygın olarak görülür ve alınan doz miktarı ile kusma sıklığı orantılıdır. Hematopoietik sistemin ve özellikle de lenfositlerin radyasyona karşı hassasiyeti biyodozimetrede yaygın olarak kullanılır.

Kromozom Aberasyon Analizi, fiili veya şüphelenilen radyasyona maruz kalma durumlarında biyodozimetri yöntemi olarak kullanılmaktadır. Periferik kan lenfositlerinin kromozom aberasyonu, radyasyona maruz kalmada kullanılan en önemli biyolojik dozimetre yöntemidir. Lenfositlerin seçilmesinin nedeni kan örneğinden kolaylıkla elde edilebilmesi ve vücutta nispeten uzun süre bölünmeden kalabilmesidir. Kromozom Aberasyon analizi, ışınlamanın tüm vücutta az çok aynı olduğu ve kan örneğinin maruziyetten hemen sonra alındığı durumlarda iyi sonuç verir. (Şekil 2)



Şekil 2: a. Normal metafaz hücre b. Disentrik taşıyan ışınlanmış hücre

Kromozom aberasyonlarından disentrik, trisentrik ve sentrik halka oluşumu Şekil 3'de gösterilmiştir.



Şekil 3 A Disentrik ve Trisentrik Kromozom Aberasyonları B Sentrik Halka Kromozom Aberasyonları

İki kromozom arasındaki 'translokasyon' olarak adlandırılan simetrik değişimler de son yıllarda geliştirilen floresan boyama teknikleri (fluorescens in situ hybridisation; FISH) sayesinde biyolojik dozimetri amacıyla kullanılmaktadır.

Radyasyondan korunma prensipleri çerçevesinde dozimetri, bir maddede biriken ya da insanda maruz kalınan radyasyon enerjisini ölçmek için kullanılır. Kişisel doz ölçümü gerçekleştirmek için farklı gereksinimleri olan endüstri, araştırma, ışınlama tesisleri, medikal uygulamalar, nükleer tesislerde farklı amaçlar için farklı dozimetre sistemleri kullanılmaktadır. Kişisel dozimetreler, limitlerin aşılmasında ve maruz kalan doz miktarlarının limitler içerisinde tutulmasını desteklemek amacıyla radyasyon çalışanlarının iyonize radyasyon maruziyet kontrolünü sağlar. Teknik olarak radyasyon dozunu, radyasyona ve doza bağlı olarak belirlemeyi sağlayan çeşitli testler ve merkezlerde biyolojik olarak radyasyona maruz kalma dozunun belirlenmesi işlemleri bu amaçla yürütülmektedir. Bu yazıda, teknik olarak biyodozimetre yöntemleri ve biyodozimetre kullanımı hakkında bilgi verilmiştir.

KAYNAKLAR:

1. Coşkun M, Coşkun M. Biological dosimeter and related developments. Cerrahpaşa J Med 2003; 34: 207-218.
2. IAEA-VIENNA, Biological Dosimetry: Chromosomal Aberration for Dose Assessment. Technical Report. No.260. International Atomic Energy, Vienna, 1986.
3. Rafael Herranz Crespo, Mercedes Moreno Domene, María Jesús Prieto Rodríguez Biodosimetry and assessment of radiation dose. Reports of practical oncology and radiotherapy 16 (2011) 131-137
4. Natarajan AT, Obe G. Molecular mechanisms involved in the production of chromosome aberrations. Utilization of neurospora endonuclease for the study of aberrations production in G2 stage of the cell cycle. Mutat Res 1978;52:137-49.
5. Darroudi F, Natarajan AT, Van der Schans GP, Van Loon AAWM. Biochemical and cytogenetic characterization of Chinese hamster ovary x-ray-sensitive mutant cells xrs. Mutat Res 1989;213:190-7
6. Mary T. Sproull, Kevin A. Camphausen, and Gregory D. Koblenz Biodosimetry: A Future Tool for Medical Management of Radiological Emergencies Health Security Volume 15, Number 6, 2017
7. Esin Başaran Sümer Aras Demet Cansaran-duman Genomik, Proteomik, Metabolomik Kavramlarına Genel Bakış ve Uygulama Alanları. Türk Hijyen ve Deneysel Biyoloji Dgis2010;67(2):85-96
8. https://www.google.com/url?sa=t&rc=t-j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahU-KewjbqseGwKyBAxUL0glHHbl4Ct4QFnoECBkQAQ&url=https%3A%2F%2Fwww-pub-iaea.org%2Fmtdc%2Fpublications%2Fpdl%2Fpdr-biodosimetry%2Flectures%2FModule%25202%2520Basics%2520of%2520Biodosimetry%2520Part%25201.ppt&usq=AOvVaw1CA-CH_pzH6TWOB3npq0MCz&opi=89978449
9. Harold M. Swartz, Benjamin B. Williams, and Ann Barry Flood Overview of the principles and practice of biodosimetry Radiation Environ Biophys. 2014 May; 53(2): 221-232.



'Sağlıkta Kalite'

hedefiyle çıktığımız yolda ilk olmanın sorumluluğu ve gururunu taşımaktayız.



Hakkımızda

KALTEST QA, Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazları için T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından TS EN ISO/IEC 17020 standartlarında yetkilendirilmiş Türkiye'nin ilk Kalite Uygunluk kuruluşudur. Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazları için Kalite Uygunluk Testleri hizmet faaliyetlerini alanlarında yetkilendirilmiş Medikal Fizikçiler ile yürütmektedir.

Vizyon

Sağlıkta kalite bilinci ile bilimsel yaklaşım disipliniinde Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazlarına ulusal ve uluslararası standartlarda Kalite Uygunluk Test hizmetlerini gerçekleştirmeye yönelik yeterlilik ve yetkinliğe sahip olmak temel hedefimizdir...

Misyon

KALTEST QA olarak, insana değer sağlıkta kalite ile ayrılmaz bir yol arkadaşı olduğunun farkındalığıyla hareket etmekteyiz. Bu sebeple yapmış olduğumuz yatırımlarla sağlık hizmeti sunucuları ile birlikte, toplum sağlığı ve nitelikli hizmetin sürdürülmesi için çalışmaktayız...

Hizmetler

Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazları için T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından TS EN ISO/IEC 17020 standartlarında yetkilendirilmiş Türkiye'nin ilk Kalite Uygunluk kuruluşudur. Bu kapsamda Kalite Uygunluk Test hizmetleri faaliyetlerini gerçekleştirmektedir.



Koşuyolu Mah. Cenap Şahabettin Sok. No. 16 Kadıköy / İstanbul 0 216 474 00 47 www.kaltestqa.com.tr



'Sağlıkta Eğitim ve Kalite'

Tıbbi Cihazların Kalite Kontrolü, Eğitimi ve Danışmanlık konusunda uzman kadromuz ile hizmetinizdeyiz.

QConRad Tıbbi Cihaz Kalite Kontrol, Eğitim ve Danışmanlık Hizmetleri A.Ş. Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazları için T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından yayınlanan genelgeler doğrultusunda Kalite Kontrol Testleri, Eğitim ve Danışmanlık hizmet faaliyetlerini alanlarında yetkilendirilmiş Medikal Fizikçiler ile yürütmektedir.

Vizyon

Günümüzde daha da ön plana çıkan Sağlıkta Kalite Kontrolü Test, Eğitim ve Danışmanlık hizmetlerini Ulusal ve Uluslararası standartlarda Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazlarına verebilecek kabiliyetlere sahip olmak ve bu hizmetleri yürütebilmek.

Misyon

QConRad Tıbbi Cihaz Kalite Kontrol, Eğitim ve Danışmanlık Hizmetleri A.Ş. olarak, Sağlık Hizmeti sunucularının çözüm ortağı yaklaşımıyla Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazlarda Kalite Kontrol, Eğitim ve Danışmanlık Hizmetlerini Toplum ve İnsan sağlığına saygı ile yola çıkarak layıkıyla yapmak, gerçekleştirmek.

Hizmetler

Diagnostik Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyoterapi Grubu Tıbbi Cihazları için T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından yayınlanan genelgeler doğrultusunda

Kalite Kontrol,

Eğitim

Danışmanlık

Hizmetleri etkinliklerini gerçekleştirmektedir.



0 542 137 24 22
info@q-conrad.com.tr
www.q-conrad.com.tr

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR

BİLGİ PAYLAŞIM GÜNLERİ - NİSAN

ONLINE

Radyolojide Monte Carlo Uygulamaları

4 NİSAN 2024 - 20:30

KONUŞMACI
Öğr. Gör.
Gizem Şişman
İZMİR EKONOMİ ÜNİVERSİTESİ

MODERATÖR
Doç. Dr. Ayşegül Yurt
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

Toplantı Kimliği: 396 299 768 090 Geçiş kodu: 88NYdB

“Radyolojide Monte Carlo Uygulamaları” başlıklı on-line toplantı geniş katılımcı kitlesi ile gerçekleştirildi. Akıcı ve oldukça faydalı olan toplantıya katkılarının dolayı Moderatör Doç.Dr. Ayşegül Yurt’a, konuşmacı Öğr.Gör. Gizem Şişman’a ve değerli katılımcılara çok teşekkür ederiz.

BİLGİ PAYLAŞIM GÜNLERİ - NİSAN

ONLINE

Yeniden Işınlamalar -2

25 NİSAN 2024 20:00

KONUŞMACI
Dr. Myriam Ayadi
CENTRE LÉON BÉRARD

KONUŞMACI
Prof. Dr. Gözde Yazıcı
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

MODERATÖR
Prof. Dr. Ufuk Abacıoğlu
ACIBADEM ALTUNIZADE HASTANESİ

TOPLANTI PROGRAMI
20:00 - 20:30 / Dose Tolerance Levels in Re-Irradiation
Dr. Myriam Ayadi
20:30 - 21:00 / Yeniden Işınlamalarda Klinik Vaka Örnekleri
Prof. Dr. Gözde Yazıcı

Teams Meeting ID: 373 623 737 399 Passcode: XtXesX

Nisan ayının son Bilgi Paylaşım Günleri toplantısı olan “Yeniden Işınlamalar-2” 25 Nisan tarihinde yapıldı. Centre Léon Bérard hastanesinden Dr. Myriam Ayadi ve Hacettepe Üniversitesi’nden Prof. Dr. Gözde Yazıcı’nın misafir konuşmacı olarak katıldığı toplantı Prof. Dr. Ufuk Abacıoğlu moderatörlüğünde gerçekleşti. Konuklarımıza ve katılımcılara çok teşekkür ederiz.

BİLGİ PAYLAŞIM GÜNLERİ - NİSAN

ONLINE

Yeniden Işınlamalar -1

18 NİSAN 2024 20:00

KONUŞMACI
Madalyne Day
UNIVERSITÄTSSPITAL ZÜRICH

KONUŞMACI
Prof. Dr. Serra Kamer
EGE ÜNİVERSİTESİ

MODERATÖR
Prof. Dr. Şefik İğdem
GAYRETTEPE FLORENCE NIGHTINGALE HASTANESİ

TOPLANTI PROGRAMI
20:00 - 20:30 / Clinical Workflow of Re-Irradiation Cases
Madalyne Day
20:30 - 21:00 / Yeniden Işınlamaların Radyobiyojisi
Prof. Dr. Serra Kamer

Teams Meeting ID: 383 124 750 813 Passcode: ENmJMS

Prof. Dr. Şefik İğdem’in moderatörlüğünü yaptığı, Prof. Dr. Serra Kamer ve Madalyne Day’in konuşmacı olarak katıldığı “Yeniden Işınlamalar/Re-Irradiation” başlıklı bilgi paylaşım günü toplantısının birinci bölümü, 18 Nisan 2024 tarihinde yoğun katılımcı kitlesiyle gerçekleştirildi. Konuklarımıza ve değerli katılımcılara çok teşekkür ederiz.

BİLGİ PAYLAŞIM GÜNLERİ - MAYIS

ONLINE

Nükleer Tıpta Enstrümantasyon ve Kalite Kontrolün Önemi

6 MAYIS 2024 - 20:00

KONUŞMACI
Alptuğ Özer Yüksel
ANKARA BİLKENT ŞEHİR HASTANESİ

MODERATÖR
Dr. Tuğba Hacıosmanoğlu
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE EĞİTİM ARAŞTIRMA HASTANESİ

“Nükleer Tıpta Enstrümantasyon ve Kalite Kontrolün Önemi” başlıklı Mayıs ayının ilk Bilgi Paylaşım Günleri Toplantısı geniş katılımcı kitlesi ile gerçekleştirildi. Akıcı ve oldukça faydalı olan toplantıya katkılarının dolayı davetli konuşmacımız Alptuğ Özer Yüksel’e, moderatörümüz Dr. Tuğba Hacıosmanoğlu’na ve değerli katılımcılarımıza çok teşekkür ederiz.

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR

MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ TARAFINDAN DÜZENLENEN UYGULAMALI KURSA
TÜM ÜYELERİMİZİ DAVET EDİYORUZ

**Radyoterapide
Vakalar Eşliğinde
Yeniden Işınlamalar**

Cumartesi, 27 Nisan 2024
10:00 - 17:00
Vadipark Seyrantepe No:10 Kâğıthane/İstanbul

KURS PROGRAMI:

10:00 - Açılış
Medikal Fizik Derneği ve Varian Türkiye

10:10 - Yeniden Işınlamada Klinik Akış ve Karşılaşılan Zorluklar
Cemile CEYLAN, Med. Fiz. Uzm. - İstanbul Onkoloji Hastanesi

10:30 - Vaka 1: Baş-Boyun Olgularında Yeniden Işınlama, Klinik Uygulama - 1
Cemile CEYLAN, Med. Fiz. Uzm. - İstanbul Onkoloji Hastanesi

11:30 - Kahve Arası

11:50 - Vaka 2: Primer Beyin Tümörlerinde Yeniden Işınlama
Işınlama Protokolleri ve Klinik Uygulama - 2
Zeynep ÖZEN, Med. Fiz. Uzm. - Acibadem Altınizade Hastanesi

13:00 - Öğle Yemeği

14:00 - Varian Tanıtım

14:20 - Vaka 3: Pelvik Bölgesi Yenide Işınlama Teknikleri, Klinik Uygulama - 3
Zeynep ÖZEN, Med. Fiz. Uzm. - Acibadem Altınizade Hastanesi

15:20 - Kahve Arası

15:40 - Vaka 4: Toraks Bölgesi Yeniden Işınlama
Güncel Protokoller ve Klinik Uygulama - 4
Murat KÖYLÜ, Med. Fiz. Uzm. - Dokuz Eylül Üniversitesi

17:00 - Kapanış

Kontenjan: 20





Derneğimizin Varian Siemens Healthineers'ın katkılarıyla düzenlediği “Radyoterapide Vakalar Eşliğinde Yeniden Işınlamalar” kursu 20 üyemizin katılımıyla gerçekleştirildi. Değerli eğitmenlerimiz Cemile Ceylan, Zeynep Özen ve Murat Köylü’ye emeklerinden dolayı çok teşekkür eder, kusursuz ev sahipliği yaparak kursun son derece verimli geçmesine vesile olan Yiğit Can Öyken ve Varian Siemens Healthineers’a şükranlarımızı sunar, bu kursun gerçekleşmesinin yegane nedeni olan ve ülkenin farklı şehirlerinden katılım gösteren tüm kursiyerlerimize minnetlerimizi sunarız.

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR

Medikal Fizik Derneği Toplantısı ○○○○

RADYOTERAPİDE GÜNCEL TEDAVİ YAKLAŞIMLARI

11.05.2024 Hacettepe Üniversitesi - Ankara

12:00-12:05 Açılış
Konuşmacı: Prof. Dr. Gökhan Özyiğit & Ali Doğan

12:05-12:40 MR REHBERLİĞİNDE ADAPTİF RADYOTERAPİ
Moderatör: Prof. Dr. Yılmaz Tezcan
Konuşmacı: Dr. Evren Ozan Göksel (Acibadem ATZ Hastanesi)
"MR Rehberliğinde Adaptif Radyoterapi: İş Akışı ve Klinik Önemi"

12:40-13:30 RADYOTERAPİDE YAPAY ZEKA UYGULAMALARI
Moderatör: Prof. Dr. Gözde Yazıcı
Konuşmacı: Doç. Dr. Mete Yeğiner (Hacettepe Üniversitesi)
"Yapay Zekanın Radyoterapi Kullanımı"

Konuşmacı: Doç. Dr. Yücel Sağlam (Amerikan Hastanesi)
"Yapay Zeka Temelli Otomatik Konturlama: MVISION AI Contour"

13:30-14:00 Öğle Yemeği

14:00-15:00 RADYOCERRAHİ UYGULAMALARININ DOĞRULUĞUNU ARTIRAN SİSTEMLER
Moderatör: Prof. Dr. Faruk Zorlu & Prof. Dr. Bahar Dürkan
Konuşmacı: Dr. Yelda Elçim (Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi)
"Radyoterapi Yüzey Takip Sistemlerinin Önemi"

Konuşmacı: Zeynep Özen (Acibadem ATZ Hastanesi)
"Brainlab ExacTrac Dynamic"

Konuşmacı: Dr. Esra Küçükmarkaç (Anadolu Sağlık Merkezi)
"Brainlab Elements RT Klinik Deneyimi"

15:00-16:00 RADYOCERRAHİDE YENİ YÖNTEMLER
Moderatör: Prof. Dr. Gökhan Özyiğit
Konuşmacı: Gönçer Arslan (Başkent Üniversitesi Hastanesi)
"Radyocerrahinin Uygulama Alanları"

Konuşmacı: Dr. Latif Korkmaz (Tetraon Medikal)
"ZAP-X Jiroskopik Radyocerrahi Platformu"

Konuşmacı: Hüseyin Kivanc (Hacettepe Üniversitesi)
"Hacettepe Üniversitesi ZAP-X Jiroskopik Radyocerrahi Deneyimi"

16:00-16:15 Tartışma ve Kapanış

16:15-16:45 HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ ZAP-X JİROSKOPİK RADYOCERRAHİ BÖLÜMÜ GEZİSİ

TETRAON
VIEWRAY MVISION ZAP BRAINLAB



"Radyoterapiye Güncel Tedavi Yaklaşımlarının" konuşulduğu toplantımız geniş bir katılımcı kitlesiyle gerçekleştirildi. Son derece verimli geçen toplantının ev sahipliğini yapan Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü' ne teşekkür eder, kıymetli desteklerinden dolayı Tetraon Medical Ltd.'ye şükranlarımızı sunarız. Toplantının düzenlenmesinde emeği geçen başta konuşmacı ve moderatörlerimiz olmak üzere herkese teşekkür eder, tüm katılımcılarımıza yoğun ilgi ve katılımları için minnetlerimizi sunarız.



EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR



“SPECT ve PET-CT Kalite Kontrol Kursu – Teorik Eğitim” başlıklı Bilgi Paylaşım Günleri Toplantısı 100’ün üzerinde katılımcı kitlesi gerçekleştirildi. Son derece faydalı geçen toplantıya katkılarından dolayı davetli konuşmacımız Prof. Dr. Mustafa Demir’e, moderatörümüz Prof. Dr. Yasemin Parlak’a ve değerli vakitlerini ayırdıkları için tüm katılımcılarımıza çok teşekkür ederiz.



“Radyolojide Yapay Zeka” başlıklı sunum geniş bir katılımcı kitlesi ile gerçekleşmiştir. Akıcı ve oldukça faydalı olan toplantıya katkılarından dolayı Moderatör Doç. Dr. Ayşegül Yurt’a, misafir konuşmacılarımız Prof. Dr. Oğuz Dicle ve Prof. Dr. Alper Selver’e ve değerli katılımcılara çok teşekkür ederiz.



“Küçük Alan Dozimetrisinin Kliniğe Yansımaları” başlıklı Bilgi Paylaşım Günleri Toplantısı geniş bir katılımcı kitlesi ile gerçekleşmiştir. Son derece verimli geçen toplantıya katkılarından dolayı davetli konuşmacılarımız Dr. Hasan Uysal ve Dr. Derya Yücel’e, moderatörlerimiz Doç. Dr. Serap Çatlı Dinç ve Dr. Esil Kara’ya ve kıymetli vakitlerini ayırdıkları için tüm katılımcılarımıza çok teşekkür ederiz.

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR

Medikal Fizik Derneği Uygulamalı Kursu
SPECT ve PET-CT Sistemleri
Kalite Kontrol Kursu
 18-19 Mayıs 2024 / İstanbul Tıp Fakültesi - Çapa

KURS PROGRAMI - 1. GÜN / CUMARTESİ

09:30-09:45	Tanışma ve Açılış
09:45-10:25	Gama Kamera Günlük Testler
10:25-11:05	Gama Kamera Aylık Testler (İntristik homojenite ve COR)
11:05-11:15	Kahve Molası
11:15-11:55	İşsel veya Sistem Uzaysal Ayırma Gücü ve Doğrusallığı (Rutin Metot)
11:55-12:30	Havada işsel sayım hızı performansı Sistem homojenite
12:30-13:15	Öğle Yemeği
13:15-13:30	GE Healthcare Sunumu
13:30-14:10	Sistem Planar Hassasiyeti Tomografik Uzaysal Ayırma Gücü
14:10-14:50	Saçıcı Ortamda Tomografik Uzaysal Ayırma Gücü Tomografik Homojenite
14:50-15:05	Kahve Molası
15:05-15:40	Toplam Sistem Performansı
15:40-16:20	Tüm Vücut Tarama Uzaysal Ayırma Gücü

Medikal Fizik Derneği Uygulamalı Kursu
SPECT ve PET-CT Sistemleri
Kalite Kontrol Kursu
 18-19 Mayıs 2024 / İstanbul Tıp Fakültesi - Çapa

KURS PROGRAMI - 2. GÜN / PAZAR

09:00-09:30	Tanışma ve Açılış
09:30-10:10	PET/BT Kararlılık Testi
10:10-11:50	Hassasiyet
11:50-11:05	Kahve Molası
11:05-11:45	Rutin Görüntü Kalitesi
11:45-12:20	Normalizasyon
12:20-13:30	Öğle Yemeği
13:30-14:10	Radyoaktivite Konsantrasyonu
14:10-14:50	PET/BT Hizalama Testi - Uzaysal Ayırma Gücü
14:50-15:05	Kahve Molası
15:05-15:40	Görüntü Kalitesi, Atenuasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu
15:40-16:20	Kapanış ve Geri Bildirim


GE Healthcare


PROKAL
 SUN NUCLEAR
A MEDICAL COMPANY


GE Healthcare


PROKAL
 SUN NUCLEAR
A MEDICAL COMPANY







Nükleer Tıp Fiziki ile ilgili uygulamalı ilk kursumuz olan “SPECT ve PET-CT KALİTE KONTROL KURSU’na” daha başvuru aşamasında ilgi çok yüksekti. Kurs içeriği, eğitim kalitesi, öğrenme kazanımları, eğitmenlerin donanımı, kursiyerlerin motivasyonu her şeyin üst düzeyde olduğu, herkesin yüzünün güldüğü, karşılıklı tartışma ve paylaşımlarla keyifli ve bitmesin istenen bir kurs oldu. Bizler bu ortama vesile olduğumuz için çok mutlu olduk. Tüm eğitmenlerimize, bu kursun gerçekleşmesindeki katkıları sebebiyle GE Healthcare’e ve PROKAL Medikal’e, olumlu geri bildirimleriyle motivasyonunuzu artıran tüm meslektaşlarımıza teşekkür ederiz.

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR



Medikal Fizik Derneği olarak düzenlediğimiz 3. Bölgesel Toplantımızı 24-25 Mayıs 2024 tarihleri arasında Gaziantep'te gerçekleştirdik. Güneydoğu Anadolu bölgesinde düzenlenen bu anlamlı etkinlik, meslektaşlarımızın yoğun katılımı ve ilgisiyle bilimsel açıdan zengin içeriklerle dolu, verimli bir toplantı oldu. Katılımcılarımız, medikal fizik alanındaki en son gelişmeleri ve yenilikleri, alanında uzman konuşmacılardan dinleyerek bilgi birikimlerini artırdılar. Bu başarılı toplantının düzenlenmesinde büyük katkıları olan Medko Sağlık Hizmetleri ve Gaziantep Üniversitesi'ne sonsuz teşekkürlerimizi sunarız.

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR



“SRS-SBRT Planlama Teknikleri ve Plan Değerlendirme Kriterleri” başlıklı Bilgi Paylaşım Günleri Toplantısı geniş bir katılımcı kitlesi ile gerçekleştirildi. Son derece verimli geçen toplantıya katkılarından dolayı davetli konuşmacılarımız Yrd. Doç. Dr. Gizem Çifter ve Prof. Dr. Mustafa Cengiz’e, moderatörümüz Doç. Dr. Kamil Yenice’ye ve kıymetli vakitlerini ayırdıkları için tüm katılımcılarımıza çok teşekkür ederiz.



Haziran ayının Adaptif Radyoterapi konulu Bilgi Paylaşım Günleri toplantılarının ilki olan “Online Adaptif Radyoterapi” toplantısı gerçekleşmiştir. VU Medical Center’dan Dr. Miguel Palacios ve Acıbadem Atasehir Hastanesinden Dr. Emine Burçin İspir Aydınlioğlu’na etkili ve kapsamlı sunumları için, moderatörlerimiz Dr. Öznur Şenkesen ve Esma Efe’ye anlamlı katkılarından dolayı ve değerli vakitlerini ayırarak toplantıya katılan tüm üyelerimize teşekkür ederiz.



“Nükleer Tıpta Radyasyondan Korunma” başlıklı Bilgi Paylaşım Günleri Toplantısı 6 Haziran tarihinde gerçekleştirildi. Son derece faydalı geçen toplantıya katkılarından dolayı davetli konuşmacımız Öğr. Gör. Nami Yeyin’e, moderatörümüz Dr. Bilal Kovan’a ve değerli vakitlerini ayırdıkları için tüm katılımcılarımıza çok teşekkür ederiz.



“Offline Adaptif Radyoterapi” başlıklı Bilgi Paylaşım Günleri Toplantısı 27 Haziran tarihinde gerçekleştirildi. Son derece faydalı geçen toplantıya katkılarından dolayı davetli konuşmacılarımız Duygu Baycan Savar ve Gülşay Güray’a, moderatörlerimiz Dr. Öznur Şenkesen ve Esma Efe ile değerli vakitlerini ayırdıkları için tüm katılımcılarımıza çok teşekkür ederiz.

EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR



Bilimsel Kurul:
Dr. Asena YALÇIN
 (Ankara Üniversitesi)
Doç. Dr. Aysegül YURT
 (Dokuz Eylül Üniversitesi)
Gizem ŞİŞMAN
 (İzmir Ekonomi Üniversitesi)
İsmail FİNDİKLİ
 (Yıldırım Beyazıt Üniversitesi)
Dr. Oya AKYOL
 (Gaazi Üniversitesi)
Doç. Dr. Songül BARLAZ US
 (Mardin Üniversitesi)
Prof. Dr. Turan OLGAR
 (Ankara Üniversitesi)
Prof. Dr. Tuncu TOKLU
 (Yeditepe Üniversitesi)

8-9 HAZİRAN 2024

Ufuk Üniversitesi
Tıp Fakültesi

**SERTİFİKALI
&
UYGULAMALI**

RADYOLOJİ SİSTEMLERİ KALİTE KONTROL KURSU

İşbirlikleri kapsamında eğitim programı yürüten kurumlar: Medikal Fizik Derneği Üyesi ve üyesi olmamakla

FMO ve MFD İşbirliğiyle





KURS PROGRAMI - 1. GÜN / CUMARTESİ

09:00-09:15 09:15-10:00 10:00-10:15 10:15-12:45 12:45-15:30 15:30-14:30 14:30-14:45 14:45-15:30 15:30-17:30	Açılış ve Tanışma Dijital Radyografi (DR) Sistemlerinin Çalışma Prensipleri Prof. Dr. Turan OLGAR Kahve Molası DR Kalite Kontrol Testleri: 1. Tutarlılık Doğrulama 2. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 3. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 4. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 5. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 6. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 7. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 8. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 9. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 10. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 11. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 12. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 13. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 14. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 15. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 16. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 17. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 18. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 19. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 20. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 21. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 22. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 23. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 24. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 25. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 26. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 27. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 28. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 29. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 30. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 31. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 32. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 33. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 34. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 35. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 36. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 37. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 38. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 39. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 40. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 41. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 42. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 43. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 44. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 45. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 46. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 47. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 48. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 49. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 50. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 51. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 52. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 53. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 54. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 55. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 56. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 57. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 58. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 59. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 60. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 61. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 62. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 63. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 64. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 65. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 66. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 67. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 68. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 69. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 70. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 71. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 72. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 73. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 74. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 75. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 76. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 77. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 78. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 79. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 80. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 81. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 82. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 83. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 84. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 85. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 86. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 87. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 88. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 89. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 90. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 91. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 92. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 93. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 94. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 95. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 96. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 97. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 98. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 99. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 100. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 101. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 102. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 103. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 104. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 105. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 106. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 107. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 108. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 109. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 110. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 111. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 112. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 113. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 114. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 115. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 116. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 117. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 118. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 119. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 120. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 121. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 122. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 123. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 124. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 125. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 126. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 127. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 128. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 129. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 130. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 131. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 132. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 133. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 134. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 135. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 136. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğrulama 137. Tutarlılık Doğrulama ve Kararlılık Doğ
--	--

Medikal Fizik Derneği'nin ilk kez düzenlediği “Radyoloji Sistemleri Kalite Kontrol Kursu” 8-9 Haziran tarihinde Ufuk Üniversitesi Dr. Rıdvan Ege Hastanesi'nde gerçekleştirildi. Digital röntgen, floroskopi ve mamografi cihazlarına yönelik teorik ve uygulamalı olarak yapılan kurs, içeriği, eğitim kalitesi, öğrenme kazanımları, eğitmenlerin donanımları, kursiyerlerin motivasyonu ile üst düzeyde, bilimsel olarak tartışma ve paylaşımlarla verimli ve etkin bir kurstu. Medikal Fizik Derneği olarak tüm eğitimlerimize, bu kursun gerçekleşmesindeki katkıları sebebiyle KALTEST QA ve MEDİTEL Medikal A.Ş.'ye, Fizik Mühendisleri Odası'na, Ufuk Üniversitesi nezdinde Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr. Sadi Gündoğdu'ya, Doç.Dr. Gökçe Kaan Ataç'a, olumlu geri bildirimleriyle motivasyonumuzu artıran tüm meslektaşlarımıza teşekkür ederiz.



EĞİTİM, KURS ve TOPLANTILAR

Medikal Fizik Derneği Uygulamalı Kursu Radyoterapide Vakalar Eşliğinde Yeniden Işınlamalar 29 Haziran 2024 / Elekta Ofis	
KURS PROGRAMI	
10:00	Açılış Medikal Fizik Derneği ve Elekta Türkiye
10:10	Yeniden Işınlamada Klinik Akış ve Karşılaşılan Zorluklar Dr. Cemile Ceylan - İstanbul Onkoloji Hastanesi
10:30	Vaka 1: Baş-Boyun Olgularında Yeniden Işınlama Klinik Uygulama Dr. Cemile Ceylan - İstanbul Onkoloji Hastanesi
11:30	Kahve Arası
11:50	Vaka 2: Primer Beyin Tümörlerinde Yeniden Işınlama Işınlama Protokolleri ve Klinik Uygulama - 2 Zeynep Özen - Acıbadem Altunizade Hastanesi
13:00	Öğle Yemeği
14:00	Elekta Tanıtım
14:20	Vaka 3: Pelvik Bölgesi Yeniden Işınlamama Teknikleri Klinik Uygulama Gizem Bakıcıerler - Celal Bayar Üniversitesi
15:20	Kahve Arası
15:40	Vaka 4: Toraks Bölgesi Yeniden Işınlama Güncel Protokoller ve Klinik Uygulama Dr. Bora Sındır - Celal Bayar Üniversitesi
17:00	Kapanış
17:15	Kareoke Eğlencesi



ELEKTA Türkiye'nin katkılarıyla düzenlediğimiz "Radyoterapide Vakalar Eşliğinde Yeniden Işınlamalar" kursu 29 Haziran tarihinde gerçekleştirildi. Toplantıya ev sahipliği yapan ELEKTA Türkiye ekibine sergiledikleri içten misafirperverlikleri için teşekkür eder, eğitmenlerimiz Cemile Ceylan, Zeynep Özen, Bora Sındır ve Gizem Bakıcıerler'e göstermiş oldukları emeklerden ötürü şükranlarımız sunar ve kursa katılım gösteren tüm üyelerimize sonsuz teşekkürlerimizi sunarız.

PLANLANAN ETKİNLİKLER

Tarih	Konu	Konuşmacı	Moderatör	Yer
TEMMUZ 2024	İYİ TATİLLER!!!			
AĞUSTOS2024				
12.09.2024	Nükleer Tıp BPG			Online
19.09.2024	Radyoloji BPG			Online
26.09.2024	Radyoterapi BPG			Online

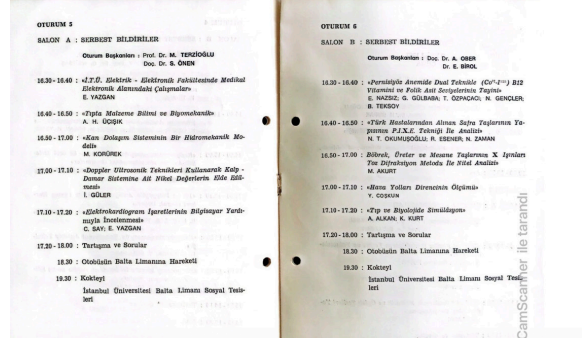
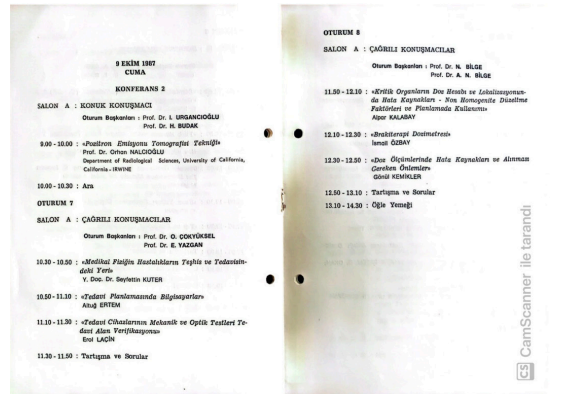
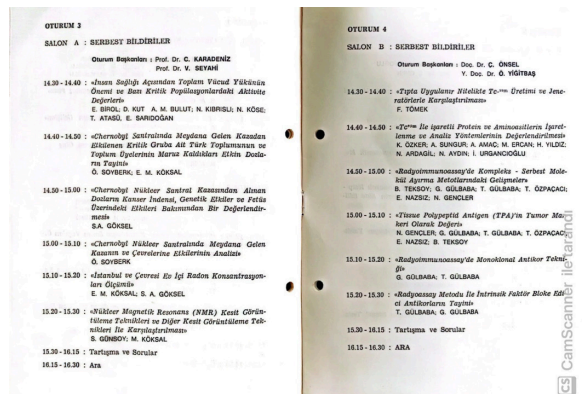
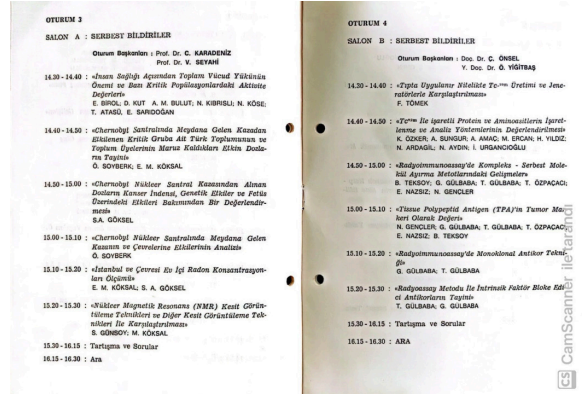
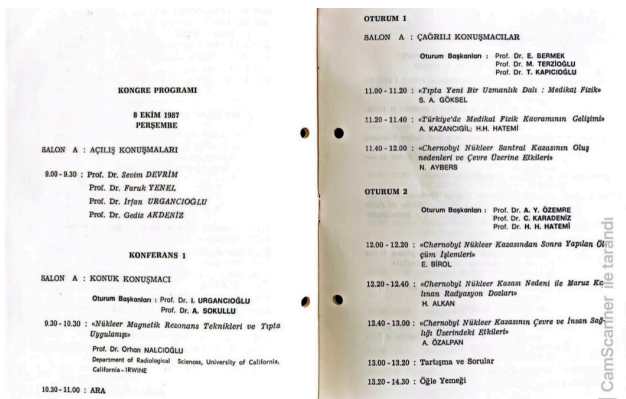
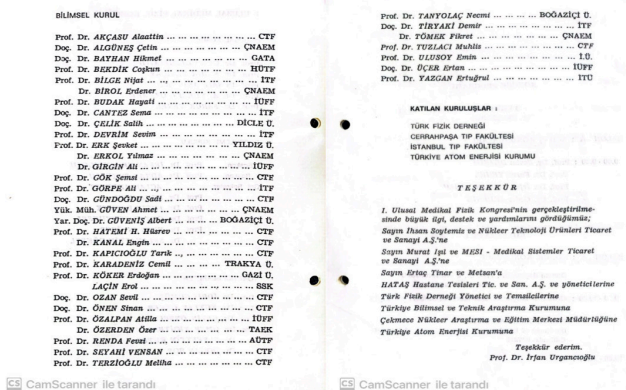
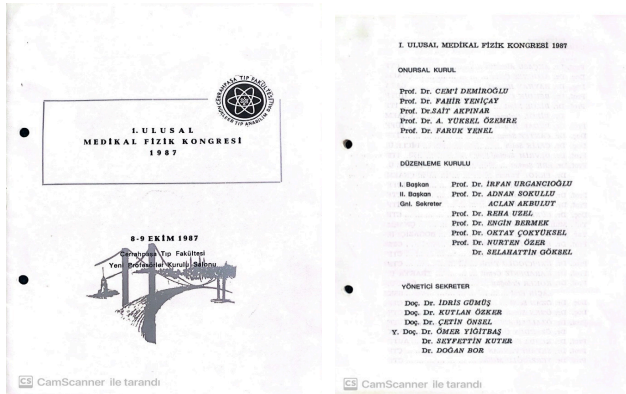
YENİ ÜYELER

Ad Soyad	Kurum
Arif Hınçer	Kayseri Şehir Hastanesi
Ayda Polat	Akdeniz Üniversitesi
Ayşe Yılmaz	Şanlıurfa Mehmet Akif İnan E.A.H.
Ayşegül Aslan Kırılı	Onko Onkoloji Merkezi
Ayşenur Eravcı	Neolife Tıp Merkezi
Bahaddin Yaprak	İnönü Üniversitesi Turgut Özal Tıp Merkezi
Barış Kaplan	Haydarpaşa Numune E.A.H.
Behiye Aşkın Çeşmeci	Ankara Onkoloji Hastanesi
Buket Çeçen (Öğrenci)	Akdeniz Üniversitesi
Büşra Aynacı	İstanbul Üniversitesi
Cankat Aydın (Öğrenci)	Hacettepe Üniversitesi
Ceren Çelikhan	Giresun E.A.H.
Ferihan Ertan	Dr. Abdurrahman Yurtaslan Onkoloji Hastanesi
Genar Batur	Pamukkale Üniversitesi
Gözde Topgül	Şanlıurfa Mehmet Akif İnan E.A.H.
Güneş Açıköz	Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi
Halil İbrahim Kahkeci	Şanlıurfa Mehmet Akif İnan E.A.H.
Hande Ünal	Akdeniz Üniversitesi
İmren Sabaner	Edirne Sultan 1. Murad Devlet Hastanesi
İsmail Dengiz	Kayseri Şehir Hastanesi
Merve Kayan Genç	Ankara Atatürk Sanatoryum E.A.H.
Merve Polat	Kütahya Evliya Çelebi E.A.H.
Mustafa Özkan (Öğrenci)	Akdeniz Üniversitesi
Önder Aslan	Manisa Şehir Hastanesi
Özlem Dağlı	Gazi Üniversitesi
Özlem Erez	Marmara Üniversitesi Pendik E.A.H.
Seher Karamazı	Etlik Şehir Hastanesi
Selami Eken	Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi
Selin Çimciler İzmir	İstanbul Beykent Üniversitesi
Sonay Gedik	Trabzon Kanuni E.A.H.
Şeyma Çavdar	Medicana Ankara Hastanesi
Üzeyir Eren	Necip Fazıl Şehir Hastanesi
Volkan Yönetmen	Eskişehir Acıbadem Hastanesi
Yağmur İdil Ulusoy	İstanbul Bilgi Üniversitesi
Ümit Annaç	Uludağ Üniversitesi
Aycan Şengül	Akdeniz Üniversitesi
Dilruba Babüroğlu	Kütahya Evliya Çelebi E.A.H.
Sinem Arıman	Gülhane E.A.H.
Ali Halaç	Hacettepe Üniversitesi
Berat Mehdi Caferoğlu (Öğrenci)	İstanbul Üniversitesi
Esra Varlı	Kanuni Sultan Süleyman E.A.H.
Yakup Arslan	Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Özlem Bayal	Gazi Üniversitesi
İbrahim Etem Gül	Antalya Şehir Hastanesi
Ferhat Çetinel	Samsun E.A.H.
Gamze Tekdal	Hitit Üniversitesi Erol Olçok E.A.H.
Melda Kaya	Mersin Şehir Hastanesi
Dilek Sönmez	Mersin Şehir Hastanesi
Duygu Sena Turan	Referans Nükleer Tıp Merkezi
Esra İlgün	Etlik Şehir Hastanesi
Elif Arpacı	Van E.A.H.
Meryem Cansu Şahin	Uşak Üniversitesi
Elif Tekbaş	Başakşehir Çam ve Sakura Şehir Hastanesi
Enver Bingül	Elazığ Fethi Sekin Şehir Hastanesi
İsmail Hakkı Kalyoncu	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi

Medikal Fizik Yönetim Kurulu olarak yeni üyelerimize meslek hayatlarında başarılar diliyoruz.

TARİH KÖŞESİ

Değerli meslektaşlarımız bültenimizde derneğimizin arşivinde yer alan bizler için çok değerli dokümanları sizlerle paylaşmaya devam ediyoruz. Bültenimizin bu sayısında 8-9 Ekim 1987 tarihleri arasında Cerrahpaşa Tıp Fakültesi'nde düzenlenen 1. Ulusal Medikal Fizik Kongresi'nin kitapçığını sizlerle paylaşıyoruz.



NÜKLEER TEKNOLOJİ ÜRÜNLERİ TİCARET VE SANAYİ A.Ş.

Amersham

- Röntgen radyasyon ölçerler
- Analitik cihazlar ve endüstriyel işi kaymaklar
- Co-60 ışınları kaymakları
- Araştırma ürünleri

NUCLEAR ENTERPRISES LTD.

- Dose kalibratörler
- Dose monitörler
- Beta ve gamma counter'lar
- T3 uptake cihazları
- Multi channel analizörler

MINI INSTRUMENT LTD.

- Gamma counter ve beta gamma alfa monitörler

DIG INTERNATIONAL S.A.

- Röntgen kilitler
- Enzim immünoassay kitleri
- pipetler ve lab. cihazları

*YÜKSEK TEKNOLOJİ BİZLİK İÇİN ÇALIŞIYOR-

KESKİN KALEM KARŞISI ESEN APARTMANI 4/3

ESENTEPE - İSTANBUL

TELEFON : 12 785 60 - 61 - 62 - 63

TELEX : 26722 klsh tr.

PHILIPS

MEDICAL SYSTEMS DIVISION

- X-ray film processing systems (ECONOMAX)
- X-ray film processing systems (ECONOMAX)
- X-ray film processing systems (ECONOMAX)
- X-ray film processing systems (ECONOMAX)

PHILIPS DYSCOSCAN II S

1.5 YERİNE GÖNDEREN EN ÇALIŞKAN NAGAZETİNE KADINLAR Cihazı

EN İN BİR KOMPİYTER TEKNOLOJİSİ CİHAZI KADINLIK ILDIR.

- 1.5 YERİNE GÖNDEREN EN ÇALIŞKAN NAGAZETİNE KADINLAR Cihazı
- 1.5 YERİNE GÖNDEREN EN ÇALIŞKAN NAGAZETİNE KADINLAR Cihazı
- 1.5 YERİNE GÖNDEREN EN ÇALIŞKAN NAGAZETİNE KADINLAR Cihazı
- 1.5 YERİNE GÖNDEREN EN ÇALIŞKAN NAGAZETİNE KADINLAR Cihazı

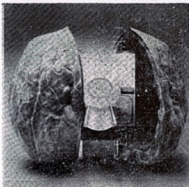
Tam Teknik Servis ve Kurulum İşleri için Sorumluluk ve Sorumluluk

NEEL-Medical Systems Division ve Sorumluluk

Firma Adı	Adres	Telefon	Telex
Philips Medica	10130 Amsterdam	020 486 4111	15330 PHILIP NL
Philips Medica	10130 Amsterdam	020 486 4111	15330 PHILIP NL
Philips Medica	10130 Amsterdam	020 486 4111	15330 PHILIP NL

**MANYETİK REZONANS SİSTEMLERİNDE
ÖNDER TEKNOLOJİ**

SIEMENS



**MAGNETOM Kendinden İzleyeyen
Manyetik Rezonans Sistemi**

*Öznel Nite İlişim için Siemens AG, Tüba Sistemler Türkiye Kimyasal
MAYTAP A.Ş. 'ye danışabilirsiniz.*

HATAS	İSTANBUL	ANKARA	İZMİR	OSMANİYE
Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt
Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt
Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt
Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt	Genelkurum Nakliyat ve Taahhüt

[illegible]

İLETİŞİM

Dernek Adresi:

Osmanağa Mah. Serasker Cad. Sönmez Apt. No:35 Daire:3Kadıköy/ İSTANBUL

Tel: 0541 902 88 24

Yazışma Adresi:

Turgay Toksoy

Soğanlı Mh. Akıllı Sk. Atış Premium Sitesi No:21 C1/12

Osmangazi / BURSA

İnternet Sayfası İçin:

Editörler:

Turgay Toksoy

Tel: 0 554 985 72 38

e-mail: turkmedikalfizikdernegi@gmail.com

Banka Hesap No:

T.C. Ziraat Bankası, Şehremini Şubesi:

Medikal Fizik Derneği

IBAN: TR66 0001 0008 6602 0167 1250 01