

RADYOGRAFi

Radyoloji'nin Sesi

8. Ulusal Radyoloji Teknisyenleri Kongresi ve MR FİZİK KURSU

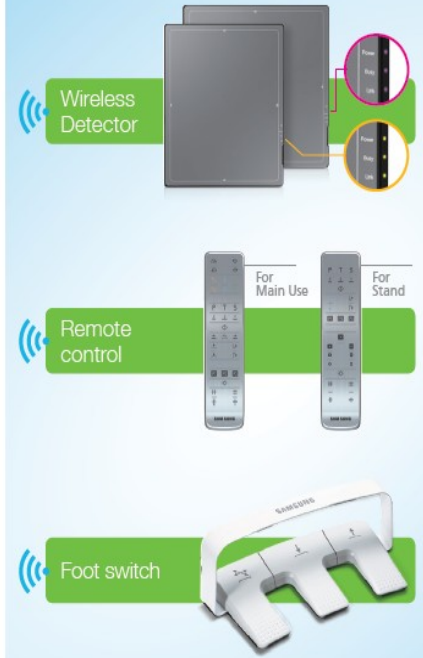
15-18 Mayıs 2014, Mirada Del Mar Otel, Kemer / Antalya

ÖZEL SAYI

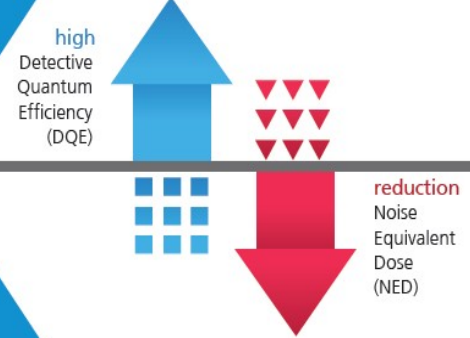


SUNUM ÖZETLERİ, SÖZLÜ BİLDİRİ ve POSTER KİTABI

www.tumrad.net

SAMSUNG
XGEO GC80

Rakipsiz DQE ve MTF değerlerini sahip yeni S detektör ile SAMSUNG, siz radyoloji teknisyenlerinin ve hastalarınızın çok düşük radyasyon dozlarına maruz kalmanızı sağladı. Samsung Elektronik tesislerinde üretilen S Detektör ile birlikte kullanımınıza sunulan S Vue imaj işleme yazılımı çok düşük dozlarda yüksek kalitede görüntü almanıza imkan verir.

SAMSUNG
XGEO GU60

aktif x-ray



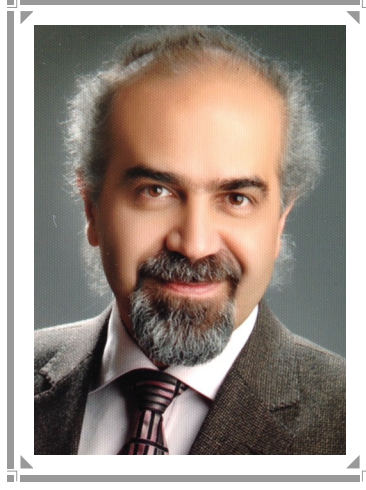
LEAD APRON &

RADIOLOGY ACCESSORIES

Kuşbakışı Cad. Aşuroğlu Sitesi D-Blok 29/1-2 Altunizade, Üsküdar, İstanbul, TURKEY

Tel: +90 216 4744648 Fax: +90 216 4744819

www.kursunonluk.com.tr info@aktifdisticaret.com



ÖNSÖZ

Kongreler bilimsel iletişimin en zengin olduğu ortamlardır. Katılımcılar bilgi dağarcıklarını genişlettikleri gibi, ilgi alanlarındaki yeni gelişmeleri takip ederler ya da yeni ilgi alanları keşfederler. Bilimsel çalışmalar ve eğitim faaliyetleri işbirliği ile zenginleşir. Bu da kongrelerin sağladığı ortamlarla mümkündür.

Hem insanla hem de teknolojiyle ilgilenmekte olan radyoloji teknisyenliği, ana amacı insan sağlığına hizmet olan onurlu bir görevin yanı sıra, temel bilimlerin zenginliği üzerine kurulu birçok bilimsel disiplinle iç içedir. Tüm bu yönleriyle severek yapılan bu meslek grubunun vazgeçilmez bir şekilde devamlı bir bilgi yenileme gerekliliği bulunmaktadır.

Bu yenileme ancak kongreler ve yeni kaynaklarla düzenli eğitim yaparak mümkündür. TÜMRAD-ER tarafından düzenlenen 8. Ulusal Radyoloji Teknisyenleri Kongresi ve MR Fizik Kursu'nda bilimsel sunum ve özetleri içeren bu kitapçık, özel bir çabanın ürünü olup bu amaca hizmet etmek üzere hazırlanmıştır.

Radyografi dergisinin bu özel sayısının konu ile ilgili sınırlı sayıdaki kaynak ihtiyacını giderecek şekilde önemli bir boşluğu dolduracağını ve hepinize yararlı olacağını düşünüyorum.

Radyografi dergisinin yayın hayatına kazandırılması, kongrenin düzenlenmesi ve bu özel sayının çıkarılmasında başta dernek başkanı Heybet ASLANOĞLU olmak üzere dernek yönetim kurulu üyelerinin ve dernek çalışanlarının büyük katkıları bulunmaktadır. Başta dernek yönetimi olmak üzere, kongreye emek ve katkılarını esirgemeyen konuşmacılar, sözlü ya da poster sunumlarla katkıda bulunanlar ve bu kitapçıkta yazısı bulunan değerli katılımcılara katkılarından dolayı teşekkür ediyorum.

Sevgi ve saygılarımla

6 Mayıs 2014

Prof. Dr. Tamer KAYA

Kongre Onursal Başkanı



ÖNSÖZ

Bilindiği gibi, dünyanın her yerinde, kamu hizmetleri içerisinde sağlık ve eğitim hizmetlerinin daha özel bir önem taşıdığı tartışmasız bir gerçektir. Ayrıca; birçok alanla ilgili işlerde hizmetin kalitesi ve hizmeti satın alanların memnuniyeti bilimsel ve teknolojik olanaklar yanında, bu hizmet zincirini oluşturan ekibin mesleki bilgi ve beceri ile bu hizmet ekibinin ekonomik ve psiko-sosyal doyumuyla da yakından ilişkilidir. Bu bağlamda; sağlık hizmet ekibi içerisinde radyoloji meslek mensupları, gerek tıbbi görüntüleme ve gerekse radyoterapi uygulamalarındaki rolleri bakımından, sağlık hizmetlerinin vazgeçilmez unsurlarıdır.

Günümüzde AB ülkeleri başta olmak üzere, gelişmiş diğer ülkelerde radyasyon görevlilerinin radyasyon sağlığı ve güvenliğini sağlama yanında, bu alanda çalışanların ekonomik ve sosyal koşullarını daha da geliştirmek için gereken herşey yapıldığı halde, AB yolundaki Türkiye’de çalışanların radyasyon sağlığı ve güvenliğine yönelik iyileştirmeler bir yana, ulusal ve uluslararası mevzuatça tanınan birçok hak bile erezyona uğratılmaktadır.

Bu itibarla; kamu yararı ve hizmetin gerekleri doğrultusunda, radyasyon kaynaklarıyla çalışacak personelin meslek standartı (**ISCO-88**) ve uluslararası eğitim standartı (**ISCED-97**) kriterleri esas alınarak yetiştirilmesi, bunun için de TÜMRAD-DER ekibince hazırlanan **“Radyoloji Teknisyen ve Teknikerlerine Yönelik Mesleki Gelişim ve Kariyer Projesi” (RAD-GEKAP)** içeriği doğrultusunda, öncelik ve ivedilikle radyoloji teknisyen ve teknikerlerine alanlarında akademik kariyer yapma olanağının tanınması ve önlisans programlarında bu kişilerden ağırlıklı olarak yararlanılması, bilimsel ve teknolojik gelişmeleri hizmete yansıtmak üzere, radyasyon görevlileri için hizmet içi eğitimlerin kurumsallaştırılması, çalışanlar ve hastalar için radyasyon sağlığı ve güvenliğinin sağlanmasına yönelik önlemlerin alınması, radyasyon kaynaklarıyla çalışanların iş barışı ve radyasyon kaynaklarıyla çalışma esaslarını uluslararası normlar da dikkate alınarak yeniden düzenlemek için taslak metni ve gerekçeleri TÜMRAD-DER tarafından hazırlanmış olan **“Tıp Alanında Radyasyon Kaynaklarıyla Çalışma Temel Kanunu”** adlı çalışmanın gerekiyorsa yeniden revize edilerek hayata geçirilmesi için hep birlikte, bıkmadan, yorulmadan çalışılmalıdır.

Herşeyi başkasından bekleme yerine, herkesin üzerine düşeni yapması başarının ana ilkesidir. Unutmayalım ki, **“Kendine yardım etmeyene Tanrı da yardım etmez.”**(Sophocles). Bir mesleki kuruluş olan TÜMRAD-DER ‘in Başkanı **Heybet ASLANOĞLU** ve ekibince gece-gündüz, sıcak-soğuk, yağmur-çamur, kış-yaz demeden mesleğimiz adına hak ve adalet için, ne çok çaba harcadıklarını bizzat bilen biri olarak kendilerini yürekten kutluyor, **8. Ulusal Radyoloji Kongresi vesilesiyle şahsıma tanıdıkları bu fırsat için de kendileri ve kendilerinin şahsında kongrede görev alan değerli hocalarımız ve meslektaşlarımıza teşekkür ediyor, daha aydınlık ve daha mutlu bir gelecek diliyorum.**

Ahmet KUMAŞ

Araştırmacı, Eğitimci-Yazar

Özel Etlik Anadolu Sağlık Meslek Lisesi Müdürü

**Tüm Radyoloji Teknisyenleri ve
Teknikerleri Derneği**

Adına
İmtiyaz Sahibi:
Heybet ASLANOĞLU
Yazı İşleri Müdürü:
Özer ERDEN

**Tüm Radyoloji Teknisyenleri ve
Teknikerleri Derneği**

Millet Cad. No:11 İnan İş Hanı K.6/615
AKSARAY / İSTANBUL
Tel & Fax: 0 212 530 30 23 GSM: 0 532 292 46 27
radyografidergisi@gmail.com

RADYOGRAFİ DERGİSİ YAYIN KURULU

Yard.Doç.Dr. Nuran Akyurt
Marmara Üniversitesi SHMYO
Yard. Doç. Dr. Ertunga ESEN
İstanbul Üsküdar Üniversitesi SHMYO
Yard. Doç.Dr. M.Nurullah Kurutkan
Düzce Üniv.Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Yard. Doç. Dr. Birkan Tapan
İstanbul Bilim Üniv. SHMYO
Yard.Doç.Dr. .Perihan Şenel Tekin
Ankara Üniversitesi SHMYO
Yard. Doç. Dr. Ayşegül Yurt
Dokuz Eylül Üniversitesi SHMYO
Dr. Muhammed Elmaoğlu
Medical Imaging Academy
Öğr. Gör. Hasan Durmuş
İstanbul Aydın Üniversitesi SHMYO
Öğr.Gör. Sefa Işıklar
Uludağ Üniversitesi SHMYO
Öğr.Gör. İzzet Paruğ Duru
Gedik Üniversitesi SHMYO
Öğr.Gör. A.Fatih KOCAER
K.Maraş Sütçü İmam Üniversitesi SHMYO
Öğr. Gör. Havva PALACI
Gedik Üniversitesi SHMYO
Araş. Gör. Murat Balıkcı
Marmara Üniversitesi SHMYO
Arş. Gör. Yusuf Şimşek
Gazi Üniversitesi SHMYO
Nük.Yük.Müh. Y.Ergün Togay
Radyasyondan Korunma Derneği
Ahmet Kumaş
Ankara Özel Etlik Sağlık Koleji
Serpil Akbulut
TÜMRAD-DER Antalya Temsilcisi
Gürdoğan Aydın
TÜMRAD-DER Kırşehir Temsilcisi
İbrahim Dursun
TÜMRAD-DER KKTC Temsilcisi
Özer ERDEN
TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu Üyesi
Muharrem Keskin
TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu Üyesi
Necmettin Kılıç
TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu
Mehmet Tokatlıoğlu
İzmir Alsancak Devlet Hastanesi



Merhaba,

Yeni bir kongrede daha birlikteyiz. Her kongreyi yeni bir heyecanla karşılıyoruz. Değişik bölgelerden, hastanelerden bir araya gelen meslektaşlarımızda 4 gün boyunca mesleğimizi konuşuyor, sorunlarımızı tartışıyor, mesleğimizin geleceğine bir tuğla daha koyarak kongreyi geride bırakıyoruz.

Bu yıl çok farklı bir kongre olacak. İlk defa kongremizle birlikte bir kurs planladık. **MR Fizik Kursu**, çok değerli eğitim kadromuzla MR teknolojisini, MR teknolojisindeki yenilikleri, tanıya etkisi, artılarını, eksilerini bu kurs programı içerisinde öğreneceğiz. Bilgi ve deneyimlerimizi birleştirerek hizmet sunumunda kaliteyi yükseltmeye gayret edeceğiz.

Değerli Meslektaşlarım,

8. Ulusal Radyoloji Teknisyenleri Kongresi ve MR Fizik Kursu 'nda yapılan sunumlar, hazırlanan bildiri ve posterler sizler için kaynak oluşturması açısından kitap haline getirdik. Sizlerin hizmetine sunulan bu kitaptaki tüm yazılar, makale ve posterler büyük bir emeğin ürünü olduğunu unutmayalım. Bilgi yaşayan en kutsal varlıktır. Bilgiyi yaşatan yegane şey paylaşmaktır. Sizlerinde bilgiyi paylaşma konusunda gerekli hassasiyeti göstereceğinize inanıyoruz. Kongremizin ve bu kitabın sizlere yararlı olmasını diliyoruz.

TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu



Muharrem KESKİN
Eğitim Sekreteri



Onur EVMEZ
Mali Sekreter



Ömer Hayyam AKPINAR
Basın Yayın ve Halkla İlişkiler
Sekreteri



Mustafa Talat ERDEM
Hukuk ve mevzuat Sekreteri



Özer ERDEN
Genel Başkan Yardımcısı



Gonca ÇATAK
Genel Sekreter



Durmuş ŞAHİN
Sosyal İşler ve Dış İlişkiler
Sekreteri



Necmettin KILIÇ
Örgütlenme Sekreteri

KONGRE BİLİM KURULU

Prof. Dr. Tamer KAYA	<i>Emekli Radyoloji Uzmanı (Bilimsel Kurul Başkanı)</i>
Prof. Dr. Nail BULAKBAŞI	<i>KKTC Yakınoğu Üniv. Tıp Fak. Radyoloji ABD</i>
Prof. Dr. Musturay KARÇAALTINCABA	<i>Hacettepe Üniv. Tıp Fak. Radyoloji ABD</i>
Prof. Dr. Bülent TEKİNSOY	<i>İstanbul Aydın Üniv. SHMYO Müdürü</i>
Prof. Dr. Erkin ARIBAL	<i>Marmara Üniv. Pendik EAH Radyoloji ABD</i>
Doç. Dr. Menduh DURSUN	<i>İstanbul Üniv. Tıp Fak. Radyoloji ABD</i>
Yard Doç. Dr. Nuran AKYURT	<i>Marmara Üniv. SHMYO</i>
Yard. Doç. Dr. Yeliz DADALI	<i>Kırşehir Ahi Evran Üniv. Tıp Fak. Radyoloji ABD</i>
Yard. Doç. Dr. Erdoğan FİŞEKÇİOĞLU	<i>Yeditepe Üniv. Diş Hekimliği Radyodiagnoz ABD</i>
Uz. Dr. Mehmet YÖRÜBULUT	<i>Acıbadem Ankara Hastanesi Radyoloji ABD</i>
Dr. Muhammed ELMAOĞLU	<i>MİA Genel Koordinatörü</i>
Nük. Yük Müh. Yusuf Ergün TOGAY	<i>Türkiye Radyasyondan Korunma Derneği Başkanı</i>
Ahmet KUMAŞ	<i>Eğitimci, Araştırmacı-Yazar</i>
Adem ERDEM	<i>Konica Minolta –Medsis Medikal Satış ve Paz. Müdürü</i>
Gürdoğan AYDIN	<i>Kırşehir Ahi Evran Üniv. Eğitim ve Araştırma Hastanesi</i>
Havva PALACI	<i>Gedik Üniversitesi SHMYO</i>
İbrahim DURSUN	<i>KKTC Yakınođu Üniv. Hastanesi Radyoloji</i>
Murat KARAKOÇ	<i>Ge Healthcare Eğitim Uzmanı</i>
Volkan KUTLU	<i>Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi</i>
Özgür DEMİRKILINÇ	<i>Ge Healthcare Eğitim Uzmanı.</i>
Necmettin KILIÇ	<i>Ankara Mamak Ağız ve Diz Sağlığı Merkezi</i>
Ercan TÜRERER	<i>Nevşehir Kadın Doğum Hastanesi</i>
Heybet ASLANOĞLU	<i>TÜMRAD-DER Başkanı</i>
Özer ERDEN	<i>TÜMRAD-DER Başk. Yard</i>
Durmuş ŞAHİN	<i>TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu Üyesi</i>
Muharrem KESKİN	<i>TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu Üyesi</i>
Mustafa ÇATEL	<i>TÜMRAD-DER Eski Yönetim Kurulu Üyesi</i>
Serpil AKBULUT	<i>TÜMRAD-DER Antalya İl Temsilcisi</i>

KONGRE DÜZENLEME KURULU

Prof. Dr. Tamer KAYA

Onursal Başkan

Heybet ASLANOĞLU

Başkan

Özer ERDEN

Başkan Yardımcısı

Durmuş ŞAHİN

TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu

Muharrem KESKİN

TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu

Hakan TANRIVERDİ

TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu

Mustafa ÇATEL

TÜMRAD-DER Yönetim Kurulu

Gürdoğan AYDIN

Kırşehir İl Temsilcisi

Ahmet KUMAŞ

Disiplin Kurulu Üyesi

Serpil AKBULUT

Antalya İl Temsilcisi

TÜMRAD-DER

TÜM RADYOLOJİ TEKNİSYENLERİ VE TEKNİKLERLERİ DERNEĞİ

Millet Cad. No.11 İnan İşhanı K.6/615 Aksaray-Fatih / İSTANBUL

Tel-Fax: 0 212 530 30 23 **Gsm:** 0 532 292 46 27

www.tumrad.net tumradder@gmail.com

ORGANİZASYON SEKRETERLİĞİ



BAŞKAN GRUP & RENAWA TURİZM KONSORSİYOMU

Ziya Gökalp Cd. No:22/25 Kızılay/ANKARA

Tel: +90(312) **474 0 555**

radyolojikongresi@gmail.com

BAŞKAN GRUP : +90(312) 417 16 19 www.baskangrup.com

RENAWA TURİZM: +90(312) 474 05 55 www.renawaturizm.com

Bu kitap, Tüm Radyoloji Teknisyenleri Teknisyenleri ve Teknikerleri Derneği tarafından
8. Ulusal Radyoloji Teknisyenleri Kongresi ve MR Fizik Kursu'nda
ÜCRETSİZ dağıtılmak üzere **İSKETECOPY Matbaa Tesisleri-İstanbul'da** bastırılmıştır.
Kitap, izinsiz çoğaltılamaz, kaynak gösterilmeden kullanılamaz.
Kitapta bulunan yazı ve makalelerin sorumluluğu yazarına aittir.

8. Ulusal Radyoloji Teknisyenleri Kongresi ve TÜMRAD-DER 2014 yılı seminerleri
GE Healthcare ve **Opakim** tarafından desteklenmektedir.

“Röntgen ışınları bizi asla yanıltmazlar; onların dilini yanlış yorumlamakla ya da onlardan verebileceklerinden fazlasını istemekle yanılan biziz.”

1897 , Antoine Bécl  re

İÇİNDEKİLER

SUNUM ÖZETLERİ

Radyasyonun Organizma Üzerindeki Etkileri.....	12
Tanısal Radyolojide Radyasyondan Korunma	23
Tanısal Radyolojide Kişisel Koruyucular ve Standartlar.....	28
Radyasyon Güvenlik Komiteleri’nin Görev ve Yetkileri	32
Radyolojide Kalite Uygulamaları	34
Girişimsel Radyolojide Güncel Yaklaşımlar’’Hepatik Malignitelerde Alternatif Tedaviler’’	36
Perfüzyon CT Çekim Tekniği ve Klinik Uygulamaları.....	40
Kardiovasküler BT Anjiyografi Tekniği ve Yenilikler.....	42
Kafa Travmalarında Radyolojik Yaklaşımlar.....	44
Radyoloji Teknisyen/Teknikerlerinin Sorunları ve Çözüm Önerileri.....	48
Radyografik Kalite.....	52
Radyolojide Cihaz Güvenliği.....	58
MR’da Personel ve Hasta Güvenliği.....	61
Dijital Radyoloji Sistemleri (CR, DR).....	65
MR Teknolojisi Nereye Gidiyor? MR’da Yenilikler.....	68
MR Cihazının Bileşenleri.....	72
fMR Tekniği ve Fonksiyonel MR Klinik Uygulamaları	74
MR’da Difüzyon ve Tensör Tekniği.....	77
Mamografi Fiziği ve Dijital Mamografide Yeni Çözümler.....	85
Mamografi Kimlere Çekilir? Mamografi Çekim Teknikleri.....	89
Ağız ve Diş Anatomisi ve Diş Görüntüleme Teknikleri.....	96
Dental Görüntüleme Teknikleri.....	97

SÖZLÜ BİLDİRİLER

Türkiye’de Radyoloji Teknisyenleri/Teknikerlerinin Mezuniyet ve İstihdam Durumu.....	102
Kadınlar Varikosel Olur mu?.....	106
Fetal MRG.....	111
Mamografi Sistemlerinin Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Açısından Değerlendirilmesi İçin Bir Yöntem Önerisi.....	115
Sterotaktik Vakum Biyopsilerinin Prone Masada Pozisyonlamada Hataların Değerlendirilmesi.....	121
An Overview Of MGB, Superconductors For MRI Applications.....	125
Beyin MR Görüntülemeye ASL (Arterial Spin Labeling) Tekniğinin Kullanılmasının Avantajları.....	128
Zaman Çözümlemeli MR Anjio Tekniğinin Tanısal Katkıları.....	130
Monte Carlo Simülasyonu ve Tıbbi Görüntüleme Alanında Kullanılan Dedektörlerin Tasarımındaki Uygulama Alanları	132

POSTERLER

Familiyal Serebral Kavernöz Malformasyon Tanısında Susceptibility Weighted İmaging (SWI) Sekanslarının Üstünlüğü..	138
Kaudat Nukleusta Yerleşimli Maligniteyi Taklit Eden Kapiller Telenjiyektazide SWI Sekansının Tanıya Katkısı.....	139
Kadınlar Varikosel Olur Mu?.....	140
Aksesuar Hemiazigos Ven Sistemi ‘nin ÇKBT Sistemi ile Görüntülenmesi.....	141
Abdominal Aort Anevrizmasının Evar İşlemi Sonrasında ÇKBT Cihazı ile Görüntülenmesi.....	142
Nadir Rastlanan Kardiak Kisthidatik’in Dual Source Cihazı ile Görüntülenmesi.....	143
İnflamatuvar Bağırsak Hastalıklarının MRG ve ÇKBT ile Görüntülenmesi.....	144
Splenik Arter Anevrizmasının 16 Dedektörlü BT Cihazı ile Görüntülenmesi.....	145
Talasemi’de Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	146
Pozitron Emistyon Tomografi (PET/CT).....	147
Koroner ÇKBT Anjiyografi.....	151

DERNEKTEN HABERLER

Hayatlarında hiçbir başarı gösteremeyenler, kendilerini başkalarının başarılarını küçültmekle teselli ederler.

SUNUM ÖZETLERİ

“Başarı, nişan alınan hedeflerle, ulaşılan hedefler arasındaki ayrımdır.” (Nabert)

RADYASYONUN ORGANİZMA ÜZERİNDEKİ ZARARLI ETKİLERİ

Ahmet KUMAŞ

Araştırmacı, Eğitimci-Yazar

Özel Etlik Sağlık Koleji

Müdürü

1- RADYASYONUN ZARARLI ETKİLERİNE DAİR BAZI TARİHSEL GERÇEKLER

A lman fizikçi Prof. Dr. Wilhelm Conrad ROENTGEN (1845-1923) tarafından 08 Kasım 1895 tarihinde x-ışınlarının keşfedilmesi radyoloji bilim dalının doğmasına vesile olmuş ve x-ışınlarının keşfi tıp alanında bir çığır açmıştır. Ancak; radyolojinin tanı ve tedaviyle ilgili uygulamalarında özellikle gamma ve x-ışını gibi iyonlayıcı radyasyonların çalışanlar ve hastalar üzerinde birçok biyolojik zarara neden olduğu bilinmektedir.

X – ışınlarının bir yıllık uygulamaları sonucu (1896 yılında), bu ışınların deride eritem (kızarıklık) yaptığı STENVENS, epilasyon (saç dökülmesi) etkisi ise J. DANİEL tarafından gözlenmiştir. Ayrıca; yine 1896 yılında Fransız fizikçi Jean PERRİN (1870-1942) tarafından x-ışınlarının (iyonlayıcı radyasyonların) gazları iyonize ettiği saptanmıştır (Kendisine 1926 yılında Nobel Fizik Ödülü verilmiştir).

Doğada kendiliğinden radyasyon yayan (radyoaktif) maddelerin var olduğu, ilk kez 24 Şubat 1896 tarihinde Fransız fizikçi Henri BECQUEREL (1852-1908) tarafından saptanmıştır. Böylece; doğada mevcut uranyum, toryum, aktinyum ve radyum gibi radyoaktif maddeler tarafından salınan alfa, beta ve gamma gibi radyoaktif ışınlar da canlı organizmalar üzerinde olumsuz etkilerde bulunmaktadır. Özellikle taş ve topraktan yayılan radon ve toron gazları taş, toprak ve beton meskenlerde yaşayanları daha çok etkilemektedir. Uzaydan dünyamıza ulaşabilen kozmik ışınlar ve ultraviyole ışınlar da canlı organizmalar üzerinde etkilerde bulunabilir. Dolayısıyla; canlılar doğal radyasyona da maruz kalmaktadır.

X – ışınlarının keşfinden sadece 3 yıl sonra, 1899 yılında yüksek radyasyon dozuna maruz kalan bir radyologun sağ elinde yaralar görülmüş, 1902 yılında ise kanser olgusuna dair ilk rapor yayınlanmıştır. Elinde yaralar görülen radyologun 1932 yılında eli kesilmiş, 1933 yılında da kanserden ölmüştür (Nük. Yük. Müh. Yusuf Ergün TOGAY. Radyasyon ve Biz TAEK Yay.). Bu olay nedeniyle, 1903 yılından itibaren radyasyonlara karşı önlem alınmaya başlamış, 1933 yılından itibaren de daha etkili koruyucu önlemler alınmaya başlanmıştır.

1920 yılında, New Jersey saat fabrikasında saat minelerini radyumlu boya ile boyayan işçi kızlar üzerinde radyumun iç radyasyon etkisi saptanmış ve kemiklere yerleşen radyum nedeniyle kemik kanserlerinden ölenlerin olduğu gözlenmiştir.

Radyoloji biliminin kurucusu Fransız fizikçi Prof. Dr. Wilhelm Conrad ROENTGEN ölümünden kısa bir süre önce kendisine bağırsak tümörü tanısı koymuştur.

1927 yılında Amerikalı genetikçi Herman Joseph MULLER (1890-1967) tarafından, radyasyonun genlerde değişiklik yaparak mutasyona neden olduğu saptanmıştır (Kendisine 1946 yılında Nobel Tıp Ödülü verilmiştir.).

Toryum tuzlarının radyoaktif olduğunu saptayan, polonyum ve rodyum elementlerini bulan, ömrünü radyoaktif maddeler üzerindeki çalışmalarda harcayan, 1903 yılında Nobel Fizik Ödülünü Henri BECQUEREL ile paylaşan ve 1911 yılında da Nobel Kimya ödülü alan Fransız fizikçi Marie CURIE (1867-1934), 4 Temmuz 1934 yılında aşırı radyasyon dozuna bağlı lösemi (kan kanseri) nedeniyle ölmüştür. Bu nedenle; kendisine “bilim için kendisini öldüren kadın!...” denilmektedir.

Pierre ve Marie CURIE çiftinin kızları İrene JOLIOT-CURIE (1897-1956) ve kocası Jean Frederick JOLIOT-CURIE (1900-1958) tarafından 15 Ocak 1934 tarihinde yapay radyoaktivite bulunmuştur (Kendilerine 1935 yılında “ Nobel Kimya Ödülü” verilmiştir.). Dolayısıyla; sadece doğal radyoaktif maddelerle yetinilmeyip, yapay yolla da radyoaktif madde üretimi mümkün olmuş ve radyasyon kaynakları artmıştır.

İlk atom reaktörü 1942 yılında ABD’de Enrico FERMI (1901-1954) yönetiminde gerçekleştirilmiş ve ilk atom bombası 6 Ağustos 1945 tarihinde JAPONYA’nın Hiroşima kentine, ikinci atom bombası ise 9 Ağustos 1945 tarihinde Nagazaki kentine atılmış, bu bombalar sonucunda binlerce kişi ölmüş, yaralanmış veya sakat kalmıştır.

Dünyada 1945-1997 yılları arasında 137 radyasyon kazası olmuş, 1957 yılında İngiltere’de meydana gelen Windscale nükleer santral kazası, 1979 yılında ABD’de meydana gelen Troe Mile Island reaktör kazası ve 1986 yılında eski Sovyetler Birliği’nde meydana gelen Çernobil nükleer santral kazası gibi kazalarda da bir çok insan ölmüş, yaralanmış veya sakat kalmıştır.

Günümüzde radyasyonun gerek somatik ve gerekse genetik etkilerinin çoğu bilinmektedir.

2- İYONLAYICI RADYASYONLAR

Madde ile etkileştiğinde iyonlaşmaya neden olan radyasyonlar iyonlayıcı (iyonizan) radyasyon olarak bilinir. İyonlayıcı radyasyonlar katı, sıvı ve gaz maddeleri iyonlaştırır. İyonlayıcı karaktere sahip her radyasyon organizma üzerinde belirli bir biyolojik etki gösterir.

İyonlayıcı Radyasyonlar	
Partikül (madde) yapısında olanlar	Foton (enerji) yapısında olanlar
➤ Alfa ışınları (+) ➤ Beta ışınları • Pozitronlar(+) • Negatronlar (-) ➤ Nötron ışınları ➤ Gamma ışınları (0) ➤ Elektron demeti (-)	➤ Kozmik ışınlar ➤ Gamma ışınları ➤ X- ışınları ➤ Ultraviyole ışınları

Partikül yapılı radyasyonların kütlesi olduğundan, bu tür radyasyonlar madde yapısındadır. Madde yapısındaki radyasyonların biyolojik etkileri hareketleri sırasında kazandıkları kinetik enerjinin dokulara aktarılmasından ileri gelmektedir. Oysa, kütlesiz enerji tane ciği olan foton yapısındaki elektromanyetik radyasyonlar sahip oldukları penetrasyon yeteneğine bağlı olarak etkileştikleri dokulara doğrudan enerji olarak nüfuz ederek biyolojik zarar yol açmaktadır.

İyonlayıcı radyasyonlar hem radyodiagnostik (tanıs al radyoloji) hem de radyoterapi (radyasyon onkolojisi) uygulamalarında yaygın olarak kullanılmakta olduğundan, hem çalışanlar, hem de hastalar radyasyonun biyolojik etkilerine maruz kalmaktadır.

3- RADYOLOJİK İNCELEME YÖNTEMLERİNE AİT BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLER

Yukarıdaki tabloda da görüldüğü üzere, Röntgen, Bilgisayarlı Tomografi (BT), Radyonükleid görüntüleme /Sintigrafi (SPECT/PET) gibi tıbbi görüntüleme yöntemlerinde fiziksel etken olarak iyonlayıcı radyasyon kullanıldığından, çalışanlar ve hastalar için belirli bir biyolojik zarar söz konusudur.

4- RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA MARUZ KALINAN RADYASYONLAR

Radyoterapi alanında gerek teleterapi ve gerekse söz

3- RADYOLOJİK İNCELEME YÖNTEMLERİNE AİT BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLER

Sıra No	Tıbbi Görüntüleme Yönteminin adı		Yöntemde yararlanılan radyasyon	Yöntemin dayandığı fiziksel esas	Yöntemde yararlanılan radyasyonun karakteri
01	Konvansiyonel Röntgen		X – ışınları	Transmisyon	İYONLAYICI I... (iyonizan)
02	Dijital Röntgen				
03	Bilgisayarlı Tomografi				
04	Radyonükleid Görüntüleme/ Sintigrafi (SPECT/PET)		Gamma ışını	Emisyon	
05	Kemik –Mineral Dansitometri	SPA		Transmisyon	
		DPA			
		DEXA			
		Kantitatif BT			
06	Manyetik Rezonans(MR)		Radyofrekans dalgalar	Emisyon	NON-İYONİZAN
07	Ultrason (US)		Sesötesi (eko) Dalgalar	Refleksiyon	
08	Termografi (TG)		İnfrared ışınlar (ısı dalgaları)	Emisyon	
09	Transilüminasyon (Diyafonografi)		Kırmızı ışık veya enfraruj ışınlar	Transmisyon	
10	BT- Laser mammografi		Laser ışınları		

konusudur.

a) Teleterapi (External Radyoterapi) Yönteminde Maruz Kalınan Radyasyonlar

Kobalt-60 uygulamalarında gamma ışını, yüklü parçacık hızlandırıcısı (akseleratör) uygulamalarında ise Linear (doğrusal) hızlandırıcı ve Betatron hızlandırıcısı kullanıldığından x-ışını veya elektron demeti, ağır parçacık hızlandırıcılarında siklotron kullanıldığında nötron ışınları, mikrotron kullanıldığında elektron demeti ve Van de Graft jeneratörler kullanıldığında ise x-ışınlarına maruz kalınmaktadır.

b) Brakiterapi (İnterstisyel Radyoterapi) Yönteminde Maruz Kalınan Radyasyonlar

İntertisyel (doku içine) radyoterapi, interkaviter (vücut boşluklarına) radyoterapi, kontakt (temas) radyoterapi ve sistemik selektif radyoterapi uygulamala-

rında genellikle gamma ışını ve hipertermik radyoterapi uygulamalarında ise ısı dalgalarına maruziyet söz konusudur.

5- RADYASYONUN BİYOLOJİK ETKİLERİNİN BAĞLI OLDUĞU FAKTÖRLER

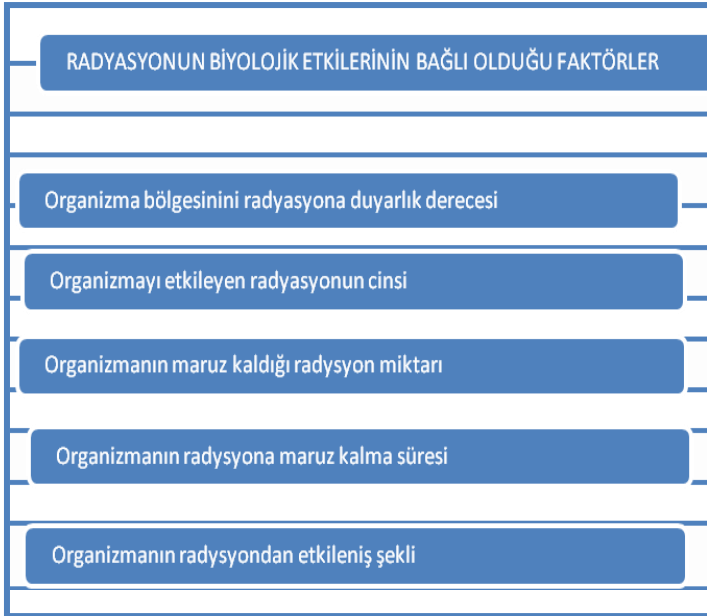
a) Organizma bölgesinin radyasyona duyarlılık derecesi

Hücre ne kadar genç ve bölünme ve çoğalma yeteneği ne kadar yüksekse, radyasyona karşı duyarlılık o kadar fazladır. Buna göre; çocuklar yetişkinlere göre radyasyona karşı daha duyarlıdır. Ayrıca; mitoz bölünmenin profaz evresinde radyasyona duyarlılık oldukça artmaktadır.

Organizmanın ısı derecesi, dokulardaki oksijen miktarı ve metabolizma faaliyetleri radyasyona duyarlılığı doğru orantılı olarak artırır.

Ayrıca; bazı kimyasal maddeler (örneğin; akdinomisin-D) radyasyona duyarlılığı artırırken, bazı kimyasal mad-

dele (örneğin; Aminothioli) ise radyasyona duyarlılığı azaltır.



deler (örneğin; Aminothioli) ise radyasyona duyarlılığı azaltır.

Tablo: Radyasyona karşı duyarlık sınıflaması

Radyosensitif (Radyasyona duyarlı)	Radyorezistans (Radyasyona dirençli)
• Üreme hücreleri • Göz merceği ve retina • Lökositlerin lenfosit türü • Kemik iliği • Dalak • Deri • İnce bağırsaklar	• Kas doku • Sinir doku • Olgun kemik doku

Tablo: Radyasyona karşı duyarlık sınıflaması

Organizmanın her yeri radyasyona karşı aynı duyarlılıkta olmadığı gibi, aynı organın farklı kısımları bile farklı duyarlılığa sahip olabilmektedir. Örneğin: Midenin fundus bölgesi, midenin diğer bölgelerine göre, bağırsaklarda lenf bezleri ve pyer plaklarının bulunduğu bölgeler bağırsağın diğer kısımlarına göre ve gözde retina, gözün diğer kısımlarına göre, radyasyona karşı daha duyarlıdır.

b) Organizmayı Etkileyen Radyasyonun Cinsi

Radyasyonun biyolojik zararları, dokuya aktarılan enerjinin büyüklüğüne de bağlıdır. Radyasyonun cinsi değiştiğinde enerjisi de değişir. Örneğin; alfa ve beta

parçacıklarının enerjisi farklı olduğu gibi, gamma ve x-ışınlarının da enerjileri farklıdır.

Alfa ve beta gibi partiküler radyasyonların, biyolojik etkileri kinetik enerjileriyle doğru orantılıdır. Gamma ve x-ışınları gibi elektromanyetik dalga türü radyasyonların yaratacağı biyolojik etki ise bu ışınların dalga boyu ile ters orantılıdır.

İyonlayıcı karaktere sahip radyasyonlar katı, sıvı ve gaz maddelerle etkileştiğinde, bu maddelerde iyonlaşmaya neden olur. Organizmada biyolojik zarara yol açabilen radyasyonlar iyonlayıcı karakter taşır. İyonlar yüklü parçacıklardır.

Örnek:

KATI:	NaCl	x-ışını	Na ⁺ + Cl ⁻
SIVI:	H ₂ O	x-ışını	H ⁺ + OH ⁻
GAZ:	O ₂	x-ışını	O ₃ (ozon)

yonlar etkileştiği her katı maddeden sekonder ışın yayımına neden olur. Radyoloji alanında en büyük sekonder ışın kaynağı hastanın kendisidir. Sekonder radyasyonların dalga boyu uzun, enerjileri ise düşük olduğundan, biyolojik zarar uzun yıllar (10-20 yıl) sonra ortaya çıkar.

c) Organizmanın Maruz Kaldığı Radyasyon miktarı

Organizmanın maruz kaldığı radyasyon miktarı ile meydana gelecek zararın büyüklüğü doğru orantılıdır. Dolayısıyla; doz değerleri (Kv, mAs, s) arttıkça radyasyonun etkisi de artar.

6 Ağustos 1945 tarihinde Japonya'nın Hiroşima ve 9 Ağustos 1945 tarihinde Nagazaki kentine atılan atom bombası binlerce kişinin ölmesi ve yararlanmasına neden olması yanında, gelecek nesillerde mutasyona da neden olmuştur. Ayrıca; birçok nükleer santral kazasında da benzer sonuçlar görülmüştür.

Yer kabuğunda bulunan doğal radyum elementi (Radyum-226) bozunma sürecinde "radon gazı" salmaktadır. Bu nedenle, radon gazı salımına uygun evlerde odalar yeterli sıklıkla havalandırılmalıdır.

d) Organizmanın Radyasyona Maruz Kalma Süresi

Radyasyona maruziyet süresi arttıkça, radyasyonun organizma üzerindeki etkileri de artmaktadır. Uzun süre (yıllarca) düşük radyasyon dozuna maruz kalan radyasyon çalışanlarında zamanla bazı biyolojik zararlar görülebilir. Bu nedenle; sağlık (şua) izinleri zamanında kullanılmalı ve tıbbi zorunluluk olmadıkça hastalar uzun süre radyasyona maruz bırakılmamalıdır.

e) Radyasyonun Organizmayı Etkileyiş Şekli

İyonlayıcı karaktere sahip radyasyonlar organizma üzerindeki etkilerini ya doğrudan (direkt) primer radyasyon şeklinde, ya da dolaylı (endirekt) olarak sekonder radyasyon şeklinde gösterir.

Primer radyasyonlara maruziyette biyolojik zarar için pratik anlamda belirli bir sürenin geçmesine gerek yoktur. Sekonder radyasyonların zararlı etkileri ise kısa sürede değil, uzun sürede ortaya çıkmaktadır. Sekonder radyasyonun zararlı etkilerine organizmada biriken enerji neden olmaktadır.

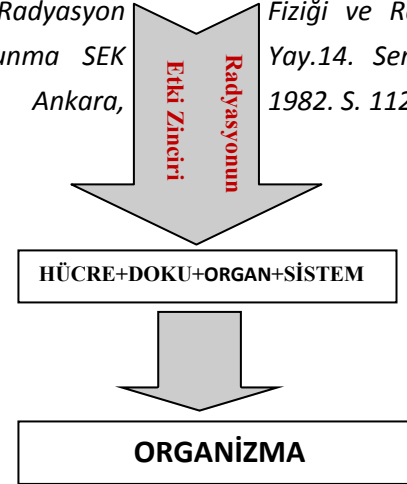
6- Radyasyona maruz kalan organizmada görülebilen belirtiler

Radyasyonun Erken Belirtileri (Akut Işınlama Belirtileri)	Radyasyonun Geç Belirtileri (Kronik Işınlama Belirtileri)
a. <u>Kısa sürede yüksek doza maruziyet durumunda</u> - Halsizlik, ateş, baş ağrısı - Mide bulantısı, kusma - İştahsızlık, karın ağrısı, ishal - İç kanama, bilinç kaybı - Ağız ve boğaz enfeksiyonları - Hızlı zayıflama, anemi - Katarakt - Saç dökülmesi (epilasyon) - Erkeklerde geçici kısırlık b. <u>Bölgesel radyasyon hasarları</u> - El ve parmaklarda harabiyet - Deride eritem (kızanıklık), döküntü, bülleler (su kabarcıkları) veya ülserler (açık yaralar), nekroz (doku ölümü) - Gözde saydamlık kaybı veya katarakt - Erkeklerde geçici sterilit (geçici kısırlık) - Kadınlarda menstruasyon (regl/adet) ve ovülasyon (yumurtlama) olaylarında Düzensizlik (Düşük dozlarda dahi söz konusudur). c. <u>Hamilelikte radyasyona maruziyet</u> - Bebeğin doğum öncesi ölümü - Büyüme ve gelişmede yavaşlama - Zihinsel gerilik vb.	a. <u>Uzun süre (yıllarca) düşük radyasyon dozlarına maruziyet durumunda</u> - Gözde fark edilebilir opasite (saydamlık kaybı), katarakt, kornea delinmesi ve körlük - Salgı sisteminde bozukluklar - Sürekli sterilit (sürekli kısırlık) - Lösemi (Kan kanseri), kemik kanseri, akciğer kanseri, tiroit ve meme kanseri vb. - Doğal yaşam süresinde kısalma b. <u>Gelecek nesillere ait belirtiler</u> - Konjenital anomaliler - Büyüme gelişme geriliği - Doğum öncesi veya doğum sonrası ölüm

7- RADYASYONUN ORGANİZMA ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Radyasyonun etkilediği temel birim hücredir. Kısa sürede alınan radyasyon dozu kısa sürede ölüme neden ola-

bildiği halde, uzun sürede alınan radyasyon dozunun ise bu etkiyi azalttığı bilinmektedir. Örneğin; “10 Gray değerindeki radyasyon dozunun bir defada alınması halinde %100 ölüm görüldüğü halde, aynı radyasyon dozunun 24 saat ara ile 5+5 Gray olarak alındığında ölüm oranı %40 olmaktadır.” (Doç. Dr. Gürcü Gürcan YÜLEK Radyasyon Fiziki ve Radyasyon-dan Korunma SEK Ltd. Şti. Ankara, Yay.14. Semih Ofset 1982. S. 1128).



8- RADYASYON SAĞLIĞINA DAİR BAZI VERİLER

Tablo 1: X-Işını Cihazlarıyla Yapılan Bazı Radyolojik İncelemelerde Hastaların Maruz Kaldığı Ortalama Etkin Doz Değerleri

Radyolojik İncelemenin Adı	Etkin Doz (mSv)
Anjiyografi	20,0
BT	5,0
Üriner sistem	3,90
Kolesistografi	2,00
Lomber	1,80

Tablo 2: Toplum Üyelerinin Maruz Kaldığı Yıllık Ortalama Radyasyon Miktarı Dünya Ortalaması

Fiziksel Etken	Maruz Kalınan Ortalama Doz (mSv/Yıl)
Radon gazı	1,30
Gamma ışını	0,46
Kozmik ışınlar	0,39
Tıbbi ışınlamalar	0,30
İç radyasyon (potasyum-40 vb.)	0,23
Radyoaktif serpinti	0,007
Mesleki çalışma	0,002
Radyoaktif atıklar	0,001
Tüketici ürünler	0,0005
TOPLAM	2,7 mSv/Yıl

Radyasyonun Organizma Üzerindeki Biyolojik Etkileri

a)Radyasyonun Hücre Üzerindeki Etkileri	a)Hücre zarı üzerine etkisi	Hücre zarının "seçici geçirgen" özelliğinde bozulma (Hücre zarının osmoz ve aktif transport olayları üzerinde fonksiyon gösteremeyişi)
	b)Stoplazma üzerine etkisi	- Stoplazmanın organik temel bileşikleri (karbonhidratlar, lipidler, lipoidler ve proteinler) üzerinde kimyasal değişiklikler - Stoplazma içindeki organellerin fonksiyonlarında bozulma (örneğin: Ribozomlar protein üretemez. Lizozomlar nükleik asit, protein ve lipidlerin parçalanmasında kullanılan enzimler yapılamaz. Mitokondriyumlar hücre solunumu ve oksidasyonu gibi olaylarda rol oynayan enzimleri üretemez.
	c)Hücre çekirdeğine etkisi	- Protein nezim ve nükleik asitlerin (RNA ve DNA'nın) sentezi yapılamaz (DNA olmadan hücrede çoğalma faaliyetleri gerçekleşemez). - Döl hücrelerinin çekirdekleri radyasyondan etkilenirse, DNA molekül zinciri hasar görmüş olacağından, gelecek nesiller de zarar görmüş olur.
b)Radyasyonun Genital Sistem ve İntrauterin Yaşam Üzerindeki Etkileri		- Üreme organları etkilendiğinde döllenmede geçici değişiklikler - Genital siklus (menstruasyon ve ovülasyon) olaylarında düzen bozukluğu - Normalde 42-50 yaşlarında gerçekleşmesi beklenen menopoza (adet kesimi) olayının daha erken yaşlarda gerçekleşmesi - Zygotun ölmesi ve düşmesi - Gelecek nesillerde mutasyona bağlı sakatlık - Hamilelik döneminde ilk 8 gün zarfında alınan radyasyon nedeniyle bebeğin doğum öncesi ölümü - Hamileliğin 8.-56. günlerini kapsayan dönemde alınan radyasyon bebekte büyümekte büyümenin gecikmesine - Hamileliğin 14.-105. günlerini kapsayan dönemde maruz kalınan radyasyon bebekte nörolojik etkilere (zihinsel gerilik, felç vb.) - İntra uterin yaşamın ilk 2 aylık döneminde (embriyo döneminde) organlar teşekkül ederken alınan radyasyon teşekkül etmekte olan organların anomalisine
c) Radyasyonun Bazı Doku ve Organlar Üzerindeki Etkileri		<u>Epitel dokularda yıkım</u> (sindirim kanalı epiteli, boşaltım ve genital sistemin tüp şeklindeki oluşumlarının iç duvarları, uterus epiteli, gözün kornea tabakası, tiroit bezi epiteli ve trakea epiteli gibi dokularda yıkım) <u>Sindirim</u> sisteminde salgılamada azalma, mide bağırsak ülserleri, ince bağırsaklarda emilim bozuklukları (özellikle lieberkühn bezelerinde bozukluk), bağırsak peristaltizmindeki artışa bağlı durmayan ishaller <u>Gözde</u> katarakt, kornea ülserleri ve perferasyonu, retina lezyonları ve nihayet körlük <u>Deride</u> yanma, eritem, ülserasyon, pigmentasyon ve ileri safhalarda deri kanserleri (Not: Derinin kıllı bölgeleri kılsız bölgelere oranla daha duyarlıdır). <u>Saç</u> köklerindeki yıkıma bağlı olarak saçlarda donukluk, kırılma ve geçici ya da sürekli epilasyon (saç dökülmesi, kellik) deride duyarlılık kaybı (hissizlik) <u>Karaciğer ve böbreklerde</u> fonksiyon bozuklukları, idrar yapma zorluğu, mesane hücrelerinde yıkım, çocuklarda tiroit bezi kanserleri <u>Kemiklerde</u> ileri derecede kemikleşme, kemik kırılmaları, kemik nekrozları ve kemik kanserleri <u>Bağ doku</u> tellerinde yıkım - Kas tonusunda azalma
d) Radyasyonun Kan ve Kan yapıcı Organlar Üzerindeki Etkileri	a) Lökositler üzerindeki etkileri	- Lökosit türlerinden radyasyona en duyarlı olan lenfositler etkilenirse, vücudun antikor üretimi doğrudan etkileneceğinden, organizmanın bağışıklık sisteminde bozulma - Bazofiller etkilenirse eritrositlerin aglütinasyonu söz konusu (Kemik iliği aktivitesinin arttığı hallerde ve lösemide bazofil sayısı artar). - Eozinofillerin vücudu yabancı proteinlerden , alerjilerden ve parazit enfestasyonlarından korumaya çalıştığı sanılmaktadır. Ayrıca; eozinofiller

	damar içindeki kan pıhtılaşmalarında fibrinlerin parçalanmasında görev yaptığı bilinmektedir. Radyasyon etkisiyle bu görevlerde aksama • Nötrofiller fagositoz yoluyla vücut savunmasında rol oynar. Nötrofillerin radyasyondan etkilenmesi sonucu vücudun savunma sisteminde zayıflama • Monositler özellikle iltihaplı bölgelerde görev yaparlar. Etkilenmeleri halinde iltihaplı yaralarda iyileşme güçlüğü, savunma sisteminde zayıflama, enfeksiyon hastalıklarına yakalanma riski artar
b) Trombositler üzerindeki etkileri	• Trombositlerde yıkım nedeniyle kandaki pıhtılaşma olayında güçlük ve kanama (diş etleri, bağırsak vb. yerlerde durmayan kanamalar). • 1 mm³ kanda 200.000-500.000 olan trombosit sayısının 50.000 civarına düşmesi halinde kanama, 10.000 civarına düşmesi halinde ise bağlı ölüm
c) Eritrositler üzerindeki etkisi	• Eritrositler radyasyona karşı en dirençli kan hücreleri olmakla birlikte, radyasyondan etkilediklerinde dokulara yeterli oksijen sağlanamaması söz konusu • Kemik iliğinin yıkılan eritrositleri yerine yenilerini üretmek için aşırı faaliyete geçmesi sonucu pernisiyöz anemi (öldürücü anemi)
e) Radyasyonun Salgı Bezleri Üzerindeki Etkileri	• Glandula parotis (kulak altı tükürük bezi), Glandula Submandibularis (çene altı tükürük bezi) ve Glandula Lingualis (dilaltı tükürük bezi) salgılandaki azalmaya bağlı ağız kuruluğu ve konuşma güçlüğü (Tükürük pityalin ve maltaz enzimlerini içerir. Bu enzimler olmadan ağızdaki sindirimde karbonhidratlar dekstrin ve maltoza çevrilemez) • Tiroit bezinin fonksiyonunda bozulma • Karaciğer ve pankreasın fonksiyonunda bozulma (Pankreasın fonksiyonundaki bozulmaya bağlı olarak dış salgılardan olan tripsin, amilaz ve lipaz enzimlerinin azalması sonucu yağ ve protein metabolizmasında bozulma) • Pankreasın iç salgılarından olan insülin ve glukagon hormonlarındaki azalmaya bağlı olarak şeker metabolizmasında aksaklık • Midede proteinleri peptonlara çevirmede görev yapan "pepsin" ve yine sindirimde görevli HCl miktarında azalma (midedeki sindirim olayında bozulma) • Radyasyonun emzikli anne üzerindeki etkisine bağlı olarak süt üretiminde azalma
f) Radyasyonun Organizma Üzerindeki Diğer Etkileri	• Radyasyonun tınak köklerini etkilemesi sonucu tınaklarda çelimsizlik, donukluk, çatlama veya ileri safhalarda tınak düşmesi • Ter ve yağ bezlerinde fonksiyon bozukluğu • Parmak ve el sırtlarında ileride kansere dönüşme olasılığı yüksek (prekanserojen) lezyonlar • Vaktinden önce yaşlanma

“Hiç kimse başarı merdivenine eli cebinde tırmanmamıştır.” (J. Kethmourhead)

TANISAL RADYOLOJİDE RADYASYONDAN KORUNMA

Nükleer Yük. Müh.

Y.Ergün TOGAY

Türkiye Radyasyondan
Korunma Derneği Başkanı

Giriş

İnsanoğlu varoluşundan bu yana sürekli olarak radyasyonla iç içe yaşamak zorunda kalmıştır. Gelişmiş endüstriyel ekonomilerin ve yüksek yaşam standartlarının, doğada mevcut olmayan bazı radyasyon kaynakları kullanılmadan süreklilik gösterebileceğini düşünmek şimdilik pek mümkün gözükmemektedir. İşte bu yüzden insanoğlu, teknolojik gelişiminin gereği olarak, bazı radyasyon kaynaklarını yapay yollarla da üretme ihtiyacı duymuştur. Bu kaynaklar, bir çok işin daha iyi, daha kolay, daha çabuk, daha ucuz ve daha basit yapılmasına olanak sağlamaktadır. Bazı durumlarda ise alternatifleri yok gibidir. Tıbbi alandaki radyasyon uygulamaları, radyasyonla görüntü elde edebilme ve radyasyonun hücre veya tümörleri yok edebilme yeteneğine sahip olması temeline dayanır. Bu iki özelliğinden dolayı radyasyon hastalıklarının teşhis ve tedavisinde önemli rol oynar. Ancak, gerekli önlemler ve koruyucu tedbirler alınmadığı takdirde hem radyasyonla çalışanlar hem de hastalar radyasyon yanıkları ve hastalıkları, doğal ömür süresinin kısalması, kanser ve kalıtsal bozukluklar gibi radyasyon kaynaklı zararlara maruz kalma riskine sahip olacaklardır.

Radyasyon ve Çeşitleri

Doğal ya da yapay radyoaktif çekirdeklerin kararlı yapıya geçebilmek için dışarı saldıkları veya radyasyon üreten cihazlardan salınan hızlı parçacıklar ve/veya elektromanyetik dalga şeklinde taşınan enerji “**radyasyon**” olarak adlandırılır.

Radyasyonu, genel olarak, “**iyonlaştıran**” ve “**iyonlaştırmayan**” radyasyon çeşitleri olarak iki ana gruba ayırmak mümkündür. **İyonlaştıran radyasyon, çarptığı maddede yüklü parçacıklar (iyonlar) oluşturabilen radyasyon demektir.** İyon meydana gelmesi yani iyonizasyon olayı herhangi bir maddede meydana gelebileceği gibi insanlar dahil tüm canlılarda da oluşabilir. O halde iyonlaştıran radyasyon çeşitleri, önlem alınmadığı takdirde tüm canlılar için zararlı olabilecek radyasyon çeşitleridir. Başlıca beş iyonlaştıran radyasyon çeşidi vardır. Bunlar, **Alfa parçacıkları, Beta parçacıkları, X ışınları, Gama ışınları ve Nötronlar**dır.

Radyasyon Birimleri

İyonlaştıran radyasyon çeşitleriyle yapılan çalışmalarda sonuca ulaşabilmek ve zararlı biyolojik etkileri belirleyebilmek için radyasyon miktarının bilinmesi gerekir. Bu amaçla geliştirilecek ölçüm yöntemleri için her şeyden önce radyasyon miktarının ölçümünde kullanılan birimlerin tanımlarının yapılması zorunludur.

Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) radyasyon çalışmalarında kullanılan kavramlar olan aktivite, ışınlama dozu, soğurulma dozu ve doz eşdeğeri için özel birimler tanımlamıştır. Bunlar sırasıyla; **Curie (Ci), Röntgen (R), rad ve rem**’dir. Bu özel birimler, 1986 yılından itibaren terk edilmeye başlanmış ve yerine tüm dünyada kullanılan birimlerin aynı olması düşüncesi ile

M.K.S. sistemini esas alan “Uluslararası Birimler Sistemi (SI)” kullanılmaya başlanmıştır. Aynı kavramlar için SI birimleri sırasıyla **Becquerel (Bq)**, **Coulomb/kg**, **Gray (Gy)**, ve **Sievert (Sv)** olarak seçilmiştir. Tablo 1 de radyasyon terimleri ve doz hesaplamalarında kullanılan özel birimler ile SI birimleri arasındaki ilişki topluca verilmiştir.

İyonlaştıran Radyasyonun İnsan Sağlığı Üzerindeki Etkileri

İyonlaştıran radyasyonun insan sağlığı üzerinde yaratabileceği zararlı etkiler uzun zamandır bilinmektedir. Bu etkiler radyasyon yanıkları, radyasyon hastalıkları, doğal ömür süresinin kısalması,

kanser ve kalıtsal bozukluklardır. Hatta, çok büyük miktarlarda radyasyon dozuna maruz kalınması halinde ani ölümlere bile rastlamak mümkündür.

Radyasyon yanığı olaylarına ilk kez, 1895 yılında Röentgen’in X ışınını bulduğunu açıkladığı ilk ay içerisinde rastlanmaya başlanmıştır.

Doğal radyoaktiviteyle çalışan ilk araştırmacılar da bu tür etkiler görülmüştür. Örneğin Becquerel, cebinde taşıdığı bir radyum numunesiyle kendi kendini yakmış, Marie ve Pierre Curie radyumla yaptıkları çalışmalar esnasında ciddi şekilde cilt yanıklarına maruz kalmışlardır.

Tablo .1 Radyasyon terimleri ve özel birimler ile SI birimleri arasındaki ilişki

TERİM	BİRİMİ		DÖNÜŞÜM
	ESKİ	YENİ	
AKTİVİTE	Curie (Ci) ; 3.7×10^{10} parçalanma / 1 saniye	Becquerel (Bq); 1 parçalanma/1 saniye	$1\text{Ci}=3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ $1 \text{ Ci}=37\text{GBq}$
İŞINLANMA DOZU	Röntgen (R) ; normal hava şartlarında (0°C ve 760 mm Hg basıncı) havanın 1kg’ında 2.58×10^{-4} Coulomb/luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X veya y radyasyonu miktarıdır.	Coulomb / kilogram (C/kg) ; normal hava şartlarında havanın 1 kg’ında 1 Coulomb’luk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X veya y radyasyonu miktarıdır.	$1\text{C/kg}=3876 \text{ R}$ $1\text{R}=2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$
SOĞURULMUŞ DOZ	radiation absorbed dose (rad) ; ısınlanan maddenin 1 kg’ında 10^{-2} Joule’lük enerji soğurulması meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.	Gray (Gy) ; ısınlanan maddenin 1 kg’ında 1 Joule’lük enerji soğurulması meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.	$1\text{Gy}=100\text{rad}$ $1\text{rad}=0.01 \text{ Gy}$
DOZ EŞDEĞERİ	röntgen equivalent man (rem) ; 1 Röntgenlik X veya y ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır. $\text{rem}=(\text{rad}) \times (W_R)^*$	Sievert (Sv) ; 1 Gy’lık X ve y ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır. $\text{SV} = (\text{GY}) \times (W_R)^*$	$1\text{Sv}=100 \text{ rem}$ $1\text{rem}=0.01\text{Sv}$

* W_R , “Radyasyon ağırlık faktörü” olarak adlandırılır. Farklı radyasyonların biyolojik etkilerindeki farklılıkları hesaba katmak ve aynı zamanda radyasyondan korunma hesaplarını basitleştirmek için kullanılan bir faktördür.

Radyasyon tipi	Enerjisi	W_R	Radyasyon tipi	Enerjisi	W_R	Radyasyon tipi	Enerjisi	W_R
X ve γ	bütün	1	nötron	Termal<1keV	2	nötron	7 MeV	7
B β parçacığı	>30 keV	1	nötron	10keV	2.5	nötron	10 MeV	6.5
B β parçacığı	<30 keV	1.7	nötron	100keV	7.5	nötron	14 MeV	7.5
Doğal α parçacığı	bütün	10	nötron	500 keV	11	nötron	20 MeV	8
Ağır çekirdek	bütün	20	nötron	1MeV	11	nötron	tanımsız	10
Proton	<10 MeV	10	nötron	2.5 MeV	9	-	-	-
Yapay α	bütün	20	nötron	5 MeV	8	-	-	-

Bu çalışmaların başlamasını takip eden iki üç yıl içerisinde ise radyasyondan korunmak gerektiği artık yaygın bir şekilde anlaşılmıştır. Bu konuda uyarılan radyasyon çalışanlarının bazıları gerekli önlemleri almışlarsa da önlem almayanlar da olmuş ve sonuç olarak da bu kişiler radyasyonun neden olduğu ciddi zararlara maruz kalmışlardır.

1905 yılına gelindiğinde artık aşırı derecede radyasyon dozunun kansere de neden olduğu bir çok tıp dergisinde yayınlanan onlarca bilimsel makaleyle ispatlanmaya başlanmıştı. O tarihlerde elleri defalarca radyasyona maruz kalan bir çok işçi ölümcül deri kanserine yakalanmış, kanserin yayılmasını önlemek için 100'den fazla kişinin organları kesilmiş ve bir çok radyolog ise bu tip deri kanserinden ölmüştür. Bay ve bayan Curie'nin her ikisinin ölümlerine, belki de radyasyonun sebep olduğu, kan kanseri neden olmuştur.

1920'lerin sonuna gelindiğinde, böcekler üzerinde yapılan araştırma sonuçları radyasyonun genetik bozukluklara da neden olduğunu ortaya koymaktaydı. Bu gerçeği ortaya çıkaran Herman Müller daha sonra Nobel barış ödülü kazanmıştır.

Radyasyonun insan sağlığı üzerindeki etkileriyle ilgili olarak son yüz yıldır yapılan sayısız araştırmalar sonucunda, her ne kadar yüksek şiddetli ışınlanmaların yaratabileceği hasarlar hakkında önemli bilgilere ulaşılabilmiş olursa da düşük şiddetli ışınlanmalar için aynı şeyi söylemek ne yazık ki şu an için pek mümkün görünmemektedir.

Radyasyondan Korunma Yöntemleri

Radyasyonun ışık hızıyla (3×10^7 m/sn) hareket ettiği ve enerjisini etkileştiği maddeye yaklaşık olarak 10^{-17} saniye gibi oldukça kısa bir süre içerisinde transfer ettiği düşünülecek olursa, alınacak önlemlerin radyasyona maruz kalmadan önce uygulanması gerektiği kendiliğinden ortaya çıkmaktadır.

Radyasyondan tamamen arındırılmış bir ortamda yaşamamız ve ondan tümüyle korunmamız şimdilik mümkün gözükmemektedir. Ancak, bazı önlemler alarak maruz kalabileceğimiz radyasyon miktarını en aza indirmeye çalışabiliriz.

Radyasyon korunması ulusal ve uluslararası yasalarla sağlanmaktadır. Her ülkenin, radyasyonla çalışanları ve toplum üyeleri için oluşturduğu radyasyon güvenliğini sağlayıcı yasa, tüzük ve yönetmelikleri bulunmaktadır. Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu (ICRP)'nin, dünya genelinde radyasyon ve biyolojik etkileri üzerine yapılan araştırmaların sonuçlarına dayanarak radyasyon korunmasının daha etkin yapılması amacı ile zaman zaman yayınladığı öneriler ışığında bu ulusal yasa, tüzük ve yönetmelikler de güncelleştirilmektedir.

Ülkemizde Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK), ICRP önerilerini de göz önüne alarak hazırladığı radyasyon güvenliğine ilişkin ilke, önlem ve hukuki sorumluluk sınırlarını belirleyen tüzük ve yönetmelikleri hükümette sunmakta, bunların yasallaştırılmasını sağlayarak uygulanmalarını da denetlemektedir. Bu ulusal tüzük ve yönetmeliklere göre radyasyon üreten ve radyoaktif madde içeren tesis veya cihazlar, TAEK'den izin alınmadan herhangi bir amaç için kurulamaz, bulundurulamaz ve kullanılamaz.

Ülkemizde uygulanan Radyasyon Güvenliği Tüzük ve Yönetmelikleri, ICRP'nin radyasyon korunması bakımından ortaya koyduğu 3 temel ilkeye dayanmaktadır. Bu ilkeler:

a) Net bir fayda sağlamayan hiçbir radyasyon uygulamasına izin verilemez.

b) Ekonomik ve sosyal faktörler gözönüne alınarak, bütün radyasyon uygulamalarında maruz kalınacak dozun mümkün olduğu kadar düşük tutulması için gerekli önlemler alınmalıdır

c) Mesleği gereği radyasyonlarla çalışanlar ve halk için yılda alınmasına müsaade edilen doz sınırları aşılmamalıdır.

Çalışanların Radyasyondan Korunması

Tıbbi ve endüstriyel alanlarda görevi gereği radyasyona maruz kalan kişilerin, radyasyon dozu ölçen cihazlarla ciddi ve sürekli bir şekilde kontrol edilmeleri gerekir.

Solunum, sindirim ve derideki çizik veya yaralar vasıtasıyla vücuda alınarak bir **iç radyasyon tehlikesi** yaratabilecek radyoizotoplara karşı bu tür personele ortamın tehlike durumuna göre, solunum cihazlı özel giysiler veya maskeler sağlanmalıdır.

Radyasyon çalışanlarının bir **dış radyasyondan tehlikesinden** korunmak için, genel olarak, dikkat etmesi gerekli olan üç kural vardır: bunlar “**kaynak yanında gereğinden fazla bir süre kalmamak**”, “**mümkün olduğunca kaynağa uzak bir mesafede çalışmak**” ve “**kaynak ile aralarına engelleyici bir zırh malzemesi koymak**”tır. Şimdi, bu üç kuralı basit bir şekilde açıklamaya çalışalım;

Kaynak Yakınında Harcanan Zaman : Radyasyon yayan kaynağın yakınında ne kadar az zaman geçirilirse o kadar az doza maruz kalınır. Belli bir zaman içerisinde bir radyasyon kaynağından maruz kalınacak doz

$$\text{Doz} = (\text{Doz Şiddeti}) \times (\text{Zaman})$$

formülü ile hesaplanır.

Kaynağa Olan Mesafe : Radyasyon kaynağından uzaklaştıkça, maruz kalınabilecek doz miktarı azaltılabilir. Radyasyon, kaynağından uzaklaştıkça çevreye yayılır ve şiddetini kaybeder.

Bir radyasyon kaynağından belli bir uzaklıkta iken maruz kalınabilecek doz miktarı

$$D_r = D_0 (r_0/r)^2$$

ilişkisi ile hesaplanır. Burada, $r_0=1m$, r kaynağa olan herhangi bir uzaklık (metre cinsinden), D_0 kaynaktan 1m uzaklıktaki ve D_r ise kaynaktan r uzaklıktaki doz miktarlarıdır.

Zırhlama : Radyasyon dozunu azaltan diğer bir yöntem, radyasyon kaynağı ile kişi arasına bir engel konulmasıdır. Bu engeli oluşturan malzeme zırh olarak adlandırılır. Genel olarak, yüksek yoğunluklu madde-

lerden yapılmış malzemeler özellikle X ve gama ışınlarına karşı etkili bir korunma sağlarlar.

Uranyum metali, X ve gama ışınları için en etkili zırh malzemesidir. Tungsten de çok iyidir. Kurşun iyi, çelik ise kabul edilebilir bir zırh malzemesidir. Beton, bu malzemeler kadar iyi olmasa da maliyetinin ucuzluğu ve yapımının kolay olmasından dolayı yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Kalın bir beton duvar yeterince kalın yapılmış ise, ince bir uranyum veya kurşun duvar kadar etkili olabilir.

TANISAL RADYOLOJİDE DOZ AZALTMA

TEKNİKLERİ KULLANILARAK

RADYASYONDAN KORUNMA

Radyografi ve Floroskopi uygulamalarında aşağıdaki doz azaltma teknikleri kullanılarak hem radyasyonla çalışanların, hem hastaların hem de çevrenin maruz kalacağı radyasyon dozu miktarı azaltılarak radyasyonun zararlı etkilerinden korunulabilir.

1- Radyografi uygulamalarında,

- Kolimatör kenarları monitor görüntüsünde belli olmalıdır.
- Hasta dozunu azaltmak ve görüntü kalitesini yükseltmek için ışınlanan alan mümkün olduğunca küçültülmelidir.
- Optimum görüntü kalitesi ve en düşük radyasyon dozu kombinasyonunu elde edilecek şekilde mümkün olan en yüksek (kVp) ve en düşük mAs değerleri seçilmelidir.
- Nadir element ekranları ve hızlı filmlerin kullanılmalıdır.
- Hasta yataklarında, kaset yüzeyinde ve grid boşluklarında soğurucu özelliği düşük olan maddeler kullanılmalıdır.

f) Genel radyografi uygulamalarında (diş hariç) mobil cihazlar için tüp-hasta mesafesi 30 cm'den az olmamalıdır.

g) Sabit radyografi ve floroskopi uygulamalarında tüp-hasta mesafesi 30 cm'den az olmamalıdır.

h) Banyo işlemleri optimize edilmelidir.

ı) Tüp filtrasyonu mümkün olduğunca arttırılmalıdır.

i) Radyasyon uygulaması sırasında, radyasyon çalışanı veya personel kesinlikle hasta yanında bulunmamalı, ihtiyaç halinde destek teçhizatları kullanılmalı veya hasta refakatçisinden yardım alınmalıdır.

k) Radyasyon çalışanı radyasyon uygulaması sırasında, hastayı rahatlıkla görüp izleyebileceği ve asgari olarak radyasyon çalışanları için belirlenmiş yıllık doz sınırını aşmayacak şekilde zırhlanmış kumanda ünitesinde durmalı ve uygulama bitene kadar burayı terk etmemelidir.

l) Tüp, kullanılabileceği azami voltaj ve azami akıma ayarlanmış durumda çalışırken; tüp fokusundan 1 m uzaklıktaki ölçülen doz hızı değerlerinin ortalaması 1 mGy/ saat değerini geçmemelidir.

m) Diş muayenelerinde diş filimleri bizzat hasta tarafından tutulmalıdır

2- Floroskopi uygulamalarında

a) Floroskopi cihazları, radyografiden beklenen verileri elde etmek amacıyla kullanılmamalıdır.

b) Cihazların zaman uyarıcıları bulunmalıdır.

c) Floroskopi düğmesi basınca radyasyon veren, bırakınca radyasyonu kesen tipteki cihazlar tercih edilmelidir.

d) Görüntü kuvvetlendirici tüpünün operatörün bulunduğu tarafta olacak ve hastaya temas edecek kadar yakın tutulmalıdır.

e) Tüp, kullanılabileceği azami voltaj ve azami akıma ayarlanmış durumda çalışırken; tüp

fokusundan 1 m uzaklıktaki ölçülen doz hızı değerlerinin ortalaması 1 mGy/ saat değerini geçmemelidir.

f) Hastadan gelen radyasyonu azaltmak için koruyucu perdeler, kurşun eşnelikli camlar kullanılmalıdır.

g) Radyasyon uygulaması sırasında hastadan mümkün olduğunca uzakta durulmalıdır.

h) Floroskopik girişimsel işlemler sırasında, operatör ve X ışını tüpü arasına steril, tek kullanımlık, kurşunsuz radyasyon koruyucu örtüler (Vinytol material) yerleştirilmelidir.

ı) Hasta ile operatör arasına mümkün olduğu kadar hastaya yakın yerleştirilmiş hareketli kurşun zırh kullanılmalıdır.

i) Kurşun eşdeğer özellikli koruyucu önlük, gözlük, boyunluk ve uygulamanın özelliğine bağlı olarak eldiven kullanılmalıdır.

k) Operatör, boyun bölgesinde olmak üzere biri koruyucu önlük üzerinde diğeri de altında olmak üzere iki dozimetre kullanılmalıdır.

l) Yardımcı personel eğitilmeli, floroskopik görüntüleme anında, özellikle yüksek doz hızı modlarında, yardımcı personel masadan uzaklaştırılmalıdır.

m) Hastanın radyasyona maruz kalması istenmeyen bölgeleri koruyucu teçhizatla örtülmelidir.

TANISAL RADYOLOJİDE KİŞİSEL KORUYUCULAR VE STANDARTLARI

Biyolog

Garip EREL

PGD Denetçisi

A Sınıfı İş Güvenliği Uzmanı

ÇSGB İş Sağlığı ve Güvenliği

Genel Müdürlüğü

Türkiye ile Avrupa Birliği arasında 1995 yılında tesis edilen Gümrük Birliği Anlaşması kapsamında Avrupa Birliği teknik mevzuatının uyumlaştırılması çalışmaları süreci başlamıştır. Bu kapsamda 29.06.2001 tarihli ve 4703 sayılı Ürünlere İlişkin Teknik Mevzuatın Hazırlanması ve Uygulanmasına Dair Kanunun 4. maddesi ve 15.01.1997 tarihli ve 97/9196 sayılı Bakanlar Kurulu kararı ile hangi kurumun hangi alandan sorumlu olduğu belirlenmiştir. Bu karar gereği, Çalışma Bakanlığı Kişisel Koruyucu Donanım (KKD) mevzuatının uyumlaştırılması ile görevlendirilmiştir. Söz konusu yönetmelik, İş Sağlığı ve Güvenliği Genel Müdürlüğü (İSGGM) tarafından uyumlaştırılarak, 9 Şubat 2005 tarihinde yürürlüğe girmiştir. Kişisel Koruyucu Donanım Yönetmeliği revize edilerek 29 Kasım 2006 tarih ve 26361 sayılı Resmî Gazete’de yayınlanarak aynı tarihte yürürlüğe girmiştir. Yönetmelikte yapılan düzenlemelerle piyasa gözetimi ve denetimi, ürün güvenliği, CE uygunluk işareti, uygunluk değerlendirmesi ve belgelendirme kuruluşları gibi kavramlar mevzuatımıza kazandırılmıştır.

Ülkemiz piyasasına arz edilen tüm kişisel koruyucu donanımların KKD Yönetmeliğinin ekinde yer alan temel sağlık ve güvenlik gereklerini taşıması gerekmektedir. Ürün güvenliği ürünün imalatçısı veya yetkili temsilcisinin sorumluluğunda olup denetlenmesi ise Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığının yetki ve sorumluluğunda bulunmaktadır. Bakanlık bu yetkiye dayanarak piyasa gözetimi ve denetimi yapmaktadır. AB dışındaki üçüncü ülkelerden yapılan kişisel koruyucu donanımların ithalat denetimleri ise Ekonomi Bakanlığı tarafından yapılmaktadır.

Kişisel Koruyucu Donanım (KKD) Yönetmeliği:

Kişisel Koruyucu Donanım Yönetmeliği, insan sağlığı ve can güvenliğini korumak için kullanılan kişisel koruyucu donanımların, imalatı, ithalatı, piyasaya arzı, hizmete sunumu ve denetimi ile kullanıcı ve üçüncü şahısların can ve mal güvenliğinin tehlikelere karşı korunmasına ilişkin usul ve esasları belirlemektir.

Kişisel Koruyucu Donanım; bir veya birden fazla sağlık ve güvenlik tehlikesine karşı korunmak için kişilerce giyilmek, takılmak veya taşınmak için tasarlanmış herhangi bir cihaz, alet veya malzemeyi ifade etmektedir.

KKD kullanımında temel prensip; öncelikli olarak toplu korunmaya yönelik önlemlerin alınması, mevcut riskler alınan teknik önlemlere rağmen istenilen düzeye indirilemediği takdirde, KKD kullanılmalıdır. Toplu korunma ile tüm çalışanlar hedeflenirken, kişisel korunma ile sadece KKD’yi kullanan kişi hedeflenmektedir.

Mesleki korunma amaçlı kullanılan koruyucular dışındaki kalan özellikle; güvenlik güçleri ve ordu mensuplarının veya kanun ve düzenin korunmasında görevli kişilerin kullanımı için tasarlanmış ve üretilmiş olan miğfer, kalkan gibi benzeri kişisel koruyucu donanımlar, özel kullanılan bulaşık eldivenleri ile iki veya üç tekerlekli motorlu araç sürücüleri için üretilen başlıklar ve göz siperleri bu yönetmeliğin kapsamına girmektedir.

Ürün Güvenliği ve CE işareti:

Teknik düzenlemeler **temel sağlık ve güvenlik gereklerini** tanımlamaktadır. Bu temel gerekleri karşılayan ürünün **“Güvenli Ürün”** olduğu kabul edilmektedir.

Kısaca Güvenli ürün, normal kullanım süresinde ve normal şartlarda risk taşımayan veya kabul edilebilir ölçüde risk taşıyan ürün olarak tanımlanmaktadır.

CE işareti ürünün; teknik düzenlemesinde belirtilen temel sağlık ve güvenlik gereklerini karşıladığını ve imalatçının ilgili teknik düzenlemeden kaynaklanan bütün yükümlülüklerini yerine getirerek ürünün ilgili uygunluk değerlendirme işlemlerine tabi tutulduğunu gösteren işarettir. Yönetmelik kapsamında ki tüm KKD’ler CE işareti taşımak zorundadır.

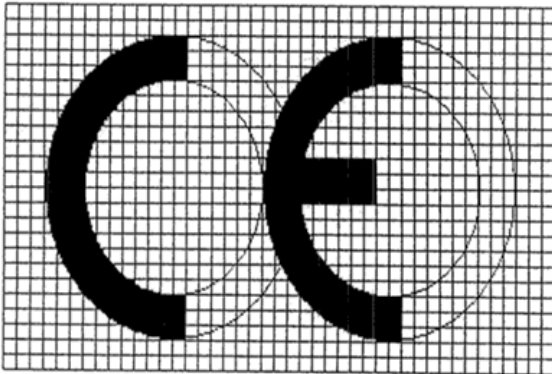
Mevzuata göre düşük düzeydeki risklere karşı koruma sağlayan KKD’ler kategori I, karmaşık ve riski yüksek işlerde kullanılan KKD’ler kategori III ve bu iki gruba girmeyen diğer KKD’ler ise kategori II olarak sınıflandırılmıştır. Özellikle konunun önemine ilişkin olarak iyonlaştırıcı radyasyona karşı kullanılan koruyucuların çalışanlar tarafından kullanılması durumunda, katego-

ri III olarak değerlendirildiği ve ilgili standardın referans numarası ve CE işaretinin sağ alt köşesine dört rakamdan oluşan onaylanmış kuruluş kimlik numarasının yazılması gerekmektedir. CE işareti taşıyan bir ürün hem ülke piyasasında, hem de Avrupa Birliği ülkelerinde serbest şekilde dolaşabilmektedir. Ancak, ilgili teknik düzenlemesine göre üretilmeyen ve güvenli olduğu ispatlanmamış ürünler serbest dolaşıma giremez, piyasaya arz edilemez.

Yeni Yaklaşımda Standartların Önemi,

Standartlar bilim ve teknolojinin en uç noktalarını yansıtmaz ve kalıplaşmış unsurlar olmayıp teknik kuralların genel kabul gören son durumlarıdır. Teknik olarak en son durum, mümkün olan değil kullanılan ya da uygulanabilen anlamındadır. Güncellenmeleri ve teknolojideki ilerlemeleri yansıtmaları gerekir. Standartlar, teknolojideki ilerleme, malzeme bilimindeki ilerleme, uygunluk değerlendirme kuruluşların test faaliyetlerinden elde edilen bilgiler, ölçüm tekniğinin şu anki durumu, ürünün kullanımı sırasında edinilen deneyim, kazalar, hastalıklar hakkında elde edilen istatistikler ve yeni araştırmaların sonuçları gibi nedenlerle her 5 yılda bir gözden geçirilerek revize edilmektedir.

Harmonize standartta uygun olarak üretilip serbest dolaşıma giren malların temel sağlık ve güvenlik gereklerini karşıladığı varsayılmaktadır. Uyumlaştırılmış standartların ise teknik düzenlemede belirtilen temel sağlık ve güvenlik gereklerini karşıladığı kabul edilmektedir. Standartların uygulanması ihtiyari olup, uygulanması isteğe bağlıdır. İmalatçı her zaman diğer teknik bilgilerle desteklenen temel sağlık ve güvenlik gerekliliklerini yerine getirebilir. Harmonize standartların uyumlaştırılmış standart haline getirilmesi ilgili çalışmalar Türk Standartları Enstitüsü tarafında gerçekleştirilmektedir. KKD Yönetmeliği ile ilgili 357 uyumlaştırılmış standart bulunmaktadır.



Neden Piyasa Gözetimi ve Denetimi?

Piyasa gözetimi ve denetimi(PGD); KKD'lerin piyasaya arzı veya ürünler piyasada iken temel gereklere ve teknik dosyasına uygun olarak üretilip üretilmediğinin denetlenmesidir. PGD, gerek kullanıcı ve tüketicilerin korunması gerekse haksız rekabetin önlenmesi için bir araç olup, ürün güvenliğini esas almaktadır. Bir ürün için ilgili teknik düzenlemesinde belirtilen temel sağlık ve güvenlik gereklerine uygun olduğu sürece, pahalı veya ucuz olmasının yerli veya ithal olmasının bir önemi bulunmamaktadır. Malların serbest dolaşımı ve ürün güvenliği kapsamında üretilen tüm ürünlerin yasal mevzuata uygunluğunun sağlanması gerekmektedir. Bu gereklilik PGD ile sağlanmaktadır. Dolayısıyla, piyasa gözetimi ve denetimi faaliyetleri ile mevzuata uyum yönünde uygulamada bulunan işletmelerin korunması ve haksız rekabetin önlenmesine de katkı sağlamaktadır. Yapılan denetimler de imalatçının veya yetkili temsilcisinin iletişim bilgilerini vermeyen dağıtıcı hakkında imalatçı gibi işlem yapılmaktadır.

PGD Nasıl Gerçekleştirilir?

Piyasa gözetimi ve denetimi; kazaların incelenmesi sonucu elde edilen geri bildirimler, tüketici şikâyetleri, vatandaşların veya diğer üretici firmaların yapacağı ihbarlar, Rapex (güvensiz ürünlere ilişkin olarak oluşturulmuş bir veri tabanı) ile bildirilen riskli ürünler dikkate alınarak gerçekleştirilmektedir.

Denetimler de aranan önemli belgelerden biri olan kullanım kılavuzunun ürünle birlikte bulunması ve ithal edilmiş olan ürünlerde de bu belgenin mutlaka Türkçe olması gerekmektedir.

Ürün bilgileri herhangi bir ürünün temel unsurlarından biri olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle bu bilgiler açık ve anlaşılır olması gerekmekte olup, yönetmeliğin EK: II' sinin I-4'ünde belirtilen bilgileri içermelidir. Sağlanan bu bilgiler KKD'nin bir parçası olarak kabul edilmektedir.

Belirtilen bilgiler kapsamında Ekim ayı içerisinde İstanbul'da gerçekleştirilen sektörel PGD faaliyetleri

sırasında X-ışınına karşı korumaya yönelik koruyucu kurşun önlükleri, gözlük, eldiven, tiroit ve gonad koruyucusu gibi koruyucu ürünlerin denetimi yapılmıştır. Yapılan denetimlerde söz konusu ürünlerin Hindistan ve Almanya'dan ithal edildiği, CE işareti ve Türkçe kullanım kılavuzu taşıdığı halde yerli üretim ürünlerde ise CE işareti ve Türkçe kullanım kılavuzunun bulunmadığı, yerli üretim koruyucu kurşun önlüklerinin belgelendirilmesinde (89/686/ECC) Kişisel Koruyucu Donanım Yönetmeliği esas alınması gerekirken (93/42/EEC) Tıbbi Cihaz Yönetmeliği kapsamında değerlendirilerek self deklarasyon (kendi beyanı) ile piyasaya arz edildiği tespit edilmiştir.

Bahse konu ürünler hasta tarafından kullanılıyorsa Tıbbi Cihaz Yönetmeliği (93/42/EEC), çalışanlar tarafından kullanılıyorsa KKD Yönetmeliği (89/686/EEC) kapsamında değerlendirilmelidir. Bu yönetmelik kapsamında yer alan söz konusu koruyucuların, Kategori III olarak değerlendirilmesi nedeniyle belgelendirme sürecinde devreye giren onaylanmış kuruluşlar ürünlerin ilgili mevzuatta belirtilen temel sağlık ve güvenlik gereklerini sağladığını belirledikten sonra AT Tıp İnceleme belgesi düzenler ve üreticiye sunar. Bunun üzerine üretici ürüne CE işareti iliştip kullanım kılavuzu ile birlikte ürünü piyasaya arz eder. Radyasyona karşı koruma sağlayan ürünler de CE işaretinin sağ alt köşesinde onaylayan kuruluşun dört haneli kimlik numarası ve ilgili standardın referans numarasının bulunması gerekmektedir. Bu çerçevede, Sağlık Bakanlığı (Türkiye Kamu Hastahaneleri Kurumu Başkanlığı) konu hakkında bilgilendirilmiş ve gerekli önlemlerin alınması talep edilmiştir. Bu kapsamda 29.11.2013 tarihli ve 80981278 sayılı Genelge ile 87 Kamu Hastahaneleri Birliği Genel Sekreterliğini bilgilendirilmiştir. Sağlık sunucularının söz konusu ürünleri temin etmeleri durumunda hazırlayacakları teknik şartnamede tedarikçilerden ürüne ait AT Tıp İnceleme Belgesi, EN 61331 standardına ilişkin test raporu, Türkçe kullanım kılavuzu ve Uygunluk beyanı gibi teknik belgeleri araması gerekmektedir. İstanbul'da yapılan denetimlerin so

nucunda bir genelgenin yayınlanmış olması memnuniyet verici olarak değerlendirilmektedir.

Piyasa gözetimi denetimi sonucu uygunsuzluk veya güvensizlik tespit edilmesi halinde; üreticiden açıklama istenmekte ve üretici tarafından ürünün ilgili düzenlemelere uygun hale dönüştürülmesi talep edilmektedir. Gerekli durumlarda, süre tanınabilir, ancak buna rağmen ürün güvenli hale getirilmemesi halinde 4703 sayılı “Ürünlere İlişkin Teknik Mevzuatın Hazırlanması ve Uygulanmasına Dair Kanun” un 11. ve 12. Maddeleri çerçevesinde yasal iş ve işlemler yapılarak önlemler alınmaktadır.

SONUÇ

Mevzuatla birlikte, artık CE işareti ve Türkçe kullanım kılavuzu bulunmayan hiçbir kişisel koruyucu donanım piyasaya arz edilmemektedir. KKD dağıtıcısı, sağlayıcısı ya da kullanıcısı olan kişi ya da işletmelerin dikkat etmesi gereken en temel özellik, KKD’nin CE işareti ve kullanım kılavuzu taşıyıp taşımadığı öncelikli olmalı ve CE işareti olmayan bir ürünün güvenliğinden ve koruyuculuğundan şüphe edilmelidir.

Piyasa gözetimi ve denetiminin amacına ulaşması için tüm paydaşların gerekli duyarlılığı göstermesi önem arz etmekte olup, güvensiz ürün tespit edilmesi veya bir ürünün güvensiz olabileceği yönünde şüphelerin bulunması halinde ilgili merci olan Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı İş Sağlığı ve Güvenliği Genel Müdürlüğüne bildirilmesi halinde öncelikli olarak değerlendirmeye alınacaktır.

Tüm Radyoloji Teknisyenleri ve Teknikerleri Derneği (TÜMRAD-DER) ile İSGGM arasında işbirliğinin sağlanması mevcut sorunların çözümü konusunda yararlı olacaktır.



“Gideceđi limanı bilmeyene hiçbir rüzgardan hayır gelmez.” (Montaigne)

RADYASYON GÜVENLİĞİ KOMİTELERİ

Gürdoğan AYDIN

Kırşehir Ahi Evran Üniv.

EAH Radyoloji

Radyoloji alanında çalışanların en önemli ve de en ihmal edilen sorunu radyasyon güvenliği. Aslında sadece çalışanların değil, radyolojiden hizmet alan halkında görmezden gelinen temel sorunu radyasyon güvenliği. Bu yazıda radyasyonun sağlık üzerine etkileri ve nasıl korunacağımızdan bahsetmeyeceğim. Radyasyondan korunma organizasyonunun en temel unsurlarından olan Radyasyon Güvenliği Komitelerinin ve göz ardı edilen işlev ve öneminden bahsedeceğim.

Sağlık Bakanlığı, Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmeliğin 6. Maddesine göre, Radyasyon Güvenliği Komiteleri, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu'nun çıkartmış olduğu "Radyasyon Güvenliği Komiteleri Çalışma Usul ve Esasları" doğrultusunda görevlerini yerine getirmektedir.

Radyasyon Güvenliği Komiteleri Çalışma Usul ve Esasların 1.maddesinde amaç ve kapsam belirlenmiştir.

Amaç ve kapsam

MADDE 1- (1) Bu usul ve esasların amacı, iyonlaştırıcı radyasyon kaynakları kullanılarak yapılan uygulamaların bulunduğu;

a) Nükleer tıp, radyasyon onkolojisi ve radyoloji uygulamalarının en az ikisinin yürütüldüğü bölümleri içeren kuruluşlar ile radyoloji uygulamalarının farklı birimlerde sürdürüldüğü kuruluşlarda,

b) İl sağlık müdürlüğünün koordinasyonunda il sınırları içinde hizmet veren nükleer tıp, radyasyon onkolojisi ve radyoloji uygulamalarının yürütüldüğü kurum/kuruluşların katılımıyla; çalışanların, hastaların, toplumun ve çevrenin radyasyondan korunması ve radyoaktif kaynakların güvenliği ile emniyetini sağlanması amacıyla "Radyasyon Güvenliği Komitesi"nin kurulmasına ve çalışmasına ilişkin usul ve esasları düzenlemektir.

(2) Bu usul ve esaslar, Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği, Madde 71, 72, 73' de lisans sahibi, tesis sahibi ve radyasyondan korunma sorumlusunun görev ve sorumlulukları kapsamında verilen faaliyetlerin yerine getirilmesini sağlamak üzere hazırlanmıştır.

Bu maddenin eski hali "Nükleer tıp, radyasyon onkolojisi ve radyoloji uygulamalarının en az ikisinin yürütüldüğü bölümleri içeren kuruluşlar" ile sınırlı idi. Dernek yöneticilerimizin TAEK'te yaptığı girişimler sonucunda madde yukarıda yazılı halini almıştır. Buradaki amaç bir ilde bulunan bütün uygulamalarda radyasyon güvenliğinin sağlanabilmesidir.

Madde ilk haliyle kaldığında sadece a bendine giren işyerlerinde komite kurulabilirken, maddenin yeni halinde hem a bendine giren işyerlerinde hem de o işyerlerinde kurulan komitelerin katılımıyla İl Sağlık Müdürlüklerinde tüm ili kapsayacak komitenin kurulması sağlanabilmektedir.

Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmeliğin 6. Maddesinde yer alan *“Nükleer tıp, radyasyon onkolojisi ve radyoloji uygulamalarının en az ikisinin yürütüldüğü bölümleri içeren sağlık kurum ve kuruluşları bünyesinde Radyasyon Güvenliği Komitesi kurulur. Bu şartın sağlanamadığı illerde bu komite il sağlık müdürlüğü bünyesinde oluşturulur.”* ifadesi yukarıda belirtilen amaçla örtüşmemektedir. Bu maddeye göre bir ildeki herhangi bir işyerinde bir komite kurulmuşsa o ildeki İl Sağlık Müdürlüğü bünyesinde bir komite kurulamayacağı anlamı ortaya çıkmaktadır. Bu durumun sakıncalarını daha iyi anlayabilmek için Radyasyon Güvenliği Komitelerinin görev yetki ve sorumluluklarına bir göz atmakta fayda var.

(1) Radyasyon Güvenliği Komiteleri aşağıdaki görev ve sorumlulukları yerine getirir.

a) Komite, lisanslı faaliyetlerin mevzuata uygun olarak yürütülmesini ve sürekliliğini sağlamak için gerekli insan gücü ile teknik ve finansal altyapının temin edilmesini sağlar.

b) Komite, her toplantıda kuruluş/kuruluşlarda bulunan tüm radyasyon kaynaklarının envanterini gözden geçirir, sorumlu değişikliği, kaynağın yerinin değişmesi, dene-timli alanlarda yapılan değişiklik, yeni cihaz alımı, faaliyeti sonlandırılan uygulamalar gibi lisans koşullarını etkileyecek değişiklikleri değerlendirir.

c) Komite, her toplantıda radyasyondan korunma sorumlusunun/sorumluları tarafından tutulan kayıtlar ve hazırladıkları raporlara göre; radyasyon görevlilerinin kişisel radyasyon dozlarını, radyasyon seviyeleri ölçüm sonuçlarını, kontaminasyon olaylarını, radyoaktif atık kayıtlarını, kalite kontrol kayıtlarını, bakım onarım kayıtlarını, eğitim programlarını inceler ve değerlendirir.

f) Komite, kuruluş içinde bulunan radyasyon alanlarında;

radyasyon kaynağının özellikleri, çalışma koşulları ve zırlama koşullarını göz önünde bulundurarak denetimli ve gözetimli alanları belirler ve görev tanımlarına göre ‘Çalışma Koşulu’ A ve B’de çalışan kişileri ve harici görevlileri sınıflar.

l) Komite, radyasyon uygulamalarının yapıldığı bölümlerde çalışanların, toplumun ve hastaların radyasyon güvenliğini sağlamak ve kişisel veya kolektif dozların mümkün olan en düşük seviyede tutulabilmesi için radyasyonla çalışılan tüm bölümlerde çalışma koşullarını belirler.

k) Komite, yapılan idari ve teknik düzenlemelerin yerine getirilip getirilmediğini düzenli aralıklarla denetler.

Bütün bu görev ve sorumluluklar yerine getirilirken komitenin yaptırım gücü gene Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmeliğin 6. Maddesinde çok doğru bir biçimde tanımlanmıştır. İlgili maddeye göre: *“Radyasyon Güvenliği Komitesinin etkin çalışmasından, radyasyon güvenliği hususlarının komiteye bildirilmesinden ve komite tarafından alınan kararların uygulanmasından idare sorumludur.”*

Ülkemizde radyasyon güvenliği için düzenleyici ve denetleyici kurum olarak TAEK, ve uygulayıcıların yanı sıra, sac ayağını oluşturacak üçüncü bir bağımsız kontrol mekanizmasının eksikliği, bugüne kadar yaşamış olduğumuz sorun ve aksaklıkların temel nedenidir. Komiteler bu eksikliği bir nebze giderebilecek bir yapı olması gerekirken, mevcut birçok komite bu işlevlerinden uzak, formailiteyi yerine getirmek adına oluşturulmuştur.

Bizlere düşen görev Komitelerin tanımlanan görev ve sorumluluklarını etkin bir şekilde yapması için her platformda çaba sarf etmektir. Her ilde İl Sağlık Müdürlüklerinde Radyasyon Güvenliği Komiteler kurularak, ildeki tüm uygulamaların kontrol altında tutulması sağlanmalıdır. Öncelikle yapılması gereken Sağlık bakanlığının yönetmelikteki engelleyici ifadeyi, atıfta bulunduğu Radyasyon Güvenliği Komiteleri Çalışma Usul ve Esasların 1.maddesindeki amaç ve kapsama uygun hale getirerek her ilde bir radyasyon güvenliği komitesinin kurulması sağlanmalıdır. Tabi ki radyoloji teknisyen/teknikerleri de bu komitelerde aktif rol almalıdır.

RADYOLOJİDE KALİTE UYGULAMALARI

Öğr. Gör. Havva PALACI

Gedik Üniversitesi SHMYO

Tıbbi Görüntüleme Bölümü

Bu çalışma dokümanter nitelikte olup, örnek çalışmalardan yola çıkarak, radyoloji teknikerlerinin kalite uygulamaları konusundaki farkındalığını ve bilgi düzeyini artırarak, mesleki uygulamalarda kalitenin öğrenilmesi ve gelişmesine katkıda bulunmayı amaçlamaktadır. Sağlık Hizmetlerinde kalite değerlendirilmesi 2003 yılından beri çeşitli boyutlarda sağlık kuruluşlarında uygulanmaktadır. Sağlık Hizmeti Kalitesinin Geliştirilmesi ve Değerlendirilmesine Dair Yönetmelik 6 Ağustos 2013 tarihinde Resmi Gazete 28730 sayı numarası ile yayınlanıp yürürlüğe girmiştir.

Sağlık bakanlığı tarafından, 2009 yılı içinde özel hastane ve üniversite hastanelerine yönelik olarak toplam 388 standart ve yaklaşık 1450 alt bileşenden oluşan “Özel Hastane Hizmet Kalite Standartları” hazırlanarak yayınlanmıştır. Radyoloji alanında kalite standartları Sağlık Hizmet Yönetimi başlığı altında Görüntüleme Hizmetlerini, toplam 15 üst başlıkta ve 66 alt başlıkta değerlendirmektedir. Bu başlıklar aynı zamanda iyonize radyasyon ile çalışan birimlerin açılması ve işletilmesine dair yasal mevzuatı da kapsamaktadır. Ayrıca genel temizlik ve atık yönetimi de diğer başlıklar arasındadır. Genel olarak klinik branşların detaylı alt kalite indikatörleri genel eğilim olarak daha geniş bir yer tutmakta ve bu alanlarda daha çok çalışma yapıp veri üretildiği görülmektedir.

Radyoloji alanında ölçülmesi ce izlenmesi gereken pek çok boyut ve gösterge mevcuttur. Radyoloji Teknikerleri uyguladıkları prosedürlerin etkinliğini, geçerliliğini ve verilen hizmetin niteliğini belirlemek için anahtar rol oynamaktadırlar. Tıbbi Görüntüleme Hizmetlerinin ve genel trendin sayısal uygulamaları göz önüne alınarak informatikten yararlanmaya ilişkin bilgiler vermek amacıyla “Radyolojide informatik” ile Tanısal radyolojide kalite kontrol testlerine ilişkin bilgiler verilecektir. Radyolojide cihazların kalite kontrolleri; ALARA prensibinin gerçekleşmesinde, hasta ve çalışanların radyasyondan korunmasındaki önemi göz önüne alınarak bilgiler güncellenecektir.

Tıbbi Görüntüleme Hizmetinin kalitesini ölçmeye ilişkin göstergelerin belirlenmesi mesleki çalışma yapmak ve iyi uygulamaları geliştirmek bakımından yol gösterici olacaktır. Radyoloji Teknikerlerinin hasta ve çalışanların maruz kalacağı radyasyon dozunun minimuma indirgenmesi bakımından temel bir görevi bulunduğundan, kalite göstergeleri ile hasta güvenliğinde anahtar rol oynamaktadır.

HEPATİK MALİGNİTELERDE ALTERNATİF TEDAVİLER

**Prof. Dr. Bülent
TEKİNSOY**

*İstanbul Aydın Üniversitesi
SHMYO Müdürü*

Girişimsel radyolojide günümüzde vardığımız noktayı daha iyi anlamamızı için hepatik maligniteleri örnek bir veri alanı olarak seçtik ve uygulanan tüm tedavi yöntemlerini ve güncel sonuçlarını tartışmak istedik. Vaka seçiminin yeterli diagnostik kriterlere dayanılarak yapılması, tedavi metodu için konulan endikasyon ve prognoz göz önüne alınarak uygulanan riskler günümüzde önem taşımaktadır.

Öncelikle karaciğerin malign tümörlerinin sınıflaması:

1- PRİMER MALİGN TM LER

a- EPİTELİAL TM.	=	hcc (fibrolameller- non-fibrolameller) kolanjiokarsinoma hepatoblastoma
b- MEZENKİMAL TM.	=	anjiosarkom, mikst tm. ler, rabdomyo. - leiomyosarkom, tm. nöroendokrin

2- METASTATİK (SEKONDER) MALİGN TM. LER

kolorektal metastazlar
non- kolorektal met.

HCC PROGNOZ

tümör karakteristiklerine bağlı

sayı, boyut, vasküler invazyon, tm. differansiasyonu, altta yatan k.ciğer hastalığının derecesi, portal ht

1- klinik belirti (+), tedavi (-)	=	3- 6 ay (child c siroz+ büyük tümör)
2- erken tanı + rezeksiyon	=	2 yıl
3- subklinik tm. + rezeksiyon	=	5 yıl survi % 70
		10 yıl survi % 50

4-cerrahi rezeksiyon sonrası= 5 yılda rekürrens %50-80'e kemoterapi??

HCC patogenesisi

siroz → fibrosis++nodüler rejenerasyon >rej. nodül >displastik nodül >hcc

SİROZ ZEMİNİNDE NODÜL TERMİNOLOJİSİ

-REJENERATİF NODÜL	REJ. NODÜL
-DİSPLASTİK NODÜL, düşük derece	MAKROREJ. NODÜL, TİP I, NORMAL ADENOMATÖZ HİPERPLAZİ
-DİSPLASTİK NODÜL, yüksek derece	MAKROREJ. NODÜL, TİP II, ATİPİ İÇEREN ADENOMATÖZ HİPERPLAZİ
-SUBFOKAL HCC İÇEREN	ERKEN HCC, MİKROSKOPİK

DİSPLASTİK NODÜL HCC İÇEREN ADENOMATÖZ HİPERPLAZİ

-HCC VEYA KÜÇÜK HCC makroskopik hcc içeren adenomatöz hiperplazi,

erken ileri evre

-HCC İLERİ HCC, HEPATOMA

HCC- DİAGNOSİS

%80 KR.VİRAL HEPATİT(+), SİROZ (+)

%20 KR.VİRAL HEPATİT (-), SİROZ (-)

AFP+ DES-GAMMA CARBOXYPROTHROMBIN

EN İYİ DİAGNOSTİK YÖNTEM = BT

BT ÖNEMLİ BULGULAR :

ART. HİPERVASKÜLER, GEÇ PORTAL WAH-OUT, PSEUDOKAPSUL, MOSAİK PATTERN

HCC GÖRÜNTÜLEME BULGULARI (GENEL)

SİROTİK ZEMİN >> REJ. NODÜL >> DİSPLASTİK NODÜL >> KÜÇÜK HCC>> BÜYÜK HCC

NODÜL è HCC

PORTAL èHEPATİK ARTERİYEL BESLENME

KR.HAST.+ ARTERİYEL FAZDA KANLANAN KİTLE= HCC

TEK VEYA ÇOK SAYIDA KİTLE

DİFFÜZ, KÖTÜ SINIRLI PARANKİM İNFİLT. % 5 !!

MALİGN NODÜL ÖZELLİKLERİ

>20 MM

ARTERİYAL FAZDA KONTRAST TUTULUMU

HEPATOSELLÜLER SPESİFİK KM.LERİN LEZYONDA TUTULMAMASI, SÜPERPARAMANYETİK DEMİR OKSİT ALIMINDA BOZULMA (UZAMIŞ T2*)

TÜMÖR KAPSÜLÜ (GEÇ FAZDA YÜKSEK SİNYALLİ HALKA)

AGRESİF ÖZELLİKLER (NEKROZ- HEMORAJİ)

LEZYON İÇİ BELİRGİN VASKÜLER YAPILAR (DD= VASKÜLER KİTLELER)

LOKAL+ VASKÜLER İNVAZYON

EKSTRAHEPETİK METASTAZLAR

HCC TEDAVİ- TIBBİ MÜDAHALELERİ ETKİLEYEN UNSURLAR

1- TÜMÖR BOYUTU

2- STAGİNG

3- TÜMÖR GRADE

GRADE YÜKSEK>>>> PROGNOZ KÖTÜ

GRADE DÜŞÜK>>>> TANI ÇOK ZOR

(ÖRNEK: DUCTAL CA. İNSİTU)

HCC- STAGİNG kriterleri

1-boyut 2-yayılım, ek nodül 3- k.ciğer damar tutulumu

4- tümör kapsülü (mrg)

5- ekstrahepatik met. 6- tümör vaskülaritesi

HCC TEDAVİ

UNREZEKTABL TM == SURVİ UZATACAK TEDAVİ SEÇENEĞİ (-)

RADYOTERAPİ (-) KEMOTERAPİ (-)

MEDİKAL= cerrahi rezeksiyon sonrası 5 yılda rekürrens %50-80== kemoterapi??

HCC- TEDAVİLER I

CERRAHİ ==KÜRATİF TEDAVİ

HEPATOBLİYER— TRANSPLANTASYON — CRYOSURGERY

MEDİKAL TÜMÖR TERAPİSİ

ADJUVANT SİSTEMİK KT

HORMONAL TERAPİ(ANTIÖSTROGEN/TAMOXİFEN)

PALLİYATİF TEDAVİ

SRT (STREOTACTİC RT/ FOCUSED EXTERNAL BEAM RAD.)

HCC- TEDAVİLER II (GİRİŞİMSEL RADYO-LOJİK- LOKAL TERAPİLER)

PEI PERKÜTANÖZ ETANOL ENJ.

RFA (RADYOFREKANS ABLASYON)

TACE (TRANSARTERİEL KEMOTERAPİ)

SIRT- SELEKTİF İNTERNAL RT (SIR- THERA- SPHERE//YTTRIUM- 90 RADIOEMBOLİZATION)

HCC- TEDAVİLER III(AR-GE)

HIFU (HIGH INTENSITY FOCUSED US) ÇİN+ LONDRA

INTRAARTERİAL I-131-LİPİODOL

REZEKSİYON YAPILAMAYAN, PORTAL TROMBÜS+, SINGAPORE, HONK KONG== 3 YLLIK SURVİ %46---- %86

GALLIUM MALTOLATE

AGARICUS BLAZEI MUSHROOMS

HCC- REZEKSİYON

ANCAK %10-15 OLGU OPERABL(İLERİ EVRE DE TANI KONULABİLİYOR)

K.CİĞER REZERVİ DÜŞÜK

(NON-SİROTİK%25, SİROTİK %40) (PORTAL VEN EMBO!!!)

MORTALİTE – MORBİDİTE YÜKSEK

LTX DE EK NODÜLLER OLDUĞU GÖRÜLMÜŞ

OVERALL REKÜRRENS % 50-60

LTX İÇİN TACE YAPIP STAGİNG DÜŞÜRÜLMELİ

HCC- TRANSPLANTASYON

KADAVERİK-CANLI DONOR GRAFT

1996-2001 SURVİ = %20-36 2001-2011 SURVİ = %67-91

LTX SONRASI İMMUNOTERAPİ =MET.

HCC- METASTAZ (MEDİKAL TEDAVİ)

VASCULAR ENDOTHELİAL GROWTH FACTOR- VEGF

ANTI-VEGF —TİROSİNE KİNASE RESEPTORS İLAÇ- LAR

BEVACİZUMAP AVASTİN SORAFENİP

HCC- SİSTEMİK TEDAVİ

SORAFENİP = TM. PROLİFERASYONU AZALIR, APOPTOSİSİ ARTAR,

PHASE III = SAĞ KALIMA + 2 AY

METASTAZLARDA

FOLFOX (Folinic acid, Fluorouracil ve Oxaliplatin)

FOLFIRI (Folinic acid, Fluorouracil ve Irinotecan)

Cetuximab, Bevacizumab, Capecitabine

HCC-RECST (tedavi cevabının değerlendirilmesi için)

RESPONSE EVALUATION CRITERIA IN SOLID TUMORS (RECST)

(COMPLETE - PARTIAL <%30 - STABLE - PROGRESSIVE >%20)

BARCELONA CRITERIA (TM REKÜRRENS)

FOKAL LEZYON >2CM

ART. VASKÜLERİZASYON +++

AFP = > 400NG/ ML

HEPATİK LOKAL TEDAVİLER

Intra-arterial Chemotherapy (1960);floxuridine, 5FU, MMC, THP-adriamycin, oxaliplatin, Irinotecan...

Chemoembolisation (1964); Mitomycin, oxaliplatin

Local Ablative Therapies; RadioFrequency, Cryotherapy, PEI...

Drug-eluting Beads; irinotecan, doxorubicin

External radiotherapy: conformational RT, respiratory gating, tomotherapy, cibernife...allowing "radiosurgery"

Radioembolisation; Yttrium-90 microspheres (SIR-Spheres, TheraSpheres)

HCC PERKÜTANÖZ TEDAVİ

1- RADYOFREKANS ABLASYON (RF)

2- ETANOL ENJEKSİYONU (PEİ)

ENDİKASYON: UNOPERABL ERKEN EVRE HCC !!!

HCC- RADYOFREKANS ABLASYONLOKAL İYONLAR TİTREŞİR- SÜRTÜNÜR- ISINIR-
KOAGULASYON NEKROZU- HÜCRE ÖLÜMÜ

USA= LAPAROSKOPIK yapılmakta

1-2 SEANS / KOMP. SIK / ÖZELLİKLE KÜÇÜK TM

MONOPOLAR-BİPOLAR ELEKTRODLAR

3-6 CM !! MULTİPL YERLEŞTİRME

PERKÜTAN ETANOL ENJEKSİYONU- PEİ

<3-4CM KÜÇÜK -MAX. 4LEZYON- NEKROZ-

YAN ETKİ AZ, BİR KAÇ SEANS

< 2 CM	%90-100
NEKROZ	

2-3 CM	%79
--------	-----

3- 6 CM	%50
---------	-----

5 YILLIK YAŞAM %35-75

TACE

YAŞAM SÜRESİNİ UZATIR 5 YILLIK SURVİ % 24--44

REZEKTABİLİTE (-), VASKÜLER İNVAZYON (-),

MULTİFOKAL+ BÜYÜK TM, LOKAL TM KONTROLÜNDE
FAYDALI, PROGRESYONU AZALTIR.

NEOADJUVAN - TRANSPLANTASYONA KÖPRÜ

5 DEN AZ VE < 5CM MET. LERDE

>8 CM, PORTAL VEN TROMBOZE, PORTO-SİSTEMİK
SHUNT+ = TACE UYGULANMAZ(LİPİODOL)+ (KM) + CİSPLATİN-DOXORUBİCİN
MİTOMYCİN-C, ADRİMYCİN, FU, İNTERFERON, VE
KOMBİNASYONLARI**SELEKTİF İNTERNAL RADYOTERAPİ SIRT**

SIR- SPHERE --- SIRTEX- AVUSTRALYA

THERA-SPHERE --- NORDİON-KANADA

SIR=METASTAZ(FDA) 2002

KOLOREKTAL TM TEŞHİSTE %25 MET.+

%50 3 YILDA MET. / %25'İ OP UYGUN

İNGİLTERE' DE HASTA KENDİ ÖDÜYOR

SIR- SONUÇLAR

140 Olgu (Yüksek Risk Hcc)(238 Uygulama)

Beklenen Survi 258 Gün

Yt-90 Sphere Terapisi 800 Gün

%34 Cevap Verme Oranı (Recst)

Min. % 50 Tm Boyutunda Azalma

43 Olgu

%47 İyi Cevap

%79 Tümörde Küçülme / Nekroz

Kontrend.: Tc-99m Sintig. Akciğer Dozu >30 Gy-(%20
Shunt)

Gıs De Kateterle Düzeltilemeyen Kaçak

**Selektif İnternal Radyoterapi uygulanabilirliği için
yetkinlik****1- Cancer Center:** Gı Onco. Program- Team**2- Hepatobiliar Program:** Surgical
Oncology+Radiation Oncology**3- Interventionel Radiology Department** (Tace+ Rfa+
Chemoterapi)**4- İzin:** Radyasyon Onkoloğuna Verilir**5- Radioactive Materials Licensing** (Rml) Olmalı
(Yttrium90 Bu Listede Olmalı)**6- Training-Education-Certification** Sır Sferler İçin
Program Tamamlamış Olmalı

PERFÜZYON CT ÇEKİM TEKNİĞİ VE UYGULAMADA KULLANIMI

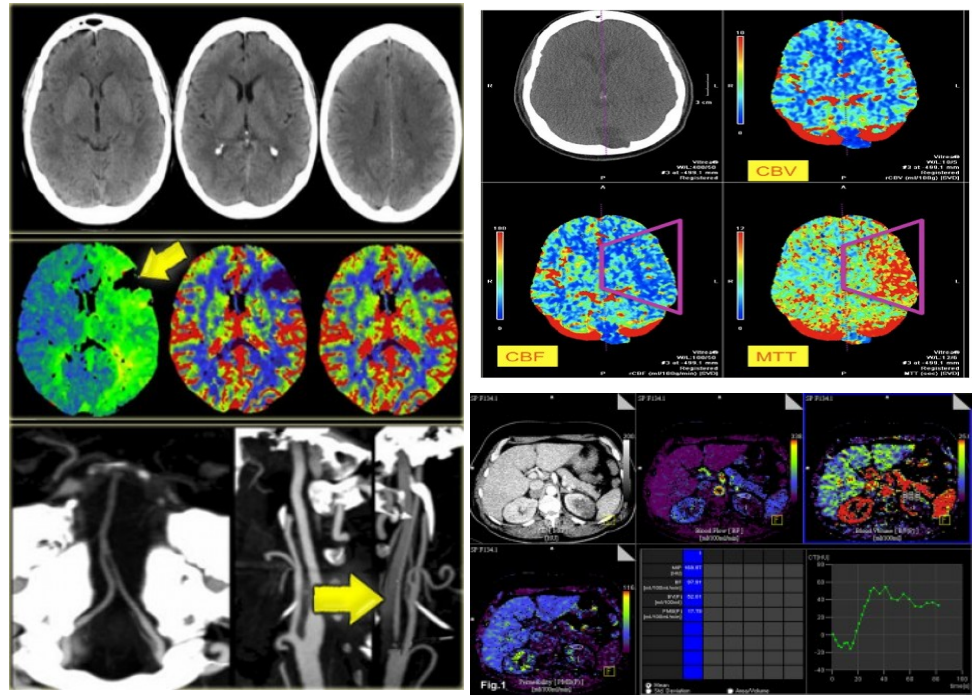
İbrahim DURSUN

Yakın Doğu Üniversitesi

Tıp Fak. Hastanesi

Radyoloji Bölümü , KKTC

Gelişen CT tarama çekim teknikleri arasında bulunan Perfüzyon çekim tekniği; günümüzde PET CT liderliğinde olsada teknolojik gelişmeler eşliğinde avantajları göz önünde bulundurularak daha spesifik hale gelmeye başlamıştır. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Perfüzyon doku değerlendirmek için fonksiyonel bir görüntüleme yöntemidir. Özellikle Akut inme,stroke vakalarında kullanılan Perfüzyon CT migren, tümörler, abse, hipoglisemi, ve posterior reversibl ensefalopati sendromu (PRES), gibi inme taklitçisi tanısında önemli bir rol oynayan kan akımı dinamiklerinin ölçümünde hassas bir uygulama vermektedir. Tümörlere kan akışını değerlendirmek için kullanılabilirliği vardır.



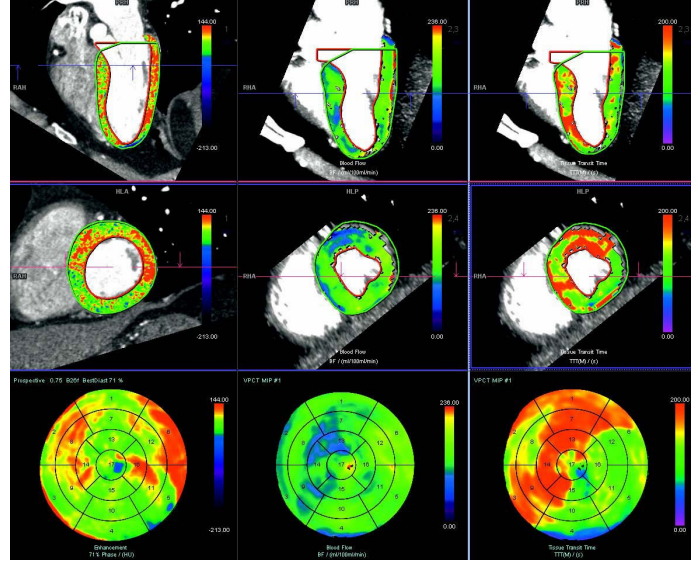
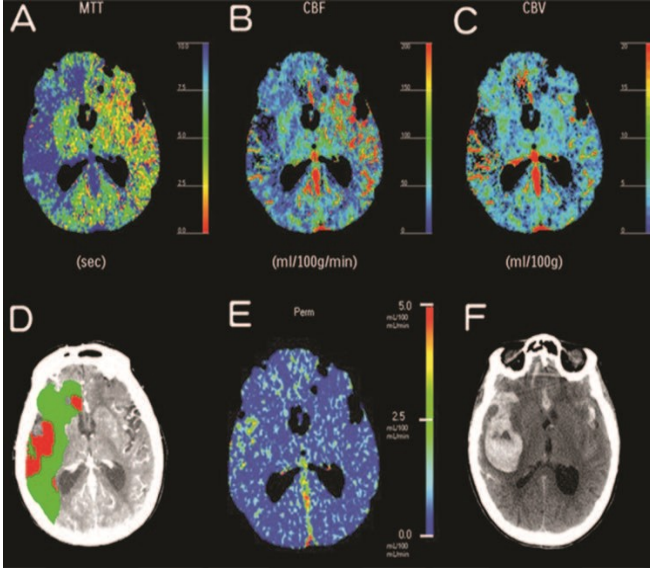
Maliyet, zaman, hasta kolaylığı, ön hazırlık uygulanabilirliği gibi nedenlerden dolayı uygulamada kullanımı artmaya başlamıştır.

Perfüzyon CT çekiminde teknik olarak test bolus enjeksiyon yöntemi ile ortalama 4-4,5 hız ve 40-50 cc iyotlu kontrast madde İV verilerek, belirlenen bölgede 8 cm ile 16 cm aralığında axial shuttle tarama yöntemi kullanılarak dinamik olarak ardışık tarama yapılması sağlanmaktadır (15/17 pass). Çekim sonrası perfüzyon haritalandırma işlemi MR Perfüzyon haritalandırma ile benzerlik göstermektedir.

Perfüzyon CT'de Amaç basit "uyumsuzluğu" kavramının ötesinde, perfüzyon haritaları ile fizyolojik bir anlayış sağlama ve bu nedenle daha iyi tedavi karar verme rehberlik edecek bir fikir elde etmektir.

Perfüzyon CT’de belirli temel ölçümler olmakla, farklı donanım ve yazılım geliştiriciler tarafından sağlanan transit zamanı, zirve zamanı gibi parametreler, drenaj

süresi, akım ve hakim ölçümleri vardır. Beyin içine kontrast gelişi Hounsfield birimi ile ölçülür doku, (HU) "parlaklığı" artırır. Çeşitli eğriler ile zaman, hız, kapsam ve doku (Voxel) her birim içinde; kontrast varlığı süresine göre oluşturulur.



“Başarının sırlarından biri, geçici başarısızlıkların bizi yenmesine izin vermemektir.” (Mark Kay)

KARDİOVASKÜLER BT ANJİYOĞRAFI TEKNİĞİ VE YENİLİKLER

Prof. Dr. Muşturay

KARÇAALTINCABA

Hacettepe Üniv. Tıp Fak.

Radyoloji ABD

Noninvaziv Kardiovasküler

Görüntüleme Bölümü

Kardiyak BT ile görüntüleme, son yıllarda önemi ve kullanımı giderek artan bir yöntemdir. Kardiyak BT, kardiyolojik görüntüleme yöntemlerinin özelliklerinin hepsini kısmen içinde barındırmaktadır. Fonksiyonel görüntüleme yapılabilmesi kardiyak MRG ve ekokardiyografi ile, koroner arter görüntüleme yapılabilmesi kateter anjiyografi ile, normal ve stres altında perfüzyon görüntüleme yapılabilmesi kardiyak sintigrafi ve kardiyak MRG ile ve damar duvarının görüntülenmesi ise intravasküler ultrasonografi ile benzerlik göstermektedir. 2000'li yılların başlarından beri bu görüntüleme özelliklerinin hepsinde belirgin iyileşme sağlanmıştır.

Kateter anjiyografi koroner arter görüntülemeye referans yöntem olarak kabul edilmekle birlikte, kardiyak BT özellikle osteal lezyonların, myokardiyal köprülerin, koroner arter ve kalp anomalilerinin, koroner fistüllerin, aortik ve koroner arter diseksiyonlarının, koroner arter duvarındaki nonstenotik plakların ve koroner venöz sistemin görüntülenmesinde tanısal olarak daha değerlidir.

Teknik gelişmeler ve yeni yazılımlar

Kardiyak görüntülemedeki 2008 yılına kadar olan önemli gelişmeler detektör (320 detektöre kadar) ve tüp (çift-tüp BT) sayısında artış, gantri rotasyon zamanında azalma, zamansal çözünürlükte iyileşme ve prospektif tetikleme olarak özetlenebilir. Bu teknik iyileşmeler 1 saniyenin altında koroner arter ve myokardiyal perfüzyon görüntüleme yapılabilmesine ve zor hasta gruplarında (aritmik, obez, yüksek kalp hızlı, pediatrik, nefes tutamayan ve stentli hastalar) tetkik kalitesinin iyileşmesine olanak sağlamıştır. Kardiyak BT ile koroner arterlerin yanı sıra yüksek çözünürlüklü pulmoner ven, atriyum ve ventriküllerin anatomisi, varyasyonları ve patolojileri saptanabilmektedir. Bu gelişmeler sayesinde kardiyak BT, rutin klinik kullanıma girmiştir.

2008 yılından sonraki en önemli gelişmeler tetkik sırasında verilen radyasyon dozunun düşürülmesine yönelik olmuştur ve doz 20-30 mSv düzeylerinden 1mSv'in altına indirilmiştir. Düşük kilovolt kullanımı (80kV ve 100kV), prospektif EKG tetikleme, yüksek pitchli (3.4 pitch) görüntüleme, tek kalp atımında görüntüleme, adaptif doz koruma (kolimatör kullanılarak görüntülenmeyen alana radyasyon dozu verilmesi önlenerek) ve iteratif rekonstrüksiyon yöntemleri (istatistiksel ve model bazlı yöntemler) radyasyon dozunun düşürülmesinde etkin olmuştur.

Ayrıca dual-enerji yöntemi, hem çift tüplü BT hem de hızlı kilovolt değiştirme yöntemleri kullanılarak kardiyak görüntülemede kullanılmaya başlanmıştır ve iyot haritası görüntülerinde sintigrafiye benzer perfüzyon görüntülemesi yapılabilmiştir.

musturayk@yahoo.com

Görüntü kalitesini kötüleştiren en önemli faktörlerden kalsifik plakların subtraksiyon yöntemi ile giderilebileceğini gösteren öncü çalışma yayınlanmıştır.

Koroner BT anjiyografiden kalsiyum skoru hesaplanabilmesine yönelik araştırmalar yayınlanmıştır ve bu sayede kontrastlı BT anjiyografiden kalsiyum skorlama yapılması mümkün olabilecektir.

Kardiyak BT’de iyi görüntü elde etmede en önemli teknik konulardan biri optimum rekonstrüksiyon aralığının belirlenmesidir. Düşük kalp hızlı (70atım/sn altında) hastalarda diastolde (genellikle %60-70) ve yüksek kalp hızlı hastalarda sistolde (genellikle %30-40) rekonstrüksiyon yapılması gerekmektedir. Ancak yeni yazılımlarla otomatik olarak bu aralıklar saptanabilmektedir.

BT Anjiyografi ile koroner fraksiyonel rezerv saptanması giderek önem kazanmaktadır ve teknik olgunlaştığında kateter anjiyografi ile hesaplanan fraksiyonel rezerv ölçümünün yerini alma potansiyeli vardır.

Kardiyak BT’nin yeni kullanım alanları

Kardiyak BT görüntü kalitesindeki iyileşme sonucu rest ve stres perfüzyon görüntülemesi ve canlılık görüntülemesi yapılmaya başlanmıştır, ancak teknik sınırlılıklar nedeniyle henüz rutin klinik kullanıma girmemiştir ve çalışmalar devam etmektedir. Ayrıca transaortik aortik valv implantasyonu (TAVI) planmasında da en objektif yöntem olarak kullanılmaktadır ve bu sayede işlem sonrası perivalvüler kaçakların azaltılması mümkün olabilecektir.

Kardiyak BT’nin en önemli avantajı koroner arter hastalığının ekarte edilmesindeki yüksek negatif öngörü değeri olmuştur ve bu açıdan tanısal değeri kateter anjiyografiden daha yüksektir. Erken ateroskleroz görüntülemede referans yöntem olan intravasküler ultrasonografiye en yakın görüntülemeyi sağlanmaktadır.

Son birkaç yılda yapılan çalışmalarda negatif öngörü değerine ek olarak, koroner BT incelemede saptanan aterosklerotik değişikliklerinde prognostik etkilerinin olduğu anlaşılmıştır. Koroner BT anjiyografide saptanan ateroskleroza ek olarak aynı anda BT ile hesaplanan sol

ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun (%50’den az olduğunda) prognostik önemi olduğu gösterilmiştir.

Absorbabl stentlerin kullanılmasının başlaması koroner BT anjiyografinin stent uygulanan hastalarda daha fazla kullanımına olanak sağlayabilecektir.

Özet olarak, kardiyak BT’deki son yıllardaki teknik gelişmeler, erken ateroskleroz saptanması ve prognostik klinik çalışmalar bu yöntemin klinik önemi arttırmıştır. Ayrıca morfolojik görüntülemeye ek olarak fonksiyonel ve perfüzyon verilerinin elde edilmesi bu yöntemin tanısal değerini arttıracaktır.

Önerilen Kaynaklar

Kantarci M, Doganay S, Karcaaltincaba M et al. Clinical situations in which coronary CT angiography confers superior diagnostic information compared with coronary angiography. *Diagn Interv Radiol* 2012;18:261-269.

Achenbach S, Kondo T. Technical advances in cardiac CT. *Cardiol Clin*. 2012 Feb;30(1):1-8. doi: 10.1016/j.ccl.2011.11.002. Epub 2011 Dec 9.

Dogan OF, Karcaaltincaba M, Yorgancioglu C et al. Detection of Coronary Arteries and Major Cardiac Vascular Structures by Means of The Cardiac Computed Tomography Angiography in Congenital Heart Disease. *Heart Surgery Forum* 2007;10:E90-94.

Balli O, Aytemir K, Karcaaltincaba M. Multidetector CT of Left atrium. *Eur J Radiol* 2012;81:e37-46.

Karcaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy revisited by multidetector CT: Principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol*. 2011;17(3):181-94

Erol B, Karcaaltincaba M et al. Effectiveness of Best R-R interval determination software for the evaluation of dual-source coronary CT angiography. *J Comp Assist Tomogr* 2011;35:229-234.

Min JK, Leipsic J, Pencina MJ et al. Diagnostic accuracy of fractional flow reserve from anatomic CT angiography. *JAMA* 2012;308:1237-1245

George RT, Mehra VC, Saraste A, Knuuti J. Myocardial perfusion by CT versus hybrid imaging. *Cardiol Clin*. 2012;30:135-146.

Achenbach S, Schuhbäck A, Min JK, Leipsic J. Determination of the aortic annulus plane in CT imaging-a step-by-step approach. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013;6:275-278.

Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012;6:366-80.

“Deneyim düşüncenin, düşünce ise eylemin çocuğudur.” (B. Dısraelı)

KAFA TRAVMALARINDA RADYOLOJİK YAKLAŞIMLAR

Yard. Doç. Dr. Yeliz DADALI

*Kırşehir Ahi Evran Üniv. Tıp
Fak. Eğitim. Ve Araştırma Hastanesi
Radyoloji Kliniği*

Tüm dünyada çocuk ve genç erişkinlerde en sık ölüm nedeni travmadır. Olguların büyük çoğunluğundan nörotravma sorumludur. Kafa travmalarının büyük çoğunluğu minimal kafa yaralanması ya da minör travma olarak olarak sınıflandırılır. Minimal kafa travması, nörolojik değişiklik ya da bilinç kaybı yokluğu olarak tanımlanır. Minör kafa travması ya da kontüzyon; bilinç bulanıklığı, amnezi ve dezoryantasyon geçirmiş, Glaskow skoru 13-15 arası olan hastalar için kullanılan tanımdır.

Tüm kafa travmalı hastaların yaklaşık %10'unda ölümcül beyin yaralanması gerçekleşir. Nörotravmayı atlattırmış hastaların %5-10'unda kalıcı nörolojik hasar kalır. Bu hastaların bir kısmında silik hasarlar bulunurken; %20-40'unda orta dereceli sakatlık bulunur.

Yaralanmalar Mekanizmaları:

- 1) Ateşli ve delici silah yaralanmaları
- 2) Direkt darbe
- 3) Yüksek hızlardaki kazalarda oluşan akselerasyon/deselerasyon kuvvetine bağlı Diffüz Aksonal Yaralanma
- 4) Vasküler yaralanma

AKUT KAFA TRAVMASINDA GÖRÜNTÜLEME

Bilgisayarlı Tomografi (BT) kafa travmalarında direkt grafilerin yerini almıştır. BT çok yaygın olarak ulaşılabilir, hızlı ve etkindir. Günümüzde tüm dünyada kafa travmasının görüntüleme ve değerlendirilmesinde kullanılan tarama aracıdır. Minör kafa travmalı hastaların %6-7'sinde beyin BT'de pozitif bulgular saptanır.

Eğer hasta; 2 yaş altı ve 60 yaş üzeri ise

- Baş ağrısı, kusma, Nöbet geçirmişse
- Kısa dönemli hafıza kaybı oluşmuşsa
- İlaç ya da alkol intoksikasyonu mevcutsa
- Baş boyun bölgesine bariz travma bulguları varsa hastalara BT çekilmelidir.

Teknik:

Foramen magnumdan vertekse kadar, 5mm kesit aralıkları ile hem kemik hem de yumuşak doku algoritması kullanılarak kontrastsız BT alınmalıdır.

PACS'taki yumuşak doku görüntülerine "subdural" pencerenin (pencere genişliği 150-200 HU) eklenmesi özellikle önerilir. Klavuz görüntüler mutlaka eklenmelidir; Yabancı cisim, servikal anormallikler ve yüz/çene travması açısından inceleme yapılmalıdır.

Orta-ağır kafa travması geçiren hastalarda servikal yaralanma olabileceğinden Servikal BT çekilmelidir. Yumuşak doku ve koranal, sagittal reformat görüntülerin yapıldığı kemik algoritmasında görüntüler olmalıdır. Transvers proçes kırığı ya da faset eklem çıkığı varsa vasküler yaralanma şüphesiyle BTA çekilmelidir.

Kafa travmalı hastada ani klinik kötüleşme gelişirse, ilk BT bulgusu ne olursa olsun BT tekrarlanmalıdır. Ekstra ve intrakranial kanamalarda geç ortaya çıkma veya genişleme tipik olarak travma sonrası ilk 36 saatte olur.

Magnetik Rezonans (MR)

MR genellikle ikinci modalitedir. Travmanın geç akut veya subakut döneminde kullanılır. Fokal/bölgesel/global perfüzyon değişikliklerini, kanamalı-kanamasız hasarın yaygınlığını belirlemede ve uzun süreçte prognozunu değerlendirmesinde yardımcıdır. Klinik olarak ya da ilk BT' de çocuk istismarından şüphe ediliyorsa MR yapılmalıdır.

KAFA TRAVMA PATOLOJİLERİ

Kafa travması primer kafa yaralanmaları ve sekonder kafa yaralanmaları olarak ayrılabilir. Primer kafa yaralanması ilk travma anında oluşurken, sekonder yaralanmaları daha geç ortaya çıkarlar.

Primer Kafa Yaralanmaları;

- 1) Skalp yaralanmaları
- 2) Kafatası kırıkları
- 3) Ekstraaksiyel kanama ve hematomlar
- 4) İntraaksiyel yaralanmalar

Sekonder Kafa Yaralanmaları;

- 1) Serebral ödem ve iskemi
- 2) Herniasyon
- 3) Perfüzyon ve metabolik değişiklikler
- 4) Vasküler yaralanmalar olarak sınıflandırılırlar.

Primer Kafa Yaralanmaları

Skalp Yaralanması:

Hem delici-ateşli silah yaralanmalarında hem de künt kafa travmalarında oluşur. Morarma, laserasyon ve skalp hematomu sıktır. Skalp yumuşak doku kitlesi kırığın varlığına iyi bir işarettir. Kalvaryumda görülen lineer lusen çizgilere skalp şişliği eşlik etmiyorsa büyük olasılıkla sütürdür.

Kafatası Kırıkları

Tüm kafatası kırıkları intrakraniyal patoloji riski taşıdıkları için takip edilmelidir. Pediatrik yaş grubunda kranium fraktürlerinin %90'nı lineerdir ve kalvaryumu tutar. Asemptomatik olabilirler. Komşu damardaki hasara bağlı kanamalara neden olabilir. Komşu beyinde ve kranial sinirlerde ciddi yaralanmalara neden olabilir. Beyin zarlarını (Dura ve araknoidi) yırtarak BOS sızıntısına ve pnömosefaliye neden olabilirler.

Kafatası kırıkları çeşitli biçimlerde sınıflandırılabilir.

- Kapalı veya açık kırık
- Lineer, ışınsal ve separe kırık
- Depresse veya nondeprese kırık

Lineer kırıklar: Tüm kranium kırıklarının yaklaşık %80'nini oluştururlar. Genellikle sütürlerle karışır ve ayrımının yapılması önemlidir.

Seppure Kırıklar: Genişliği 3 mm'den daha fazla olan lineer kırıklardır. Çocuklarda zamanla genişleyen bir fraktür hattı sonucu oluşan leptomeningeal kistlere neden olabilir. Genellikle asemptomatik olmasına karşın, nörolojik defisite de yol açabilir. Tedavi cerrahidir, duranın kapatılması gerekir.

Çökme (Deprese) Kırıkları : Bir kemik fragmanının 5 mm derinlikte içeriye doğru yer değiştirmesi alttaki beyin dokusunda hasar oluşturabilir.

Meninksler:

Duramater

Araknoid zar

Piamater

a- Duramater: Kollojen bağ dokusundan oluşmuş çok kalın ve sağlam bir zardır. Kalvaryumda kemiklerden kolayca ayrılabilir, kafatabanında ise birçok kemik çıkıntılarına sıkıca yapışmıştır. Bu nedenle kafaya gelen darbelerde kemikte kırık olmaksızın da zar kemiklerden ayrılabilir. Kafatabanı kırıkları ise genellikle durayı yırtar. Sonuçta BOS burun, kulak veya nazofarenksten boşalabilir.

b- Araknoid zar: İnce bir zardır. Beyni bir torba gibi sarar. Altındaki piamater ile arasında içi BOS ile dolu bir aralık vardır. Araknoid ile üstteki dura arasında çok sayıda köprü venler vardır.

c- Piamater: Çok damarlı, ince bir bağ dokusu zarıdır. Beynin yüzeyine sıkıca yapışmıştır, tüm fissür ve sulkuslara sokulur.

Ekstraaksiyel Kanama ve Hematomlar

Ekstraaksiyel kanama her kompartmanda olabilir. Epidural hematomlar (EDH) kalvaryumla dış dural katman arasında olur. Subdural hematomlar (SDH) duranın iç yaprağı ile araknoid arasında olur. Travmatik subaraknoid kanama (tSAK) araknoid ile sulkuslar ve subaraknoid sistrenler arasında olur.

Epidural Hematom: Kalvaryumla duranın dış periostal yaprağı arasında oluşur. Nadirdir ama yüksek ihtimalle ölümcüldür. EDH' ların hemen hepsi darbe tarafından oluşur. Mortalitesi yüksek olmasına rağmen çabuk saptanır ve uygun tedavi edilirse mortalite ve morbidite azalır. Hızlı büyüme tipiktir. Maksimum boyuta 36 saat içinde ulaşır. Çoğunlukla arteriel (sıklıkla orta meningeal arter) yaralanma ile oluşur.

%10-15'i dural venöz sinüs yırtığı ile ilişkilidir. EDH' ların çoğu tek taraflı, supratentorial ve bikonveks şekillidir.

Protokol Önerisi: Travmatik EDH' u en iyi görüntüleme yöntemi Kontrastsız BT' dir. Vertekse yakın travmalarda BT duyarlılığı azaldığı için MR eklenmelidir. Eğer ünite MR yok ise; Verteks yerleşimli EDH' u değerlendirmek için koranal rekonstrüksiyonlar yapılmalıdır. BT' de EDH dural kompartmanlara veya sinüslere yayılıyorsa MR yapılmalıdır. Nontravmatik EDH' larda kontrastlı MR incelemesi yapılmalıdır.

Subdural Hematom: Etkilenen hemisfer yüzeyini difüz olarak yayılmış hilal şeklinde hiperdens ekstraaksiyel kanamadır. Yerleşimi araknoid ile dura yaprağı arasındadır. Dural sinüse direne olan köprü kortikal venlerin subdural aralıktan geçerken yırtılması ile oluşur. Sıklıkla supratentoriyal yerleşimlidir. En sık nedeni travmadır. Direkt travmanın yanısıra biryere çarpmadan yüksekte düşme ile de oluşabilir.

Protokol Önerisi: En iyi görüntüleme aracı Kontrastsız BT' dir. Geniş BT pencere ayarları ince SDH' un fark edilmesini artırır. MR SDH saptanması ve yaygınlığının belirlenmesinde, travmatik beyin yaralanmasının ek bulgularını göstermede duyarlıdır. Genellikle Flair ve T2* SDH' a en duyarlı sekanslardır.

Travmatik Subaraknoid Kanama: Kafa travması ile en sık görülen ekstraaksiyel kanamadır. Subaraknoid mesafede, sulkuslar ve sisternler içerisindeki kanamadır. En iyi tanılabilir ipucu Kontrastsız BT' de sulkuslarda ve sisternlerde hiperdens alanlar olmasıdır. MR da özellikle Flair sekanslarında sulkuslarda ve sisternlerde hiperdens alanlar olması tanıda önemlidir. Anevrizma kaynaklı SAK' nın ve tSAK' da vazospazmin değerlendirilmesinde DSA veya BTA yapılmalıdır.

İntraaksiyel Yaralanmalar

Bu grupta kortikal kontüzyon ve laserasyonlar, diffüz aksonal yaralanma (DAY), subkortikal gri cevher ve bazal ganglionlarda intraserebral hematomlar, beyin sapı yaralanmaları ve intraventriküler kanamalar bulunur.

Kortikal Kontüzyon: Gri cevher ve subkortikal beyaz cevherin yüzey yaralanmalarıdır. En sık görülen parankimal yaralanma tipidir. Girusların kemiğe ya da duraya çarpması ile oluşur. %90'dan fazlası çok sayıda ve bilateralidir. Serebral hemisferde serebellumdan daha fazladır. En sık anterior-inferiortemporal ve frontal loblar etkilenir. Darbe altındaki beyinin doğrudan yaralanmasına "Kup" adı verilir. Darbe yerinin karşı tarafındaki beyin dokusunun yaralanmasına "Konturkup" adı verilir ve genellikle kuptan daha ciddidir.

Protokol Önerisi: İlk görüntüleme aracı kontrastsız BT'dir. En iyi tanısal ipucu; ödematöz zeminde yama tarzında kanamadır. 24-48 saatte ödem kanama ve kitle etkisi artar yeni ödem ve kanama alanları ortaya çıkar. Lezyonların varlığını ve yaygınlığını belirlemek için MR çekilmelidir. MR' da ödem ve eşlik eden SAK için Flair sekans, kanama odaklarının tespiti için GRE sekansı seçilmelidir.

Diffüz Aksonal Yaralanma: 2. en sık parankimal yaralanmadır. Direkt darbe ile oluşmaz. Beynin akselerasyon/deselerasyon kuvvetine bağlı oluşur. Kortikomedüller bileşke, korpus callozum, derin gri cevher ve beyin sapında punktate lezyonlar mevcuttur. Punktate lezyonlar sıklıkla kanamalıdır. Hemen daima çok sayıda ve bilateralidir.

Protokol Önerisi: En iyi görüntüleme aracı MR' dır. Kontrastsız BT sıklıkla normaldir (%50-80). Pozitif olan hastalarda; kanamasız küçük hipodens lezyonlar veya kanamalı küçük hiperdens odaklar şeklindedir. MR' da Kanamasız hastalarda Flair ve DAG sekansları, Kanamalı hastalarda GRE sekansları alınmalıdır.

Sekonder Kafa Yaralanmaları

Sekonder Kafa Yaralanmaları ilk beyin travmasını takiben sık oluşur. Beyin ödemi, hipoksemi, iskemik beyin hasarı, herniasyon, perfüzyon ve metabolik değişiklikler ve vasküler yaralanmaları içerir.

Serebral Ödem İskemi: Orta ve ağır beyin yaralanma-

larının %10-20'sinde travmatik serebral ödem olur. Tipik olarak travmadan 24-48 saat sonra gelişir. Gri beyaz cevher ayırımında azalma ve sulkus ile subaraknoid mesafede silinme tipiktir.

Herniasyon: Dura beyin bölümlerinin arasına uzantılar göndererek iki supratentorial ve bir subtentorial olmak üzere üç büyük boşluk oluşturur. Subtentorial boşlukta serebellum ve beyin sapı, supratentorial boşluklarda beyin hemisferleri yerleşmiştir. Falks serebri ise iki beyin hemisferi arasında uzanan bir septumdur. Falks beyin iki yana doğru serbest hareketlerini önler. Tentorium serebelli ise beyin oksipital lobları ile serebellumu birbirinden ayırır.

Herniasyon beyin bir kompartmandan diğerine yer değiştirmesidir. Subfalsin herniasyon en sık görülenidir. Singulat girusun falks serebrinin alt serbest kenarından karşı tarafa geçmesidir. Desendan tentoriyal herniasyon beyin dokusunun tentoryum açıklığından aşağıya itilmesidir. Nadir de olsa posterior fossa kitleleri serebellumu supratentoriyal alana herniasyonuna neden olabilir. Ayrıca intrakranial basınç artışı çok şiddetli ise beyin yırtılan duradan epidural aralığa ekstrude olabilir.

Perfüzyon ve Metabolik Değişiklikler: Metabolik değişiklikler ve perfüzyon değişiklikleri sıklıkla. Perfüzyon değişiklikleri fokal bölgesel ya da yaygın olabilir. En ağır perfüzyon azalması intrakranial basıncın aşırı artması sonucu oluşur ve beyin ölümü ile sonuçlanır.

Vasküler Yaralanmalar: Travmanın vasküler bulgularının primer etkileri; damar laserasyonu, diseksiyon, tromboz, yalancı anevrizma ve AV şanttır. Sekonder hasarlanmalar herniasyon ve kafa içi basıncın artmasına sekonder vasküler tıkanma ve bunun sonucu infarkt şeklinde oluşur.

RADYOLOJİ TEKNİSYEN/TEKNİKERLERİN SORUNLARI ve ÇÖZÜM ÖNERİLERİ

Heybet ASLANOĞLU⁽¹⁾

Özer ERDEN⁽²⁾

TÜMRAD-DER Genel Başkanı⁽¹⁾

TÜMRAD-DER Başkan Yard.⁽²⁾

Radyoloji Teknisyen ve Teknikerlerinin Mesleki Sorunları ve Çözüm Önerileri:

- Özel ve Kamu Sağlık kurumlarında çalışan radyoloji teknisyenleri/teknikerlerinin ortaklaştırılmış başlıca sorunları aşağıda sıralanmıştır.
- Radyoloji teknisyenliği/teknikerliği eğitimi almamış ehliyetsiz kişilerin alanda yaygın olarak çalışması ve bu alandaki denetlemelerin etkin ve yeterli şekilde yapılmaması en önemli sorundur.
- Bu durum bölüm mezunu meslektaşlarımızın istihdam edilmeleri önünde önemli bir engel olup aynı zaman sağlık hizmeti sunumunda kaliteyi düşüren önemli bir unsurdur.
- Özlük haklarımızın kullanımına ilişkin sıkıntılar devam etmektedir. Radyoloji teknisyenleri/teknikerlerinin çalışma koşulları ve çalışma süreleri iyileştirilmelidir. Personel sayısının yetersiz olması nedeniyle kişi başına düşen iş yükü miktarı çok fazladır. Ülkemizde kamu alanında yaklaşık 14.000 radyoloji teknisyeni/teknikeri bulunmaktadır. Gelişmiş ülkelerde kişi başına düşen hasta sayısı İngiltere’de 1/3048, Hollanda 1/3303, Almanya 1/2711, Fransa 1/2850 iken Türkiye’de 1/5650’dir. KPSS sınavı ile istihdam edilen radyoloji teknisyen/teknikeri ihtiyacı karşılayamamaktadır. Ayrıca cihaz sayısındaki yetersizlik ve plansız dağılım bazı yerde yoğunluğa neden olmaktadır.
- Genel anlamda mevzuatlarımızın gelişmiş ülkeler (AB ülkeleri) ile entegrasyonu sağlanmıştır ancak uygulamalarda sorunlar devam etmektedir. Özellikle Özel Sağlık Kurumlarında çalışan meslektaşlarımız radyasyon izni (Şua), fiili hizmet süresi ve haftalık 35 saat çalışma gibi kanuni haklarını kullanamamaktadırlar.
- Radyoloji teknisyenliği/teknikerliği mesleği tehlikeli ve riskli meslekler arasında sayılmasına karşın döner sermaye ve ek ödeme hesaplamalarının performans değerlendirilmelerinde bu durum dikkate alınmadığı için meslek mensuplarının mağduriyetleri ve hak kayıpları söz konusudur.
- Radyoloji teknisyenliği/teknikerliği meslek tanımının yapılmamış olması uygulamada tıbbi hatalara ve hukuki sorunlar doğurmaktadır. ÖR. İV ilaç uygulamaları, skopi uygulamaları vb..
- Radyoloji eğitiminin önlisans (2 yıllık) ile sınırlandırılmış olması, radyolojik görüntüleme tekniklerinin etkin ve verimli bir şekilde kullanılmasını zorlaştırmaktadır. .

- Diagnostik (Görüntüleme), Nükleer tıp ve Radyoterapi gibi kompleks teknolojilerin etkin, verimli ve ekonomik şekilde kullanılması için radyoloji eğitimi lisans (4 yıllık) düzeyinde verilmelidir. Mevcut önlisans mezunlarına da uzaktan eğitim yoluyla lisans tamamlama imkanı sağlanmalıdır.
- Mesleki gelişim ve sağlık hizmetlerinde kalitenin artırılması için hizmet içi eğitimler kurumsallaştırılmalı ve yaygınlaştırılmalıdır. Konuyla ilgili meslek dernekleri ile işbirliği yapılmalı, meslek derneklerinin eğitim faaliyetleri desteklenmelidir.
- 8 Kasım Dünya Radyoloji Günü'ne özel önem verilmesi ve Sağlık Bakanlığı tarafından yurt genelinde meslek dernekleri ile birlikte halka ve çalışanlara yönelik Radyasyondan Korunma konusunda farkındalık yaratmak için etkinlikler düzenlenmelidir.

Radyasyon Sağlığı ve Güvenliği:

Gelişen tıp ve tıp teknolojilerinin yanı sıra, sağlık uygulamaları nedeniyle Tıbbi uygulamalarda iyonlaştırıcı radyasyon kullanımı giderek artmaktadır. Uygulamalarda doz azaltma teknikleri geliştirilse de henüz sıfır doz diye bir kavram yoktur. Tıbbi uygulamalarda Deterministik (Akut-erken) etkiler nadiren rastlansa da Stokastik (Kronik-geç) etkiler hem hastalar hem de çalışanlar için önemlidir. Stokastik etki için herhangi bir eşik değerin olmaması nedeniyle, Tıbbi uygulamalarda iyonlaştırıcı radyasyonun kullanımındaki artış stokastik etki riskini de arttırmaktadır. *Doz limitleri koruyucu sınır olarak algılanmaktadır. Oysa doz limitleri koruyucu sınır değil riskin üst sınırı olarak algılanması gerekir.*

Çalışma alanında iş yoğunluğunun artışına paralel çalışma sürelerinin uzaması, radyoloji çalışanları için stokastik etki riskini arttırmıştır. Bütün iyonlaştırıcı radyasyon uygulamalarında çalışma düzeni hem hastanın hem de çalışanların, en az radyasyon alacakları

şekilde düzenlenmesi gerekmektedir.

Radyasyon kaynakları ile çalışan tüm sağlık personeli'ne ve topluma yönelik radyasyon hakkında bilgilendirme ve farkındalık eğitimleri verilmelidir.

Radyoloji (Tıbbi Görüntüleme) Eğitiminin Temel Sorunları ve Çözüm Önerileri:

Radyoloji (Tıbbi Görüntüleme) eğitimi hem Sağlık Meslek Liselerinde (SML) hem de Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okullarında(SHMYO) verilmektedir. Ülkemizde Radyoloji (Tıbbi Görüntüleme) Programı bulunan üniversite sayısı 2011 yılında 23 iken son iki yıldaki iki kat artmış ve 59'a çıkmıştır. SML Radyoloji Programı bulunan okul sayısı 2011 yılında 35 iken bugün özel SML liseleriyle bu sayı 100'e dayanmıştır.

İstanbul'da 18 Üniversitede ve 6 SML'de Radyoloji Teknisyeni/teknikeri eğitimi verilmektedir.

2011 yılı için MEB Bakanlığı ve YÖK verilerine göre 3302'si Sağlık Meslek Liselerinde, 3321'i Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okullarında olmak üzere toplam 6623 öğrenci Radyoloji ya da Tıbbi Görüntüleme alanında eğitim görmektedir. 2013-2014 yılında Önlisans SHMYO Tıbbi Görüntüleme Programlarına ayrılan kontenjan 2860, SML Radyoloji Programlarına ayrılan kontenjan 4.000 civarında olup ortalama 6.000 kayıt yapılmıştır.

Alt yapıları hazırlanmadan, birçok Genel Liselerin tabelaları değiştirilerek Anadolu Sağlık Meslek Lisesi'ne dönüştürülmüştür. Birçok okulumuzda kadrolu branş öğretmenleri bulunmamaktadır. Birkaç okulumuz dışında laboratuvar ve materyal bulunmamaktadır.

Sağlık personeli olarak yetişecek olan öğrencilerimizin eğitiminde uygulanan modüler eğitim sistemi derneğimizce de desteklemekle birlikte modüllerin içeriklerinde çok eksiklik ve hatalar tespit edilmiştir. Modül içeriklerinin alanında uzman kişilerce gözden geçirilmesi gerektiği düşüncesindeyiz ve bu konuda dernek olarak gerekli katkıyı sunmaya hazırız.

Konuya ilişkin derneğimizin önerilerinden bazıları şunlardır.

- Yeterli sayıda branş öğretmeni ve akademisyen istihdamı sağlanmalıdır.
- Laboratuvar ve diğer materyal için bütçe ayrılmalı aynı zamanda Sağlık Bakanlığı ile protokol yapılarak hastanelerde kullanılmayan araç-gereç ve cihazlar elden geçirilerek eğitim amaçlı okullarımızın laboratuvarında kullanılmalıdır.
- Sağlık alanında sektörün ihtiyaçları doğrultusunda yıllık, 5 yıllık, 10 yıllık planlamalar yapılmalı ve bu planlamalar doğrultusunda kontenjan sınırlaması yapılmalıdır.
- Bir çok okulumuzun dönem içi ve yaz staj uygulamaları ile ilgili sorunları devam etmektedir.
- Sağlık alanında ön lisans yerine lisans eğitime geçilerek sağlık meslek liselerinin öğretmen ihtiyacı ve üniversitelerin akademisyen ihtiyacı karşılanmalıdır.
- Üniversitelerin SHMYO'larında müfredat bütünlüğü sağlanmalı ve SML'de verilen modüller gözden geçirilerek eksiklikler ve yanlışlıklar giderilmelidir.
- Sağlık Meslek Liselerinde görev yapan eğitimciler için hizmet içi eğitimler düzenlenmeli, bilgiler güncellenerek eğitim kalitesi artırılmalıdır.
- İstanbul'da **Radyoloji Kütüphanesi ve Müzesi** kurulmalıdır.

Radyolojide Cihaz Güvenliği, Kalite Kontrolleri ve Kalibrasyonlar.

Radyolojide kullanılan görüntüleme cihazlarının kalite kontrol ve kalibrasyonlarının düzenli periyotlarla yapılması görüntü kalitesini, hizmet kalitesini ve doğru teşhisi güçlendirecek, hastaların ve çalışanların daha az radyasyon almalarını sağlayacaktır. Sağlık Bakanlığı kalite sistemi içerisinde kalibrasyon yer almasına rağmen uygulamalarda önemli eksiklikler bulunmaktadır.

Radyolojik görüntüleme sistemlerinde Günlük, haftalık, aylık ve yıllık kalite kontrolü ve kalibrasyon işlemlerinin yapılması gerekmektedir.

Temel ilke olarak Kalite kontrolü yapan kişi veya kurum ile kalibrasyonu yapan kişi veya kurumun birbirinden farklı olması gerekir. İşleyişte Kalite Kontrol – Kalibrasyon – Kalite kontrol zincirine uyulmalıdır.

Günlük, haftalık yada aylık yapılacak kalite kontrolleri için gerekli fantom ve cihazlar işyerleri tarafından temin edilmesi ve ilgili birimlerce kullanılması sağlanmalıdır.

Ayrıca cihaz güvenliği alanda önemli bir sorundur. En son 28 Mayıs 2013 tarihinde Bakırköy Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde güvenlik önlemlerinin yetersiz olması ve şartnamede belirtilen hususların yerine getirilmemesi sonucunda bir vatandaşımız hayatını kaybetmiştir. Cihaz güvenliği konusunda farkındalık eğitimleri yapılmalı ve yaygınlaştırılmalıdır.

Güncel Teknolojiler ve Sahada Kullanımı:

Radyoteknoloji hızlı bir biçimde gelişmekte olup ulusal ve uluslar arası alanda AR-GE yatırımları her geçen gün artmaktadır. Bu teknolojilerin etkin ve verimli bir şekilde tanı ve tedavide kullanılması için mevcut eğitim sistemimiz yetersiz kalmaktadır. Radyoteknolojideki ileri teknikler ancak mezuniyet sonrasında bireysel ve özel çabalarla ulaşmak mümkündür.

Sağlık Bakanlığı bünyesinde Ulusal Radyoloji Bilgi Bankası oluşturulmalı ve bu alanda üretilen ve faaliyet gösteren tüm teknikler, teknolojiler ile ilgili veritabanı oluşturulmalı ve kamuoyunun bilgisine sunulmalıdır.

Bu çalışma TÜMRAD-DER adına Heybet ASLANOĞLU ve Özer ERDEN tarafından hazırlanmıştır.

2014, İstanbul

“Başkası düştü mü, "çürük tahtaya basmasaydı" deriz.
Kendimiz düşünce, bastığımız tahtanın çürük çıkmasından şikayet ederiz.”
(Cenap Şehabettin)

RADYOGRAFİK KALİTE

Prof. Dr. Tamer KAYA

Radyoloji Uzmanı

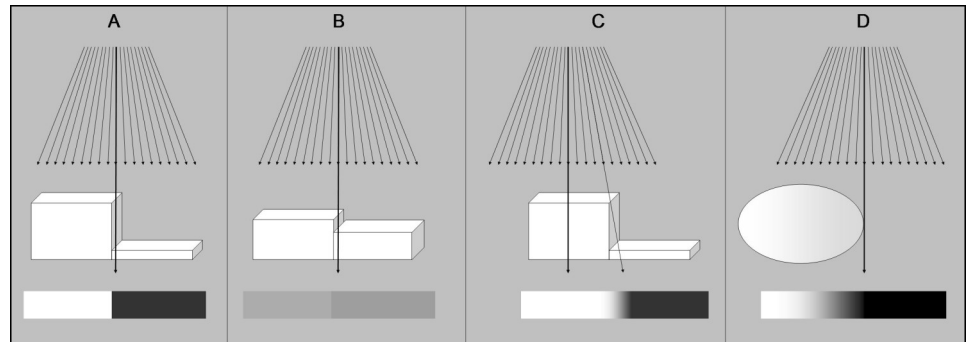
Radyografik kalite, görüntüleme sisteminin, görüntülenmesi hedeflenen yapıyı, görüntüye aktarabilme becerisidir. Görüntüde, incelenen anatomik yapı, kabul edilebilir dansite sınırlarında, istenen netlikte ve keskinlikte izlenebilmelidir. Bunu sağlayabilmek için uygun radyolojik teknik ve ekipman önemlidir. Görüntüyü oluşturacak verilerin alınması, bu verilerin işlenmesi ve işlenen verilerin görüntüye dönüştürülmesi aşamasındaki çok sayıdaki değişken görüntü kalitesini etkileyebilmektedir. Radyolojik kaliteyi başlıca belirleyen faktörler, kenar keskinliği, kontrast ve gürültüdür. Bu konu başlığı altında, kenar keskinliği, kontrast ve gürültü dışında, dansite, opasite, ve kenar bulanıklığı kavramlarının da bilinmesi gerekir.

KENAR KESKİNLİĞİ

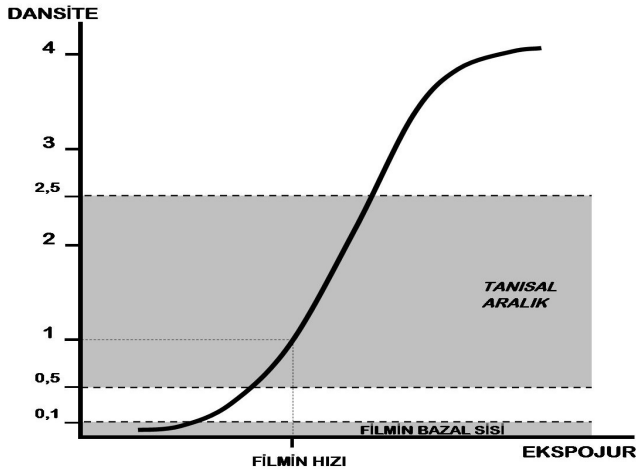
Birbirine komşu iki yapıya ait görünüm arasındaki geçiş bölgesinin genişliğidir. Kontrast ve kenar bulanıklığı, kenar keskinliğini etkileyen faktörlerdir. Kontrastı ve kenar bulanıklığını oluşturan durumlar Şekil 1 de gösterilmiştir.

Görüntüleme sisteminin netliğini sağlayan ve yapıları birbirinden ayırt edebilme başarısı, uzaysal çözünürlük olarak adlandırılır. Uzaysal çözünürlük, görüntüleme yönteminin iki ayrı noktayı birbirinden ayırt edebilme becerisidir.

Uzaysal çözünürlük, milimetredeki çizgi çifti sayısı ile ölçülür. Çizgi çifti test fantomları ile yapılan ölçümler kenar keskinliğini ölçmektedir (Şekil 2). Çizgi çifti değeri bilinen bir sistemin görüntüleyebileceği en küçük nesne boyutunu hesaplamak için sistemin önce ayırma gücü belirlenir bunu belirlerken birim uzunlukta ki çizgi sayısı uzunluğa bölünür örneğin çözünürlük 5 çç / mm ise, $1 \text{ mm} / 5 \text{ çç} = 0,2 \text{ mm} / \text{çç}$ bulunur. Çizgi çifti olduğundan gerçek değer bunun yarısıdır (0.1mm). Bu ölçümlerde kullanılan modaliteler içinde en yüksek sistem mamografi olup yaklaşık 20 çç/mm düzeylerine ulaşmaktadır. Ekran film düzeneklerinde 5 – 8 çç / mm düzeylerinde olan rezolüsyon, konvansiyonel floroskopide ise yaklaşık 1 çç/mm düzeylerine düşmektedir. Ekransız film sisteminin rezolüsyonu ise 100 çç / mm değerindedir. Ancak yüksek radyasyon dozu ve doku detayında istenilenin çok üzerinde veriye sahip olması nedeniyle bu sistemler bugün kullanılmamaktadır.



Şekil 1: Kontrastı ve kenar bulanıklığını oluşturan durumlar: A: Absorbsiyon farkı çok belirgin olan iki yapı, merkez ışın ara yüzeye paralel olarak geliyor. Belirgin kontrast farkı ve kenar keskinliği mevcut B: Absorbsiyon farkı az olan iki yapı, merkez ışın ara yüzeye paralel olarak geliyor. Kontrast farkı az ve bir miktar kenar bulanıklığı mevcut C: Absorbsiyon farkı belirgin olan iki yapı, merkez ışın ara yüzeye açılı olarak geliyor. Belirgin kontrast farkına karşın, belirgin kenar bulanıklığı mevcut D: Vücuttaki anatomik yapılara uyar şekilde yuvarlak cisim. Merkez ışın eksenine bağlı olmaksızın, cismin geometrik yapısından kaynaklanan kenar bulanıklığı izleniyor.



Şekil 3. Dansite – Ekspozur eğrisi

RADYOGRAFİK KONTRASTI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Maddenin absorpsiyon farklılıkları: İncelenen bölgenin kalınlığı, yoğunluğu ve atom numarası, kontrastı belirleyen faktörlerdir

İşinin enerjisi: kVp arttıkça penetrasyon artar. Ancak dokular arasındaki absorpsiyon farkları diferansiyel absorpsiyon azalır ve dolayısıyla kontrast azalır. İdeal kontrast için foton enerjisi düşük olmalıdır.

Saçılan radyasyon: Kontrastın azalmasına neden olur. Saçılan radyasyonu arttıran faktörler, (kVp, obje kalınlığı, alan) kontrastın azalmasına neden olurlar. kVp artınca saçılma azalır. Ancak absorpsiyona kıyasla saçılma relatif olarak artar bu durum kontrastı düşürür. Saçılmayı en aza indirmek için kVp düşük tutulmalı kolimasyon yapılmalı, grid kullanılmalıdır.

Radyografi tekniği: Görüntülenecek alana uygun projeksiyon seçilmesi ve kontrast madde kullanılması kontrast rezolüsyonunu artırır.

Filme ve görüntüleme sistemine bağlı faktörler: Film tipi, banyo işlemi (Kimyasal maddenin aktivitesi, banyo ısı ve banyo süresi), ranforsatör özellikleri, görüntüleme ışığının ayarları da kontrastı etkileyen faktörlerdendir.

KENAR BULANIKLIĞI

Birbirine komşu iki yapı arasındaki dansite değişimi

olan bölgenin genişliğidir.

RADYOGRAFİK KENAR BULANIKLIĞINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

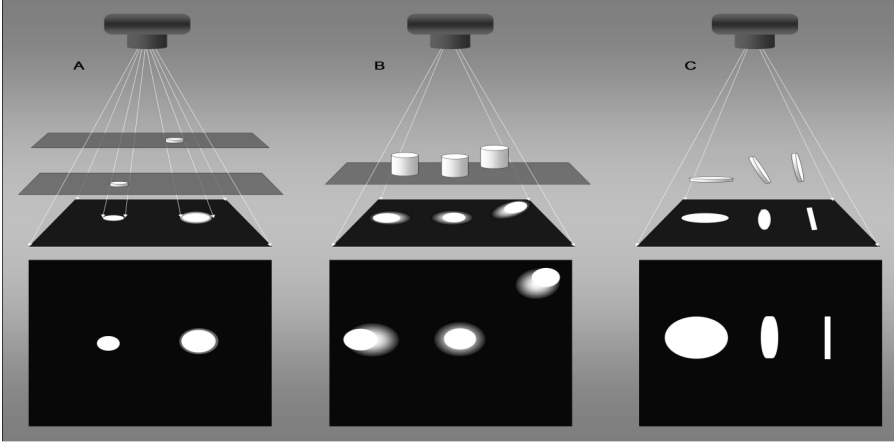
1. GEOMETRİK FAKTÖRLER

Geometrik faktörler başlıca görüntü boyutunun objeye göre artmasına (Magnifikasyon) ya da objenin olduğundan farklı biçimde görüntü oluşmasına (Distorsiyon) neden olmaktadır (Şekil 4). Bu değişiklikleri belirleyen durumlar, objenin, görüntü alıcının ve ışın kaynağının konumu, objenin pozisyonu ve ışının kaynaklandığı alanın (fokal spot) genişliği ile ilgilidir.

Magnifikasyon: Obje filme uzak yerleşimli ise görüntü boyutu artacaktır. Magnifikasyonu belirleyen faktörler, Kaynak - Görüntü mesafesi ve Obje - Görüntü mesafesidir. Kaynak - görüntü mesafesi: Bu mesafe arttırıldığında, görüntünün kenar bulanıklığı ve magnifikasyon azalır. Obje - görüntü mesafesi: Bu mesafenin artması, kenar bulanıklığını arttıran bir faktördür. Magnifikasyona da neden olur, harekete bağlı kenar bulanıklığını artırır.

Distorsiyon: Görüntünün objeyi şekil olarak farklı yansıtmasıdır. Sebebi üç boyutlu olan objenin iki boyuta indirgenmesi sırasında ortaya çıkan süperpozisyonlara bağlı veri kayıpları ve objenin her yerinde eşit olmayan magnifikasyonlardır. Distorsiyona bağlı objenin uzaması, kısalması ya da olduğundan farklı görülmesi söz konusudur. Objenin kalınlığı, pozisyonu ve şekli distorsiyonda belirleyicidir. Vücut yapıları normalde eğik olup yuvarlak kenar göstermektedir. Bu durumda görüntüdeki farkın, vücut yapısına mı yoksa distorsiyona mı bağlı olduğunu ayırt etmek zor olacaktır.

Kaynak boyutu (fokal spot): X-ışınlarının salındığı alanın genişliği ne kadar az ise, oluşan görüntünün kenar bulanıklığı o kadar az olacaktır. Geniş fokal spotla yapılan incelemede ortaya çıkan kenar bulanıklığı, penumbra olarak adlandırılır. Penumbra X - ışınının nokta kaynak olmaması nedeniyle ortaya çıkar. Gölge çevresinde oluşan yarı gölgelerin (bulanıklığın) nedevidir. Fokal spot bulanıklığını azaltmak için, Küçük fokal spot kullanmak, Obje - Film mesafesini azaltmak ya da Film - Foküs mesafesini arttırmak gerekir.



Şekil 4: Magnifikasyon ve distorsiyon: A. Objenin filme uzak olması; daha fazla magnifikasyona ve kenar bulanıklığına neden olur. B. Objenin konumu; filmin merkezinde ya da çevresinde olması, olduğundan farklı görülmesine yol açmaktadır. C. Objenin pozisyonu; aynı objenin değişik açılarda yerleştirilmesi farklı görünümlere neden olmaktadır.

2. IŞIK DİFFÜZYONUNA BAĞLI FAKTÖRLER

Ranforsatör kullanımı, ışık difüzyonunu etkiler. Rezolüsyon, fosfor kristalinin boyutu ve fosfor tabakasının kalınlığına göre değişir. Her ikisinin de artması, rezolüsyonu azaltır. Ranforsatörün absorpsiyon özelliği ve X –ışınının görülebilir ışığa çevirim etkinliği de önemlidir. Ayrıca ranforsatörün filme tüm yüzey boyunca tam temas etmesi gerekir. Arada açıklık bulunan kesimlerde kenar bulanıklığı oluşur.

Çift emülsiyonlu filmde x-ışının etkisiyle oluşan ışık fotonunun ranforsatöre uzak olan emülsiyon tabakasında etkileşim oluşturmasıdır. Bu etki film krosover etkisi olarak adlandırılır.

3. HAREKET

Ekspozur sırasında hasta ya da cihazın hareketi, sabit görüntü kaydını engelleyerek kenar bulanıklığını artırır. İstemsiz hareketi olan hastalarda olduğu gibi, hareketin sorun oluşturacağı durumlarda, ekspozur zamanının mümkün oldukça kısa tutulması ve obje-film mesafesinin azaltılması gerekir.

GÜRÜLTÜ (NOİZ)

Görüntünün kalitesini azaltan ve istenilen verilerin izlenmesine engel olan, radyografik dansitedeki istenmeyen değişikliklerdir. Gürültü, radyografik mottle (beneklenme) ve artefaktlar olarak iki ana grupta incelenir.

RADYOGRAFİK BENEKLENME

Kuantum beneklenmesi (Quantum mottle): X-ışını demetindeki quantum adı verilen enerji paketlerinin filmle homojen ve düzenli olmayan etkileşimleri sonucu oluşan beneklenmedir. Düşük mAs kullanıldığında daha belirgindir. Gürültü radyografik kontrastın etkisini azaltır. Gürültü yüksekse kontrastın katkısı azalmaktadır. Gürültü düşükse düşük kontrast ile sonuç elde edilebilir. Radyografik beneklenmeyi

oluşturan bu üç faktörden quantum mottle, radyografik noizi en çok etkileyen ve teknisyenin değiştirebileceği bir faktördür. Görüntüyü oluşturan ışın fotonlarının sayısı ne kadar yüksek olursa radyografik noiz o kadar azalmaktadır. Yüksek mAs ve düşük hızlı filmler kullanılarak quantum mottle azaltılabilir.

Yapısal beneklenme (Structure mottle):

Ranforsatörün fosfor tabakasının homojen olmaması sonucu oluşan beneklenmedir. Fosfor kristallerinin dağılımı ve boyutu ile belirlenmektedir.

Filme ait beneklenme (Filmin grenli olması):

Filmin emülsiyon tabakasındaki gümüş halid kristallerinin boyutları ve dağılım şekline bağlı olarak ortaya çıkar.

ARTEFAKTLAR

Görüntülemeye; görüntülemenin amacına uygun olmayan izler ve lekelerdir. Artefaktlar, görüntüyü oluşturacak verilerin alınması sürecinde, bu verilerin işlenmesi ve işlenen verilerin görüntüye dönüştürülmesi süreçlerinde ortaya çıkabilmektedir.

Görüntüyü oluşturacak verilerin alınması sürecindeki artefakt nedenleri; Birden fazla ekspozur, görüntüleme alanına giren farklı objeler, grid sisteminin uygun olmayan yerleşimi ve arızaları, kaset içinde yabancı cisim, ranforsatörün fosfor tabakasındaki hasarlı alanlar, ranforsatör – film temasının tam olmadığı durumlar, dedektörlere ve görüntü plaklarına bağlı problemlerdir.

Alınan verilerin işlenmesi ve görüntüye dönüştürülmesi süreçlerindeki artefakt nedenleri; Filmin kıvrılması, statik elektrik artefaktı, filmin ışık alması, ıslak parmak izleri, banyo işlemi sırasında oluşan artefaktlar, görüntüleme sistemindeki problemlerdir.

DİJİTAL SİSTEMLERDE RADYOGRAFİK KALİTE

Dijital radyoloji sistemlerinde uzaysal çözünürlük piksel boyutu ile sınırlıdır. Piksel sayısı düşük ise uzaysal çözünürlük düşük olacaktır. Dijital sistemlerde kontrast çözünürlük ise her bir pikselin alabileceği renk tonu sayısının (bit derinliği) fazla olması sayesinde yüksektir. Bit derinliği: Konvansiyonel radyolojiden farklı olarak dijital radyolojide sinyale, şiddetiyle orantılı farklı renk tonları atanabilir. Her bir piksel çok sayıda renk tonu alabilir. Bu gri skaladaki gri ton miktarını gösterir. 1 bit $2^1 = 2$ gri ton, 2 bit $2^2 = 4$ gri ton, .. 8 bit $2^8 = 256$ gri tona sahiptir.

Dijital radyolojinin bir diğer avantajı ise alınan görüntünün farklı kontrast ayarlarında değerlendirilmesini (pencereleme) olanaklı kılmasıdır. Pencereleme, görüntüyü oluşturan piksellerin skalaya uygun olarak renk tonlarının değiştirilebilmesi ve görüntüde istenen vücut bölgesine yönelik maksimum kontrast detayı ortaya çıkarılabilmesini sağlamaktadır.

Dijital radyografide en yüksek uzaysal çözünürlük dijital mamografide olup 9 çç/mm ye kadar çıkmaktadır. Ekran film mamografisinde bu değer 20 çç / mm düzeylerindedir. Bu dezavantajın yanında dijital sistemlerin aynı dozda ortaya çıkardığı kontrast çözünürlüğün daha yüksek olma avantajı bulunmaktadır. Ayrıca pencereleme olanağı büyük avantaj sağlamaktadır. Dijital radyografinin bu şekilde kontrast çözünürlüğün yüksek olması, uzaysal çözünürlüğün düşük olması dezavantajını dengelemektedir.

Dijital sistemlerde gürültü

Gürültü piksel boyutuyla ters orantılıdır. Piksel boyutu azaldıkça birim piksele düşen sinyal azalacağı için gürültüde artma olur. Gürültü aslında sinyalin işlenmesindeki standart sapmadır. Homojen bir yapının radyogramındaki az da olsa renk kaymaları olmaktadır. Bu kaymalar bir çan eğrisi olarak ortaya çıkar. Sapma ne kadar yüksekse çan eğrisi o kadar geniş ve gürültü de o kadar yüksek olacaktır.

Dijital sistemlerde kuantum beneklenmesi ve yapısal

beneklenme ortaya çıkar. Kuantum mottle konvansiyonel radyografide olduğu gibi, dijital sistemlerde de kaçınılmaz olarak vardır. Yapısal beneklenme, CR, CCD ve indirekt dönüştürmeli DR da sintillasyon basmağına bağlı olarak olmaktadır. Direkt dönüşümlü sistemlerde de daha düşük düzeylerde olmak üzere gürültü bulunmaktadır.

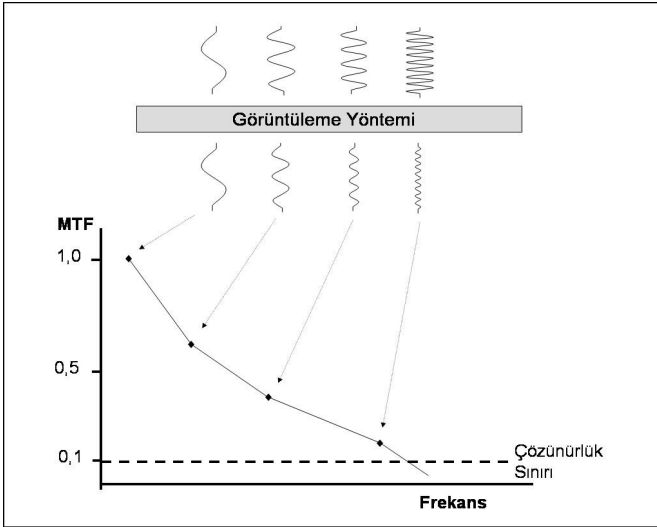
Dijital sistemlerdeki diğer gürültü nedenleri elektronik gürültü ve dijitalizasyon gürültüsüdür. Elektronik gürültü, sistemin elektronik ünitelerinin yarattığı görüntü bozulmalarıdır. Dijitalizasyon gürültüsü ise görüntü bit derinliğiyle (edinme matriksi) display (gösterme matriksi) bit derinliği uyumsuzluğundan kaynaklanır. Gri ton atama farklılığı ortaya çıkar bu uyumsuzluk durumunda veriler görüntü matriksine dağıtılarak görüntü oluşturulur.

Dijital Röntgen Görüntüsü

Dijital röntgende, konvansiyonel görüntüde olduğu gibi görüntü rezolüsyon testleri yapmak gereksizdir. Çünkü dijital görüntünün rezolüsyonu, piksel boyutu ile belirlenir. Dijital radyografide piksel boyutunu belirleyen detektör boyutu, piksel sayısı, ara mesafe gibi teknik özellikler önem kazanmaktadır. Detektörlerin ara mesafesinden kaynaklanan rezolüsyon değişikliği fill faktör (doldurma faktörü) ile belirlenir. Detektörlerin arasında kalan boşluklar sıfır ise fill faktörü % 100 olup rezolüsyon en üst düzeydedir. Konvansiyonel radyografide rezolüsyon belirlemede kullanılan çizgi çifti testi yerine dijital radyografide Modulation Transfer Function (MTF) ve Detected Quantum Efficiency (DQE) gibi yöntemler önem kazanmaktadır.

Modulation Transfer Function (MTF):

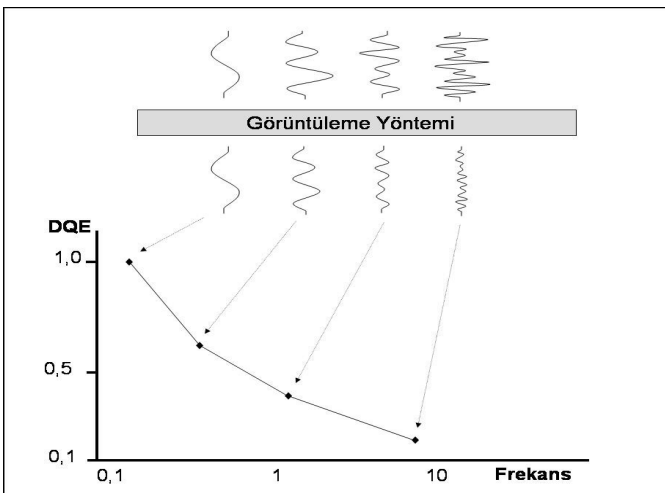
Bir görüntüleme sisteminin elde ettiği sinyalin frekansını ve şiddetini aktarırken koruyabilme yeteneğidir. Sistemleri kıyaslamada bir referans değerdir. Frekans arttıkça MTF değeri düşer. Düşük frekanslarda sinyal genellikle yüksek oranda korunur iken frekans arttıkça elde edilen sinyal daha az korunmakta ve elde edilen sinyal düşmektedir (Şekil 5). Nesnenin hiçbir değişime uğramadan görüntülenmesi durumunda MTF değeri 1 dir. Frekansın artması ile bu değer düşmektedir. MTF nin % 10 a indiği 0,1 değeri o görüntüleme yönteminin çözünürlük sınırını gösterir. MTF de gürültü dikkate alınmamaktadır. Konvansiyonel röntgen film bileşimi, dolaylı dönüştürmeli DR sistemleri ve CR yönteminde MTF değerleri birbirine yakın değerlerdedir. Doğrudan dönüştürmeli DR sistemlerinde yüksektir.



Şekil 5: Modülasyon Transfer Fonksiyonu

Detective Quantum Efficiency (DQE):

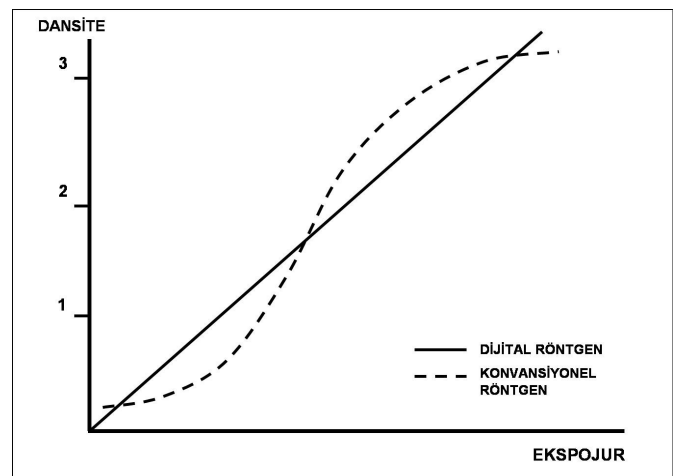
Görüntü kalitesi ölçülürken MTF de gürültü dikkate alınmamaktadır. DQE ile tüm gürültü kaynakları da dikkate alınır. Bu ölçütle ekspozur verisinin ne kadarının görüntü alıcısı tarafından alındığı ortaya konularak sistemin genel kalite performansı değerlendirilir (Şekil 6). Sonuçta görüntüleme yönteminin kontrast performansı ve gürültünün kombine etkisini belirler. Dedektör performansının belirlenmesinde en objektif yöntem kontrast / gürültü oranıdır ve bu da DQE ile direkt ilişkilidir. Konvansiyonel ranforsatör film bileşiminde DQE değeri % 15 – 20 dir. CCD ve CR sistemlerde DQE % 20 düzeylerindedir. DQE değeri, dolaylı dönüştürmeli DR sistemlerde % 50 iken doğrudan dönüştürmeli DR sistemlerde ise % 70 düzeylerine kadar çıkabilmektedir.



Şekil 6: Detective Quantum Efficiency (DQE) eğrisi

Dynamic Range:

Bir görüntüleme sisteminin aldığı enerjiyi dönüştürdüğü değer aralığının genişliğidir. Dynamic range Dijital röntgenle görüntülemelerde, konvansiyonel sistemlere göre belirgin bir avantaj sağlar. Konvansiyonel radyografide ranforsatör düzeneklerinde farklı enerji düzeyine yanıt sigmoid eğri şeklindedir. Dijital radyolojide doğrusal bir eğri söz konusudur (Şekil 7). Konvansiyonel sistemde düşük ve yüksek enerjili fotonların renklendirilmesinde etkinlik düşük iken dijital radyografi sistemlerinde düşük ve yüksek enerjili fotonların gri tonlama ile ayırımı etkinliği düşmez.



Şekil 7: Konvansiyonel ve dijital sistemlerde dansite - ekspozur eğrisi

KAYNAKLAR

- Adler AM, Carlton RR. Principles Of Radiographic Imaging. Delmar Thomson Learning, 2001.
- Bushong SC; Radiologic Science For Technologists. 6th Ed, Mosby 1997.
- Kaya T, Özkan R, Adapınar B. Temel Radyoloji Tekniği. 3. Baskı Bursa: Güneş & Nobel, 1997.
- Seçil M. Dijital Radyoloji in; 27. Ulusal Radyoloji Kongresi Kurs Kitabı. 2006.
- Temel Radyoloji Fiziği; Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi Eğitim Sempozyumları. İzmir. 2005.
- Tuncel E. Klinik Radyoloji. Genişletilmiş İkinci Baskı. Bursa: Güneş-Nobel, 2008.

RADYOLOJİDE CİHAZ GÜVENLİĞİ

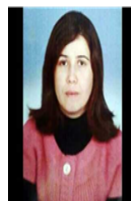
Ercan TÜRERER

Nevşehir Devlet Hastanesi

Sağlık alanında kullanılan röntgen cihazları, üretici firma ve kullanıldıkları alana göre farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklara rağmen röntgen cihazlarının kullanıcıları olan bizler, röntgen teknisyen ve teknikerleri gerçekten kullandığımız bu cihazlar hakkında ne kadar bilgi sahibiyiz?

Röntgen Cihazları, Sağlık alanında kullanılan cihazlar arasında oldukça önemli bir yere sahiptir. Maliyet açısından da yüksek değerlerde olan bu cihazların doğru yerde ve gerekli şartnamelere uygun ekipmanlarla kurulmadığı ve arızalanması durumunda, hem sağlık açısından hem de maddi açıdan önemli kayıplara neden olmaktadır. Belirttiğimiz önemin dışında röntgen cihazlarının kullanıcısı olan bizler ve hastalar açısından da oldukça önemli riskler taşımaktadır. Röntgen cihazların doğru yere kurulmaması gerekli emniyet önlemlerin alınmaması, arızalanması veya yanlış kullanılması bu riskleri artırmakta ve önemli kazalara veya yaralanmalara sebep olabilmektedir.

Geçtiğimiz aylarda tüm ulusal haber kaynaklarında yer alan İstanbul Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesinin Radyoloji bölümüne gelen özürlü bir hastaya röntgen teknisyeni arkadaşımız, hasta yakınından hastayı tutup çekim sırasında hareket etmemesi için yardım istemiştir. Kontrol paneline geçen röntgen teknisyeni arkadaşımızın kurşun camın görüş açısının içinde olmadığından dolayı hasta yakını hareketli tüp-dedektör sistemine sıkışıp ağır şekilde yaralanmıştır. Gerekli müdahaleye rağmen kurtarılamamıştır. TÜMRADDER Genel Başkanı Heybet ASLANOĞLU olay karşısında, olay yerine gidip gerekli incelemelerini yapmıştır. Adli makamlara yansıyan bu olay üzerine Bilirkişi olarak atanan Biyomedikal uzmanı Ahmet TARTAR'ın raporunda; Röntgen cihazının hareketli tüp dedektör kolunun duvara sıfır olması gerekirken 53cm boşluğun bulunması ve hareketli tüp-dedektör kolu (U-kollu) ile aşağıda bulunan demir platform arasında bulunması gereken sıkışmaları engelleyecek emniyet sensörünün bulunmadığını belirtmiştir. Oysa cihazın alımına ilişkin teknik şartnamenin ilgili maddesinde dedektör standı üzerinde tüp ve dedektör hareketini algılayan sensörler bulunmalıdır ibaresi yer almaktadır. Hareketli U-kollu dikey motorize hareketin kapalı bir "kabin" içinde olması gerektiğini raporuna yazmıştır. Genel olarak bilirkişi raporuna göre Röntgen cihazı uygun bir şekilde doğru yere kurulmadığı, eksiklerin olduğu ve gerekli emniyet önlemlerinin alınmadığı için cihazın bu eksiklerle tanı ve tedavi amaçlı kullanımında hasta güvenliği açısından oldukça risk oluşturmaktadır ve kullanıma uygun olmadığını belirtmiştir. Mağdur olan röntgen teknisyeni arkadaşımız olay karşısında büyük maddi ve manevi sıkıntılar yaşamıştır.



Röntgen cihazı öldürdü

Bakırköy'de engelli çocuğunun röntgenini çektirmeye gelen anne, röntgen cihazının altında kalarak hayatını kaybetti

Bilirkişi raporundaki tesbitlere baktığımızda güvenlik konusunda çok eksikimizin olduğunu görebiliriz. Güvenlikte Risk temel sebeplerine baktığımızda karşımıza 3 faktör ön plana çıkmaktadır. Bunlar;

Çevre – ortam

Cihaz – ekipman

İnsan

$$\begin{aligned} 1 \times 1 \times 1 &= 1 \\ 1 \times 2 \times 3 &= 6 \\ 2 \times 1 \times 5 &= 10 \end{aligned}$$

Güvenlik teknik olarak göreceli bir kavram olduğundan dolayı, bu üç faktöre maksimum risk

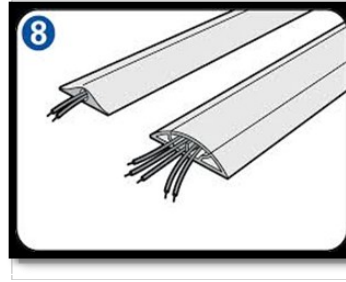
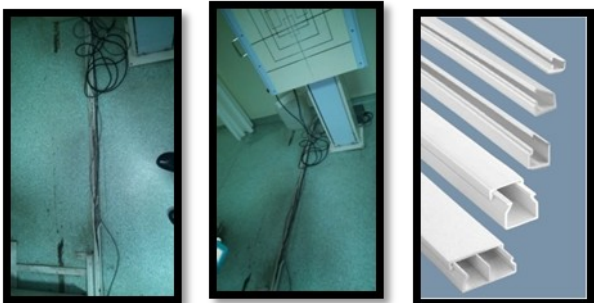
önlemi alsak bile, risk hiçbir zaman sıfırlanmayacaktır. Faktörler arasında riskler artırsa toplam risk katlanarak artacaktır.

Bu riskleri en aza indirebilmek için güvenlik önlemlerine en baştan başlamamız gerekiyor. Standart bir röntgen grafi odasının boyutları taek bilgilerine göre minimum 4x3m toplam 12m² olması gerekirken hastane ortamında bir grafi odasının sedyenin rahat hareket edebilmesi için röntgen cihazı ile kontrol bölmesinin arasında 3x3 toplam 9 m² boşluğun bulunması gerekmektedir. Röntgen odasının zemini fayans gibi sert ve kaygan maddelerden değil, pvc gibi kaymayı önleyen ve riski azaltacak şekilde yumuşak olması gerekmektedir. Röntgen cihazın konumlandırılmasına geldiğimizde, oda içinde en doğru yerde, tehlikeye mahal vermeyecek, cihazın hareket kabiliyetini engellemeyecek şekilde, duvara sıfır konumlandırılmalıdır. Röntgen cihazının Kontrol bölgesindeki gözetleme pencresi röntgen cihazının tümünü görebilecek konumda ve büyüklükte olmalı, mümkünse kapalı devre kamera sistemi kurulmalıdır. Röntgen odalarındaki sıcaklık ve nem oranlarını havalandırma sistemi uygun seviyede tutup cihazlara zarar vermesini engellemeliyiz.

İkinci faktör olan cihaz ve ekipman güvenliği de kendi arasında ikiye ayrılmaktadır.

Elektriksel güvenlik

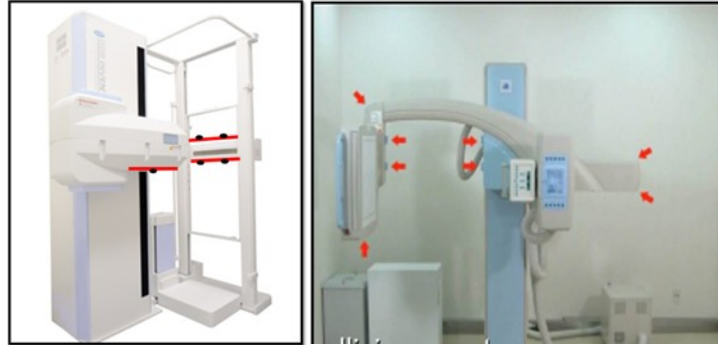
işlevsel güvenlik



Elektriksel güvenlik de Ana şalterlerin kilitli ve emniyetli bir yerde olması gerekir, kabloların cihaza taşınmasında korunaklı kablo kanallarıyla taşınmalıdır. Kablo kanalları da

yer için özel üretilen balık sırtı kablo kanalları kullanmalıyız ki, takılmalara, ezilmelere ve her türlü darbeye dayanıklı olması gerekmektedir.

Yeni teknolojilerde cihazlara daha fazla işlev eklendiği için insan katkısı azalmaktadır. İnsan katkısının azalması ile bazı tehlikeler ortaya çıkmaktadır. Günümüz dünyasında Teknolojinin her alanda olduğu gibi radyoloji alanında önemli gelişmeler olmuştur. Yeni nesil röntgen cihazlarında otomatik pozisyonlandırma sırasında emniyet sensörlerinin olmayışı ve arızalanması bu riskleri artırmakta ve önemli kazalara veya yaralanmalara sebep olmaktadır. Bu kaza risklerini engellemek için, cihazların gerekli yerlerinde çarpma ve sıkıştırma engelleyecek sensör sistemi bulunmalıdır.



Tüm bu nedenlerden dolayı röntgen cihazların doğru yerde konumlandırılması, emniyet önlemlerinin alınması, doğru ve eksiksiz çalışması oldukça önemlidir. Röntgen cihazı ve ekipmanlarının düzenli olarak ve belirli periyotlarla yetkili kişilerce bakımı ve kontrolü yapılmalıdır.

Röntgen cihazı ve sistemlerinin bulunduğu ortamların



insan sağlığı ve çevre için önemli riskler taşıdığını unutmayalım. Bu sebeplerden dolayı, röntgen tekniker ve teknisyenleri olarak, ilk önceliğimiz güvenlik olmalıdır.

Güvenliğinde tam olarak sağlanması içinde; Röntgen odası seçiminde başlarsak, hastane idaresinin bize sunulan odayı değil, uygun ölçülerde, her türlü donanımına sahip güvenlik tedbirlerinin alınabileceği ölçülerde ve radyoloji kriterlerine uygun olan odayı tercih etmeliyiz.

Cihaz alımlarında ise teknik şartname hazırlanması aşamasında ise firmaların kendi cihazların için hazırladığı veya internet ortamından aldığımız şartnamelerle değil, kendi çalışacağımız ortama ve oda şartlarına uyan, gerekli standartlara sahip, her türlü emniyet özelliklerini taşıyan cihazların alınabilmesi için teknik şartnameler hazırlamalı ve komisyonlarında görev almamız. Alınan cihazların kabulünde mutlaka şartnameye uygun cihaz teslim edildiğinden emin olmak

için, muayene kabul komisyonunda da bulunmalıyız. Alınan cihazın kurulum aşamasının her anında bulunup, cihazın doğru ve güvenlik şartlarına uygun bir şekilde kurulması sağlanmalıdır.

Radyoloji biriminde çalışan tüm röntgen teknisyenlerine, yetkili firma tarafından, cihazın bütün teknik özelliklerini ve güvenlik özelliklerini anlatılacağı iyi bir aplikasyon eğitiminin verilmesi sağlanmalıdır. Bu cihazlarla çalışırken üzerinize düşen sorumluluğun son derece büyük olduğunu ve çok küçük ihmallerin ne kadar büyük sonuçlar doğurabileceği bilinciyle hareket etmeliyiz ve tüm çalışmalarımızda bu duyarlılığı göstermeliyiz.



RADYOLOJİDE CİHAZ GÜVENLİĞİ

**HABER
TÜRK**
GÜCÜ ÖZGÜRLÜĞÜNDE

Röntgen cihazı öldürdü

Bakırköy'de engelli çocuğunun röntgenini çekirtmeye gelen anne, röntgen cihazının altında kalarak hayatını kaybetti



İstanbul'da röntgen cihazı faciası

İstanbul'da, Bakırköy Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne engelli çocuğuna rapor almak için gelen anne, röntgen cihazının altında kalarak hayatını kaybetti



Röntgen cihazının altında can verdi

Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde engelli çocuğunun röntgenini çekirtmeye çalışırken cihazın altında kalan kadın yaşamını yitirdi.

MR'DA PERSONEL VE HASTA GÜVENLİĞİ

Dr. Muhammed

ELMAOĞLU

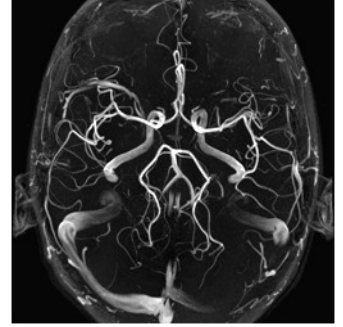
MİA Eğitim Koordinatörü

Manyetik Rezonans Görüntüleme'ye Giriş

Bildiğiniz gibi, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), ilk MR görüntüsünün deney tüplerinde yaklaşık 40 yıl önce elde edilmesinden sonra çok etkileyici bir gelişme göstermiş ve günümüzün en ilgi çeken vazgeçilmez görüntüleme metodlarından biri olmuştur. MRG diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak bir kaç farklı kontrast mekanizmasını tek başına veya birlikte kullanarak medikal sorulara cevap bulmak için kullanılır. Ancak MRG'nin etkili kullanımı, onun temelini oluşturan fizik prensiplerinin iyi anlaşılması, MRG Güvenlik kurallarının uygulanması, doğru MR protokolleri ile doğru hasta pozisyonlarının kullanılması ve belirli grafiksel planlamaların doğru uygulanmasına bağlıdır.



MRG fiziği hakkında birçoğunuzun bildiği gibi MR El Kitabı'mız 2010 yılı başlarında Türkiye'de ve İngiltere bakışı ise, Amerika Birleşik Devletleri'nde 2011 yılında Springer tarafından yayınlanmıştı. Sizlere bu köşede, MR Fiziği dışında, güncel MR pratiği hakkında faydalı olabilecek konu başlıkları üzerinde durmaya gayret göstereceğim. Bu nedenle ilk olarak MRG'de Güvenlik Uygulamalarından başlamak istiyordum.



MR Güvenliği



MR görüntüleme tekniği bugün kullanılan en güvenli tekniklerden biri olmasına rağmen, MR' da kullanılan yüksek manyetik alan gücünün her zaman için farkında olmalı ve çoğu zaman düşünmeden yapılan davranışların veya uygulamaların güvenliğimizi

tehlikeye atabileceğini daima hatırlamalıyız. Burada hasta güvenliği yerine MR güvenliği kelimesi özellikle MR'da güvenliğin daha geniş düşünülmesi gerektiğini vurgulamak için seçilmiştir. Unutulmaması gerekir ki MR güvenliği başlıca bir kitap olabilecek kadar geniş ve detaylı bir konudur. Burada siz kullanıcılar için kısa bir özet sunmaya çalışacağım.



Şimdi MR güvenliğinin temel öğelerine bir göz atalım:

1. MR Kullanıcıları ve personel güvenliği
2. Hasta ve hasta'ya refakat eden kişilerin güvenliği
3. MR Sisteminin güvenliği

MR kullanıcıları ve personel güvenliği,

Güvenli MR kullanımı, MR kullanıcıları ve ilgili personelin MR güvenlik eğitimi almaları, kullandıkları cihazlara ait kullanım klavuzlarındaki bilgileri tam olarak okuyup anlamaları ve bu konuda MR profesyonellerinin vermiş olduğu MR Güvenlik Eğitimlerine katılması ile mümkündür.

MR Güvenlik eğitimleri, mensubu oldukları kurum tarafından da düzenli olarak verilmeli ve periyodik olarak tekrarlanmalıdır. Bu eğitimler dışında, MR cihazı üreticileri tarafından sağlanan MR güvenlik eğitimleri de dikkate değer yardımcı bilgiler içerebilmektedir.

Tüm bunlarla birlikte, MR kullanıcılarının yeni gelişmeleri yazılı ve görsel kaynaklar ile takip etmesi kişisel bilgi gelişimi açısından önem arz etmektedir. Bugün MR güvenliği konusunda en çok ziyaret edilen sitelerden iki tanesi olan www.mrisafety.com ve www.imrser.org adlı siteler, MR profesyonelleri tarafından yönetilen güvenilir MR güvenlik kaynakları olarak ziyaret edilebilir. Her iki sitede direktörlük yapan Dr. Sherlock bu konuda otorite sayılan biri olup, çalışmaları hemen hemen tüm uluslararası MR üreticileri ve dernekleri tarafından desteklenmektedir.

Hasta ve hasta refakatçilerinin güvenliği

MR kullanıcıları olarak hasta güvenliğini temin etmek bizlerin en önemli sorumluluklarından biridir. Bu ko-

nuda mensubu olduğunuz kurum tarafından hazırlanmış bir MR Güvenlik formu bulunmalı ve bu formlar MR odasına alınacak tüm hasta, refakatçi ve personele önceden verilmeli ve doldurmaları istenmelidir. Buna benzer MR Güvenlik Formu örneklerini birçok farklı kaynaktan bulmak mümkündür ve her bir kurum gerekli gördüğü tüm değişiklikleri yaparak kendi formlarını oluşturmakla sorumludur.

Daha sonra, bölümdeki personel tarafından formun içeriği hastaya açıklanmalı ve soruların üzerinden tek tek geçilerek doldurulmalı ve onaylanmalıdır. MR güvenlik formlarının hastaya refakat eden kişiler içinde ayrıca doldurulması gerekmektedir. Unutulmamalıdır ki, MR odasındaki manyetik alan daima vardır ve bu odaya alınacak olan tüm kişiler tarafından bu formlar doldurulmalıdır!

Değerli okuyucular, Manyetik Rezonans Görüntüleme Bilgi ve Güvenlik formlarını hazırlarken sizlere örnek teşkil edebilecek bir elektronik taslağı, www.mrelkitabi.com veya www.medicalimagingacademy.com adlı sitelerden indirebilirsiniz.

MR çekimi öncesi yapılması gerekenler:

Hastaya form açıklanarak doldurtulmalı ve özellikle kalp pili, beyin'e uyarı gönderen cihazlar, Anevrizma klipsleri, kalp stenti ve metalik implantlar olup olmadığı sorulmalıdır. Bayan hastalar için hamilelik durumu sorulmalı ve hasta hamile ise MR çekimi için karar, doktoru tarafından verilmelidir. Bu konuyla ilgili detaylı güncel bilgileri sonraki sayfalarda bulabilirsiniz. MR çekimi sırasında yapılması gerekenler MR odasına alınmadan önce hastanın üstünü tamamen değiştirmesi ve üzerindeki bütün metal eşyaları çıkartması temin edilmelidir. Hasta hazır olduğunda aşağıda verdiğimiz hususlara uyarak MR çekimine hazırlanmalıdır:



MR odasına girmeden hasta üzerinde kalmış olabilecek metal objeler için detektörle taranmalıdır,

- Acil vakalarda sedye ile getirilen hastaların MR odasına alınmadan önce MR uyumlu sedyeye transferi yapılmalı veya cihazın kendi masası (ayrılabilen) dışarı alınarak hastanın transferi sağlanmalıdır,
- Acil hastaların MR'a alınması esnasında üzerinde olması muhtemel metallere, bağlı oksijen tüpü, nabız veya kalp ritmi algılama cihazlarının olup olmadığına bakılmalıdır. Benzeri cihazların varlığı durumunda bu ürünlerin MR uyumluluğu mutlaka sorulmalı veya ilgili radyoloji uzmanına bildirilmelidir.
- MR masası mümkünse alçaltılarak hasta dikkatli bir şekilde yatırılmalıdır,
- MR çekilecek bölge ile bobinler arasına koruyucu pedler yerleştirilmelidir,



- Hastaya koruyucu kulaklık ve kulak içine yerleşen tıkaçlar verilerek kulak zarının çekim sırasındaki seslerden etkilenmemesi sağlanmalıdır,
- Çekim için

pozisyonlama yapılırken lazer ışığı açılmadan hastanın gözleri kapatılmalıdır,

- Hastanın vücudunun MR cihazının tüneli ile temas etmesini engellemek için koruyucu pedler kullanılmalıdır,
- MR bobinleri, EKG kabloları gibi elektrik taşıyan hiçbir kablonun hastanın vücuduna temas etmemesi ve bu kabloların döngü oluşturmaması temin edilmelidir,
- Hastada el ve ayak uçları sinirlerinin muhtemel uyarımını (Peripheral Nerve Stimulation) engellemek için ellerin ve ayakların birleştirilmemesi (döngü oluşturmaması) temin edilmelidir,
- Hastaya acil durumlarda operatör ile iletişim kurulabilmesi için, hasta alarmı verilmeli ve hastanın çekimi engelleyen bir problemi (klostrrofobi ve şiddetli ağrı gibi) olmadığı teyit edildikten sonra çekime başlanmalıdır.

Sistem güvenliğine yönelik alınacak tedbirler:

Yukarıda bahsedilen hususlar dışında MR cihazının sağlıklı çalışabilmesi veya başka bir ifade ile sistem

güvenliğinin temin edilmesi de kullanıcıların itina göstermesi gereken konulardandır. Bu konuda dikkat edilmesi gereken hususların en önemlilerini aşağıda tekrar hatırlatmayı gerekli görüyorum.

- MR cihazının kurulu olduğu odanın diğer odalardan ayırt edilmesini sağlayacak, kolay ve anlaşılır işaretler konulmalı,
- MR odasının kapısında ve önünde **'UYARI'** tabelaları veya işaretleri konulmalı,

Bu işaretler **'DİKKAT MANYETİK ALAN'** veya **'YÜKSEK MANYETİK ALAN'** gibi dikkat çekecek kelimeler içermelidir.

- MR odasının girişinin kullanıcılar tarafından görülebilir olması ve bu şekilde içeriye girecek kişilerin kontrol edilebilmesi sağlanmalıdır,
- İlgili kurumda çalışmakta olan acil sağlık ekibi, güvenlik birimleri çalışanları, teknik servis elemanları MR güvenliği hakkında bilgilendirilmelidir,
- Helyum'lu sistemlerde "Quench" buton'unun kolay ulaşılabilir bir yerde olması ve personelin bu konuda bilgilendirilmesi,



- Sistemin elektriksel ve ısısal olarak güvenliğinin üretici firmalarca tavsiye edilen değerlerde olmasının sağlanması,
- MR uyumlu olmayan, oksijen tüpü, sedye, sandalye, yangın tüpü, anestezi ekipmanı, otomatik enjektör v.b. metal içeren cihazların içeri alınması

yasaktır.

Önemli Uyarılar:

Burada siz değerli okuyucularımızla çok sık karşılaşılan ve MR güvenliğinde çok üst sıralarda yer etmiş bir kaç önemli bilgiyi paylaşmak istiyoruz.

MR çekimi için başvuran hastalardan, normal yaşamını devam ettirebilmesi için vücuduna takılmış olan (ayrılması mümkün olmayan) cihaz bulunanlar ve hamile bayanlarla ilgili konulara kısaca değinelim:



• Beyin içi uyarı cihazları taşıyanlar MR'a giremezler. Günümüzde nörolojik bozuklukların tedavisinde sıklıkla kullanılmaya başlanmış olan 'Neurostimulation systems' denilen çeşitli otomatik veya ayarlanabilir uyarı cihazları taşıyan kişilerin sayısı gittikçe artmaktadır. Bu cihazların manyetik alanda gerek çalışma fonksiyonlarını yitirebilmeleri, gerekse vücuttaki yerlerinin değişme ihtimali veya yüksek RF emilimi sayesinde çevresindeki dokuda RF yanığı oluşturma ihtimalleri oldukça güçlüdür. Bu konuda bir çok kuruluş veya araştırmacı tarafından MR'la ilgili yanık vakaları adı altında yayınlanmış çeşitli yayınlar mevcuttur.

• Kalp pili olan hastalar MR'a giremezler!

Takılan cihazın manyetik alanda hareket ederek yerinin değişme olasılığı, Cihazın geçici veya kalıcı olarak tetikleme fonksiyonunun bozulma ihtimali, Cihazın metal olmasından dolayı oluşabilecek aşırı ısınma-yanma olayları, Yüksek RF enerjisinin cihazda yalancı akımlar oluşturma ihtimali, Aşırı ritim bozukluğu olan hastalarda cihazın çekimden sonra pilinin boşalma ihtimalinden dolayı işlev görmemesi ve oluşan hayati risk, gibi çeşitli nedenlerden dolayı bu hastalar MR'a giremezler. Ancak günümüzde MR uyumlu kalp pilleri üzerinde çalışmalar devam etmektedir.



• Hamile bayanların MR'a girmesi: Bu konuda uzun yıllardır yapılan klinik çalışmalar şunu göstermiştir ki MR'ın fetus üzerinde ciddi etkisini gösteren çok fazla vaka olmamıştır. Çeşitli hayvan gruplarında ise rapor edilen bazı vakalar olmuştur. Bununla birlikte çekimlerinde EPI ve Balance gibi yüksek sesli sekanslar kullanılmış bazı bebeklerde ise işitme kaybına rastlanmıştır.

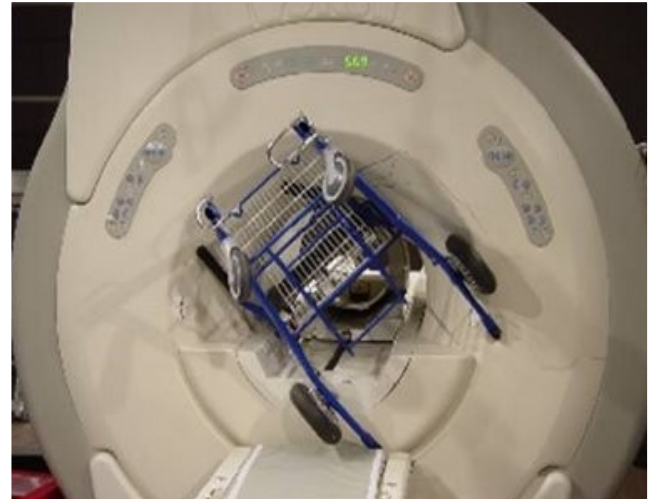
Değerli okurlarım, tüm bunlar bize şunu gösteriyor ki hamile bayanların MR çekiminde aşağıdaki sorulara verilecek cevaplar önem arz etmektedir:

- Hastaya MR olmadan teşhis konulamıyor ve Ultra-son benzeri görüntülemeler bize yeterli bilgi vermiyor ise,
- Anne'nin hayati bir riski söz konusu ise? (Beyin veya omuriliği işaret eden rahatsızlıklar gibi)
- MRG, hasta ve fetus için hayati bilgiler verecek ise,
- Kanseri vb tehlikeli rahatsızlıklar söz konusu ise,
- Erken doğum veya gebeliğin sonlandırılması gibi bir sonuç düşünülüyor ise, hastaya sözlü ve yazılı bilgiler

verilip, onayı alındıktan sonra MR çekilebilir.

• Uluslararası MR Güvenlik komitesinin raporuna göre, radyasyonsuz başka bir görüntüleme cihazı ile hastaya kesin teşhis konulması mümkün değilse veya hastanın diğer görüntüleme cihazlarında iyonize radyasyon'a maruz kalması söz konusu ise MR çekilebilir.

• Kontrast madde verilecek ise, MR'da kullanılan kontrast maddelerin amniyotik sıvı ve fetal dolaşımından ne kadarının temizlendiği veya ne kadarının kaldığı gibi konular da henüz net olarak bilinmediğinden, konu hakkında ilgili radyoloji uzmanının hasta ile detaylı görüşmesi ve kullanılacak kontrast maddeye ait prospektüs bilgilerini hastayla paylaşması önemlidir.



SCIENCEPHOTOLIBRARY

DİJİTAL RADYOLOJİ SİSTEMLERİ (CR, DR)

Adem Erdem

Medsis Medikal Sistemler

Satış ve Pazarlama Müdürü

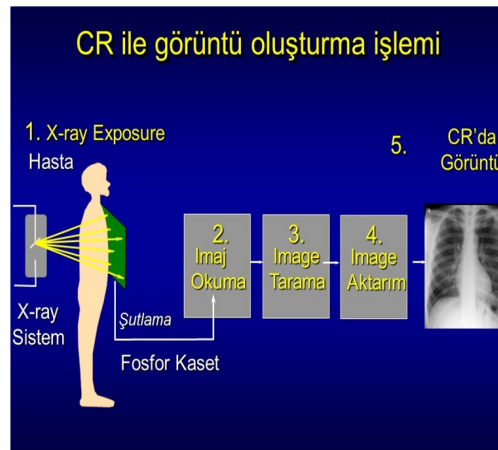
Günümüzde radyolojik görüntülerin elde edilmesi ile radyografik film yöntemi fotoğraf teknolojisine göre göreceli olarak yeni olsa da, kullanım ve varoluş zamanlamasının paralel olduğunu söyleyebiliriz.

Geçmişte her birimizin hatırlayacağı gibi fotoğraf çekmek ve bunları baskı olarak elde etmek çok adımlı, karmaşık ve pahalı bir işlemdi ayrıca elde ettiğimiz fotoğraflarda baskı sonrasında, hepimiz istediğimiz görüntüleri elde edemediğimiz veya filmlerin ışığa maruz kalması sebebi geriye dönülmez çekim koşullarını tekrarlayamama sebebi ile hayal kırıklıkları yaşamışızdır.

Benzer sebepler dolayısıyla, konvansiyonel röntgen cihazlarında klasik kasetler ile yaptığımız çekimlere ait filmlerin karanlık odada elle banyo edilmesi veya daha sonra geliştirilen otomatik banyo cihaz koşullarında da elde ettiğimiz görüntülerin basımında aynı sorunların yaşandığı tüm uygulamacı teknisyen arkadaşlarımızın malumudur.

BİLGİSAYARLI RADYOGRAFİ (CR – COMPUTERISED RADYOGRAFİ)

Ülkemizde Dijital radyografi alanındaki teknolojik gelişmelerin yıllardır çok yakın takibi ile uluslararası gelişmiş standartlardaki merkezler yanı sıra maalesef sulu banyo koşullarında çalışmakta olan çok sayıda özel veya kamu hastanelerinde çalışan teknisyen arkadaşların olduğu bilinmektedir.



Konvansiyonel Radyografide kullanılan boyutlardaki kasetlerin içerisine klasik ranfansatörlerden farklı olarak yerleştirilen özel bir fosfor yapı temelli görüntüleme plakasında görüntü bilgilerinin algılanması daha sonra bu plakanın özel bir cihazda lazer ışın demeti ile okutularak bilgisayar ortamında dijital görüntü elde edilmesine dayanan yöntemdir.

Şekil 1: CR cihazından bir görüntünün monitöre gelmesine ait iş akışı yukarda görülmektedir.

CR sistemlerinin konvansiyonel sulu banyo çalışma koşullarına göre

avantajlarından uzun uzun bahsetmek yerine mevcut güncel teknolojilerden bahsetmek daha verimli olacaktır. Dünyada CR cihazı üretimi, geliştirmesi konusunda kendisini ispat etmiş firmalar ülkemizde de temsil edilmekte ve yıllardır faaliyetlerini sürdürmektedirler. Üretici firmalarca, kullanıcıların ihtiyaçlarına göre tasarlanan benzer kategori özelliklerinde farklı model CR cihazları bulunmaktadır.

Günümüzde CR cihazlarını 3 sınıfta değerlendirilmektedir;

- a) Çoklu Sistemler.
- b) Tekli Sistemler.
- c) Masa Üstü Sistemler

A) ÇOKLU SİSTEMLER

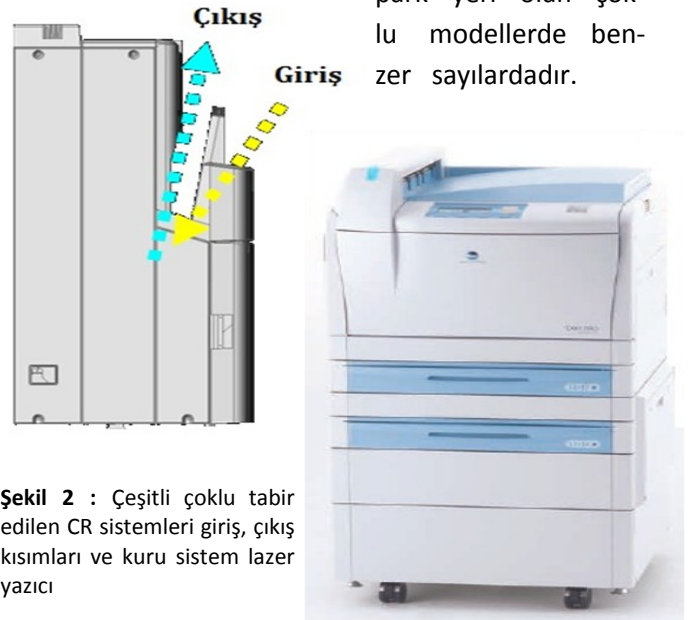
Yoğun çalışma temposunda hızlı çalışabilen ve tarayıcıya yüklenen kasetin çıkış kısmından çıkışını beklemeden yeni kasetin tarayıcıya yüklenebildiği veya bekleme bölümünde bekletilerek örneğin **35 x 35 cm** veya **35x43 cm** boyutlu **CR kasetinden saatte ortalama 90-105** sayıda kaset okuyabilen sistemlerdir. Bu sınıf cihazlarda çokça yanlış anlaşılan, kaset giriş ve çıkış kısmından detaylı bahsetme ile bu yanlış anlaşımaların giderilmesinde faydalı olacaktır. Mevcut bilinen CR sistemlerinin tüm kategorideki okuyucu cihazlar içerisinde bir okuyucu birde silici ünite bulunmaktadır. Ancak çoklu diye tabir edilen sistemler için kaset girişinde veya çıkışında birden fazla park yeri bulunmasıyla sistemin seri çalışabilmesi hedeflenmektedir. Bu amaç doğrultusunda tanıtım broşürlerinde yer alan birden çok giriş oluşu birden fazla kasetin aynı anda alınıp okutulması şeklinde anlaşılmamalıdır.

Çünkü tüm CR modellerinin içerisinde tek okuyucu ve tek silici ünite olduğundan sistemin birinci kaseti okuma silme işlemini bitirmeden ikinci sistemin okuma-silme işlemine geçmesi mümkün değildir yani sistem kasetleri sırasıyla okuyup silip yeniden kullanım için geri vermektedir.

Çoklu sistemlerde amaçlanan , tarayıcıya yüklenen birinci kasetin okuma ve silme işlemi bittikten sonra teknisyenin kaseti çıkarmak için uğraşmadan ikinci kasetin okutulma için verilmesi ve birinci kasetin ise tekrar kullanıma gidebilmesi durumunda olmasıdır. Çalışma prensipleri ve yapılan işin doğası gereği hiçbir CR cihazı modelinde çekim işlemi yapan Röntgen Teknisyeninin sisteme birden fazla kaseti yükleyip mola vermesi veya diğer çekimi yapmak için CR cihazı başından ayrılması düşünülmemelidir aksi durum ise yapmakta olduğu işi tamamlamadan cihaz başından ayrılması anlamına gelmektedir.

Cihazların Tanıtım Broşürlerinde anlatılan CR cihazı kaset giriş kısmının 4,5 veya 10 kasetli oluşu firma temsilcileri tarafından kullanım rahatlığı olarak anlatılsa da uygulamalarda böyle olmadığı anlaşılmaktadır, çünkü teknisyenin CR cihazı başına tekrar gelmesiyle önceden yüklediği kasetlerin görüntülerini ekrana tek tek çağırarak densite , kontrast ayarı ve görüntü yönünün doğru ayarlanması gibi birçok dijital çalışmayı her görüntü için yapması gerekmektedir. CR ile çalışmak cihaz konsolu başında interaktif bir iletişim gerektirmektedir ve teknisyen görüntülerdeki diagnostik kabul edilebilirlikten emin olduğunda oda içindeki hastanın tetkiki bitmiştir ve yeni hasta için çalışmaya başlanabilir. Nihayetinde elde edilen görüntü sayıları geçen zamana göre CR cihazı kaset girişinde veya çıkışında

park yeri olan çoklu modellerde benzer sayılardadır.



Şekil 2 : Çeşitli çoklu tabir edilen CR sistemleri giriş, çıkış kısımları ve kuru sistem lazer yazıcı

B) TEKLİ CR SİSTEMLERİ

Kullanıcı röntgen teknisyenin görüntü elde etmek için okuyucuya yükledikleri CR kasetlerinin okutulması ve silinmesi işlemi ardından kasetin girdiği noktadan çıkan ve saatte ortalama 35 x 35 cm veya 35x43cm boyutlu CR kasetinden ortalama 75-87 adet okuyabilen sistemlerdir. İdeal olan bu tip CR larda özellikle mamografi dahil kullanılan tüm boyutlardaki kasetlerin aynı özelliklerde olarak çoklu tip CR larda da kullanılabilir. Bu özellik bile tercih oluşturmada yedekleme amaçlı kullanım için göz önünde bulundurulması gereken önemli bir detaydır.



Şekil 3 : Tekli olarak tanımlanan CR sistemi ve kuru sistem lazer yazıcı

C) MASA ÜSTÜ SİSTEMLER

Çalışma prensipleri tekli sistemler ile aynı olan fakat daha küçük ölçekli hastane ve klinikler için tasarlanmış işletim sistemleri ile de yeni nesil CR sistemleridir. 35 x 35 cm veya 35x43cm boyutlu CR kasetlerinden saatte ortalama 40 -65 adet tarama kapasitelerine sahip sistemlerdir. Klasik işletim CR sistemlerine göre opsiyonel çok sayıda özelliğin standart olduğu bu tip cihazlar üstelik mini PACS işlevselliğine de sahiptirler.



Şekil 3: Masa üstü olarak tanımlanan CR sistemleri ve kuru sistem lazer

CR CİHAZI SATIN ALIRKEN DİKKAT EDİLMESİ GEREKEN HUSUSLAR

Unutulmamalıdır ki tüm markaların kendine özgü mühendislik mimarileri sebebi ile birbirlerine göre üstünlükleri ve zafiyetleri vardır. Cihazların değerlendirilmesinde fiyat - fayda denklemi dikkate alınmalıdır aksi halde ideallerin peşinde olma atıl kalan ve çok sayıda özelliğin gerçekliği ile yüzleşmek boşa sarf edilen ödemelerden öteye geçmez .

Kullanıcılar ve karar vericilerce kurum için en uygun cihazı belirlemek finansal olarak ve verilecek hizmetin kalitesi açısından her konuda olduğu gibi önem arz etmektedir.

Üreticilerin cihaz teknik özellikleri karşılaştırıldığında görülmektedir ki oluşturulan görüntü kalitesine önem verip saatteki çalışma hızının düşmesine razı olunmakta veya saatteki görüntü oluşturma hızını artırarak oluşturulan görüntü kalitesinden ödün vermek durumunda kalmaktadır. Bu sonuç sizlerin tercihinin bırakılmasıdır.

Özel sektörde tıbbi cihaz seçimi ve alım koşulları doğru cihazın tercih edilmesi açısından daha kolay bir süreç iken Kamu Kurumlarında alım süreci daha farklı adımlarla gerçekleşmektedir. Kamu İhale Kurumu mevzuatı gereği oluşturulan teknik şartnamelerde rekabetin sağlanması ve cihazın kullanım ömründe oluşabilecek tüm aksaklıklarında düşünülerek mevcut üreticilerin aynı kategorideki modellerini aynı şartnamede tanımlamanın zorluğu başlamaktadır.

Cihazların belirlenmesinde diagnostik, işletim, kullanım performansları kadar fiyat-fayda denklemi içinde cihaz işletim maliyetleri de çok önemlidir. Cihazların ülkemiz koşullarında uzun süre hizmet vermesi gereği düşünüldüğünde işletme maliyetine özen gösterilmeli ve göz ardı edilmemelidir. Çok çarpıcı olması için örneklemek gerekirse 10 yıldır çalışıp 1.000.000 dan fazla kaset okuyan ve sorunsuz çalışmakta olup üstelik ihmal edilebilecek düzeyde gideri olan cihaz edinmek sizce ne kadar önemlidir ?

Tavsiyemiz , alım koşulları oluşturulurken Türkiye'de ve dünyada kendini ispat etmiş üreticilerin aynı sınıfta yer alan cihazların birbirleriyle yarışarak kurumunda garanti sonrasında çalışma ve servis maliyetleri yönünden kendisini maksimum koruyacak tam rekabet koşullarının oluşturulma değerlendirmesinin yapılmasıdır.

MR TEKNOLOJİSİ NEREYE GİDİYOR?

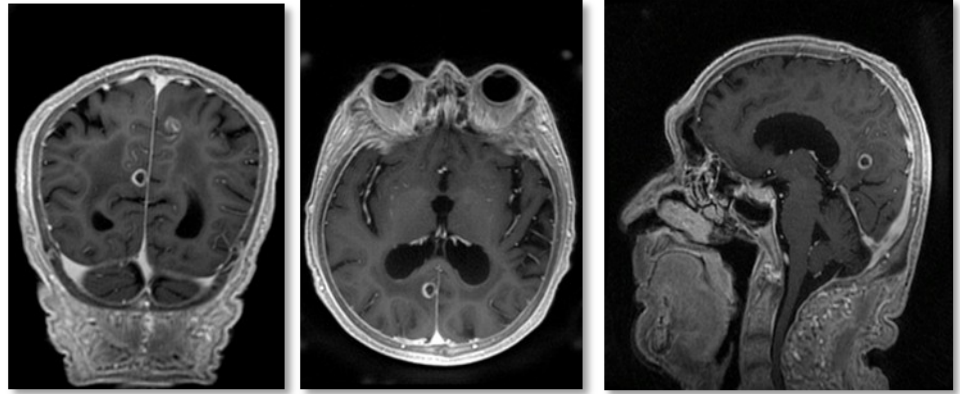
Özgür DEMİRKİLİNÇ

GE Healthcare MR Eğitim

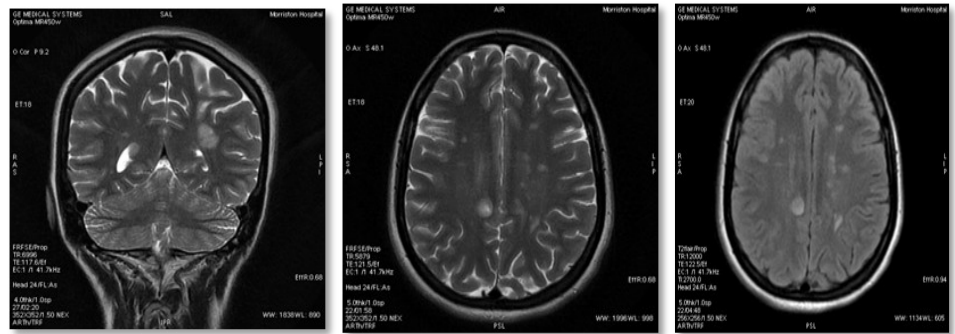
Uzmanı

Silent Scan (Seesiz Tarama)

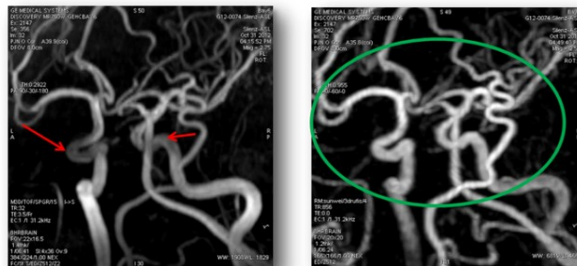
MR da duyulan yüksek gürültü, tıpkı müzikçalar sistemlerinde olduğu gibi bir yükseltici (amplifier) ve hoparlör işlevi gören gradient bobin nedeniyle oluşur. Akustik ölçüm sonuçlarına göre Silent Scan ile duyulan ses ortam gürültüsünün en fazla 3dB(A) üzerinde olarak ölçülmektedir. Konvansiyonel görüntüleme sekansları ile karşılaştırılabilir nitelikte görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır. SilentScan ile milimetrenin ve altında izotropik görüntüleme yapmak mümkün olmaktadır.



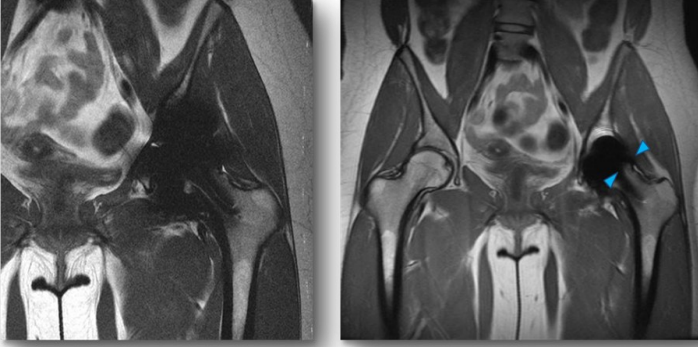
Kontrast madde uygulama sonrası metastatik beyin kitleleri izlenmektedir.



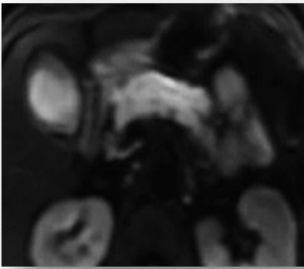
Sessiz görüntüleme paketi ile ses düzeyi dramatik olarak azaltılmış yeni görüntüleme sekansları ile T2 ve T2 FLAIR ağırlıklı görüntüleme mümkün olmaktadır.



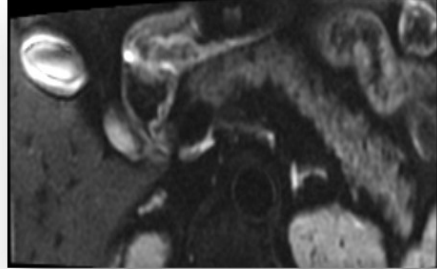
Solda 3D TOF tekniği ile sinyal yoğunluğunda azalma izlenen alanların SilentMRA sekansı ile erişilebilen 0 ms TE zamanı sayesinde bu etkinin giderilmesi (Sağda)

MAVRIC SL:

Metal implant çevresi görüntüleme sekansları sayesinde artefaklar nedeniyle izlenemeyen yumuşak doku alanlarını izlenmesi mümkün olmaktadır

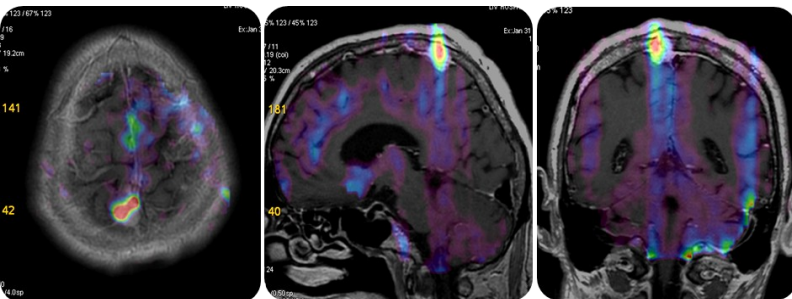
FOCUS:**Normal DWI**

b=600 FOV=40cm

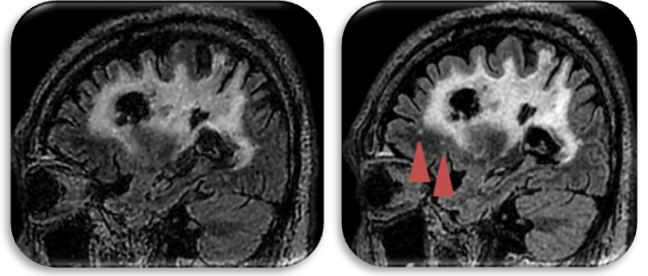
Focus DWI

b=600 FOV=20x10cm

Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DWI) sekanslarının daha küçük görüntüleme alanı ile incelemeye imkan veren yeni nesil daha yüksek çözünürlüklü ve artefaktların önemli ölçüde giderildiği DWI görüntüleme mümkün olmaktadır.



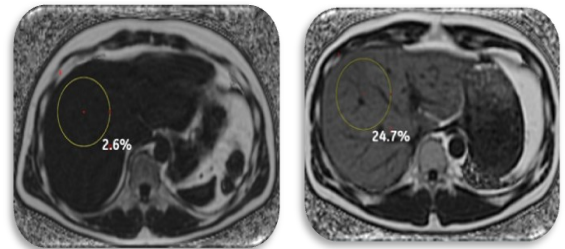
Kontrast madde uygulamadan elde edilebilen perfüzyon görüntüleme sekansları ile, ölçülebilir nitelikte perfüzyon verileri elde etmek mümkün olmaktadır.

PROMO:

3D İzotropik görüntüleme teknikleri aynı zamanda hareketli verileri tanımlayıp çekim esnasında yeniden tarayarak hareket artefaktlarını engelleyebilmektedir.

IDEAL IQ:

Karaciğerde yağ oranı ölçüm sekansları ile bir nefes tutma süresinde tüm karaciğere ait yağlanma bilgisi otomatik olarak hesaplanan Fat Fraction (FF) haritası üzerinden ölçülebilmektedir.(altta)

**MR Surgical Suite:**

MR görüntüleme rehberliğinde ameliyat konusunda oldukça önemli ilerlemeler hayata geçmektedir. Ameliyat esnasında ve sonlandırılmadan önce yapılacak görüntüleme sayesinde meydana gelebilecek olumsuz değişikliklerin çüne geçilmektedir.

MRGFUS (MR Guided Focus UltraSound)

Uterusun fibroid lezyonlarının tedavisinde, ağırlı kemik metastazlarının tedavisinde MR rehberliğinde MR ablasyon gün geçtikçe daha fazla kullanılmaktadır. Nispeten daha yakın zamanda kullanılmaya başlanan TcMRgFUR (MR rehberliğinde Transkraniyal Focus Ultrasonografi) özellikle tremor tedavisinde oldukça etkin sonuçlara neden olmaktadır.

MRG CİHAZININ BİLEŞENLERİ

Prof. Dr. Kamil KARAALI

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fak.

Radyoloji ABD

Türk Manyetik Rezonans

Derneği Başkanı

MRG sisteminin merkezinde magnet bulunur. Magnet ya da mıknatısın görevi, güçlü homojen ve sabit bir manyetik alan oluşturmaktır. Homojeniteden kasıt, oluşan manyetik alandaki vektör çizgilerinin birbirine olabildiğince paralel olmasıdır. Homojenite ppm (parts per million) olarak ifade edilir ve karşılaştırılır. Bu değer de her milyon çizgide kaç tanesinin tam paralel olmadığını belirtir. Genelde milyonda 5 ila 20 arası bir değerdedir.

Manyetik alan güç birimi ise Tesla'dır. Bir Tesla 10 bin Gauss'a eşittir. Bir Gauss ise, 1 santimetrekareden geçen manyetik alan vektör çizgisinin bir tane olduğunu ifade eder.

Ana magnetler, manyetik alanı üretme şekillerine göre sabit (permanent), rezistif ve süper iletken olarak üç gruba ayrılabilir. Sabit ya da permanent magnetleri dev doğal mıknatıslar olarak düşünmemiz mümkündür. Dolayısı ile manyetik alan oluşumu için enerji ihtiyaçları yoktur. Ancak ağır olmaları ve yüksek manyetik alan oluşturmamaları dezavantajlarıdır. Rezistif magnetlerde manyetik alan elektrik akımı kullanılarak oluşturulur. Bakır sarmallardan geçen elektrik akımı manyetik alanın oluşmasını sağlar. Bu sistemler hava ya da demir çekirdekli olabilir. Demir çekirdekli sistemlerde sarmalların merkezinde bulunan demir de manyetize olmakta ve oluşan manyetizasyonu artırmaktadır. Bu sistemlerde ısınma ve homojen olmayan manyetik alan sorunları bulunmaktadır. Rezistif magnetlerde manyetik alanın gücü 0.2-0.6 Tesla arasındadır.

Günümüzde kullanılan MRG sistemlerinin çoğunda süperiletken magnetler kullanılır. Süperiletkenlik, iletken bir maddenin mutlak sıfıra yakın derecelere kadar soğutulması sonrasında elektrik akımına gösterdiği direncin sıfıra yaklaşması olarak tanımlanabilir. Böylece yüksek elektrik akımı dirençsiz ortamdan geçirilerek güçlü manyetik alan oluşumu için kullanılmaktadır. İletkenlerin soğutulması için kriyojen adı verilen ve kaynama derecesi -160 ve altında olan elementler kullanılır. Günümüzde kriyojen olarak helyum kullanılmaktadır. Sistemin ısı izolasyonu da önemlidir. Helyum, kriyostat adı verilen ve termoslara benzer şekilde dış ortam ile ısı izolasyonu yapılmış olan sistemin içinde bulunur. Cihazlarda helyumun buharlaşıp sistemden kaçmasını engelleyen mekanizmalar bulunsun da helyumun zaman zaman replase edilmesi ihtiyacı olabilir. Yeni sistemlerin çoğunda bu sarfiyat çok az miktarda olup uzun yıllar boyunca replasman ihtiyacı olmamaktadır (zero boil-off sistemler).

MRG cihazında manyetik alanı üreten sarmalların dışında gradient sarmallar da bulunur. Bunların görevi manyetik alanı x, y ve z düzlemlerinde hızlı (milisaniyeler düzeyinde) değiştirmektir.

Bu sarmallar MRG’de kesit alınabilmesini ve gelen sinyalin nereden olduğunu saptanmasını sağlayan sarmallardır. MRG cihazlarındaki gürültünün de ana nedeni bu sarmallar olup elektrik ile yüklenme esnasında oluşan titreşimler gürültüyü yaratmaktadır. Gantrinin merkezindeki gürültü bazı sekanslarda 90 desibele kadar çıkabilmektedir. Yeni cihazlarda bu gürültünün azaltılması yolunda önemli ilerlemeler kaydedilmektedir.

Radyofrekans sarmallar ise görüntünün elde edileceği bölgeye göre dizayn edilmiş olan ve radyofrekans sinyalini veren, toplayan ya da bu ikisini birden yapabilen sarmallardır. Genelde uygulandıkları vücut bölgesine göre adlandırılırlar (kafa sarmalı, diz sarmalı gibi). Bu koil ya da sarmallar görüntü kalitesi açısından en önemli bileşenlerdir. Takılıp çıkarılmaları esnasında kolayca zedelenip hasarlanabilecekleri unutulmamalıdır.

Radyofrekans sarmallar ise görüntünün elde edileceği bölgeye göre dizayn edilmiş olan ve radyofrekans sinyalini veren, toplayan ya da bu ikisini birden yapabilen sarmallardır. Genelde uygulandıkları vücut bölgesine göre adlandırılırlar (kafa sarmalı, diz sarmalı gibi). Bu koil ya da sarmallar görüntü kalitesi açısından en önemli bileşenlerdir. Takılıp çıkarılmaları esnasında kolayca zedelenip hasarlanabilecekleri unutulmamalıdır.

Kaynaklar

Karaali, K. MRG Cihaz bileşenleri.

MR Fizik Kursu 2, 2008; Türk Manyetik Rezonans Derneği

MRG’DE ARTEFAKTLAR VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Artefakt, normalde mevcut olmayan, ancak cihaz, yazılım, çevresel faktör ya da hastanın kendisine ait nedenlerle oluşan görüntüler şeklinde tanımlanabilir. MRG yöntemi, artefaktlar açısından son derece hassas bir tekniktir. Sekans sürelerinin uzun olması hareket artefaktlarına duyarlı olmasının başlıca nedenidir. Hareket, hastanın hareketi olabileceği gibi, pulsasyon, barsak ya da solunum hareketleri gibi fizyolojik hareketler kaynaklı olarak da görüntüde bozulmalara yol açabilir. Veri toplama sürecinin tamamında devam eden yavaş hareketlerde kenar keskinliğinde kayıp sıklıkla görülen bir durumdur. Hastanın gövde hareketleri, peristaltizm, yutkunma, öksürme, göz hareketleri gibi periodik olmayan gelişigüzel hareketlerde ortaya çıkar. Faz kodlama, frekans kodlama ve kesit seçme yönlerinde olabilir ancak bozulma en çok faz yönündedir. Bu fizyolojik hareketlere bağlı artefaktlar “gating” adı verilen ve kalp siklusunun ya da solunumun fazlarına göre sinyal kaydının modifiye edildiği yöntemlerle azaltılmaktadır.

Katlama (diğ er adı ile aliasing) artefaktı, field of view (FOV) değ erinin incelenecek anatomik bölgeye göre küçük kalması sonucu ortaya çıkar. FOV dışında kalan anatomik bölgeler, faz yönünde ve görüntünün karşı tarafına katlanacak şekilde çıkarak görüntüyü bozar. Bunu ortadan kaldırmanın en pratik yolu FOV değ erini artırmak ve planlamayı yaparken faz yönünü dikkate alarak olası katlamaları baştan engellemektir.

Sık karşılaşılan artefaktlardan biri de manyetik duyarlılık artefaktıdır. Görüntü alanında metal ya da benzeri şekilde çevresinde daha güçlü manyetik alan bir cisim varsa bu bölgedeki protonların salınım frekansı artar; uzaysal kodlamada bu bölgedeki protonlar daha ileri bir noktaya kodlanır (yüksek sinyal); buradan ise sinyal alınmaz (signal void); geometrik distorsiyon izlenir. Bazen, özellikle yüksek Tesla gücüne sahip cihazlarda, kemik-hava bileşkesinini olduğu anatomik bölgelerde de ortaya çıkar.

Yetersiz shimming, yani manyetik alanın inhomojenitesinin giderilememesi de bu artefaktı artırır. Bu artefaktın azaltılması için kısa TE zamanı (faz kayması için daha az zaman), bant genişliğinin artırılması (daha güçlü gradyanlar) ve GRE ve ekoplanar inceleme yerine SE ve TSE sekansların tercih edilmesi denenebilir.

Parsiyel volüm artefaktı da nadir değildir. Voksel hacmi yeterince küçük değilse komşu dokuların da ilgili kesite kısmen girmesi ile yalancı lezyonlar görülebilir. Bir lezyonu tanımlamadan önce, bir önceki ve sonraki kesite bakarak volum averajı olup olmadığını kontrol etmek önem taşır. Kesit kalınlığı arttıkça parsiyel volüm etkisi de artar.

Kimyasal kayma artefaktının nedeni, su ve yağ moleküllerinin içinde bulunan protonların salınım frekansındaki çok küçük farklılıklardır. Bunun nedeni de şöyle açıklanabilir. Su molekülünde sadece iki hidrojen bir de oksijen atomu bulunurken, yağ molekülleri çok daha kompleks yapıda ve çok sayıda karbon, hidrojen ve oksijen içeren moleküllerdir. Bu moleküllerin yapısında bulunan elektronlar protonları çevrelemekte, ve manyetik alanın etkisini çekirdek düzeyinde azaltmaktadır (electron shielding). Dolayısı ile yağ molekülündeki protonların maruz kaldığı manyetik alan gücü, su molekülündeki protonlara göre çok az da olsa daha düşük olmaktadır. Larmor denklemi gereğince salınım frekansları dış manyetik alan gücü ile orantılı olduğundan, yağ moleküllerinin protonları, su molekülü protonlarına göre daha düşük frekansta salınım göstermektedir. Bu farklılık 1,5 Tesla cihazlarda 220 Hertz gibi bir değerdedir. Manyetik alan gücü arttıkça frekans kayması da artar. Bu kayma nedeni ile görüntülerde yağ ve sıvı içeren alanların kenarında siyah kenar artefaktı ortaya çıkar. Bu artefakt tanısal anlamda da yardımcı olabilir. Lezyonun yağ içerdiği bu artefakt sayesinde tespit edilebilir. Aynı zamanda MR spektroskopisi tekniğinin temelinde de kimyasal kayma prensibi bulunmaktadır.

KAYNAKLAR

M.-C. Chou, C.-Y. Wang, H.-S. Liu, H.-W. Chung, C.-Y. Chen Pseudolesions Arising from Unfolding Artifacts in Diffusion Imaging with Use of Parallel Acquisition: Origin and Remedies. AJNR Am J Neuroradiol 28:1099-101

Zhuo J, Gullapalli RP. MR Artifacts, Safety, and Quality Control

Radiographics 2006, 26(1);275-97

Runge VM, Nitz WR, Schmeets SH. The physics of clinical MR taught through

images. Second Edition, Thieme, New York 2007.

Gelal F. Manyetik rezonans görüntüleme artefaktları.

MR Fizik Kursu 2, 2008; 95-104. Türk Manyetik Rezonans Derneği

FONKSİYONEL MRG

Prof.Dr.Nail BULAKBAŞI

*Yakın Doğu Üniversitesi Tıp
Fakültesi, Lefkoşa, KKTC*

Fonksiyonel MRG tekniklerinin temelinde nöronal aktivitenin neden olduğu fizyolojik değişikliklere bağlı olan manyetik duyarlılık değişikliklerinin kayıt edilmesi yatar. Bunun da en yaygın yöntemi ise BOLD tekniğinin kullanımıdır. Buradaki temel amaç beyin aktivasyonu haritalamasıdır ve 5 temel basamaktan oluşur:

- Ne ve neresinin inceleneceğine karar vermek
- Buna uygun görevi saptamak
- Veri toplamak (T2* ağırlıklı görüntü)
- Analiz
- Görüntü işleme basamakları

Görüldüğü gibi bir fMRG uygulaması sadece basit bir MRG çekim tekniği olmayıp öncesi ve sonrasında amaca yönelik çalışma ve planlamaları gerektiren bir yöntemler bütünüdür. Klinik uygulama alanları arasında cerrahi öncesi lezyon ile ilgili beyin alanı arasındaki ilişkiyi göstermek, WADA testine alternatif yaratmak, çeşitli patolojilere sekonder oluşan nöronal plastisiteyi ve tedaviye cevabı göstermek ve psikiyatrik hastalıklarda izlenebilen fonksiyonel değişiklikleri tanımlamak sayılabilir.

BOLD sinyali nasıl oluşur?

Uyarım (motor, duyuşal, kognitif) sonucu beyindeki ilgili aktivasyon alanında lokal nöronal aktivite artışı olur. Bu artış aynı bölgedeki metabolizmayı hızlandıracağından bu bölgeye gelen O₂ miktarı metabolik ihtiyacı aşar. Bu durumda oksijen-Hb / deoksi-Hb oranı artar ve deoksi Hb kaynaklı faz dağılmasına bağlı sinyal kaybı azalır. Bu da aktive olan alanlarda rölatif sinyal artışına neden olur ki buna BOLD (kan oksijen düzeyine bağlı) sinyali denir.

BOLD sekansının en temel avantajları arasında yöntemin duyarlılığının yüksek olması, uygulamasının kolay ve yöntemin yaygın olmasıdır. Buna karşılık yöntemin dezavantajlarının başında ise BOLD sinyalinin fizyolojik (oksijenasyon düzeyi, ve kan volümü), anatomik (damar boyutu, oryantasyon), MR parametre ve tekniğine (manyetik alan ve eko zamanı) duyarlı olması sayılır. Bunun yanında BOLD fMRG sinyal değişiklikleri farklı kortikal alanlar ve farklı bireylerde (özellikle normal ve hastalıklı) karşılaştırılmaz. En çok kabul gören yaklaşım, BOLD cevaplarının aynı beyin alanlarında farklı görevlere göre karşılaştırılmasıdır. Bu problemler CBF temelli fMRG teknikleri kullanarak halledilebilir.

fMRG nasıl yapılır?

Standart BOLD fMRG incelemesi deney (görev) ve kontrol (dinlenme) gibi farklı evrelerden oluşur. Deney evresinde denek görüntülenmesi önceden planlanan fonksiyon için öğretilebilir veya uygulatılan görevi yaparken, kontrol evresinde ise tamamen istirahat konumunda kalır. Bu evrelerin zaman içindeki dağılımlarına göre farklı dizaynlar uygulanabilir.

Blok dizayn: Öncü yaklaşım olup homojen görev-dinlenme serilerinden oluşur. Denek görevi tahmin edebilir. İstatistiksel gücü yüksek bir yöntemdir.

Olay bağımlı (Event-related) dizayn: Tek bir uyaran arka arkaya uygulanır. Ya HRF oluşturacak kadar aralık (16 sn) bırakarak tekrarlayan uyaranlar verilir (Seyrek yöntem) ya da daha kısa aralıklı (4 sn) ve/veya rastgele uyarı verilebilir. Bu dizaynda istatistiksel gücü arttırmak deney süresi uzun tutulmalıdır.

Nöral başlangıçlı asenkron (Neural-onset asynchrony) dizayn: Burada amaç aynı bölgede farklı uyaranlarca oluşturulan fonksiyonları görüntülemektir. Belirli bir kortikal bölgede iki farklı uyarının neden olduğu HRF başlangıç süreleri arasındaki fark saptanmaya çalışılır. Bunun için görüntüleme ile mükemmel zamansal uyum gösteren uyaranlar verilerek yapılan seyrek event-related dizayn kullanılır.

Yayılan dalga uyarımı (Traveling wave stimuli) dizaynı: Bir önceki dizaynın kompleks formudur. Burada bir sinirsel uyarana bağlı olarak farklı kortikal bölgelerde oluşan ardışık aktivasyonların HRF kayıtları alınarak kortikal topografik haritalama yapılır.

Elde edilen verilere uygulanan işlemlerin temelinde iki amacı vardır; BOLD sinyal kaydı boyunca toplanan verideki zamansal ve uzaysal kaymaları düzeltmek ve çekim süresi içinde uzaysal olarak dağılan sinyalin saptanabilirliğini arttırmaktır. Bu amaçla yapılan düzeltmeler aşağıda sıralanmıştır:

- Götüntü rekonstrüksiyonu
- Distoriyon düzeltmesi: EPI'ye bağlı, otomatik düzeltme
- Kesit zamanının düzeltilmesi: Senkronize

interpolasyon

- Hareket düzeltme: Standart prosedürdür.
- Uzaysal normalizasyon: Şablona adaptasyon
- Uzaysal düzeltme: Veri setinin ortalamasının alınması
- İstatistiksel analiz

Dinlenme durumunda (Resting state) fMRG

Beyinde uzaysal olarak farklı bölgelerdeki nörofizyolojik olaylar arasında zamansal bağlantılar bulunur. Efektif bağlantı ise bir nöral sistemin bir diğeri üzerindeki etkisi olarak tanımlanır ki bu daha karmaşık bir ilişkidir.

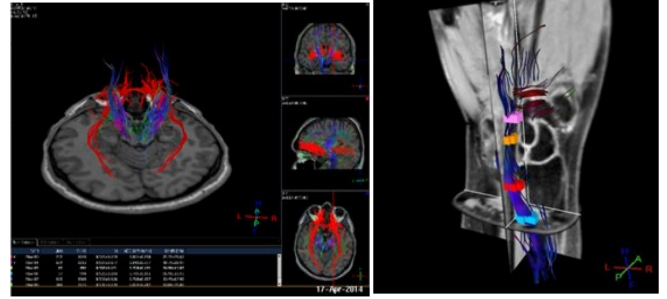
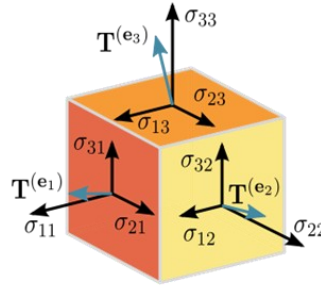
Fonksiyonel bağlantıyı gösteren fMRG çalışmalarında farklı matematiksel modeller (korelasyon, koherans, regresyon, temel koordinat analizi, bağımsız bileşen analizi) kullanılsa da hepsindeki ortak amaç farklı beyin alanları arasındaki ortak değişkeni tanımlamaktır. Bu konuda farklı event-related çalışmalar yapılsa da son dönemde yapılan çalışmalar bilişsel ve duysal görevler sırasındaki bölgeler-arası bağlantı yöntemleri ile resting-state fMRG (RS-fMRG) yöntemlerine odaklanmıştır.

İstirahat halinde ya da göreve-dayalı BOLD fMRG sırasında görev-dışı alanlarda, düşük frekanslı (<0.1 Hz), non-homolog, uzak gri cevher yapılarıyla bile güçlü korelasyon gösteren, nöral aktivitedeki spontan deşarjlara bağlı ortaya çıkan BOLD dalgalanmalarının saptanmasına yönelik bir tekniktir. Buradaki amaç istirahat sırasında aktif olan merkezleri saptamak ve beyindeki farklı merkezlerin aktivite düzeylerini karşılaştırarak hangi bölgelerin iletişimde olduğunu (istirahat ağlarını) bulmak ve sonuçta beyinin fonksiyonel mimarisini kanıta dayalı olarak ortaya koymaktır. Bu ağlar tecrübelerin hafızaya kaydedilmesi, duysal çevrenin algılanması gibi öğrenilmiş ve tekrarlanan bilişsel süreçler (motor aktivite, dil algılama, görsel algılama, okuma, işleyen bellek) ile ilgilidir. RS-fMRG'deki özel fonksiyonel bağlantı kalıpları normal bireylerde, farklı istirahat koşullarında sabit olduğu için bunlara "tanımlanmış ağ (default mode network)" denir. Bu ağların gösterilmesi ve patolojik durumlarda bu ağlarda olacak değişiklikler ile tanısı zor (psikiyatrik bozukluklar) olan durumların gösterilmesi veya anatomik değişiklik olmadan olan fonksiyonel bozuklukların (epilepsi) erken tanısını koyma veya yaygınlığının daha iyi gösterilmesi amaçlanmaktadır.

MRG'DE DİFÜZYON VE TENSÖR FİZİĞİ

Rad. Tek. Volkan KUTLU

*Haseki Eğitim ve Araştırma
Hastanesi Radyoloji Bölümü*



ÖNSÖZ

Bu sunumda, difüzyon ve difüzyon tensör fiziği hakkında bilgi verilerek renk-kodlu FA haritaları ve traktografi haritaları, nöro anatomi kullanarak detaylı bir şekilde tanımlanacaktır.

Tümör olgularının yanısıra konjenital anomaliler, nörodegeneratif hastalıklar ve inmede DTG kullanımı örnekleri sunulacaktır.

Ayrıca periferik sinir sisteminde ,spondilotik myelopati,carpal tünel sendromu,brachial plexus patolojileri v.b durumlarda difüzyon tensör inceleme çalışmaları sunulacaktır.

DİFÜZYON NEDİR?:

Difüzyon,yarı geçirgen bir zarın iki tarafındaki derişim farkı boyunca moleküllerin yaptıkları gelişi güzel ve pasif özellikteki harekete denir.Yarı geçirgen bu zarın iki tarafındaki derişim eşit olursa moleküllerin hareketi durur.

DİFÜZYON AĞIRLIKLİ GÖRÜNTÜLEME:

DAG ile beyindeki serbest su protonlarının uygulanan difüzyon gradyenti boyunca yaptığı hareket ölçülür.Bu hareket daha makroskopik olduğundan görünür difüzyon olarak tanımlanır ve sabit bir katsayı ile (ADC) ölçülebilir. Bu katsayıya Apparent Diffusion Coefficient (ADC) denir .

BROWNIAN HAREKETİ:

*Moleküllerin 3 boyutlu ortamda yaptıkları ısıya bağımlı devinime denir.

*Bu hareket, ortam ısısına,yoğunluğuna ve molekülün büyüklüğüne bağlıdır.

*Optimal şartlarda, bu hareket tetiklemeye ihtiyaç duymadan başlar ve ısı kaybı olmadıkça ; her yöne eşit vektörde devam edebilir.

İZOTROPİK HAREKET:

Serbest su protonlarının,3 yönde eşit miktarda yaptıkları browian hareketine izotropik hareket denir.

ANİZOTROPİK HAREKET:

Serbet su protonlarının yaptıkları bu brownian hareketinin her üç yöndeki

bileşenlerinden bir yada daha fazlasının, doku daki bir takım anatomik yada

fizyolojik engellerden dolayı kısıtlanmasına, yani brownian hareketinin yön bağımlı değişikliklerine anizotropi denir.

ANİZOTROPİ NEDENLERİ:

- Hücre içi organeller,
- Makromoleküller,
- Membranlar
- Hücre tipleri,
- Liflerin şekli, sıklığı, myelinizasyon derecesi

**TENSÖR NEDİR:**

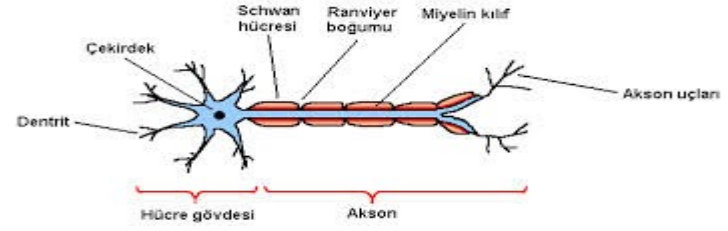
Her koordinat sisteminde belirli bileşenleri olan ve koordinat dönüşümleri altında bileşenleri belirli kurallarla değişen soyut matematik nesne.

NEDEN DİFÜZYON TENSÖR:

Su için difüzyon katsayısı ortalama $3.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak hesaplanmıştır. Difüzyon katsayısı difüzyonun her yönde eşit olduğu ortamlardaki isotropik difüzyonu ifade etmek için yeterlidir. Ancak, difüzyonun her yönde eşit olmadığı farklı yapılardan oluşan dokularda difüzyon, anizotropik olduğu için difüzyon katsayısı bu dokudaki difüzyonu tanımlamak için yeterli değildir.

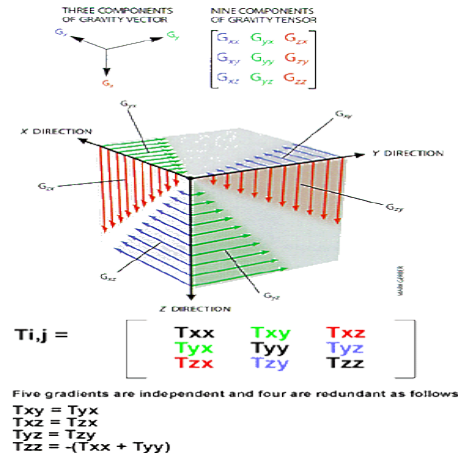
Santral ve periferik sinir sistemini oluşturan nöronlar aksonlardan oluşur. Aksonlar yüksek oranda myelin kılıftan oluşurlar. Myelin içerik bakımından yüksek

miktarda yağ bulundurur ve bu yağ su moleküllerinin serbest difüzyonuna engel teşkil eder.

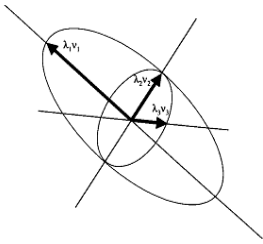


Myelin yapısında bulunan yağ nedeni ile anizotropik hareket yapan su protonlarının, hangi yönde daha çok kısıtlandığını tensör ile hesaplayabiliriz.

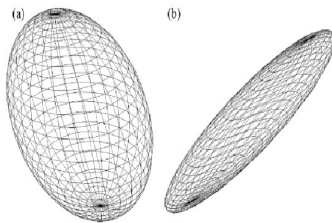
X,Y,Z düzlemlerinde ayrı yönde farklı güçte oluşan difüzyon gradyenti, en az 6 yönde ölçüm yapılarak hesaplanabilir. 3 boyutlu ortamdaki 3 vektörün, tensör matrisi matematiksel olarak ifade edildiğinde 6 köklü bir tensör matrisi ortaya çıkar.

**TENSÖR ELLİPSOİD'İ**

En az 6 yöndeki vektörel difüzyon gradyentleri geometrik olarak elipsoid bir küresel şekle yakın manyetik sinyal oluştururlar. MRG fiziğinde görüntü oluşumunda, rezonans sonrası oluşan sinyalleri matematiksel bilgisayar kodlarına dönüştüren fourier transformasyonu bu tensör ellipsoidini bilgisayar datasına çevirmekte yetersiz kalır. Bunun için fizikçiler JACOBI transformasyonu nu kullanmışlardır. Tensör matrisinde yer alan denklem köklerinin köşelerinde yer alan en uzun en güçlü vektörleri baz alarak tensör ellipsoid ini köşegenleştirmişler ve data olarak K-Space teki yerlerini koymayı başarmışlardır.



tensör ellipsoid



Figür 2.4: Diffusion Ellipsoids for a) Grey matter b) White Matter [3]

Gri ve beyaz cevherin difüzyon ellipsoidi

DİFÜZYON TENSÖRÜN HESAPLANMASI:

Tensör 6 elemanlı bir sütun matrisi olarak ifade edilir.

$$D = (D_{xx}, D_{yy}, D_{zz}, D_{xy}, D_{yz}, D_{xz})^T$$

FİBER TRAKTOGRAFİ:

FACT algoritması ile beyin ak maddesindeki fiber yapılar 3 boyutlu grafiksel olarak vizüalize edilebilir. Belirlenen başlangıç noktasından itibaren vokseldeki en güçlü sinyal yönünde takip başlar ve birbirine komşu voksel ile birlikte yönü belirli olan bir grafik oluşturulmuş olur.

TRAKTOGRAFİ ALGORİTMASI:

DTG ile dokudaki difüzyonun hangi yönde daha fazla olduğu anlaşılabilir. Bu yöntem ile ölçüm alınan vokseldeki ak madde yollarının hangi yönde ilerlediği anlaşılabilir. FA haritalarında kırmızı renk, sağdan-sola, mavi renk, inferior-superior, yeşil renk ise anterior-superior uzanımı temsil eder.



ROI ANALİZLERİ:

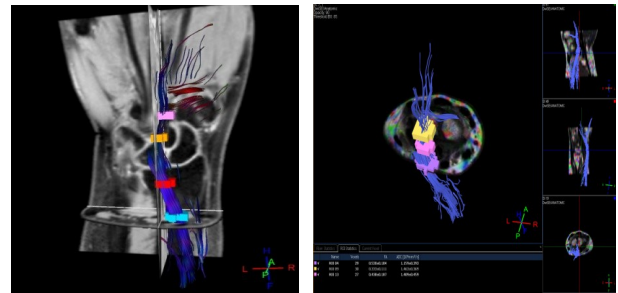
DTI MRG klinik uygulamalarında, görüntü üzerinde bazı alanlar seçilerek istatistiksel ölçümler yapılabilir. Bu özel alanlara region of interest (ROI) diyoruz. ROI analizleri kapsamında ortalama, maksimum ve minimum FA, ADC, sRA, DAI gibi değerlerin analizleri yapılabilir. Ayrıca ROI kapsamında kaç voksel olduğu ve seçilen değerlerin standart sapma haritalarında hesaplanabilir.

SANTRAL VE PERİFERİK SİNİR SİSTEMİNDE DTI ÖRNEKLERİ:

Santral ve periferik sinir sistemi nin birer segmentleri olan sinir yolları nı oluşturan temel yapı birimleri aksonlardır. Sadece santral değil periferik sinir sistemini de difüzyon tensör ile inceleyebilir, renkli haritalar çıkarabilir, niceliksel sinir yolları oluşturabilir ve gerekli lokalizasyonlardan ROI analizleri yapabiliriz.

*El bileği median sinir DTI çalışması

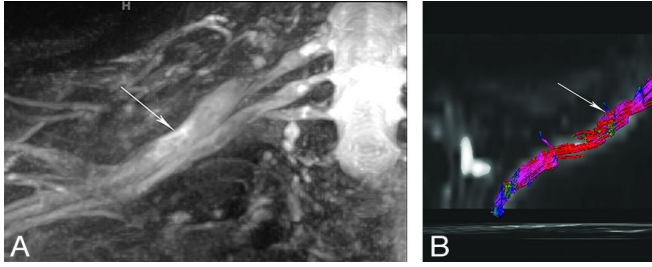
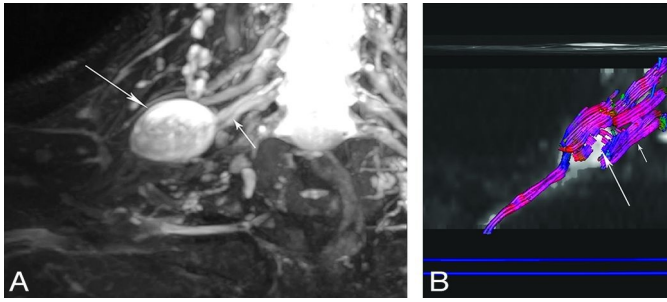
Karpal tünel sendromu olan hastaya yapılan traktografi örneği ve tensör ROI analizi;



Spondilolitik myelopati;



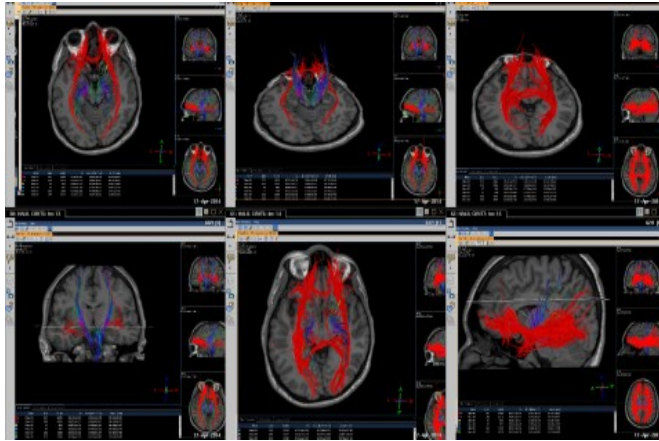
Brachial plexus;



İNTRACRANIAL BEYAZ CEVHER YOLAKLARI

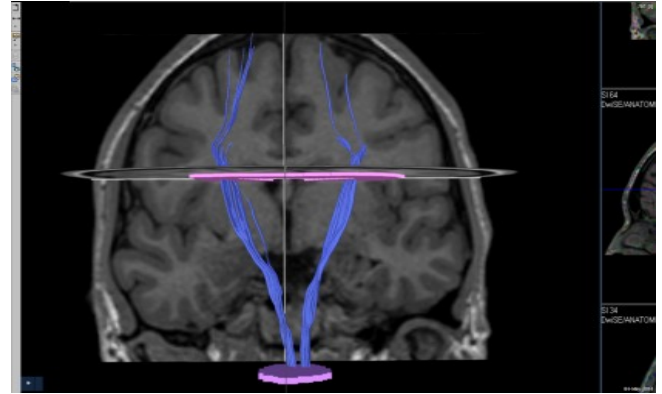
-Assosiasyon yolakları

Örnek:Superior Longitudinal yolak



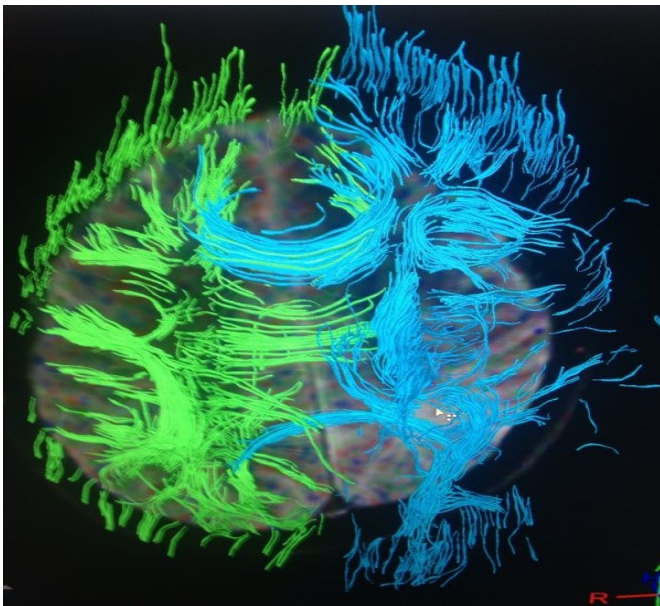
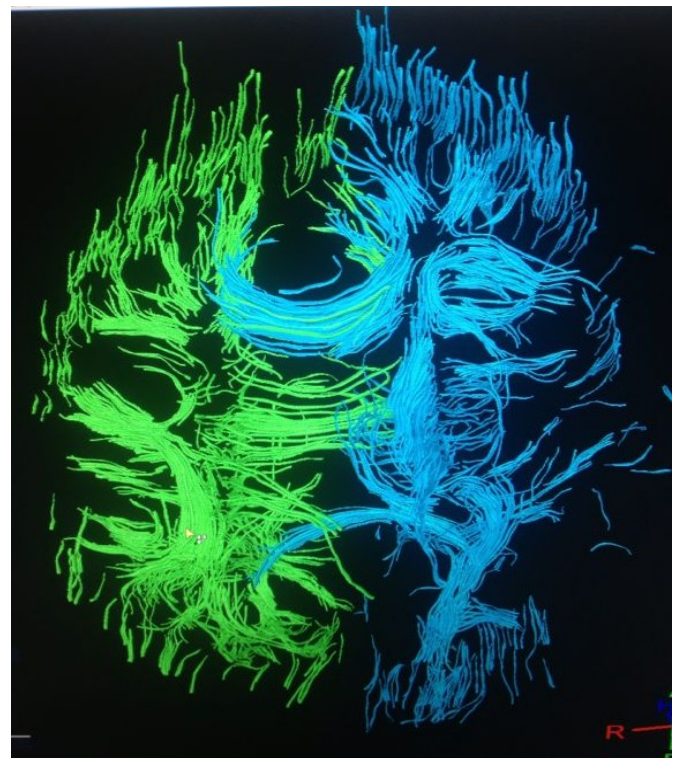
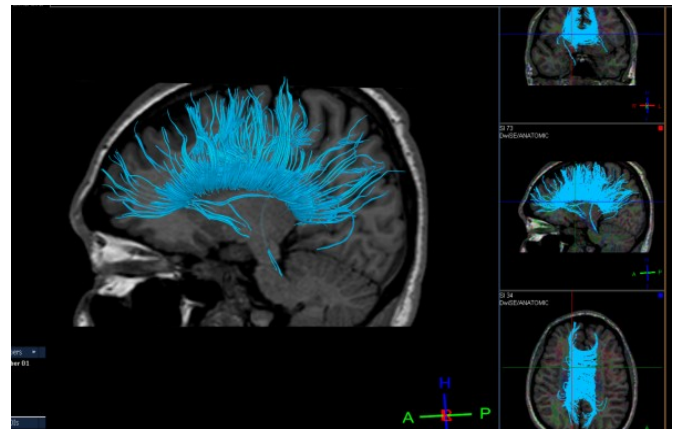
-Kommissural yolaklar

Örnek: kortikospinal yolak



-Projeksiyon yolakları

Örnek: CC(corpus callosum)





**Seni
UNUTMAYACAĞIZ!
1969-....**

Bunca yükİe öİeceksin dedim hamaİa... 'Öİüm koİay sen umuttan haber ver.' dedi .
ve şöyİe devam etti sözüne 'Umut var oİdukça, dünyayı ver sırtıma...
hayatın yükü vız geİir bana.' dedi.

MAMOGRAFİ FİZİĞİ VEVE DİĞİTAL MAMOGRAFİDE YENİ ÇÖZÜMLER

Prof. Dr. Erkin ARIBAL

Marmara Üniversitesi Tıp

Fak. Radyoloji ABD

Modern mamografi 1950 li yıllarda Dr Robert Egan tarafından bulunmuştur. Modern mamografide düşük kVp, yüksek kontrast, yüksek mAs kullanılır ve direk film ile çekilir. Zaman ilerledikçe direk film yerine ranforsatörlü filmler kullanılmaya başlanmıştır. Mamografinin özellikleri:

- Molibden target (1966)
- Tek emülsiyonlu ve ranforsatörlü (ekran) film (1972)
- Grid tekniği (1990)
- Kompresyon
- Yüksek frekanslı jeneratörler
- AEC (Otomatik Ekspozür Kontrol)

Kanser dokusu ile FG arasında küçük dansite farklılıkları vardır. Düşük enerjili X-ışını ile kontrast farkı daha iyi gösterilmektedir. Yüksek rezolusyon ve düşük doz ile düşük kontrast farkları yakalanmalıdır.

Mamografi cihazları digger röntgen cihazlarına göre bazı farklılıklar içerir. Bunlar:

Özel X-ray Tübü

- ✦ Monoenerjik x-ışını gerekmektedir
- ✦ Yüksek kontrast (düşük radyasyon)
- ✦ Karakteristik x-ışını
- ✦ Bremsstrahlung x-ışını **Baskılanır**
- ✦ 17-25 keV

Küçük Fokus (keskinlik)

- ✦ 0.1 - 0.3 mm

Meme kompresyon aparatı ile yapılan kompresyon sayesinde:

- ✦ Kalınlık uniform
- ✦ Optik densite uniform
- ✦ Saçılma azalır
- ✦ Kontrast Rezonans artar
- ✦ Obje-İmaj mesafesi azalır
- ✦ Uzaysal rezolusyon artar
- ✦ İnce doku
- ✦ Hasta dozu azalır
- ✦ İmmobilizasyon (hareket azalır)
- ✦ Süperimpozisyon azalır

Optimize Film Ekran detektör sistemidir

Mamografide Pozisyonlama:

- **Tarama mamografisi:**

Kraniokaudal (CC)

Mediolateral oblik (MLO)

Mediolateral oblik (MLO)

- Tanısal amaçlı ek görüntüleme yöntemlerine gereksinim olabilir
- Rutin incelemelerde meme başının profilden görülebilmesi arzu edilir ancak temel amaç mümkün olan en fazla meme dokusunun görüntü alanına girmesidir
- Meme başını profilden gösterebilmek için görülebilir meme dokusundan ödün verilmemelidir
- Meme başının tek bir projeksiyonda profilden görülmesi yeterlidir
- Cilt katlantıları yapısal distorsiyonu taklit edebilir , lezyonları örtebilir
- Meme başına doğru olan cilt katlantıları düzeltilmeli

MLO Projeksiyon:

- Tek bir açıda en fazla meme dokusu görüntülenmesini sağlar
- Kaset, her zaman pektoral kasa paralel olacak şekilde, yatay eksene göre 30-60 derece açılır
- X ışını demeti, memenin superomedialinden inferolateraline doğru yönlendirilir
- Obez olgularda abdomen dokusu mümkün olduğunca geriye çekilmelidir
- Pektus eksavatumlu olgularda ters MLO (LMO) , meme dokusunun medial kesiminin daha iyi görüntülenmesini sağlar

CC Projeksiyon:

- MLO grafide görüntü alanına girmeyen dokuların görülmesini sağlamalıdır **MEDİALDEKİ DOKU!**
- Memenin medialinde yer alan tüm dokular dahil edilmelidir
- Meme başı profilde olmalıdır
- Lateral dokunun da mümkün olduğunca görüntüleme alanına girmesi gerekir
- Yanlış pozisyonlama belirgin doku kaybına neden olur
- Meme başı hizasında toraks duvarına kadar

olan meme kalınlığının MLO'ya göre en fazla 1cm kısa olmalı ya da pektoral kas görülmelidir (ancak %30-40 olguda görülebilir)

- Posterioda pektoralis kasının görüntülenmesi yeterli posterior meme dokusunun görüntü alanına girdiğini işaret eder
- MLO grafide görüntü alanı dışında kalma olasılığı olan bölge posteromedial meme dokusudur. Bu nedenle CC grafide bu alanın görüntü alanına girmesine çok özen göstermelidir.
- Meme başı hizasında toraks duvarına kadar olan meme kalınlığının MLO'ya göre en fazla 1cm kısa olmalı ya da pektoral kas görülmelidir (ancak %30-40 olguda görülebilir)
- Posterioda pektoralis kasının görüntülenmesi yeterli posterior meme dokusunun görüntü alanına girdiğini işaret eder
- MLO grafide görüntü alanı dışında kalma olasılığı olan bölge posteromedial meme dokusudur. Bu nedenle CC grafide bu alanın görüntü alanına girmesine çok özen göstermelidir.

Pozisyonlamada en sık sorunlar:

1. MLO grafide pektoral kasın yetersiz görüntülenmesi: % 22
2. MLO grafide yetersiz kompresyona bağlı memenin sarkması: %14
3. MLO grafide posterior meme dokusunun yetersiz vizualizasyonu: %14
4. Meme dokusu ile süperpoze olan cilt katlantısı: % 12

CC grafide posterior meme dokusunun yetersiz vizualizasyonu: %11

Ek Çekim Yöntemleri:

- SPOT KOMPRESYON
- MAGNİFİKASYON
- 90 DERECE ML ya da LM
- ABARTILI LATERAL CC
- KLEVAJ (Vadi grafisi ya da çift meme kompresyon grafisi)
- AKSİLLER KUYRUK
- TANJANSİYEL
- ROLL (Yuvarlama)

Spot Kompresyon:

- Fokal asimetrik yoğunluk alanı
- Yapısal distorsiyon alanı
- Lezyon gerçek mi? Süperpoze meme dokusunun neden olduğu yalancı görünüm mü?
- Kitlenin kenarlarının detaylı olarak görüntülenmesi

Magnifikasyon Grafisi:

- Kalsifikasyonların boyut, şekil, morfoloji ve sayısı
- Küçük fokal spot: Kenar keskinliğini artırır

90 Derece ML veya LM:

- Sadece bir projeksiyonda izlenen lezyonun gerçekten var olup olmadığının gösterilmesi
- Lezyonun lokalizasyonu
- Graviteye bağlı kalsifikasyonların (kalsiyum sütü) gösterilmesi
- Mamografi eşliğinde telle işaretleme
- Bir anormallik saptandığında ML ya da LM çekilmesi kararı için: kısa obje-imaj mesafesi olmalı: kenar keskinliğini artırır

Abartılı Lateral CC

- MLO'da görülüp CC 'de görülemeyen ve memenin posterolateral kesiminde ya da aksiller kuyrukta olması beklenen bir anormalliği lokalize etmek için
- Belirgin aksiller dokusu olan kadınlarda memenin en lateral kesimini görüntülemek için

ROLL:

- Spot kompresyon pektoral kasa yakın olan

derin alanları tam olarak görüntüleyemebilir!!

- İncelenen alan küçük olduğu için, orientasyon güçlüğü olabilir!!!
- Roll:: tüm glanduler dokunun görüntülenmesine imkan tanır!!!
- X-ışını demetlerinin eğimini değiştirmeden memenin pozisyonu değiştirilir
- CC ya da MLO projeksiyonda uygulanabilir
- CC' de meme ya mediale ya da laterale yuvarlanır (memenin üst kısmı lateralden mediale yuvarlanırken, memenin iç kısmı x-aksı boyunca laterale yer değiştirir
- MLO' da meme süperior ya da inferiora yuvarlanır (dış kısmı aşağı doğru yuvarlanırken, iç kısmı ters yönde hareket eder

Tanjansiyel:

- Yoğun doku tarafından gizlenmiş palpabl bir lezyonu ortaya çıkarmak için: X-ışınları palpabl lezyona tanjansiyel olarak yönlendirilir
- Kurşun marker kullanılabilir ve X-ışınları markerden tanjansiyel geçecek şekilde yönlendirilir
- Dermal kalsifikasyonların ya da cilt lezyonlarının lokalize edilmesi için!!!
- Meme ciltteki marker tanjansiyel olacak şekilde döndürülür
- Spot kompresyon yapılır
- Magnifikasyon da yapılabilir

Klivaj:

- MLO da görülen ancak CC de görülemeyen ve memenin derin medial kesiminde yer alan bir anormalliği lokalize etmek için

Aksiller Kuyruk:

- Üst dış kadranda derinde yerleşen ve standart pozlarda görülmeyen bir anormalliği lokalize etmek için

Kaudokranial:

- Ters CC
- Memenin üstte kalan kısmını daha iyi değerlendirmek için
- Telle işaretleme sırasında inferiordaki bir lezyona en kısa yoldan ulaşmak için
- Kifotik olgularda görüntülenebilen doku miktarını arttırmak için

İmplant Mamogram:

- İmplantlı memede, meme dokusunun ne kadarının görüntülenebildiği tam kestirilememektedir
- Mamografi ne kadar başarılı?
- Daha fazla zaman alıyor
- X-ışınları silikon ya da salin implantları tam olarak penetre edemezler: %25'i görüntülenemez: Ek imajlara gereksinim var

- Standart projeksiyona ek olarak
- İmplant meme dokusundan uzaklaştırılarak göğüs duvarına doğru ileriye itilirken meme dokusu öne çekilir
- İmplant görüntü alanının dışındadır
- Alınan dozu ve implant rüptür riskini arttırabilir
- Pektoral kasın altına yerleştirilen implantlar görüntüleme için daha uygundur (subglanduler yerleşimlere göre 2 kat daha fazla meme dokusu görüntülenmesini sağlar!!)
- Kontraktür olan memede çok başarılı değil

Spesimen Radyografisi:

- Lezyonların tam olarak çıkarıldığını konfirm etmek için!!
- 2 projeksiyon alınmalı

“İnsan aklın sınırlarını zorlamadıkça hiçbir şeye ulaşamaz.” (Albert Einstein)

MAMOGRAFI KİMLERE ÇEKİLİR?

Elif ALTAY

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji A.D

Meme kanseri ilerleyici bir hastalıktır, erken dönem tanıda tedavi edilme ihtimali daha yüksek olduğu için yaşam beklentisi fazladır. Tümörün palpabl olmadan önce tanısının konulması hayati önem taşımaktadır. Erken dönemde tanı; prognozu iyi yönde etkileyebileceği gibi morbidite ve mortaliteyi de azaltır. Uygun olgularda meme koruyucu cerrahiyi de mümkün kılar.

Mamografi, meme kanserinin erken tespit edilmesinde kullanılan yöntemlerin en önemlisidir. Mamografi yanı sıra kadınların eğitimi, kendi kendine muayene, fizik muayene en sık kullanılan diğer yöntemlerdir. Bu yöntemlerin iki veya üçünün beraber kullanılması taramaların etkinliğini artırır. Mamografinin duyarlılığı % 75–90, özgüllüğü ise % 90–95 civarındadır. Mamografinin pozitif öngörü değeri 50 yaş altı kadınlarda % 20 civarında iken 50–70 yaş grubunda % 60–80 civarındadır. Bu durum 50 yaş öncesi meme dokusunun dens yapısı nedeniyle mamografi taramaların güvenilirliği ve etkinliğinin azalmasına da bağlanmaktadır. Dens meme yapılarında mamografinin duyarlılığı düştüğünden dolayı bu hastalarda ek olarak ultrason da yapılmaktadır.

Bu sunum

TUMRAD-DER 6. Uluslararası Katılımlı Radyoloji Teknisyenleri Kongresi, 17-20 Mayıs 2012, Antalya 'dan

alınmıştır.

Dünya Sağlık Örgütü, Amerikan Kanser Derneği, Amerikan Radyoloji Koleji, Türk Radyoloji Derneği Meme Alt Çalışma Grubu tarafından önerilen, 40 yaşından itibaren bütün kadınlarda yılda bir mamografik taramanın yapılmasıdır. Ancak yukarıda anlatıldığı gibi kişilerin özel riskleri göz önüne alınarak hekim tarafından daha farklı bir programlar uygulanabilir. Rutin mamografik tarama sırasında takip edilecek bulgu saptanan hastalara 3–6 aylık takip yapılabilir.

Dünya Sağlık Örgütü'nün kararı ülkelerin şartlarını gözetmeksizin bilimsel olarak oluşturulmuştur. Ancak ülkeler, kendi kaynakları doğrultusunda kadınlara hangi sıklıkta mamografi yapabileceklerine karar vermektedir. İngiltere, mamografiyi bütün kadınlara iki yılda bir yapmaktadır çünkü sağlık bütçesi, cihaz ve doktor sayısı yılda bir yapmaya yeterli değildir. Ama kimi ülkelerde bütün kadın vatandaşlarını gözden geçiren yıllık programlar bulunduğu gibi, kimi ülkelerde 2 yıllık programlar da yapılmayıp sadece başvuran kadınlara mamografi tetkiki yapılmaktadır. Kimi ülkelerdeyse Dünya Sağlık Örgütü'nün önerdiği yılda bir kontrol yapılabilir. Ülkemizde ise Sağlık Bakanlığı Kanseri Savaş Dairesi ise 50–69 yaşları arasında, iki yıllık aralarla mamografik taramayı önermektedir.

Yüksek risk faktörleri:

Bu gruba mamografi taramaları 40 yaşından önce başlanmaktadır. Örneğin ailesinde menopoz öncesi meme kanseri olanlarda “-10 kuralı” uygulanır. Buna şu

şekilde örnek verebiliriz: Hastanın annesi 40 yaşında meme kanseri olduysa kızına 30 ($40-10 = 30$) yaşında yıllık mamografi taramalarına başlamak gerekir. Ancak ailesinde risk olsa dahi 25–30 yaşın altına mamografi çekilmesi önerilmemektedir.

- Kendisinde meme kanseri olanlar (meme kanseri teşhis edildiği andan itibaren diğer memeye yıllık mamografi taraması yapılır)
- Yakın aile bireylerinden biri meme kanseri olanlar (anne ya da baba tarafı fark etmez, akraba ne kadar yakınsa, sayı olarak ne kadar çoksalarsa veya ne kadar erken yaşta meme kanseri oldularsa risk o kadar fazladır)
- 10–30 yaşları arasında örneğin Hodgkin lenfoma nedeni ile göğüs ya da boyun bölgesine radyoterapi almış olanlar. Radyoterapinin bitiminden 8 yıl sonra mamografik taramalar başlanır.
- Daha önce yapılan meme biyopsilerinde, iyi huylu olmasına rağmen kansere yatkınlığı bilinen anormallikler bulunanlar (Atipik Duktal Hiperplazi, Lobuler İntraepitelial Neoplaziler)
- Over kanseri olanlar
- Li- Fraumeni, Cowden Sendromları
- BRCA 1 ve BRCA 2 gen mutasyonu bulunanlar ve bunların test edilmemiş birinci derece yakınları (mamografik tarama 25–30 yaşında başlar)

MAMOGRAFİ NASIL ÇEKİLİR?

ÇEKİM ÖNCESİ HAZIRLIK

Mamografi çekimi öncesi dikkat edilmesi gerekenler şu şekilde sıralanabilir:

- Mamografi incelemesi öncesinde, bölümün sekreteri ya da görevli kişisi tarafından hastanın eski filmleri alınmalı, dosyaya eklenmelidir.
- Kliniğin günlük uygulaması dahilinde ise hastaya

bilgi formu doldurulmalıdır. Bu formda kişisel bilgilerin (adres, telefon numarası gibi) yanı sıra, risk faktörleri (doğum sayısı, emzirme öyküsü, ilaç tedavileri gibi), hastalık ve ameliyat öyküleri sorgulanmalıdır.

- Hasta, son filmlerini başka bir merkezde yaptırmışsa mamografinin en az bir yıl önce yapıldığından emin olunmalıdır. Hasta, bu amaçla bölüme başvurduğunda veya çekime alındığında teknisyenler tarafından iki aşamada titizlikle sorgulanmalı veya varsa eski filmlerin tarihleri tekrar kontrol edilmelidir.
- Hasta, 3-6 aylık kontrolleri için bölüme başvurmuş olabilir. Bu durumda sekreter teknisyenleri özellikle uyarmalıdır. Aksi takdirde rutin mamografi çekimi yapılabilir.
- Hamilelik şüphesi sorgulanmalıdır.
- Hasta çekim odasına alındığında, çekim öncesinde hastaya gerekli bilgiler verilmelidir. (Kompresyonun önemi, çekim sırasında hastanın ne yapması gerektiği kısaca ve açıkça anlatılmalıdır.)
- Hastanın omuz problemi, kalp pili ve portu varsa ona göre pozisyon verilmeli ve doktora hastanın durumu hakkında bilgi verilmelidir.
- Nevüsü olup olmadığına dikkat edilmeli eğer nevüs varsa çekim zarfına not edilmelidir.
- Ele gelen kitlesi mevcutsa palpasyon bulgusuna marker yerleştirilmelidir.
- Çekim sırasında meme başı akıntısı gelmişse lam üzerine alınıp yayılmalı, istem kâğıdı ile patolojiye yollanmalıdır.
- Hijyen açısından her hastadan sonra görüntü reseptörü ve kompresyon plağı temizlenmelidir.

MAMOGRAFİ ÇEKİM POZİSYONLARI

Mediolateral oblik (MLO) ve kranio kaudal (CC) pozisyonlar tüm tanı ve tarama amaçlı mamografik

incelemelerde standart olan pozisyonlardır. Memeye uygun pozisyon verilebilmesi için memenin anatomik yapısının ve hareket yeteneğinin anlaşılması gerekir. Memenin hareketli bölümleri lateral ve inferior kesimleridir, medial ve superior kesimler hareketsizdir.

Meme pozisyonlamasında amaç, olabildiğince çok dokunun görüntü alanına girmesidir. Yanlış pozisyonlama yapılması, görüntüde belirgin doku kaybıyla sonuçlanır ve kitleler görüntü dışında kalarak atlanabilir.

Kaliteli bir mamografi elde edilmek isteniyorsa uygun pozisyonlamanın yanı sıra iyi bir kompresyon yapılması gereklidir. Kompresyonda asıl amaç, memenin kalınlığını homojen şekilde azaltarak X ışınının cilt altı dokudan göğüs duvarına kadar homojen şekilde penetre olmasını sağlamaktır.

Kompresyonun amaçları:

- A) Obje-reseptör mesafesini kısaltarak geometrik bulanıklığı azaltır.
- B) Memeyi homojen bir kalınlığa getirerek optik dansitesi daha iyi filmler elde edilmesini sağlar.
- C) Memedeki yapıları birbirinden ayırarak dokuların süperpoze olmasını engeller.
- D) Daha az sıkıştırılabilen sert malign lezyonların, normal dokular ve benign lezyonlardan ayrılmasını sağlar.
- E) Meme kalınlığını azaltarak saçılan radyasyonu azaltır, uzaysal çözünürlüğü ve kontrastı artırır.
- F) Meme kalınlığını azaltarak memenin aldığı dozu azaltır.

Teknisyen, kompresyon yaparken hastaya bilgi vermeli ve kompresyonu yavaş yavaş artırmalıdır. Kompresyonun ne kadar süreceği, nasıl yapılacağı ve neden önemli olduğu hastaya anlatılırsa hastanın toleransı da artmış olacaktır. Yetersiz kompresyon, kötü görüntü kalitesine ve hasta radyasyon dozunun artmasına neden olur. Fazla kompresyon ise hastanın daha çok ağrı duymasına ve mamografiden kaçınmasına neden

olur. Hasta ağrı hissetmemelidir. İdeal bir kompresyonda meme dokusu sert olmalıdır. Bunun ölçütü ise, parmakla memeye hafif vurulduğunda deride hareket görülmemesidir.

Yetersiz kompresyon ve buna bağlı olarak hareket bulanıklığı daha çok MLO pozisyonlardaki grafilerde görülür. Bu memenin bir bölümünde olabileceği gibi tamamında da görülebilir. Yetersiz kompresyon memede sarkmaya neden olarak “deve burnu” görüntüsüne neden olur. Ayrıca MLO pozisyonda yetersiz kompresyon, basının meme yerine komşuluğundaki dokulara yapılmasından da kaynaklanabilir. Bu durumlarda fazla miktarda aksilla ya da abdomen görüntü alanında izlenebilir.

1- MEDİOLATERAL OBLİK (MLO) GRAFİ:

Uygun çekilmiş MLO grafisi ile tüm meme dokusu görüntülenebilir. MLO pozisyonda görüntü reseptörü, pektoral kasa paralel olmalı ve yatay eksene göre 30-60 derece arasında açılmalıdır. X ışın demeti memenin superomedialinden inferolateraline doğru yönlendirilir.

Pektoral kasın açısını belirlemek için teknisyen parmaklarını hastanın aksillasına, pektoral kasın arkasına yerleştirmeli ve memenin hareketli kenarını daha belirgin hale getirmek için pektoral kası öne doğru hareket ettirmelidir.

Her hastanın vücut yapısı, dolayısıyla pektoral kas seyri farklılık gösterdiği için MLO pozisyonda açısı hastadan hastaya değişir. Tüm hastalarda aynı açı ile MLO grafiyi çekmek doğru değildir. Uzun ve ince hastalarda açı (50-60), kısa ve kilolu hastalarda (30-40) ortalama boy ve kilodaki hastalarda ise (40-50) arasında kalır. Her hastanın filmi üzerine MLO grafinin hangi açı ile elde edildiyse kaydedilmelidir. Pektoral kasa paralel olmayan bir açıda görüntü

alınırsa daha az doku görüntü alanına girer. Genellikle görüntü açısı her iki meme içinde aynıdır.

Pektoral kasın gevşek olması gerekir. Bunun için hastanın kolu, dirsek fleksiyonda olacak şekilde eli cihazdan tutturulur. Hastadan omzunu düşürmesi istenir. Hasta, kalçası ve ayakları mamografi ünitesine doğru bakacak şekilde döndürülür. Kompresyon plağının üst köşesi klavikulanın hemen altında olmalıdır. Kompresyon uygulanmaya başlanır ve teknisyen elini görüntüleme alanından çekerken, memeyi bu pozisyonda tutacak yeterli kompresyon oluşana kadar memenin anteriorunu desteklemeye devam eder.

MLO pozisyonunun son basamağı ise meme altı katlantının açılması için abdominal dokunun aşağıya çekilmesidir.

Pozisyonlama bittiğinde, meme, meme altı katlantı bölgesinden aksillaya kadar görüntü reseptörünün ortasında olmalıdır. Ayrıca meme başı dönmemeli, profilde olmalıdır.

İyi bir MLO grafi için kriterler şu şekilde sıralanabilir:

- 1- Pektoral kasın superiorda geniş görünmesi ve anterior kenarının konveks olması
- 2- Meme başından posteriora doğru çizilen hayali çizginin (posterior-meme başı hattı) meme başı seviyesine ya da seviyenin altına kadar uzanması
- 3- Fibroglandüler doku posteriorundaki yağlı alanın görülmesi
- 4- Derin ve yüzeysel meme dokularının (superpozisyonu önleyecek şekilde) ayrılmış olması
- 5- Harekete bağlı bulanıklık görülmemesi
- 6- Meme altı cilt katlanmasının açık olması

2- KRANIKAUDAL (CC) GRAFİ:

Rutin mamografik incelemelerde kullanılan diğer standart pozisyonudur. MLO grafide görüntüden kaçan alan genellikle medial posterior meme dokusudur. Bu nedenle CC grafide mümkün olduğunca fazla miktar-

da medial doku gösterilmeye çalışılır. Ancak bu sırada lateral bölgeyi de yeterli şekilde görüntülemek gerekmektedir.

Kraniokaudal pozisyonlama sırasında teknisyen inceleme yapılan memenin iç kesimi tarafında durursa pozisyonlama sırasında daha fazla kontrol sahibi olur.

MLO pozisyonda olduğu gibi pozisyon verirken memenin hareketli ve hareketsiz kenarları dikkate alınmalıdır. Hareketli meme altı katlantısı doğal hareket sınırlarının izin verdiği ölçüde yukarı kaldırılır. Görüntü reseptörü meme alt katlantısı hizasında olmalıdır. Bu amaçla, hastanın boyuna göre görüntü reseptörü uygun düzeye yükseltilmeli veya alçaltılmalıdır.

Hastanın çekilen memenin bulunduğu tarafındaki eli karın kısmına konur, diğer elinin ise aksi memeyi çekim alanından uzaklaştıracak şekilde kavraması sağlanmalıdır.

Bir el memenin altında, diğer el memenin üstünde iken, meme göğüs duvarından nazikçe uzaklaştırılır. Meme başı, görüntü reseptörünün ortasına gelecek şekilde meme yerleştirilir. Tanımlanan bu "iki el tekniği" memeyi göğüs duvarından uzaklaştırarak daha fazla meme dokusunun görüntüleme alanına girmesini sağlar. Bir el göğüs duvarına yakın olacak şekilde memenin üstüne konularak meme bu pozisyonda tutulur. Memenin üstündeki el posterior görüntü reseptörünün kenarından göğüs duvarına uzanıp memenin postero-lateral kesimini antero-mediale, görüntü reseptörünün üzerine çeker. Bu manevra hastayı döndürmeden yapılmalıdır. Bir el göğüs duvarına yakın olacak şekilde memenin üstüne konularak meme bu pozisyonda tutulur. Bu arada diğer el hastanın omzuna konularak hastanın görüntü reseptörüne daha çok yaklaşması sağlanır. Bu aşamada yavaş yavaş kompresyon uygulanmaya başlanır.

Pozisyonlama bittiği zaman memenin medial kesimi tümüyle görüntü alanına girmiş olmalıdır. Meme başı tam ortada olacak şekilde görüntü reseptörünün ortasında olmalıdır.

İyi bir CC grafi için kriterler şunlardır:

- 1- Medialdeki tüm meme dokusunun (klevajların) görüntülenmiş olması
- 2- Meme başının görüntünün tam ortasında yer alması
- 3- Meme başı hizasında toraks duvarına kadar olan mesafenin MLO grafidekine göre en fazla 1 cm den az olması ya da pektoral kasın görülmesi

EK POZİSYONLAR

- 1- 90 derece lateral (profil) grafi
 - a) Mediolateral (ML) grafi
 - b) Lateromedial (LM) grafi
- 2- Fokal spot kompresyon grafisi
- 3- Magnifikasyon (Büyütme) grafisi
- 4- Laterale yönlendirilmiş CC grafi (Lateral egzajere CC grafi)
- 5- Mediale yönlendirilmiş CC grafi (Medial egzajere CC grafi)
- 6- Klevaj (Vadi grafisi, çift meme kompresyon) grafisi
- 7- Yuvarlama (Laterale , mediale, superiora, inferiora) grafisi
- 8- Aksiller kuyruk grafisi
- 9- Teğet (Tanjansiyel) grafi

ÖZEL DURUMLAR:

İmplantlı meme grafisi

1- 90 DERECE LATERAL (PROFİL) GRAFİLER

90 derece lateral (profil, tam lateral) grafi, en sık kullanılan ek grafilerden biridir. Standart grafilerle birlikte memedeki lezyonun tam lokalizasyonunu göstermekte kullanılır. Yer çekimi etkisiyle şekil değiştiren kalsifikasyonların tanınmasında gereklidir. MLO ve CC grafilerden birinde görüldüğü halde diğerinde görülmeyen bir bulgunun gerçek mi yoksa doku superpozisyon kaynaklı mı olduğu anlaşılır.

a) MEDIOLATERAL (ML) GRAFİ

Mediolateral grafi için tüp kolu 90 derece döndürülür. Hastanın görüntülenecek taraftaki kolu 90 derece abduksiyonda görüntü reseptörünün üzerine yerleştirilir. Meme dokusu ve pektoral kas anteromediale doğru çekilir. Hasta, diğer memesini diğer eliyle çekim alanından uzaklaştırır. Hasta makineye doğru döndürülür ve kompresyona başlanır.. Abdominal doku nazikçe aşağıya doğru çekilerek meme alt katlantısı açılır.

b) LATEROMEDİAL (LM) GRAFİ

Lateromedial grafi için tüp 90 derece çevrilir. Hastanın sternumu görüntü reseptörüne dayanır. Hastanın görüntülenen taraftaki kolu görüntü reseptörünün üstüne doğru kaldırılır, pektoral kası gevşetmek için hastanın dirseği fleksiyon pozisyona getirilir. Meme, tam orta hatta gelecek şekilde ve yukarıya doğru çekilir. Kompresyon başlatılır, meme alt katlantısı açılır.

2- FOKAL SPOT KOMPRESYON GRAFİSİ

Spot grafi sık kullanılan basit bir tekniktir. Fokal kompresyon grafisi ile sınırlandırılmış bir alana daha iyi kompresyon yapılır. Belirsiz ya da şüpheli dens alanlarda faydalıdır. Meme dokusu içindeki şüpheli bölgenin kalınlığının daha fazla azaltılmasını sağlayarak şüpheli görünümün varlığı ve sınır özelliklerinden emin olunması sağlanır.

İlk aşamada hangi pozisyonda fokal spot kompresyon grafisi alınacağına karar verilir (CC, profil, MLO veya egzajere pozisyonlarda). Teknisyen rutin mamografileri kullanarak lezyonun yerini şu şekilde belirler:

- Meme başından posteriora çizilen çizgi üzerinde lezyonun derinliği,
- Lezyonun süpero – inferior ya da medio – lateral çizgilere olan uzaklığı,
- Lezyonun cilt yüzeyine uzaklığı ölçülür.

Daha sonra elle kompresyon yapılarak hastanın işaretlenen bölgesi kompresyon kaşığının tam orta noktasına getirilecek şekilde kompresyon yapılır.

3- MAGNİFİKASYON (BÜYÜTME) GRAFİSİ

Magnifikasyon grafisi, rutin mamografilerde görülen mikrokalsifikasyonların şekillerini, sayılarını, dağılımlarını daha iyi gösterir. Fokal dansite alanının ya da kitlenin kenarlarını ve diğer yapısal özelliklerini daha iyi tanımlar. Benign ve malign lezyonların ayırıcı tanısı için önemlidir.

İlk aşamada kompresyon grafisinde olduğu gibi hangi pozisyonda magnifikasyon grafisi alınacağına karar verilir (CC, profil, MLO, egzajere pozisyonlar). Magnifikasyon cihazı mamografi makinasına yerleştirilir, geometrik bulanıklığı önlemek için küçük fokal spot kullanılır. Otomatik makinalarda magnifikasyon moduna geçildiğinde fokal spot değişimi otomatik olmaktadır. Fokal kompresyon grafisinde olduğu gibi incelenecek olan bölgenin yerleşimi için ölçüm yapılır. Hastanın memesi hangi pozisyonda magnifikasyon alınacaksa ona göre pozisyonlandırılıp komprese edilir.

Magnifikasyon grafisinin rezolüsyonu yüksektir. Küçük fokal spot kullanılır (0,1 mm) Küçük fokal spot kullanıldığı için ekspozür süresi uzar. Memenin aldığı doz da artar. Memenin görüntü reseptöründen uzak olması nedeniyle oluşan hava boşluğu, saçılan radyasyonun filme ulaşmasını önler. Bu yüzden magnifikasyon işlemi yapılırken grid kullanımına gerek yoktur.

4- LATERALE YÖNLENDİRİLMİŞ KRANİOKAUDAL (LATERAL EGZAJERE CC) GRAFİ

Hasta CC pozisyonda olduğu gibi görüntü reseptörünün önüne alınır. Meme, görüntü reseptörünün üzerine yerleştirilir, hastaya mediale doğru rotasyon yaptırılır. Hasta, çekilen taraftaki elini makineden tutar, omzunu geriye alır ve başını yana çevirir. Bu şekilde, meme laterali komprese edilir. Omuz kompresyon plağının önüne gelirse tüpe 5 derecelik açı verilebilir. Omuz aşağıya itilmemeli, her iki omuz aynı seviyede olmalıdır.

5- MEDİALE YÖNLENDİRİLMİŞ KRANİOKAUDAL (

MEDİAL EGZAJERE CC) GRAFİ

Hastanın memesi CC grafideki gibi görüntü reseptörünün üzerine yerleştirilir. Memeye dışa doğru rotasyon yaptırılır. Meme mediali komprese edilir.

6- KLEVAJ GRAFİ (VADİ GRAFİSİ, ÇİFT MEME KOMPRESYON GRAFİSİ)

Her iki memenin medial kısımlarının görüntü alanına girmesini sağlayacak şekilde hastaya pozisyon verilir. Bu grafi, memenin en medial kesimlerinin görüntülenmesini sağlar. Memenin posteromedialindeki derin yerleşimli lezyonları daha iyi gösterir. Her iki meme alt katlantısı görüntü reseptörünün üzerine konur. Her iki memenin medial kesimlerinin tamamıyla öne çekildiğinden emin olunur ve kompresyon uygulanır.

7- YUVARLAMA (LATERALE, MEDİALE, SUPERİORA, İNFERİORA) GRAFİSİ

Patolojik bulgunun görüldüğü pozisyonda yuvarlama işlemi yapılır. Meme kompresyon edilmeden eller memenin altına ve üstüne yerleştirilir. Doku zıt yönlerde yuvarlanır ve komprese edilir. Yuvarlama medial, lateral, superior ya da inferiora istenen yönde yapılır. İsimlendirme görüntü reseptöründen uzak olan tarafın döndüğü yöne göre yapılır. (CC pozisyonda lateral yuvarlama ve medial yuvarlama lateral pozisyonda ise superior yuvarlama ve inferior yuvarlama yapılır). Bu şekilde, yapısal elemanlar birbirine göre yeni bir konum alır.

8- AKSİLLER KUYRUK GRAFİSİ

Mamografi tüpü, aksiller kuyruk görüntü reseptörüne paralel olacak şekilde açılır. Hasta çevrilerek aksiller kuyruk görüntü reseptörüne temas edecek pozisyona getirilir. Hastanın görüntülenene taraftaki kolu görüntü reseptörünün üstünde, eli bileği ise fleksiyonda cihazın kolunu tutmalıdır. Memenin aksiller kuyruğu nazikçe göğüs duvarından öne ve dışa doğru çekilir. Yeterli pozisyon verildikten sonra yavaş yavaş kompresyon yapılır.

9- TEĞET (TANJANSİYEL) GRAFİ

X ışını, ele gelen lezyona veya sorunlu alana teğet geçecek şekilde hastaya pozisyon verilir. Bu pozisyon ile ele gelen lezyon cilt altı yağ dokusu üzerine getirilir ve bu şekilde görüntülenir. Kitlenin üstüne kurşun işaret yerleştirilmesi pozisyonlamayı ve değerlendirmeyi kolaylaştırır. Hastanın başı çekilen tarafın aksi yönüne çevrilir, meme komprese edilir.

ÖZEL DURUMLAR:**İMLANTLI MEMENİN MAMOGRAFİ ÇEKİMİ:**

İmlantlı hastalarda protez meme dokusunun süperpozisyonuna ve yeterli kompresyonun yapılmasına engel olur. Bu nedenlerle, Eklund modifiye kompresyon tekniklerini geliştirmiştir. Modifiye kompresyon grafilerinde meme dokusu implant üzerinden kaydırılır. İmlantın dışarıda kalması için implant göğüs duvarına doğru itilir, meme dokusu öne çekilir. Bu şekilde, meme dokusu daha iyi komp-

rese olur. Eğer implant yeterli derecede hareket ettiremiyorsa standart CC ve MLO grafilere ek olarak 90 derece lateral grafi alınır.

KAYNAKLAR :

1. Bassett Lawrence W. - Jackson Valerie P. - Fu Karin L. – Fu Yao S. 2005, Diagnosis of Diseases of the Breast,
2. Türk Radyoloji Derneği Meme Alt Çalışma Grubu, 2005, Mamografi Kalite Standartları
3. Salmaslıoğlu Artür – Tunacı Mehtap, 2007, 'Konvansiyonel Mamografi: Teknik, Raporlama Tanı Kriterleri, Türkiye Klinikleri Dahili Tıp Bilimleri Radyoloji, Cilt: 3, Sayı: 44, Sayfa No:9
4. Eklund GW - Busby RC – Miller SH, 1988 Improved Imaging of The Augmented Breast Radiology

“ Hata yapmaktan korkan insan hiçbir şey yapamaz.” (Lincoln)

AĞIZ ve DİŞ ANATOMİSİ ve DİŞ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

**Yard. Doç. Dr. Erdoğan
FİŞEKÇİOĞLU**

Yeditepe Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Tıpta ve dişhekimliğinde, klinik inspeksiyon ve palpasyon hastanın mevcut durumunun geniş kapsamlı olarak değerlendirilmesindeki ilk adımlardır. Her klinisyenin kesin tanısını pekiştirmek uygun tedavi planlamasını yapabilmek için yardımcı muayene yöntemi olan diagnostik işlemlere gereksinimi vardır.

Bugünün modern Diş Hekimliği uygulamalarında, dişlerin ve destek dokuların radyografik görüntülemeden incelenmesi düşünülemez. Diş Hekimliğinde dijital görüntüleme metodları ağız içi ve ağız dışı olarak iki kısımda incelenebilir. Bu sunumda, sıklıkla kullanılan metodlar, görüntü alanımıza giren anatomik noktalar, dikkat edilmesi gereken tetkik detaylar hakkında kısaca bilgi verilmektedir.

Ayrıca dişhekimliği için üretilen Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi(DVT) hakkında da bilgilendirme yapılmaktadır. Baş boyun bölgesi için özel olarak üretilen DVT cihazları bu bölgeyi multiplanar olarak incelemeyi mümkün kılar. Oral cerrahlar ve dental implantologlar için önemli mandibular kanal, insiziv kanal ve maksiller sinüsler gibi yapıların üçüncü boyutunun incelenmesi DVT ile mümkün olmaktadır. Normal konvansiyonel BT ye göre doz miktarının çok daha az olması radyasyondan korunmanın en önemli prensiplerinden biri olan ALARA ile de uyumludur. Sunumda DVT ile çekilmiş vakalar ve pozisyonlandırması hakkında bilgi verilecektir.

DENTAL X-RAY TEKNİĞİ

Necmettin KILIÇ

Ankara İli 1.Bölge Kamu Hastaneleri Birliği Genel Sekreterliği

Mamak Ağız Ve Diş Sağlığı Hastanesi

PERİAPİKAL RADYOGRAFI

Dişlerin, kron - kök çevre dokular ile birlikte bir bütün olarak incelendiği görüntüleme tekniğidir.

Görüntüleme radyografik filmler , fosfor plakalar , RVGRADIO VİSİO GRAFI sensörleri ile yapılır.

İki yöntem ile periapikal radyografi elde edilebilir :

- Açıortay Tekniği
- Paralel Teknik

Ağız içi filmlerde hangi yüzün X-ışınına karşı geleceği fabrikasyon olarak belirlenmiştir. Filmin üzerinde, X-ışını ilk temas edeceği yüzeyde, kabarık bir nokta bulunmaktadır. Film dört parçadan oluşur:

A. Film tabakaya güneş ışığının ve tükürüğün geçmesini önleyici plastik kılıf

B. Film tabakaya sertlik veren ve ikincil X- ışınlarının görüntüyü bozmasını önleyen kurşun plaka

C. Film tabakaya güneş ışığının geçmesini önleyen ve sertlik veren kağıt kılıf

D. Görüntünün elde edildiği film tabaka

AÇIORTAY TEKNİĞİ

Merkezi ışının, dişin uzun ekseni ile film düzlemi arasındaki açının açıortayına dik gelmesi prensibine göre görüntü elde edilir. Objenin gerçek boyutlarına yakın boyutlarda görüntü elde edilir.

Merkezi ışın dişe dik gelirse radyografik görüntüde uzama olur.

Merkezi ışın filme dik gelirse radyografik görüntüde kısalma olur.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından geçmelidir, aksi halde radyograf da dişler birbirine superpoze olur.

Hasta koltuğa dik oturtulmalıdır

Hastanın başı vertikal düzleme göre dik , horizontal düzleme göre, üst çenede kulak köşesi (Tragus) – burun kanadı (Ala naris) hattı, alt çenede kulak köşesi (Tragus) – dudak köşesi (Commisura Labiorum) hattı yere paralel olacak şekilde pozisyonlanmalıdır.

Hasta filmi, üst çenede görüntüsü alınan bölgenin çaprazındaki elin baş parmağı ile alt çenede, görüntüsü alınan bölgenin çaprazındaki elin işaret parmağı ile tutmalıdır.

Hasta filmi diş ile diş eti birleşim bölgesinden tutmalıdır.

Film, dişlerin kesici kenarlarından 2-3 mm dışarıya taşacak şekilde ağıza yerleştirilmelidir.

Filmin üzerindeki kabarık nokta, her zaman dişlerin kesici kenarlarının olduğu bölgeye gelecek şekilde, film ağıza yerleştirilmelidir. (Üst çene için aşağıya, alt çene için yukarıya)

MAXİLLER SANTRAL KESİCİ DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

Merkezi ışına + 40 derece vertikal açı verilir (2).

Burun ucu tüpün ortasına gelecek şekilde, tüp orta hatta pozisyonlandırılır .

MAXİLLER LATERAL KESİCİ DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir .

X- ışını tüpüne + 40 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir .

Merkezi ışın burun kanadına, orta hattın 1 cm lateraline gelecek şekilde tüp pozisyonlandırılır .

MAXİLLER KANİN DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne + 45 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, burun kanadının bittiği çöküntüyle, kulak

köşesi (Tragus) – burun kanadı (Ala nares) arasından geçen hattın kesiştiği noktaya gelecek şekilde tüp pozisyonlandırılır .

MAXİLLER PREMOLAR DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne + 30 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, göz pupilinden inen dikme ile kulak köşesi (Tragus) – burun kanadı (Ala nares) arasından geçen hattın kesiştiği noktaya gelecek şekilde tüp pozisyonlandırılır .

MAXİLLER MOLAR DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne + 20 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, göz köşesinden inen dikme ile kulak köşesi (Tragus) – burun kanadı (Ala nares) arasından geçen hattın kesiştiği noktaya gelecek şekilde tüp pozisyonlandırılır .

MANDİBULAR SANTRAL KESİCİ DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne - 15 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, orta hatta dudak çizgisinin 1 cm altına ve çene ucu tüpün ortasına gelecek şekilde pozisyonlandırılır .

MANDİBULAR KANİN DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne - 20 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, orta hattın 3 cm laterali ile kulak köşesi (Tragus) – dudak köşesi (Comissura Labiorum) arasından geçen hattın kesiştiği noktaya gelecek şekilde pozisyonlandırılır .

MANDİBULAR PREMOLAR DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne - 10 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, göz pupilinden inen dikme ile kulak köşesi (Tragus) – dudak köşesi (Comissura Labiorum) arasından geçen hattın kesiştiği noktaya gelecek şekilde pozisyonlandırılır .

MANDİBULAR PREMOLAR DİŞLERİN GÖRÜNTÜLENMESİ

Hedef dişler filmin ortasında kalacak şekilde film ağıza yerleştirilir.

Merkezi ışın dişlerin temas noktalarından veya hedef dişinin orta hattından geçecek şekilde yönlendirilir(2).

X- ışını tüpüne - 10 ($\pm$ 5) derece vertikal açı verilir(2).

Merkezi ışın, göz köşesinden inen dikme ile kulak köşesi (Tragus) – dudak köşesi (Comissura Labiorum) arasından geçen hattın kesiştiği noktaya gelecek şekilde pozisyonlandırılır .

PANAROMİK TEKNİK TEMELLERİ

Mükemmel anatomik değerlendirme

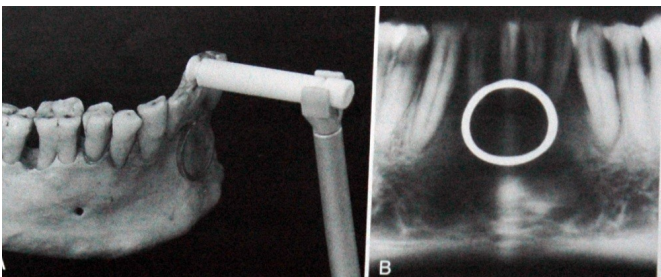
Çene kırığı Mükemmel değerlendirme

Diş gelişimi Mükemmel görüntüleme

Sinüs problemleri maksiller Mükemmel değerlendirme

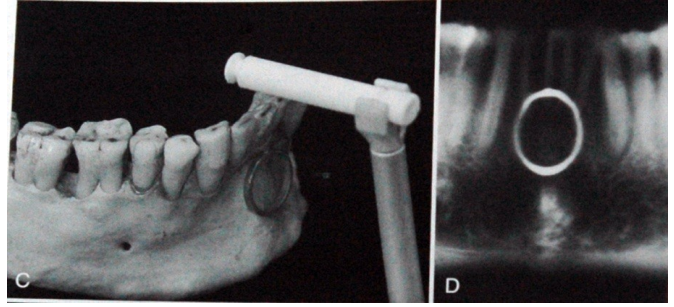
TM bozuklukları değerlendirmesi Mükemmel ön *

Potansiyel implant sitelerin Mükemmel ön değerlendirme

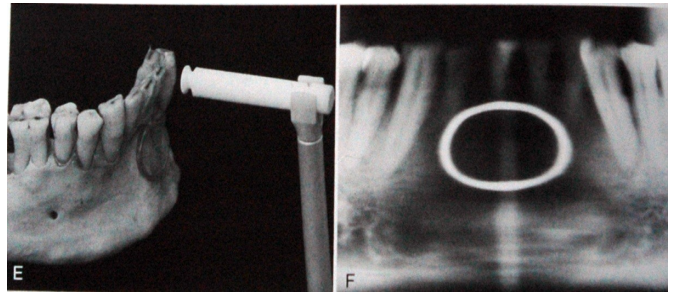


Hasta tam ısırma çubuğunun çentiklerinden ısırır ise

ön bölge dişlerinin görüntüsü orijinal boyutunda olur



Hasta ısırma çubuğunun çentiklerinin önünden ısırır ise ön bölge dişlerinin görüntüsü daralır.



Hastanın kafası, cihazın ışığı kulak köşesi ile burun kanadından geçecek (tragus- ala nares hattı) şekilde ve yere paralel olarak pozisyonlandırılır.

Cihazın orta hat ışığı, hastanın yüzünün ortasından geçecek şekilde ayarlanır.

Cihazın yan ışığı hastanın 2 ve 3 numaralı dişlerinin arasından geçecek şekilde ayarlanır.

Hastanın kafası sabitlenir.

Cihazın çekim ayarları yapılır.

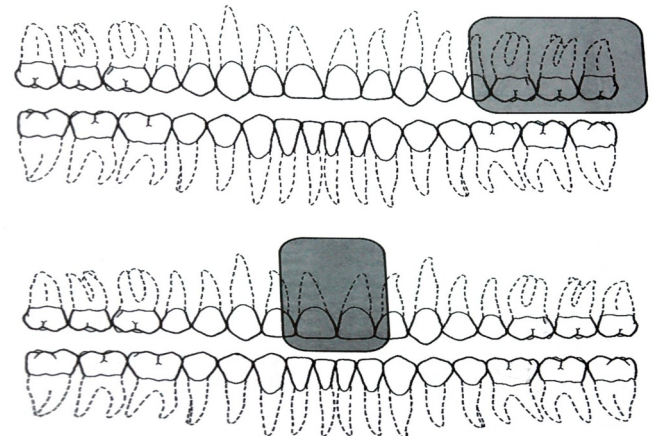
Hastaya hareket etmemesi söylenir.

Teknisyen kabinin dışına çıkar ve kabinin kapısını kapatır.

Cihazın ışınlama uyarısı bitene dek ışınlama düğmesine basılır.

Cihazın başlangıç pozisyonuna dönmesi beklenir.

Hasta cihazdan çıkarılır.



“Mutluluk öyle bir servettir ki paylaşıldıkça çoğalır.” (V. Churchill)

SÖZLÜ BİLDİRİLER

Öğr. Gör. Sefa IŞIKLAR

Uludağ Üniversitesi SHMYO
Tıbbi Görüntüleme Teknikleri
Programı

TÜRKİYE’DE RADYOLOJİ TEKNİKERİ/TEKNİSYENİ MEZUNİYET ve İSTİHDAM DURUMU ANALİZİ

ÖZET

Sağlık hizmetlerinin sunumunda hizmet veren radyoloji teknikerinin/teknisyeninin riskli görevi gereği her düzeydeki eğitimini ve donanımını sağlamak esastır. Bu amacı gerçekleştirmek için iyi bir planlama ile kaynakların etkin ve verimli bir şekilde kullanılması şarttır. Buradan hareketle Şubat 2014’de yayımlanan Türkiye’de Sağlık Eğitimi ve Sağlık İnsangücü Durum Raporu’nda belirtilen radyoloji teknikerliği ve teknisyenliği mezuniyet ve istihdam durumu, istatistiki bilgilerinden yararlanılarak mevcut durumun sunulduğu bu çalışma hazırlanmıştır. Tıbbi görüntüleme teknikleri alanında gelecek yıllarda ülkemizin ihtiyacının belirlenmesine, planlanmasına, bunların yetiştirilmesine ve etkili ve verimli bir hizmet sunumu için gerekli önlemlerin alınması süreci önemsenmelidir. Özellikle son yıllarda eğitim düzeyinin lisans seviyesine geçişi planlanan bir meslek grubunun güncel durumu, geleceği açısından önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Radyoloji Teknikerliği; Mezuniyet; Türkiye

GRADUATION AND EMPLOYMENT SITUATION ANALYSIS OF RADIOLOGY TECHNICIAN IN TURKEY

ABSTRACT

Delivery of health services serving the radiology technician / technician risky task required to provide education at all levels and equipment is essential. To accomplish this goal, with good planning , effective and efficient utilization of resources is essential. Hence Turkey, published in June 2014 in Health Education and Health Manpower Status Report specified in the radiology technician graduation and employment situation by utilizing the statistical information presented in the current situation , this study has been prepared . In the field of medical imaging techniques to determine the needs of our country in the future , planning , their upbringing and necessary for effective and efficient service delivery process measures should be considered . Especially in recent years the level of education of the planned transition to degree level current status of a profession, it is important for the future .

Keywords: Radiology Technician; Graduation; Turkey

sefaisiklar@uludag.edu.tr

1. GİRİŞ

Günümüzde hastaneler, sadece yataklı sağlık hizmetlerinin verildiği kurumlar olmaktan çıkarak ileri düzeyde özellik arz eden teşhis ve tedavi hizmetlerinin verildiği kurumlar haline gelmiştir. Sonuçta, modern hastanelerin asıl rolü, artık yatan hasta bakımı olmaktan çıkmıştır. Hastaneler, gittikçe kısa süreli yatış gerektiren uzmanlaşmış teşhis ve tedavi hizmetlerinin verildiği merkezler haline gelmektedir (Top, Şahin 2006).

Teknolojik gelişmeler, teşhis ve tedavi hizmetlerinin sunum şeklini ve kalitesini önemli ölçüde etkilemiş ve tıp alanını yeniden şekillendirmiştir. Tıp biliminin uzun bir geçmişi olmakla birlikte, bilhassa bu yüzyılda görülen tıbbi teknolojiadaki gelişmeler teşhis, tedavi ve rehabilitasyon amaçlı çok sayıda cihazın geliştirilmesini ve kullanıma sunulmasını sağlamış; bunun sonucunda da belirli hastalıkların tedavisinde önemli başarılar sağlanmıştır. (Gazi Üniversitesi Biyomedikal Kalibrasyon ve Araştırma Merkezi, 2009).

Sağlık sektörü, emek yoğun bir sektör olarak ele alınıyorsa da sağlık hizmetlerinin; yeterli, kaliteli, verimli, etkili (hem ekonomik ve hem de tıbbi etkililik anlamında) ve kullanıcı beklentilerine duyarlı bir şekilde üretilebilmesi ve nihayetinde de toplumun sağlık statüsünün yükselebilmesi, kullanılan teknolojiye oldukça bağımlı/bağılıdır. (Mollahaliloğlu S., Arı H., Öncül H., Gürsöz H.,)

İşte bu tanı ve tedavi sürecinde kullanılan birçok tıbbi görüntüleme teknolojisini etkili ve verimli kullanacak olan meslek elemanları ise radyoloji teknikeri ve teknisyenidir. Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulları (SHMYO)'nın tıbbi görüntüleme programları ile Sağlık Meslek Liseleri (SML)'nin radyoloji alan eğitimlerinin amacı, sağlık sektörüne nitelikli tıbbi görüntüleme elemanları yetiştirmek ve radyoloji teknikerliği ve teknisyenliği eğitiminde belirli bir yeterliliğe ve kaliteye ulaşmaktır. Mesleğinin gerektirdiği bilgi, beceri ve uygulama yeteneklerini kazanmış, değişen şartlara uyum sağlayabilen, çevresi ile etkin iletişim kurabilen, üretken, sorunları fark edip, çözümler üretebilen, ekip içerisinde çalışma becerisi kazanmış insan, hem kalkınmanın itici gücü hem de uluslararası alanda var olmak için önemli gerekliliktir.

Radyoloji alanındaki son teknolojik gelişmeler paralelinde radyoloji teknikeri ve radyoloji teknisyeni, radyografik kalite, radyasyon güvenliğinin sağlanması ve sayıları gün geçtikçe artan farklı radyolojik görüntüleme donanımlarını kullanabilme bilgi ve becerisine sahip olmalıdır. Günümüzde, gelişen teknoloji ile tıbbi

görüntüleme sektörünün yeterli ve kaliteli radyoloji teknikerlerine ve teknisyenlerine ihtiyacı artmaktadır. Bu nedenle meslek yüksekokullarından ve meslek liselerinden verilen mezun sayıları ve istihdamı nesnel gereksinimleri karşılayacak şekilde planlanmalıdır.

Yapılan istatistiki çalışmalarda Türkiye'de radyoloji teknikerliği ve teknisyenliği diğer sağlık personeli olarak tanımlanmasından kaynaklı mezun sayıları ve istihdamı konusunda net bilgilere sahip değildik.

Bu araştırma ile radyoloji teknikerlerinin ve radyoloji teknisyenlerinin Türkiye'de ki eğitim ve istihdam durumu ile ilgili farkındalık geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Eğitim istatistikleri konusu 2003 yılı öncesi ve sonrası dönemi olarak ikiye ayrılarak incelenmiştir. Bunun nedeni 4702 sayılı Kanunun 2. maddesi ile değiştirilen 2547 sayılı Kanunun 45. Maddesi gereğince, mesleki ve teknik ortaöğretim kurumlarından mezun olan öğrencilerin istedikleri takdirde bitirdikleri programın devamı niteliğinde veya buna en yakın programların uygulandığı, öncelikle kendi Mesleki ve Teknik Eğitim Bölgesi (METEB) içinde yer alan veya bölgesi dışında ki meslek yüksekokullarına sınavsız olarak yerleştirilebileceği hükmünü getirmiş ve bu Kanun hükümlerine göre sınavsız geçiş 2002-2003 öğretim yılından itibaren uygulamaya konulmuştur. (ÖSYM)

Sınavsız geçiş dönemi mezunlarının verildiği 2004-2013 yılları arası lise ve yükseköğrenim mezun sayılarının karşılaştırılması yapılacağından bu dönem ayrı olarak incelenmiştir. İstihdam başlığında Aralık 2013 itibarıyla tıbbi görüntüleme alanında çalışan kişi sayıları belirtilmiştir. Radyoloji teknikeri/teknisyeninin cihaza bağımlı/bağılı çalışmasından kaynaklı T.C. Sağlık Bakanlığı Sağlık Araştırmaları Genel Müdürlüğü'nün 2013'de yayımladığı 2012 Sağlık İstatistikleri Yıllığı'nda Türkiye'de ki tıbbi görüntüleme cihaz sayıları belirtilerek, sonuç ve öneriler kısmında radyoloji teknikeri/teknisyeni iş alanı ile ilgili durum değerlendirilmiştir.

2. 1968-2003 Dönemi İstatistiki Mezun Durumu

1969 yılında Sağlık Meslek Lisesi (SML) radyoloji alanında ilk mezunlarını 35 kişi olarak verdi. 1993 yılına kadar iki haneli rakamlarla mezun vermeye devam etti. Özellikle 1985 yılından itibaren radyoloji alanında görülen hızlı teknolojik gelişmeler paralelinde radyoloji teknisyeni ihtiyacında gözle görülür bir artış olmuştur. Bunu karşılamak amacıyla 1990 yılından itibaren SML sayı ve buna bağlı öğrenci kontenjanı arttırılarak 1994 yılındaki toplam mezun sayısı 245'e kadar yükseltilebilmiştir.

2003 yılına kadar inişli çıkışlı seyir izlemesine rağmen 2000 yılında verilen 964 toplam mezun sayısı şu ana kadar verilen en yüksek sayı olarak kayıtlara geçmiştir.

Sağlık Bakanlığı, Sağlık Eğitimi Genel Müdürlüğü'nün 1968-1999 yılları arasındaki kayıtlarına göre lise düzeyinde sağlık eğitimi verilen sağlık meslek liselerinden 1969-1999 (1999 yılı mezunları dahil) yılları arasında toplam 1.906, 2000-2003 yılları arasında ise 2.771 radyoloji teknisyeni mezun olmuştur. 1969-1999 yılları arasındaki yıllık ortalama mezun sayısı 60 iken, 2000-2003 yılları arasındaki yıllık ortalama mezun sayısı ise 692'dir. Sınavsız geçiş dönemi öncesi olan bu dönemde toplam 4.677 kişi radyoloji teknisyeni olarak mezun olmuştur.

Avrupa ve Amerika'da radyoloji teknisyenliği eğitiminin üniversite seviyesinde verilmesi, ülkemizde de Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulları (SHMYO)'nın kurulmasına ve yükseköğrenim görmüş radyoloji teknikerlerinin yetişmesine katkıda bulunmuştur.

Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokullarına bakıldığında ilk mezunlarını 1988 yılında 29 kişi olarak verdiğini görüyoruz. 1990 yılında sıfır mezun vermesi ise dikkat çekicidir. 2000 yılına kadar mezun sayısında sürekli bir artış göstermekle birlikte 2001 yılından itibaren inişli çıkışlı bir seyir izlemektedir. 1988-1999 yılları arasında 3.031, 2000-2003 yılları arasında 2.123, toplamda ise 5.154 kişi radyoloji teknikeri olarak mezun olmuştur. İstatistiklere bakıldığında 1988-1999 yılları arasında ki yıllık ortalama mezun sayısı 252, 2000-2003 yılları arasındaki yıllık ortalama mezun sayısının ise 531 olduğu görülecektir.

3. 2004 – 2013 Dönemi İstatistikî Mezun Durumu

2002 yılında, 4702 sayılı kanun gereği mesleki ve teknik eğitim kurumlarından meslek yüksekokullarına sınavsız geçiş hakkı tanınmış ve bu kanun sonucu SHMYO'lara sınavsız geçiş yapan ilk öğrenciler 2004 yılında mezun olmuşlardır.

Sağlık meslek liseleri radyoloji teknisyenliği dalından 2004-2013 (2013 yılı dahil) yılları arasındaki mezun sayıları incelenecek olursa 2005 yılında verilen 124 mezun bu dönemin en az mezun verilen yılı olarak kayıtlara geçmiştir. Bunun nedeni ise 2002 yılında sağlık meslek liselerinin kapatılacağı gerekçe gösterilerek birçok SML'ye öğrenci kabul edilmemiştir. 2004-2013

döneminin yıllık ortalama mezun sayısı 451, toplam radyoloji teknisyeni mezun sayısı ise 4.510 kişidir.

SHMYO tıbbi görüntüleme teknikleri programından 2004-2013 (2013 yılı dahil) yılları arasında mezun sayıları incelenecek olursa 2010 yılında verilen 163 mezun bu dönemin en az mezun verilen yılı olarak kayıtlara geçmiştir. 2004-2013 dönemi yıllık ortalama mezun sayısı 538, toplam radyoloji teknikeri mezun sayısı ise 5387 kişidir. **Aralık 2013 itibariyle İstihdam İstatistikleri**

Aralık 2013 itibariyle Türkiye'de 16.402 sağlık teknikeri, 88.317 sağlık teknisyeni ve 25.892 diğer sağlık personeli olmak üzere toplam 130.611 diğer sağlık personeli aktif olarak çalışmaktadır. Bu personellerden radyoloji teknisyenliği unvanında Sağlık Bakanlığı'nda 10.055, üniversitelerde 729 ve özelde 1.874 kişi olmak üzere toplamda 12.658 röntgen teknisyeni aktif olarak görev yapmaktadır. 100 bin kişiye düşen röntgen teknisyeni oranı 16.74'tür. Radyoloji teknikeri unvanında çalışan sayıları konusunda mevcut rapor yol gösterici değildir. Çünkü politika gereği alınan radyoloji teknikerleri sağlık teknikeri unvanı ile çalıştırılmaktadır. Sağlık teknikeri unvanında Sağlık Bakanlığı'nda 1.154, üniversitelerde 1.853 ve özel sektörde 280 olmak üzere toplam 3.247 kişi aktif olarak çalışmaktadır.

4. Türkiye'de 2012 Yılı İtibariyle Sektörlere Göre Yataklı Tedavi Kurumlarında Cihaz Sayıları

	Sağlık Bakanlığı	Üniversite	Özel	Toplam
MR	310	89	522	921
BT	448	122	572	1.142
Ultrason	2.348	384	1.508	4.240
Doppler Ultrason	1.218	302	943	2.463
EKO	587	188	592	1.367
Mamografi	353	77	506	936
Röntgen	3.554	2.165	1.878	7.597

Kaynak: Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü

Radyoloji teknikeri/teknisyeninin cihaza bağımlı/bağlı çalışmasından kaynaklı Ultrason, Doppler Ultrason ve EKO cihazlarının ağırlıklı olarak radyolog doktor tarafından kullanıldığını bilmekteyiz. Manyetik rezonans, bilgisayarlı tomografi, mamografi ve röntgen cihazlarının operatörlüğünü ise radyoloji tekniker ve teknisyenindedir. Tıbbi görüntüleme için radyoloji teknikeri/teknisyeninin kullanabileceği toplam cihaz sayısı 10.596'dır.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Radyoloji teknisyenliği unvanı sağlık meslek lisesi mezunlarına verilirken, radyoloji teknikeri unvanı ise sağlık hizmetleri meslek yüksekokulu mezunlarına verildiğini bilmekteyiz. Ancak Türkiye’de Sağlık Eğitimi Ve Sağlık İnsangücü Durum Raporu verilerine göre sağlık meslek liselerinden 1969-2013 yılları arasında toplam mezun sayısı 9.187 iken Aralık 2013 yılı itibari ile çalışan toplam kişi sayısı 12.658’dir. Burada tartışılması gereken ilk konu 3.471 kişinin nasıl radyoloji teknisyeni unvanı ile çalıştığıdır. İkinci konu ise 10.511 radyoloji teknikeri mezun olmasına rağmen Türkiye’de Sağlık Eğitimi Ve Sağlık İnsangücü Durum Raporu verilerine göre radyoloji teknikeri unvanı ile çalışan sayıları belirtilmemiştir. Sağlık Bakanlığı’nın konuyla ilgili tüm iç ve dış paydaşlarının katılımı ile gerçekleştireceği ve tıbbi görüntüleme alanında çalışan radyoloji teknisyeni, radyoloji teknikeri ve meslek unvanı değişik olmasına rağmen tıbbi görüntüleme alanında görevlendirilen personel sayılarını içeren yeni bir çalışma yapması gerekmektedir.

2012 Yılı Sağlık İstatistikleri Yıllığı’na göre tıbbi görüntüleme için radyoloji teknikeri/teknisyeninin kullanabileceği toplam cihaz sayısı 10.596’dır. Radyoloji teknikeri/teknisyeninin cihaza bağımlı/bağlı çalışmasından kaynaklı, kurumların tıbbi görüntüleme cihazlarından tam gün, belli çalışma saatleri içerisinde ve/ya acil hizmeti verilmesi de göz önünde bulundurularak gereklilik ve verimlilik başlıkları altında çalışmalar yapılması personel sayısı ve mali açıdan hem güncel durumla ilgili farkındalık yaratacak hem de geleceğe yönelik yatırım ve planlamalar için yol gösterici olacaktır.

Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri Ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmelik madde 4(i)’de geçen hastanelerde kurulması gerekli Radyasyon Güvenliği Komitelerinin konuyla ilgili Sağlık Bakanlığı ile eşgüdümlü çalışması etkili ve hızlı bir sonuç alınması sürecinde yararlı olacaktır.

KAYNAKLAR

- 1) Top, M. ve Şahin, B. (2004) “Hastane Endüstrisinde Değişen Sınırlar”, Hacettepe Sağlık İdaresi Dergisi 7(1):85-106.
- 2) Gazi Üniversitesi Biyomedikal Kalibrasyon ve Araştırma Merkezi (Erişim tarihi: 19 Mart 2009). www.biyokam.gazi.edu.tr.
- 3) Mollahaliloğlu S., Arı H., Öncül H., Gürsöz H., 2009, ‘Türk Sağlık Sektöründe Tıbbi Cihazların Sayısal Durumu, Bölgesel Dağılımı Ve OECD Ülkeleri İle Karşılaştırmalar’, Hacettepe Sağlık İdaresi Dergisi, 12(1)
- 4) (<http://osym.gov.tr/dosya/1-29037/h/s7.pdf>)
- 5) Türkiye’de Sağlık Eğitimi Ve Sağlık İnsangücü Durum Raporu, Ankara, 2010
- 6) Türkiye’de Sağlık Eğitimi Ve Sağlık İnsangücü Durum Raporu, Eskişehir, 2013
- 7) Yüksek Öğretim İstatistikleri (1983-2009), ÖSYM Yayınları
- 8) Başara B., Güler C., Yentür G., Birge B., Pulgat E., Ekinci B., Sağlık İstatistikleri Yıllığı 2012, Tablo 6.4, Sağlık Araştırmaları Genel Müdürlüğü, Sağlık Bakanlığı, Ankara, 2013.

“Dünyada yeteneksiz insan yoktur. Sadece iyi eğitilmemiş ve iyi yönlendirilmemiş insanlar vardır.” (Angle Peartri)

KADINLARDA VARİKOSEL OLUR MU?

Fatma Vardal,

Seher Taş,

Çiğdem Yalçın,

Tuğsan Ballı,

Erol H. Aksungur

Ç.Ü.Tıp Fakültesi Radyoloji
Anabilim Dalı, Adana

Abstract

Purpose: We aimed to inform and describe the diagnostic and treatment methods of pelvic venous congestion syndrome.

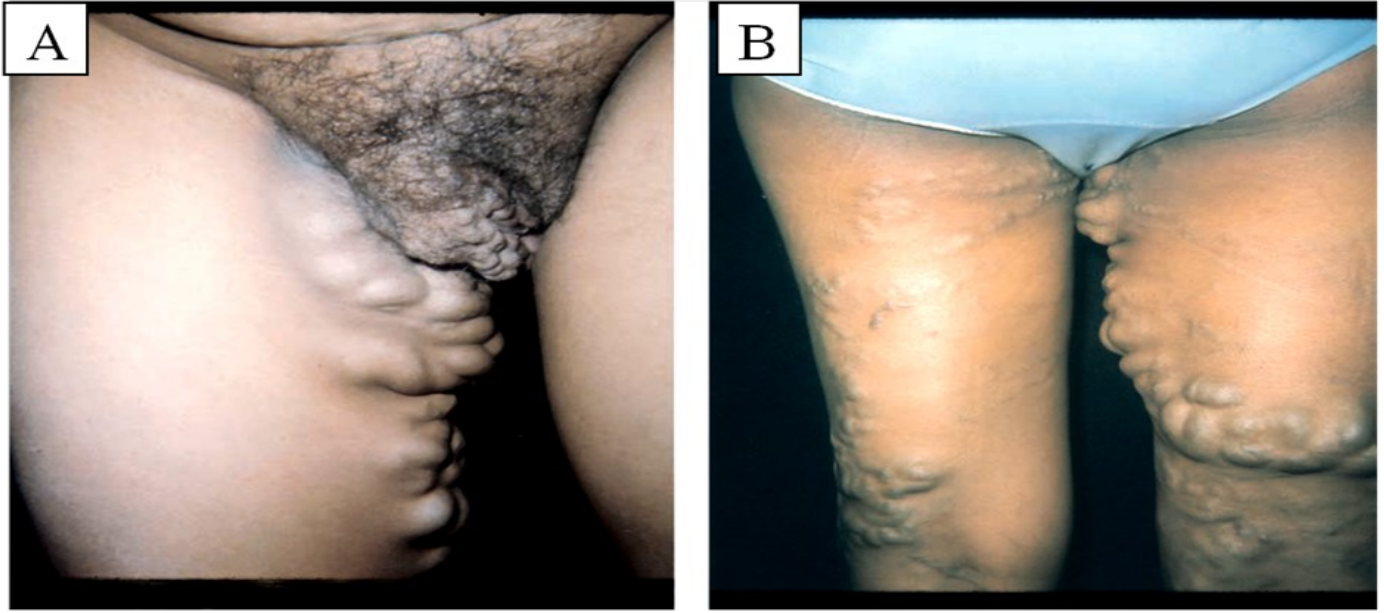
Introduction: Chronic pelvic pain is a frequent condition that also worsens the daily lifetime in women. Pelvic venous congestion syndrome (PVCS) or Pelvic Venous Insufficiency (PVI) is one of the most important cause of chronic pelvic pain. It is defined by varicose dilation of the parauterine and paraovarian veins secondary to ovarian and internal iliac vein insufficiency. PVI is equivalent to varicocele in men.

Material and Method: Transvaginal ultrasound (TVUSG), Computed Tomography Venography (CTV), Magnetic Resonance Venography (MRV) and Digital Subtraction Venography (DSV) were used for diagnosis. Other issues that can cause chronic pelvic pain were excluded by CT. Toshiba Asteion4 Computed Tomography device was used by the help of Mallinchrodt 200 cc auto-injector for 300/100, nonionic contrast agent administration (3 cc/sec, IV) without using oral contrast. 5 mm interval, 3X4 mm thickness, FOV medium/large, pre-delay arterial phase 25-30 sec, venous phase 70 sec, 1,5/2,5 mm Volume were determined the parameters. Digital subtraction venography procedure was performed with GE advantx LC+ device. Medrad Mark V Provis 200 cc auto- injector, 370/100 cc nonionic contrast agent were used for the injection. Images are evaluated with ultra 250 GE marked advantage 8000 aw 4.2 workstation.

Conclusion: Pelvic venous insufficiency is one of the most important cause of chronic pelvic pain in women. Embolization of the incompetent ovarian veins improves the patient's complaints.

Amaç: Pelvik venöz konjesyon sendromu hakkında bilgi vermek, tanı ve tedavi yöntemlerini anlatmak amaçlanmıştır.

Giriş: Kronik pelvik ağrı sık görülen ve kadınlarda günlük yaşamı olumsuz etkileyen bir rahatsızlıktır. Menstrüel siklus öncesi ve süresince belirgin bel, alt karın, kasık ve bacaklarda ağrı ile kendini gösterir. Cinsel ilişki ile ağrılarda artış oluşur. Sık idrara çıkma ve dolgunluk hissine neden olur. Hormonal ve depresyon semptomlarını arttırır. Estetik kaygılar (fotoğraf 1a-b) sosyal ve günlük yaşamı olumsuz etkilemektedir. Pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) kronik pelvik ağrının en önemli sebeplerinden biridir. Ovaryan ve internal iliak venlerdeki yetmezliğe sekonder parauterin ve paraovaryan venlerde variköz genişleme ile seyreder. Erkeklerdeki varikoselin karşılığıdır.

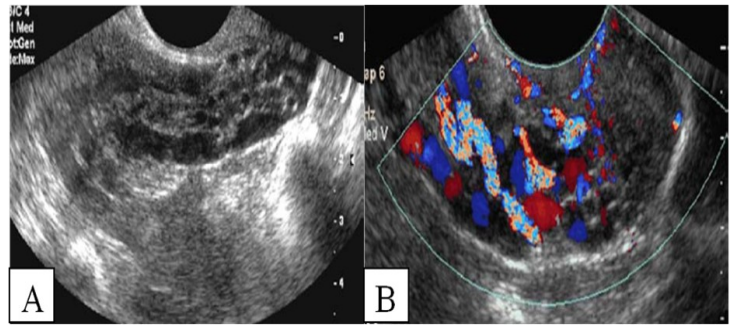


Fotoğraf (1a-b) Pelvik venöz konjesyon sendromlu, vulvar varisleri olan hasta örnekleri.

Dış genital bölge ve alt ekstremitte varisleri de hastalığa eşlik eder. Alt ekstremitte venöz yetmezliğinin bir nedenidir ancak genellikle göz ardı edilir. Varisler gebelikte gelişir ve zamanla ilerler. Bu durumun nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte, gebelikte oluşan işlevsel, hormonal ve anatomik değişiklikler kadınlar da görülme sıklığını açıklamaktadır. Hastaların şikâyetlerini örf ve ahlaki nedenlerle tam tanımlamaması, bulguların alt ekstremitte venöz yetmezliği de olmak üzere birçok hastalıkla karışmasına sebep olmaktadır. Daha önceki yıllarda pelvik venöz konjesyon sendromu ya da pelvik venöz yetmezliğinde hormon tedavisi ve cerrahi yöntemler uygulanmaktaydı. Günümüzde anjiyografi eşliğinde, ovaryan venlere eşlik eden pelvik varislerin “embolizasyonu” sıklıkla kullanılmaktadır. Noninvaziv kesitsel görüntüleme yöntemlerinden transvajinal US, renkli Doppler US, MR, BT, Dijital Subtraksiyon Venografi hastalığın ayırıcı tanısında ve tedavisinin planlamasında önemli katkılar sağlamaktadır.

Gereç ve Yöntem: Anabilim dalımızda klinik olarak Pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) düşünülen hastalara ilk olarak transvajinal ultrasonografi (USG) yapıldı. Ultrasonografi ile rahim ve leğen kemiği içinde yer alan diğer or-

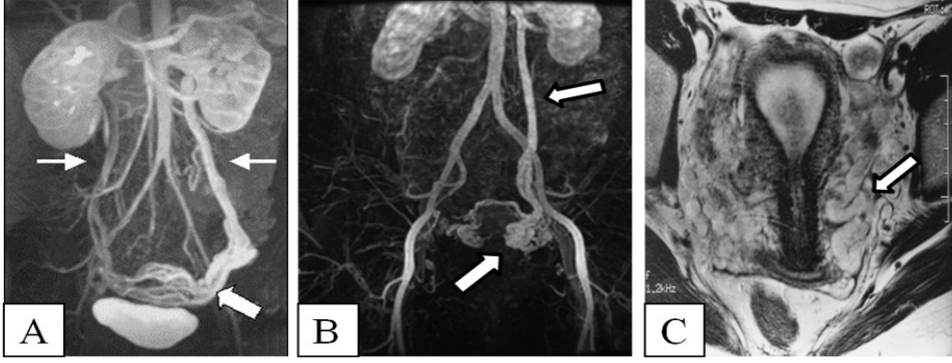
ganlar değerlendirildi. Bu bölgedeki varisler, varislerin çapı, varisler içindeki kan akımının hızı ve yönü belirlendi. (fotoğraf 2a-b) İnceleme ağrısız olup, yaklaşık 15 dakika sürdü. Ayakta renkli doppler inceleme 15 dakikada ağrısız olarak tamamlandı.



Fotoğraf (2a-b) Parauterin variköz venlere ait USG ve renkli doppler görüntüsü

Manyetik rezonans görüntüleme (MRI), çoğu kez ilaç kullanılmadan, yüksek görüntü kalitesi ile karın içi organların ve toplar damarlarının görüntülenmesinde güvenle kullanılmaktadır. (fotoğraf 3a-b-c) Çekim yaklaşık 15 dakika sürmektedir.

Pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) düşünülen hastaya anabilim dalımızda Toshiba Asteion 4 marka bilgisayarlı tomografi cihazı ile oral kontrast madde kullanılmadan, supin pozisyonda BT inceleme yapıldı. İşlem sırasında Mallinckrodt 200ml otomatik enjektör yardımıyla



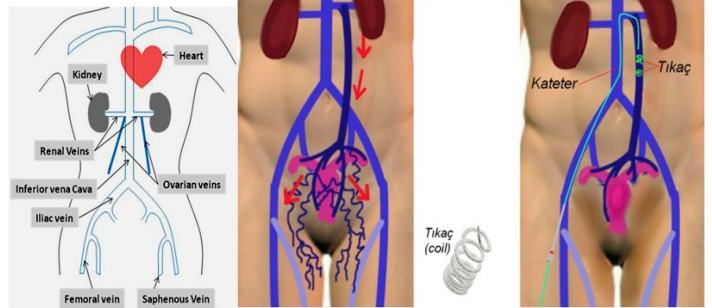
Fotoğraf (3a-b-c) Sol ovaryan ven yetmezliği olan hastaların manyetik rezonans kesitsel görüntüleri.

pelvik konjesyon sendromunun tedavisinde yeni tedavi yöntemlerini gündeme getirmiştir. Rahim, iç organlar ve dış genital organlar çevresinde bulunan ve şikâyeteye neden olan genişlemiş varisli damarların kaynaklandığı temel damarın tıkanması ya da kapatılması işlemine “embolizasyon” denilmektedir.

300/100'lük noniyonik kontrast madde 3ml/sn hızla intravenöz yoldan hastaya uygulandı. BT çekim parametreleri interval:5mm, thickness:3x4mm, fov:medium/large, kV:120, mAs:100, pre-delay:25-30sn arteriyel faz:25-30sn, venöz faz:65-70 sn volume:1.5/2.5mm olarak belirlendi. Aksiyel kesitler (fotoğraf 4-a-b-c) yaklaşık 45sn'de tamamlandı. 1.5/2.5mm volümde oluşturulan aksiyel kesitler 3D, MPR, sagittal ve koranal görüntülere (fotoğraf 5-a-b-c) dönüştürülerek değerlendirilmiştir. BT çekiminde kullanılan kontrast maddenin, alerji riski ve özellikle böbrek hastalarında böbrek fonksiyonlarında bozulmalara sebep olma olasılığı yüksektir. Ayrıca önemli oranda radyasyon kaynağı olan BT gebe ve gebelik şüphesi olanlarda kesinlikle kullanılmamalıdır.

Son yıllarda anjiyografik yöntemlerdeki gelişmeler,

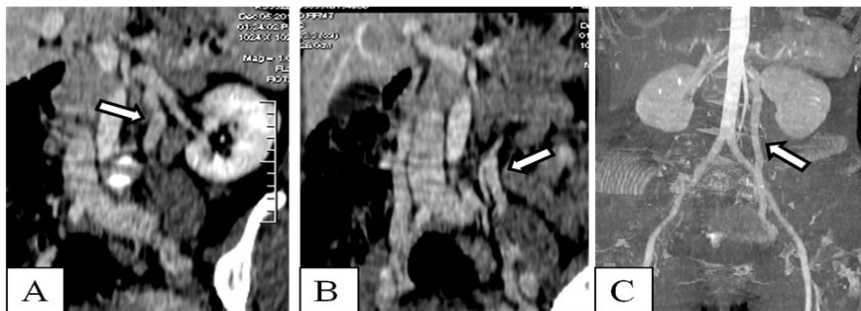
Yetmezlik olan ovaryan ven kapatıldığında bu ovaryan ven ile ilişkili pelvik varisler kaybolur ve şikâyetler ortadan kalkar. Bu işlem lokal anestezi ile kasıktan femoral vene girilmesi, kateterlerle varislerin kaynağı olan damara ulaşılması ve venografi çekildikten sonra damarın içerisine “vasküler tıkaç yada coil” adı verilen cisimlerin yerleştirilmesi (fotoğraf 6b) şeklinde gerçekleştirilir. Yerleştirilen tıkaç, içinde bulunduğu damarda pıhtı oluşturarak damarın tıkanmasına yol açar.



Fotoğraf (6a-b) Normal vasküler anatomi (6a), ovaryan ven yetmezlik ve tedavi işleminde kullanılan koile (vasküler tıkaç) ait şematik görünüm. (6b)



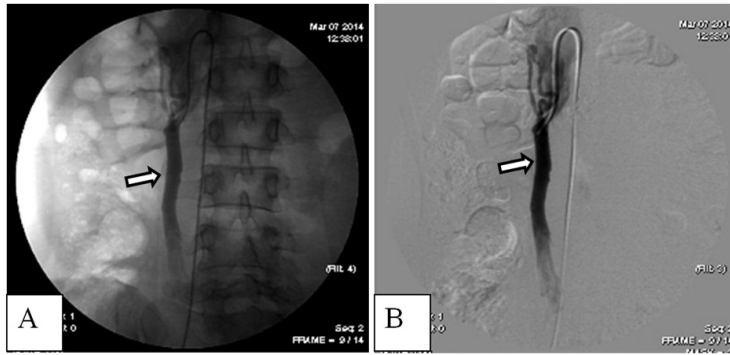
Fotoğraf (4a-b-c) Sol ovaryan ven yetmezliğine ait aksiyel BT kesitsel görüntüleri.



Fotoğraf (5a-b-c) Sol ovaryan ven yetmezliğine ait sagittal ve 3D görüntüleri.

Anabilim dalımızda Dijital Subtraksiyon Venografi: GE marka advantx LC+ anjiyografi cihazında yapıldı. Pigtail, Simmons 1 ve Cobra 1 kateterlerle vena kava inferior, internal iliak ve renal venlerin ve ovaryan venlerin görüntülenmesi yapıldı. Enjeksiyonlarda Medrad Mark V Provis 200 ml'lik otomatik enjektör ile, 370/100 ml noniyonik kontrast madde kullanıldı.

Kasıktan giriş yapılarak ve venografi sırasında seri görüntüler (fotoğraf 7-8-9a-b) alınarak yaklaşık 30-60 dakikada işlem tamamlandı. Ultra 250 GE marka advantage workstation 8000 aw 4.2 iş istasyonu ile görüntüler değerlendirildi. Venografi eşliğinde embolizasyon işlemi genel anestezi uygulamadan lokal anestezi kullanılarak tamamlandı. Embolizasyonu takiben kaybolmayan dış genital bölge varislerine köpük ya da klasik skleroterapi yapıldı. Hasta tedaviden 6-8 saat sonra 1. ay, 3. ay, 6. ay ve yıllık kontrolleri önerilerek taburcu edildi.



Fotoğraf (7a-b) Sağ ovaryan ven yetmezliğine ait venografi görüntüleri.

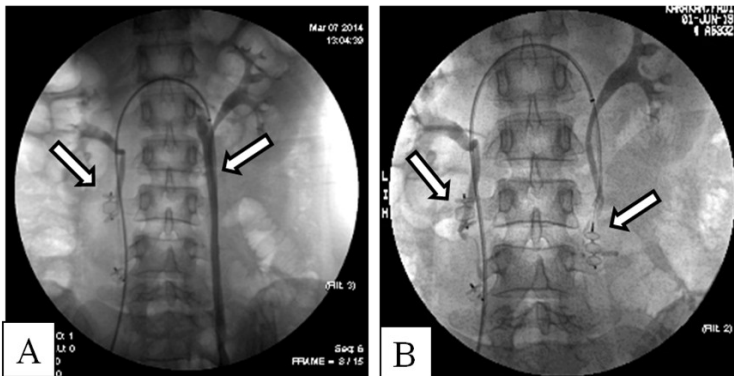
Bulgular: BT ile kronik pelvik ağrıya neden olan diğer nedenler ekarte edildi. Erken arteriyel fazda ovaryan venlerde reflü, ovaryan ven çapının 5 mm'nin üzerinde olması, pelvik venöz pleksusta >3 mm genişleme (pelvik varis) patolojik olarak kabul edildi. Pelvik variköz venler %1-3'lük polidokanol ile embolize edildikten sonra yetmezliği olan ovaryan ve internal iliak venler ayrılabilir koiller yada vasküler tıkaç ile embolize edildi. Anabilim dalımızda 2013 yılında pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) düşünülen yaklaşık 150 hastaya embolizasyon işlemi uygulanmıştır.

SONUÇ

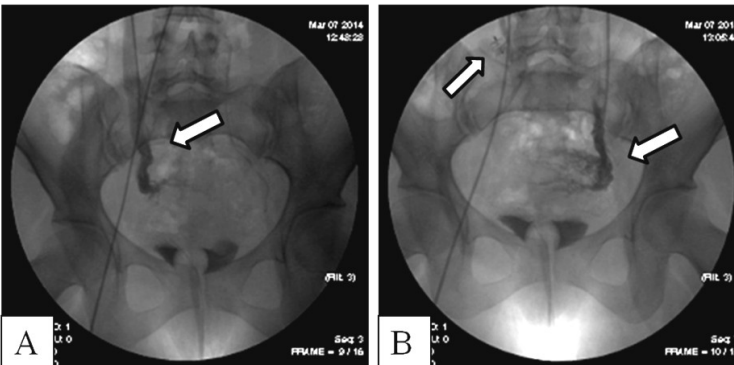
Pelvik venöz yetmezlik kronik pelvik ağrının en önemli sebeplerinden biridir. Yetmezliği olan ovaryan venlerin embolizasyonu hasta şikâyetlerinin azalmasında ve tamamen ortadan kaybolmasında önemli katkılar sağlamaktadır.

Kaynaklar

- 1) Stones RW. Pelvic vascular congestion-half a century later. Clin Obstet Gynecol 2003;46:831-6.
- 2) Park SJ, Lim JW, Ko YT, et al. Diagnosis of pelvic congestion syndrome using transabdominal and transvaginal sonography. AJR Am J Roentgenol 2004;182:683-8.
- 3) Braedel HU, Steffens j, Ziegler M, Polsky MS, Platt ML: A possible ontogenic etiology for idiopathic left varicocele. J Urol. 1994; 151: 62-6.
- 4) http://lokman.cu.edu.tr/radyodiagnostik/dersler/seminer/2007/seminer07_08/pelvic_congestion_syndrome.ppt
- 5) <http://www.cuneytkoksoy.com/tr/genital-bolge-varisleri>



Fotoğraf (8a-b) Bilateral ovaryan ven yetmezliği ve bilateral amplatzer lara (vasküler tıkaç) ait venografi görüntüleri.



Fotoğraf (9a-b) Sağ ovaryan ven yetmezliği (9a), sağ amplatzer (vasküler tıkaç) ve sol ovaryan ven yetmezliğine ait (9b) venografi görüntüleri.

FETAL MRG

Ebru ALTINTIĞ

İzmir Şifa Üniversitesi

Hastanesi

Manyetik rezonans görüntüleme, tanı koymada ve tedaviyi yönlendirmede çok yardımcı olan, çoğunlukla ön hazırlık gerektirmeyen, ağrısız bir yöntemdir. Manyetik rezonans görüntüleme cihazı organların, yumuşak dokuların, kemiklerin ve diğer tüm iç yapıların görüntülerini oluşturmak için güçlü bir manyetik alan ve radyo dalgaları kullanır, dolayısıyla direkt grafi ve bilgisayarlı tomografi gibi tetkiklerde kullanılan radyasyonu içermez. Alınan bu görüntüler elektronik ortamda iletilir, baskı alınabilir veya CD'ye kopyalanabilir. MR'da hasta güçlü bir manyetik alan bulunan büyük bir mıknatıs içerisine yerleştirilir ve üzerinde radyofrekans dalgaları gönderilir. Radyofrekans dalgaları vücuttaki hidrojen atomu protonlarını uyarır. Uyarılan protonların ortaya çıkardığı sinyaller toplanır ve bilgisayarlarda işlenerek vücudun kesitsel görüntülerini oluşturur. Bu şekilde vücut kesimleri farklı planlarda ince kesitler halinde gösterilebilir. MRG tetkikleri diğer görüntüleme yöntemleri ile iyi değerlendirilemeyen yumuşak doku hastalıklarında da son derece yardımcı bir yöntemdir. Özellikle beyin-omurilik, boyunla ilgili hastalıklarda ve kas-iskelet sistemi ile ilişkili hastalıklarda kullanılan en gelişmiş kesitsel görüntüleme yöntemidir. Ayrıca karaciğer, pankreas gibi karın içi organlarda, kalp ve damar hastalıklarında da güvenle kullanılır. Fetus görüntülenmesinde de obstetrik USG temel görüntüleme yöntemidir. MRG tamamlayıcı bir yöntem olup, yüksek kontrast rezolüsyonu ve geniş görüntüleme alanına sahip olması (büyük FOV (field of view)) USG'ye kıyasla en önemli avantajlarıdır. Son dönemde yapılan çalışmalar Fetal MRG bulgularının hastaya yaklaşımı, takip ya da tedavi planını değiştirebildiğini ortaya koymaktadır. Bu sunum kapsamında Fetal MRG tekniğinden bahsedilmektedir.

Neden Fetal MRG'ye ihtiyaç duyuluyor?

- USG bulgularını doğrulamak (USG'de anomali saptanıp daha detaylı inceleme gerektiğinde)
- Patolojiler hakkında detaylı bilgi edinmek
- Eşlik eden anomalileri araştırmak,
- Fetüste artmış anomali riski olduğunda (genetik bozukluk, SSS anomalili kardeş, beyin hasarı riski olan gebelik...)
- Teknik sebeplerden USG yetersiz kaldığında (oligohydramnios: amnion sıvısının azalması), maternal obezite...)
- Doğum sonrası için planlanan MRG'ye alternatif olması amaçlı

Fetal MRG'nin zararları var mı?

Radyo frekans (RF) darbelerine bağlı ısınma, SAR (specific absorption rate) ile belirlenir. Cihazlar tarafından, hastanın kilo bilgisini de kullanarak, her bir sekans için tahmini SAR değeri hesaplanır ve güvenli sınırların aşılması durumunda biz kullanıcılar uyarılır. Statik ve gradient manyetik alanlara kısa süreli maruziyetin fetus üzerinde zararlı bir etkisi saptanmamıştır. Fetal MRG'de anne için güvenli limitlerin fetus için de güvenli olduğu bildirilmektedir. Gerek hayvan deneylerinde, gerekse gebelik şartlarının oluşturulduğu modellerle yapılan çalışmalarda fetal MRG sırasında oluşan gürültünün zararlı etkisi bulunamamakla birlikte, fetüsü çevreleyen amniyotik sıvının gürültü nedeniyle azaldığı saptanmıştır. Fetal MRG'de kontrast madde kullanımı rölatif kontrendike olup (kategori C) [MRG'de kullanılan gadolinyum içeren kontrast maddeler plasentadan geçip fetus tarafından absorbe edilebilir. Bu ajanlar C kategorisi ile sınıflandırılır ve ancak faydası risklerinden daha fazlaysa kullanılmalıdır], insanlarda potansiyel zararlı etkilerine karar vermek için yeterli çalışma yoktur. Hayvan deneylerinde ise yüksek ve tekrarlayan dozlarda zararlı etkisi saptanmıştır. Fetal MRG'de kontrast madde kullanılmamakla birlikte obstetrik dışı nedenlerle gerçekleştirilen MRG incelemelerinde kontrast madde kullanımı ile elde edilecek yarar ancak fetusta oluşturacağı potansiyel riskten fazla ise kullanılabilir.

Fetal MRG ne zaman ve nasıl uygulanmalıdır?

Pratikte gösterilmemiş olmakla beraber, teorik olarak fetal MRG'nin 2.trimesterden itibaren gerçekleştirilmesi, 18-20 hafta ve sonrası gerçekleştirilmesi gibi farklı uygulama ve tavsiyeler söz konusudur. İlk trimesterde fetusun çok küçük ve çok daha hareketli olması, erken haftalarda USG'nin daha etkin olması nedeniyle bu dönemde kullanılması çok uygun değildir. Fetal MRG her ne kadar oldukça hızlı sekanslarla gerçekleştiriliyor olsa da, fetal hareketlilik en önemli problemdir. Bunu engellemek için incelemenin 4 saat

öncesinden anne oral alımı kesmelidir. İdrara sıkışıkken oluşabilecek maternal artefaktlarının önüne geçmek için, inceleme öncesinde annenin mesanesinin boşaltılması önerilmektedir. Yine inceleme öncesi mümkünse eşile birlikte anneye işlemin neden ve nasıl yapılacağı, ne kadar süreceği ve fetus açısından güvenliği konusunda bilgi verilmeli ve aydınlatılmış onam alınmalıdır.

Fetal MRG'de inceleme tekniği nasıl olmalıdır?

İnceleme supin pozisyonun yanısıra ileri dönem gebelik ve çoğul gebelik durumlarında sol lateral dekübitis pozisyonunda da gerçekleştirilebilir. Çok kanallı vücut sargısı gibi yüzey sargıları kullanılır. İnceleme en az 15 dakika olmak üzere ortalama 30-60 dakikada gerçekleştirilir. Fetal hareketler, çoğul gebelik ve kompleks malformasyonlar süreyi uzatabilir. Fetal MRG'de USG bulgularından yola çıkarak amaca yönelik olarak incelenecek bölgeye uygun küçük FOV, ince kesit kalınlığı ve uygun düzlemlerde yapılacak görüntülemenin yanı sıra, fetusun tümü, amniyotik sıvı, umbilikal kord ve plasentayı içine alacak şekilde büyük FOV, daha geniş kesit kalınlığı ve aralığında genel görüntüleme gerçekleştirilmelidir.

Fetal MRG'de kullanılan ultrafast iki temel sekans Half-Fourier single-shot turbo spin eko (HASTE, SSFSE) sekansı ile T2 ağırlıklı görüntülemeler yapılırken, steady-state free-precession (FIESTA, TrueFISP, Balanced FFE) sekansı ile T2/T1 ağırlıklı görüntüleme gerçekleştirilir. Kesit görüntüleri 1sn.'den daha kısa sürede elde olunabildiğinden nefes tutturmak şartı aranmaz. Birbirine oldukça yakın görüntü veren bu iki sekansın en önemli farklılığı vasküler yapıların görünümü olup, vasküler yapılar Half-Fourier single-shot turbo spin eko sekansında sinyalsiz ve steady-state free-precession sekansında hiperintens olarak izlenirler. Kanama, yağ içeriği, kalsifikasyon, mekonyum, karaciğer, troid gibi T1 ağırlıklı görüntülerde hiperintens izlenen yapıları ayırt etmek için T1 ağırlıklı hızlı gradient eko sekanslar kullanılır. Sıvı ile dolu ya da sıvıların çevrelediği yapıların daha iyi görüntülenmesi amacıyla SSFSE sekans kalın slab (25-50 mm)

halinde uygulanarak ağır T2 görüntüleri ilave edilebilir. Normal beyin ya da iske mi değerlendirilmesi için diffüzyon ağırlıklı görüntüleme, hemoraji için gradiyent eko –EPI sekansları kullanılır.

Fetal MRG'nin uygulama alanları nelerdir?

Fetal MRG'nin en yaygın uygulama alanı santral sinir sistemi (SSS) dir. Normal serebral gelişim Fetal MRG ile değerlendirilebilir. SSS anomalilerine doğru tanı koyabilmek için gestasyonel (gebelik) yaşa göre beklenen anatomi yi bilmek gerekir. Fetal MRG endikasyonunun nedenleri arasında ilk sırada USG'de ventrikülo megal i saptanması gelmektedir. Posterior fossa anomalileri bir diğ er MRG endikasyonudur. Serebral ve spinal birçok gelişimsel anomalinin yanı sıra, vasküler anomaliler ve hemoraji gibi patolojik süreçler Fetal MRG ile başarılı bir şekilde değerlendirilebilir. Ayrıca erken dönem yüz anomalileri (yarık damak-dudak gibi) saptanabilir. Uygun düzlem ve kesit kalınlıklarında toraks ve abdomen de değerlendirilebilir. Ekstremit e çekimleri fetüs hareketi nedeniyle kısıtlı olmasına karşın umbilikal kord, plasenta ve amniyon sıvısı kolaylıkla değerlendirilebilir. Bunların yanı sıra yapılan araştırmalarda PÜV (posterior uretral valve) için de MRG' nin USG' ye yardımcı ve onu tamamlayıcı bir teknik oldu ğ u da ispatlanmıştır.

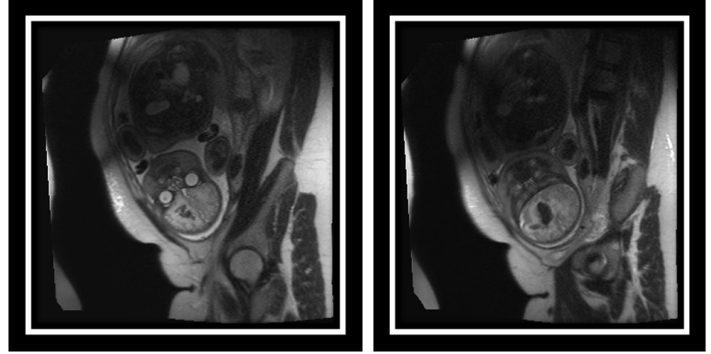
Şifa Üniversitesi Bornova Araştırma ve Uygulama Hastanesinde Fetal MRG:

Bütün hastalar 1.5T MR (Magnetom AVANTO Siemens, Erlangen, Germany) cihazı ile görüntülenmiştir. Annelere sedasyon verilmemiş ve inceleme supin pozisyonunda yapılmış tır. MR incelemelerde receive-only vücut sarmalı kullanılmıştır. Rutin fetal MR protokolü T2 ağırlıklı Half Fourier Single Shot Turbo Spin Echo (HASTE), fast low angle shot (FLASH) 2D, T1 ağırlıklı görüntülemeden oluşmaktadır. HASTE; TE:87, TR: 1000, msec, kesit kalınlığı:4.0 , sapma açısı:150, Matriks 243x320, FOV: 370*370 mm, Bandwidth: 391, interslice gap (%30):1,8 mm. FLASH 2D; TR:110,TE:4,7, FOV: 300*400 mm, Matriks:154*256, kesit kalınlığı:5.5 mm, TRUFI; TR:

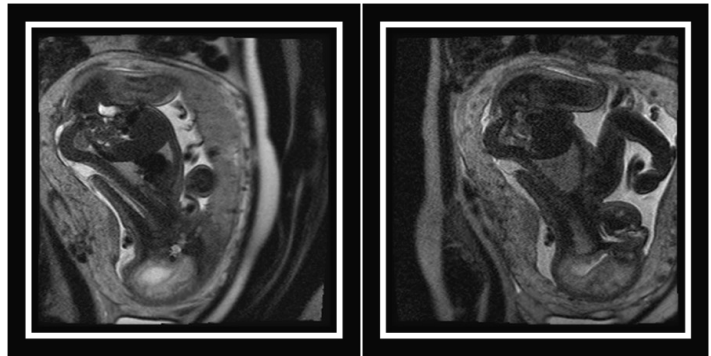
3.7, TE: 1.9, FOV: 342*454, Matriks: 150*256, Kesit kalınlığı:4.0 mm.

Örnek Olgular:

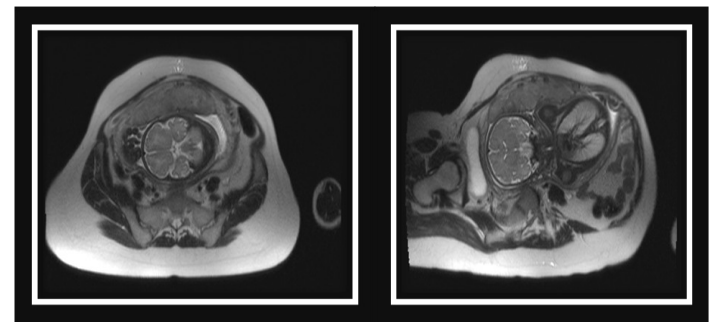
1. İntrakraniyal Hemoraji:



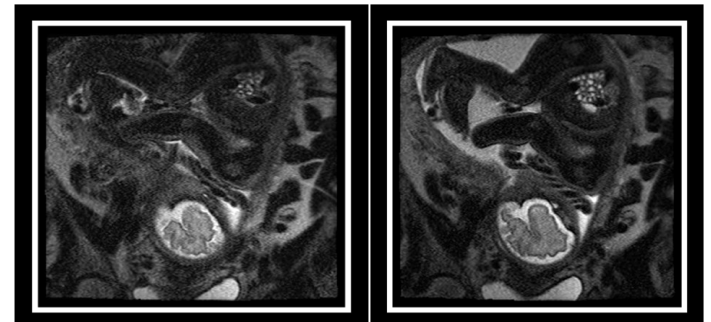
2. Meningomyelosel;



3. Plasenta değişiklikleri;



4. Kordon dolanması;



Kaynaklar:

1. Gebelikte Tanısal Görüntüleme Yöntemlerinin Fetusa Etkisi. Van TIP Dergisi; 15 (2):2008-2;64-69.
2. Dietrich RB, Cohen I. Fetal MR imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am 2006; 14:503-422.
3. Triulzi F, Parazzini C, Righini A. Magnetic resonance imaging of fetal cerebellar development. Cerebellum 2006; 5: 199-205.
4. Brugger PC, Prayer D. Actual imaging time in fetal MRI. Eur J Radiol 2012; 81:e194-196.
5. Triulzi F, Manganaro L, Volpe P. Fetal magnetic resonance imaging: indications, study protocols and safety. Radiol Med 2011; 116:337-350.
6. Glenn OA. MR imaging of the fetal brain. Pediatr Radiol 2010; 40:68-81.
7. Jokhi RP, Whitby EH. Magnetic resonance imaging of the fetus. Dev Med Child Neurol 2011; 53:18-28.
8. Duczkowska A, Bekiesinska-Figatowska M, Herman-Sucharska I, Duczkowski M, Romaniuk-Doroszewska A, Jurkiewicz E, Dubis A, Urbanik A, Furmanek M, Walecki J. Magnetic resonance imaging in the evaluation of the fetal spinal canal contents. Brain Dev 2011; 33:10-20.
9. Dr. Hasan YİĞİT Ankara Eğitim ve Araştırma Hastanesi (tmrd.org.tr/2013mr/CONTENT)

“Düşünmek ve söylemek kolay, fakat yaşamak, hele başarı ile sonuçlandırmak çok zordur. ” (Ziya Gökalp)

MAMOGRAFİ SİSTEMLERİNİN GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE RADYASYON DOZU AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ İÇİN BİR YÖNTEM ÖNERİSİ

Erkan AKKUR¹,
Mustafa E. KAMAŞAK²

¹Türkiye Hudut ve Sahiller Sağlık Genel Müdürlüğü

²İstanbul Teknik Üniversitesi
Bilgisayar ve Bilişim Fakültesi

A METHOD FOR EVALUATION IN TERMS OF IMAGE QUALITY AND RADIATION DOSE OF MAMMOGRAPHY SYSTEMS

Abstract

The main purpose of this study is to recommend a method for the comparison of the performances of CR(computed radiography) and DR(direct radiography) mammography systems in terms of their image qualities and dose rates. In this study, CDMAM 3.4 contrast detail and CDCOM 1.2 analyzer software are used for comparison of image quality DR and CR mammography systems. The IQFinv values and the contrast detail curves were used as image quality metrics of digital mammography systems. In this study, mean glandular dose was used as the breast dose of the systems. An indirect conversion DR system having CsI scintillator, three direct DR systems having the characteristic of amorphous selenium (a-Se) and one CR system were evaluated in this study. The measures are performed separately for each system by using the mechanism which consists of the phantom and the 4 PMMA. According to the results of this study, DR systems have higher IQFinv values and low MGD values than CR system. In addition, DR systems show various performances in terms of image quality and MGD because of their different detector structures.

1. Giriş

Mamografi göğüs kanserinin erken teşhisinde önemli rol oynayan bir görüntüleme tekniğidir. Mamografide yapılan görüntüleme teknolojisinde radyasyon iyonizasyonu kullanılmaktadır ve bu radyasyonun kendisi de kanser oluşumuna sebep olabilmektedir [1]. Bu nedenle, mamografi sistemleri ile meme kanserinin erken tanısına katkıda bulunurken hastalara verilebilecek radyasyonun minimal olması ve doğru bir tanı konabilmesi için sistemlerin görüntü kalitesinin mümkün olan en üst seviyede olması gerekmektedir. Yani, hedef erken tanı oranını artırmak, bunu daha az x-ışını kullanarak gerçekleştirmektir. Buna paralel olarak, değişik teknoloji ve özelliklere sahip mamografi sistemleri geliştirilmektedir.

Hastanelerde kullanılacak mamografi sistemlerine karar vermede, hastane yöneticileri çok sayıda marka arasında tercih yapmak zorundadır. Yöneticilerin karar vermede durumunda iken, söz konusu sistemlerin görüntü kalitelerinin ve radyasyon dozlarının bilinmesi önemlidir. Bu amaçla, mamografi sistemlerinin görüntü kaliteleri ve radyasyon dozları birbiri ile karşılaştırılmaktadır.

Bu çalışmada, CR ve DR mamografi sistemlerinin görüntü kalitesi ve radyasyon dozu açısından gösterdikleri performansları karşılaştırılması için bir yöntem önermek amaçlanmıştır.

Çalışmada, görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için CDMAM 3.4 fantomu ve CDCOM analiz programı, radyasyon dozunun değerlendirilmesi için ise ortalama glandüler doz oranları kullanılmıştır.

1.1 Mamografi Görüntüleme Sistemleri

Günümüzde konvansiyonel ve dijital mamografi sistemleri kullanılmaktadır. Dijital sistemler konvansiyonel sistemlerin aksine, yüksek dinamik ranj aralığı, görüntülerde manipülasyon imkanı, telekonsültasyon ve telemamografi, elde edilen görüntüyü saklama, görüntüye mümkün olduğunca az ara basamakta ulaşma, yüksek kontrasta sahip olma gibi avantajları bulunmaktadır. Dijital mamografiler, bilgisayarlı radyografi (CR) ve direk radyografi (DR) şeklinde gruplandırılırlar. Bilgisayarlı radyografi sistemleri bir ışıkla uyartılabilen bir fosfor plaka kullanmaktadır. Fosfor plaka içinde bulunan kristallerdeki elektronlar uyarılıp bir latent görüntü oluşturulur. fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ile fark edilebilen görülebilir fotonlar oluşturarak lazer okuyucularla okunur. DR sistemlerinde ise x-ışınını doğrudan ve dolaylı olarak elektrik enerjisine çeviren sistemler bulunmaktadır. Üstüne düşen x-ışınını doğrudan elektronik enerjisine çeviren sistemlere doğrudan algılamalı sistemler denilmektedir. X-ışınını önce görünür dalga boyundaki ışığa çeviren ve bu ışığı foto-detektörlerle algılayan sistemlere dolaylı algılama sistemleri denilmektedir. X-ışınını önce görünür dalga boyundaki ışığa çeviren ve bu ışığı foto-detektörlerle algılayan sistemlere dolaylı algılama sistemleri denilmektedir. Doğrudan algılamalı sistemler amorf selenyum (a-Se) yapıda olan bir ışık iletkeni, dolaylı algılamalı sistemler ise sezyum iyodür(Csl) yapıda bir sintilatör ve amorf silikon(a-Si) fotoçoğaltıcı tüp kullanılmaktadır. Her iki sistemde, elektrisel yük değişimi ince flat transistorlu (TFT) dizilimi ile okunmakta ve sayısal veriye çevrilmektedir. Doğrudan algılamalı sis-

temlerde, x-ışınını bir sintilatör kullanıp görünür ışığa çevirdikten sonra CCD kamera kullanıp kaydeden sistemler de bulunmaktadır. Son yıllarda yeni bir teknoloji olan foton sayma yöntemini kullanan DR sistemleri de bulunmaktadır. Bu yöntemde göre, x -ışını fotonlarının her biri sayılarak dijital sinyallere dönüştürülüp görüntü haline getirilir [2,3,4,5].

1.2. Görüntü Kalite Ölçütleri

Mamografi sistemlerinin görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için pek çok kalite ölçütü bulunmaktadır. Modüler Transfer fonksiyonu (MTF), gürültü güç spektrumu (NPS), detektör kuantum verimliliği (DQE), x-ışın kaynağının kararlılığı, görüntü işleme yazılımlarının kullanıldığı yöntemler ve fantomlar görüntü kalite değerlendirme ölçütlerinden sayılabilir. MTF, NPS, DQE ölçütleri değişik frekans bölgelerindeki detektör duyarlılıklarını ve verimlilikleri hakkında bilgi vermektedir. Bu ölçütlerin kullanılması, anlaşılması ve yorumlanması oldukça zordur [6,7].

Sistemlerin görüntü kalitelerinin klinik açıdan anlamlı olarak değerlendirilebilmesi için fantomlar kullanılmaktadır. Bu fantomlardan elde edilen görüntülerle mikrokalsifikasyon ve kontrast detay analizleri yapılabilmektedir. Mikrokalsifikasyon analizi için ACR [7,8] ve CIRS [8,9] fantomları, kontrast-detay ölçümleri için CDMAM 3.4, Gammex 151[9,10,11] gibi fantomlar kullanılmaktadır.

1.3. Radyasyon Dozu Ölçümü Ölçütleri

Mamografi sistemlerinin doz değerlendirmesi ile ilgili çalışmalarda, ortalama glandüler doz ölçülerek değerlendirmeler yapılmıştır. Ortalama glandüler doz göğüse verilen ortalama doz miktarı olarak tanımlanmaktadır. OGD göğüse verilen radyasyon dozu riskini gösteren en iyi gösterge olarak kabul edilmektedir. (Dance 1990, NCRP 2004). OGD genellikle direk ölçülmez, ama uygun dönüşüm faktörlerinin uygulanması ve göğüs giriş yüzey hava kermasının (ESAK) ölçülmesi ile tahmin edilir. (Dance 1990,1999, 2000, Wu 1999). Dönüşüm faktörleri olarak tüp voltaj değeri, mAs değeri, anod ve filtre materyali, HVL (Yarı değer kalınlığı)

ve glandüler/yağlı kombinasyonu gibi radyasyon özellikleri sayılabilir. ESAK değeri iyonizasyon odası ve termoluminans dozimetre ile ölçülebilir [11-15].

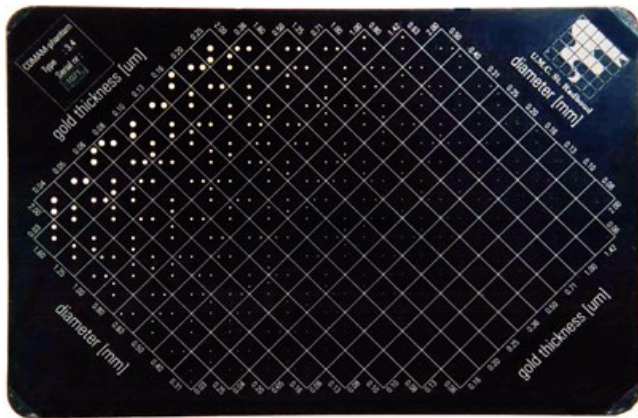
Ortalama glandüler doz aşağıdaki eşitlikteki gibi hesaplanır.

$$OGD = K_{air} \cdot g \cdot c \cdot s \quad (1)$$

Bu eşitlikte K giriş yüzey hava kermayı, g HVL miktarına bağlı dönüşüm faktörünü, c glandürel göğüs kombinasyonun (%50 yağlı/glandüler) için düzeltme faktörünü ve s ise farklı x-ışın spektrumları için düzeltme faktörü olarak tanımlanmaktadır [12-17].

2. CDMAM 3.4 Fantomu ve Analiz Programı

Bu çalışmada Artinis firması tarafından üretilen CDMAM 3.4 kontrast detay fantomu kullanılmıştır. CDMAM 3.4 kontrast detay fantomu alüminyum bazlı 256 (16x16) tane altın disk içermektedir. Disklerin kalınlığı 0.03 -2.0 µm, çapı ise 0.06-2.0 mm arasında değişmektedir. Fantomdaki her bir kare ortada bir tane ve rastgele seçilmiş bir köşede olmak üzere 2 disk içermektedir. Fantomun bütün matrisi 45°'lik açı ile döndürülmüş ve matrisin köşeleri atılmıştır. Fantomla birlikte farklı göğüs kalınlıklarını soğurmak için her biri 10 mm kalınlığında olan 4 adet pleksiglas plaka kullanılmaktadır. Her plaka teşhis için bir oyulmuş işaretleyiciye sahiptir. Fantom ve pleksiglas plakalar standart mamografi film büyüklüğüne (18x24 cm) eşleştirilmektedir [9,10,18,19].



Şekil 1:CDMAM Fantomu

Bu çalışmada yazılım olarak CDMAM fantomunun

üreticisi tarafından geliştirilmiş olan CDCOM analiz programı kullanılmıştır. CDCOM analiz programı istatistiksel yöntemler kullanarak her kontrast-detay seviyesinin görünür olup olmadığını belirlemektedir. Program Doğru gözlem oranı ve IQFinv ölçütü olmak üzere 2 adet çıktı vermektedir. Doğru gözlem oranı doğru köşede gözlenen disklerin toplam disk sayısına yüzdesel olarak oranıdır.

$$\text{Doğru Gözlem Oran} = \frac{\text{Doğru Gözlem Sayısı}}{256} \times 100$$

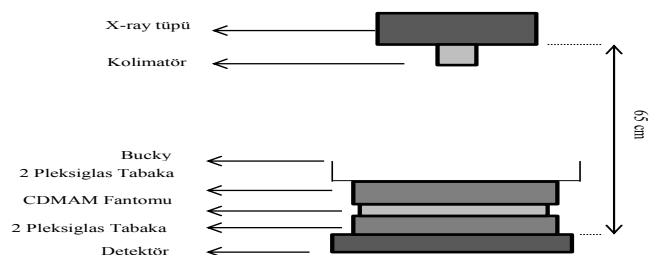
Gözlemlenen yüksek kontrastlı disk ile düşük kontrastta sahip deliğin bu ölçüte etkisi aynıdır. Fakat düşük kontrastta sahip nesnelerin görülebilmesi görüntü kalitesi açısından çok daha önemlidir. Bu durumu ölçütte gösterebilmek için Görüntü Kalite Figürü (Image Quality Figure-IQF) geliştirilmiştir. Denklem 2'de C_i doğru gözlemlenen disklerin kontrastını ve $D(i,th)$ kontrastta gözlemlenen en düşük kontrast seviyesini ifade etmektedir. Denklemde farklı kalınlıktaki bütün sütunlar için C_i ve $D(i,th)$ çarpılıp toplanmıştır [18,19,20].

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_i \times D(i, th)} \quad (3)$$

Buna göre IQF_{inv} değeri artıkcça görüntü kalitesi artmaktadır.

3. Sistem Kurgusu ve Protokolü

Farklı mamografi sistemlerinin görüntü kalitelerinin ve radyasyon oranlarının adil bir şekilde karşılaştırılması için sabit sistem kurgusu ve protokolü gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan kurgu, değişik mamografi sistemlerinin test edilmesi ve karşılaştırılması için referans alınabilir.



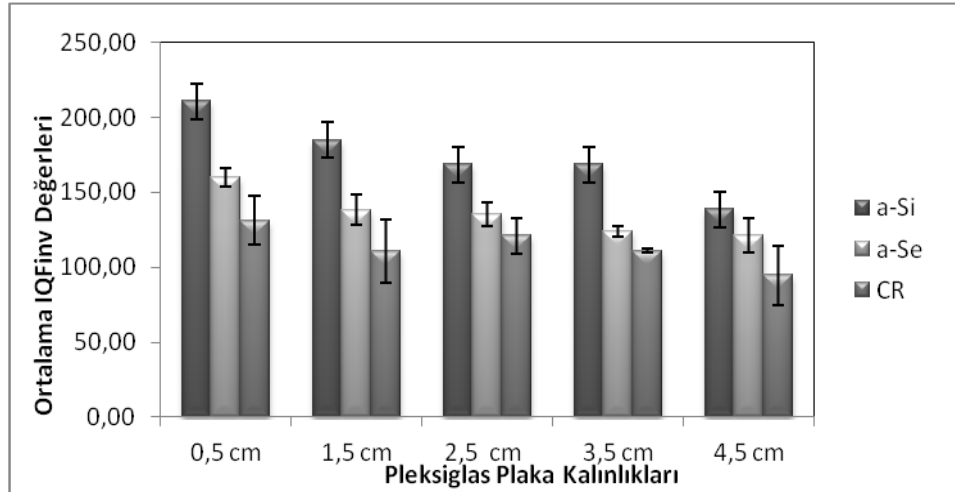
Sistem kurgusu şekil 2'de gösterilmektedir. Otomatik doz kontrol(AEC) açık tutularak görüntüler CDMAM 3.4 fantomu kullanılarak alınmış ve göğüs kalınlığına benzetmek için fantomla birlikte 4 adet pleksiglas plaka kullanılmıştır. Fantom ve her bir pleksiglas plaka için 5 'er adet görüntü alınmış ve sistemler hedef/filtre kombinasyonunu kendileri ayarlamışlardır.

Çalışmada, CR ve DR sistemlerinin görüntü kalitelerinin değerlendirilmesi için ortak bir protokol, radyasyon dozlarının değerlendirilmesi için ise birbirinden farklı protokoller oluşturulmuştur. Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde oluşturulan protokole, fantom ve her bir pleksiglas plaka için 5'er adet görüntü alınmış ve her görüntü için analiz programı kullanılarak IQF değerleri hesaplanıp ortalamaları alınmıştır. DR sistemlerinin radyasyon doz oranlarının değerlendirilmesi için oluşturulan yöntemde, yine Fantom ve pleksiglas plakalar kullanılarak 5'er adet çekim yapılmış ve sistemlerin otomatik olarak hesapladıkları ortalama glandüler dozlar kaydedilip ortalamaları alınmıştır. CR sistemlerinin ortalama glandüler doz ölçümü ise iki aşamada gerçekleşmektedir. İlk aşamada, 4.5 cm göğüs kalınlığına karşılık gelecek şekilde fantom ve pleksiglas plakalar yerleştirilmiş (Şekil 2), AEC modu açık durumdayken ölçüm alınmış, kVp ve mAs değerleri kaydedilmiştir. İkinci aşamada ise, kaydedilen kVp ve mAs değerleri ayarlanarak Mo/Mo filtre kombinasyonunda ve manuel modda ölçüm alınmıştır. Daha sonra, Unfors marka dozimetre kullanılarak HVL ve giriş yüzey hava kermasının hesaplanmış ve ortalama glandüler doz Monte Carlo tekniği(eşitlik 1) kullanılarak hesaplanması işlemleri yapılmıştır.

4. Ölçüm Sonuçları

Şekil 3'de Sezyum iyodid (CsI) sintilatörlü DR sistemi, amorf selenyum (A-Se) yapılı DR sistemi ve CR sisteminin Şekil 2'deki sistem kurgusu kullanılarak elde edilen fantom görüntülerinden hesaplanan IQFinv

değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları ile fantom ve pleksiglas plakalarla (0,5, 1,5, 2,5, 3,5 ve 4,5 cm) olan ilişkisi gösterilmiştir.

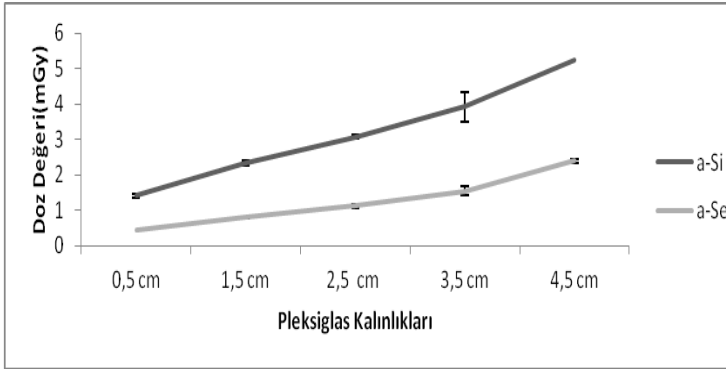


Şekil 3: CR ve DR sistemlerinin Görüntü Kalitelerinin Karşılaştırılması

Bu grafikten gözlenebileceği üzere;

- Kalınlık arttıkça a-Si ve a-Se yapılı DR sistemlerde ortalama (ort.) IQFinv değeri doğrusal olarak azalmaktayken, CR sisteminde ort. IQFinv değeri kararsız bir dağılım göstermektedir.
- Her kalınlıkta a-Si yapılı DR sistemleri diğer sistemlere göre daha yüksek ort. IQFinv değerine sahipken, CR sistemi ise en düşük ort. IQFinv değerine sahiptir.
- Her kalınlıkta a-Si yapılı DR sistemleri, a-Se yapılı DR sistemine göre daha yüksek ort. IQFinv değerine sahiptir.

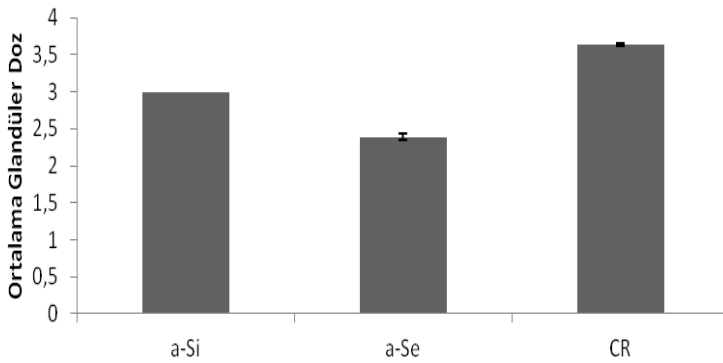
Şekil 4'de ise Sezyum iyodid (CsI) sintilatörlü DR sistemi ile amorf selenyum (aSe) yapılı DR sisteminin her kalınlıkta (0,5,1,5, 2,5, 3,5 ve 4,5 cm) verdikleri ortalama doz ve standart sapmaları gösterilmiştir.



Şekil 4: a-Si ve a-Se yapıları DR sistemlerinin Doz açısından karşılaştırılması

Şekil 4'teki grafiğe göre;

- Her kalınlıkta her iki DR sisteminin de doz değerleri artmaktadır.
- a-Si sistemleri a-Se sistemlerine göre daha yüksek doz değerlerine sahiptir



Şekil 5: CR ve DR sistemleri için 4.5 cm göğüs kalınlığı için ortalama glandüler doz oranları

Şekil 5'de CR ve DR sistemlerinin 4.5 cm göğüs kalınlığı için ortalama glandüler doz oranları gösterilmektedir. Buna göre, CR sistemlerinin glandüler dozu DR sistemlerine göre daha yüksek ve a-Se yapıları DR sistemlerinin glandüler dozunun en düşük olduğu gözükülmektedir.

5.Tartışma ve Sonuç

Mamografi sistemleri meme kanserinin erken teşhisinde önemli bir rol oynamaktadır. Kanserinin erken teşhisi için mamografi sistemlerinin görüntü kalitesi oldukça önemlidir. Doğru bir tanı koyabilmek için sistemlerin hastalara verdikleri doz oranının da minimum seviyede olması gerekir. Günümüzde, ortalama glandüler doz memeye veri-

len dozu gösteren en iyi parametre olarak gösterilmektedir.

Son yıllarda, değişik teknolojilere sahip mamografi sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerin görüntü kaliteleri ve hastaya verdikleri doz oranları farklıdır. Bu çalışmada, mamografi sistemlerinin görüntü kalitelerinin ve doz oranlarının analiz edilebilmesi için bir yöntem önerilmesi amaçlanmıştır.

İyi bir görüntü kalitesine sahip olabilmek için sistemlerin IQFinv değerlerinin yüksek olması, hastaya az doz vermesi için ise sistemlerin düşük glandüler doza sahip olması gerekmektedir. Çalışmanın sonuçlarına göre, DR sistemleri CR sistemlerine göre daha yüksek IQFinv değerine ve daha düşük glandüler doz oranlarına sahip olduğu görülmektedir. Başka bir deyişle, DR sistemlerinin CR sistemlerine göre daha iyi görüntü kalitesine ve hastaya verdiği doz oranını daha az olduğu söylenebilir. DR sistemleri içinde ise a-Si yapıları sistemlerin a-Se yapıları sistemlere göre daha iyi görüntü kalitesine sahip olmasına rağmen, a-Se yapıları sistemlerin a-Si yapıları sistemlere göre hastaya daha az radyasyon verdiği söylenebilir.

Genel olarak DR sistemlerinin CR sistemlerine göre daha iyi olduğunu söylemek mümkün olsa da, piyasada bulunan DR sistemleri CR sistemlerine göre daha maliyetlidir, bu nedenle de her hastanenin DR alma şansı bulunmamaktadır. Bu durumda, hasta yoğunluğu fazla olan hastanelerde DR sistemlerini kullanılmasının, hasta yoğunluğu az olan yerlerde CR sistemlerinin kullanılmasının daha uygun olduğu düşünülmektedir.

Kaynakça

Bor D, Tükel S, Olgar T, Aydın E. Otomatik mamografi ünitesi için meme dozlarının varyasyonları. *Diagn. Interv. Radiol.* , 14: 122-126, 2008.

Noel A, Thiabault F. Digital Detectors for mammography: the technical challenges. *Euro Radiol.* , 13:1990-1998,2004

Tükel S. Dijital Mamografi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 8:222-227,2002.

Yaffee M J. Detectors for digital mammography. *Technol. Cancer Res. Treat.* , 3(4):309-24, 2004.

Bacher K. Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital mammography. PhD thesis, Faculty of Medicine and Health Sciences Department of Human Anatomy, Embryology, City, Country, 2006.

Rivetti di Val Cervo S. Performance evaluation of detectors for digital radiography. PhD thesis, Science Maths, Physics and Astronomy, University of Bologna, 2011.

Gurdemir B, Aribal E. Assessment of mammography quality in Istanbul. *Diag. Intern. Radiol.* 18(5):468-472. , Sept-Oct 2012.

Song S E, Seo B K, Yie A, Ku B K, Kim H-Y, Cho K R, Chung H H, Lee S H, Hwang K-W. Which phantom is better for assessing the image quality in full field digital mammography? : American College of Radiology Accreditation phantom versus Digital Mammography Accreditation phantom. *Korean J Radiology* 13(6):776-783, 2012.

Mayo P, Rodenas F, Verdu G, Compayo J M, Villaescusa JI. Image quality indexes for CIRS SP01 and CDMAM 3.4 Mammographic phantoms , *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol.* , 2008:418-21.

Young K C , Alsager A, Oduko J M, Bosmans H, Verbrugge B, Van Engen R. Evaluation of software for reading images CDMAM test objects to assess digital mammography sytems. *Proc. SPIE 6913, Physics of*

Medical Imaging, 2008.

Vissweswaran A, Liu H, Fajardo L L, DeAngelis G A. Comparison of contrast detail curves of full field digital screen film breast phantom images. *Frontiers in Bioscience* 1, b5-7, 1996.

Dance D R. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular dose. *Phys. Med. Bio.*, Vol:35, No:9,1211-1219,1990.

Sookpeng S. The application of x-ray parameters for calculation mean glandular dose from mammography examination. *Narasuan University Journal*, 15(3):167-176, 2007.

Obenauer S, Hermann K P, Grabble E. Dose reduction in full field digital mammography: anthropomorphic breast phantom study. *The British Journal of Radiology*, 76:478-482, 2003.

Young K C, Oduko M, Bosmans H, Nijs K, Martinez L. Optimal beam quality selection in digital mammography. *The British Journal of Radiology*, 79:981-990, 2006.

Alsuwadi J S. Digital and interventional radiology patient dose registries and diagnostic reference levels. 2. ICRP (International Symposium on the System of Radiological Protection, 22-24 October 2013.

Dong S L, Chu T C, Lee J S, Lan G Y, Wu T H, Yeh Y H, Hwang J J. Estimation of mean glandular dose from monitoring breast entrance skin air kerma using a high sensivity metal oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET) dosimeter in mammography. *Applied Radiation and Isotopes* 57:791-799, 2001

Artinis Medical System. Manuals, CDMAM 3.4 Phantom CDCOM 1.2 Analyzer, 2011.

Grosjean B, Muller S. Impact of textured background on scoring of stimulated CDMAM phantom. *Digital Mammography Lecture Notes Science*. Vol:4046, pp:460-467,2006.

STEREOTAKTİK VAKUM BİYOPSİLERİNİN PRONE MASADA POZİSYONLAMA HATALARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Meral ULUER,

Emine YARDIM,

Fikret KÜÇÜKKAYA,

Pınar ZAMAN ÇETİNKAYA,

Cansel GÜLŞEN,

Erkin ARIBAL

Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Pendik EAH Hastanesi
Radyoloji ABD

AMAÇ: Memede saptanan şüpheli kalsifikasyonların prone masada stereotaktik vakum biyopsi sırasında bulunması için çekilen scout incelemelerde yapılan hataların değerlendirilmesi.

GEREÇ VE YÖNTEM: Seksendokuz olgu retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Bu olguların prone masada doğru pozisyonlanma oranları, yanlış pozisyonlanan hastalarda ek scout çekimleri ve yapılan hatalar değerlendirilmiştir.

BULGULAR: Toplam 89 olgunun 46'sına (%51.6) doğru pozisyonlama yapılmıştır. Yirmiüç olguda (%25.8) ikinci kez scout alınıp doğru pozisyonlama sağlanmıştır. Dokuz olguda (%10.1) üç kez scout alınmış ve hedef değiştirilmiş olup doğru pozisyonlama sağlanmıştır. Onbir olguda (%12.3) ise hastanın yatış pozisyonu değiştirilip doğru pozisyonlama sağlanmıştır.

SONUÇ: Kalsifikasyonların saptandığı iki yönlü mamogramların iyi değerlendirilip hasta pozisyonunun ona göre verilmesi bu hataları ve yapılacak ek tetkikleri azaltacağına inanıyoruz.

AIM: The aim of this study is to evaluate the mistakes in positioning of the device or patients for the scout images which is necessary to find the suspicious calcifications in breast during stereotaxic biopsy on prone table

MATERIAL AND METHOD: Eightynine cases were evaluated retrospectively. The accuracy of right positioning, additional images for mispositioned cases and faults were evaluated.

FINDINGS: The positioning was correct in 46 of 88 cases (51.6%). A second positioning of the spot compression table was necessary in 23 cases (25.8%). In 9 cases (10.1%) positioning of the device was done three times and the target was changed for a correct alignment. In 11 cases the patient position was changed for a better placement.

CONCLUSION: We believe that detailed evaluation of the two view mammograms before positioning the patient for biopsy can reduce the faults and additional images.

GİRİŞ: Stereotaktik (stk) pron masa meme biyopsisi için sık kullanılan bir teknik olup günümüzde ülkemizde de hızla kullanımı artmaya başlamaktadır. Radyoloji teknikerlerinin mamografide yaptıkları tarama ve tanısal tetkikler yanında pron masada hasta yerleştirilmesini ve çekim tekniklerini öğrenmeleri ve alışkanlık kazanmaları gerekmektedir. Stk pron masa kullanımı mamografiye göre farklılık gösterdiğinden radyoloji teknikerleri için başta güç bir teknik gibi gelebilmektedir. Bu çalışmada hastanemiz meme radyolojisi ünitesinde kurulduğu günden itibaren yapılan stk biyopsilerde hasta pozisyonlama açısından yapılan hatalar araştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Bu çalışmada Haziran 2012-Kasım 2013 tarihleri arasında Marmara Üniversitesi hastanesi Meme Radyolojisi Ünitesinde yapılan tüm stk biyopsiler değerlendirilmiştir. Çalışmaya toplam seksendokuz olgu alınmış ve olgular retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Bu olgular pron masada doğru pozisyonlanma, yanlış pozisyonlanan hastalarda ek scout çekimleri ve yapılan hatalar açısından değerlendirilmiştir. Doğru pozisyonlama için iki kriter değerlendirilmiştir. Bunlardan ilki scout olarak alınan ilk görüntüde kalsifikasyonların kadran içine girmiş olması ve ikinci olarak da hastanın kraniyokaudal veya kaudokranial pozisyonlamasının doğru yapılarak kalsifikasyonun z aksında doğru yerleştirilerek biyopsiye uygun doğru derinlikte pozisyonlanmış olmasıdır. Yanlış pozisyonlama durumunda yapılan ek tetkikler ve tetkik sayısı hastanın pozisyon değişimi olmuşsa bu değişim not edilmiştir. Elde edilen veriler doğru yapılan olgular ile karşılaştırılarak hata oranları saptanmıştır.

BULGULAR: Çalışmaya alınan toplam 89 olgunun 46'sında (%51.6) pozisyonlamanın ilk denemede doğru yapıldığı ve hastanın ilk scout görüntüsünde kalsifikasyonların yakalandığı saptanmıştır. Yirmiüç olguda (%25.8) ise ilk pozisyonlamada kalsifikasyonlar yakalanmamış olup ikinci kez cihaz pozisyonu değiştirilmiş ve kalsifikasyonlar ikinci pozisyonlamada yakalanmıştır. Dokuz olguda (%10.1) ise bu işlem 3

kez yapılmış ve hedef değiştirilmiş olup doğru pozisyonlama sağlanmıştır. Onbir olguda (%12.3) kalsifikasyonlar yakalanmasına rağmen kalsifikasyonların z aksında derin yerleşimli olduğu görülmüştür. Derin yerleşimli pozisyonlara ters yönden yaklaşmak daha güvenli olduğundan hastaya tekrar pozisyon verilerek ters yönden iğne girişi sağlanmıştır.

TARTIŞMA:

Kalsifikasyonların biyopsisinde pron masada stk biyopsi yöntemi dünyada sık kullanılan ve ülkemizde de gittikçe kullanımı artan bir yöntemdir. Pron masa ülkemizde nispeten yeni yeni kullanıma girdiğinden radyoloji teknikerleri tarafından çok iyi bilinmeyen bir yöntemdir. Normalde tarama veya tanısal amaçlı mamografi çekimlerine hakim olan radyoloji teknikerleri bu yeni yöntemde hasta pozisyonlaması konusunda güçlük çekebilmektedirler.

Bu çalışmada kalsifikasyonlar görüntü alanına doğru yerleştirilmesi konusunda yapılan hatalar ve bu hatalar sonucu ek tetkikler araştırılmıştır. Çalışmamızda hastaların % 48.4 ünde hatalı yerleşim olduğu ve kalsifikasyonun inceleme alanı içine girmesi için tekrar poz verilmesi gerektiği görülmüştür. Bu hataların büyük kısmı (%74.4) kalsifikasyonun inceleme alanı içine alınması şeklinde olmuştur. Hastalara 2 veya daha fazla pozisyonlama yapılması gerekmiştir. Bu durumda hastanın ek çekim nedeni aldığı doz artmakta ve biyopsi uzadığından hastanın huzursuzluğu veya anksiyetesi artabilmektedir.

Olguların 11 inde (%12.3) kalsifikasyon derinliği doğru tahmin edilememiş ve hasta yanlış yatırıldığından kalsifikasyonlar derinde kalmış ve biyopsi yapılamamıştır. Bu nedenle hastanın yeniden yatış pozisyonu değiştirilerek uygun pozisyon verilmiş ve işlem tekrar edilmiştir. Hatalı olgular arasında bu tip yatış pozisyonu hatası tüm hataların %25.6 sını oluşturmaktadır. Yapılan hataların ¼ ü hastanın yanlış yatırılmasına bağlı olmuştur.

Hataların giderilmesi için önce alınmış olan 2 yönlü mamografi filmlerinin iyi değerlendirilmesi ve sonrasında pozisyonun verilmesi daha doğrudur.

Kliniğimizde bu çalışma sonrasında biyopsi öncesi hasta mamogramları iki kişi tarafından değerlendirilip pozisyon belirlenmektedir. Bu şekilde daha dikkatli değerlendirme sonucu yapılan pozisyonlamanın hatalarımızı azalttığına inanıyoruz.

KAYNAKLAR

1. Becker L, Taves D, McCurdy L, et al. Stereotactic core biopsy of breast microcalcifications: comparison of film versus digital mammography, both using an add-on unit. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;177:1451-1417.
2. Fine RE, Bloom KJ. Image-guided breast biopsy. In: Evans SRT (ed). *Surgical Pitfalls: Prevention and Management.* Philadelphia, PA: Saunders; 2009.
3. Baldwin P. Breast biopsy targeting techniques. *Radiol Technol.* 2010;82:59M-79M.
4. Mayo Clinic. Breast biopsy. Available at: www.mayoclinic.com/health/breast-biopsy/MY00301. Updated August 8, 2009. Accessed October 27, 2011.
5. Reynolds A. Stereotactic breast biopsy: a review. *Radiol Technol.* 2009;80:447M-64M.
6. Carr JJ, Hemler PF, Halford PW, et al. Stereotactic localization of breast lesions: how it works and methods to improve accuracy. *Radiographics.* 2001;21:463-473.

“Çalışanlar, kötülük düşünmeye vakit bulamazlar.

Çalışmayanlar ise, kendilerini kötülükten kurtaramazlar.” (Hz. Ali)

“Deneyim: En acımasız öğretmen odur. Fakat en iyi öğretmen de odur.” (C.S. Lewis)

MgB₂ SÜPERİLETKENLERİNİN MR UYGULAMALARINA

GENEL BAKIŞ

Hasan DURMUŞ^{1*},

Hüseyin Ozan TEKİN¹,

Ümit KARA²,

1 Vocational School of Health Services, Istanbul Aydın University, Istanbul

2 Vocational School of Health Services, Suleyman Demirel University, Isparta

Özet

MR ünitelerinde kullanılan birçok süperiletken magnet olmasına rağmen bu çalışmada MgB₂ süperiletken malzemelerden üretilmiş magnetler incelenmiştir. Klinik görüntüleme sistemlerindeki ihtiyaçlar yeni teknolojilerin ve kavramların oluşmasına neden olmuştur. MgB₂ süperiletkenlerinin bu ihtiyaçlara cevap verebilecek iyi bir aday olduğu düşünülmektedir. Çalışma boyunca MgB₂ süperiletkenlerinin MR magnetleri yapımında kullanılması incelenmiş ve tartışılmıştır.

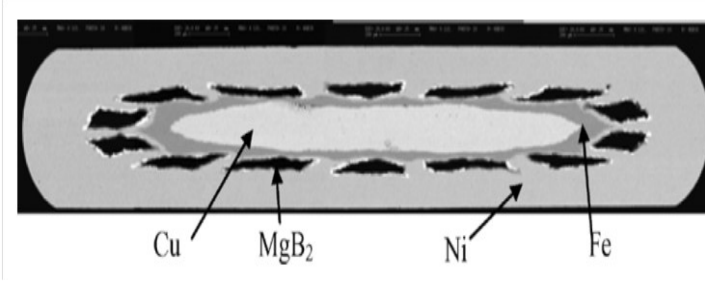
Giriş

MR magnetleri, hastalığın erken teşhisi ile tedavisinde önemli bir yere sahiptir. MR cihazlarında kullanılan malzemelerin çoğu NbTi ve Nb₃Sn tabanlıdır. Bu malzemelerin elde edilmesi ve kullanılması sırasında bazı zorluklarla karşılaşmaktadır. Bilim insanları bu zorlukları aşmak için çalışmalarını sürdürmekteydiler. 2001 yılında Japon çalışma grubu MgB₂ bileşiğinin 39 °K de süperiletkenlik özelliği gösterdiğini keşfetmesi dünya çapında büyük ilgi çekmiştir [1]. MgB₂ süperiletkeninin bu yüksek geçiş sıcaklığı (T_c) MR cihazlarında kullanılan NbTi (10 K) ve Nb₃Sn (18 K) malzemelerine kıyasla bazı avantajlar sağlamaktadır [2]. Basit kristal yapısı, geniş eşyuum uzunluğu, tanecik sınırlarının geçirgenliği, yüksek geçiş sıcaklığı ve yüksek kritik akım yoğunluğu özellikleriyle MgB₂ malzemesinin yakın gelecekte diğer malzeme türleriyle ciddi olarak rekabet edeceği düşünülmektedir.

MgB₂ bileşiğinde süperiletkenlik özelliğinin keşfinden sonra yapılan araştırmalarda tek kristal, bulk, ince film, şerit ve tel dahil olmak üzere pek çok şekilde üretimi sağlanmıştır [3-7]. Günümüzde ise kilometre mertebesinde MgB₂ teller üretilmektedir [8]. Bu çalışmada ise son zamanlarda MgB₂ süperiletkeninin MR ünitelerinde kullanılması üzerine yapılan çalışmalar incelenmiş ve tartışılmıştır.

Magnet Sisteminin Tasarımı

Columbus Superconductors MgB₂ süperiletken malzemeleri kullanarak 1,6 km uzunluğunda Ni kaplı çok filamentli teller üretmeyi başarması bu malzeme üzerinde olan ilginin artmasına neden oldu [2]. Üretilen bu tellerde termal dengeyi sağlamak için Cu çekirdek kullanılmıştır. Bakır atomlarının MgB₂ bileşiğinin içine nüfuz etmemesi için bu çekirdek Fe bariyeri ile çevrilmiştir. Telin dış kısmı da Ni ile kaplanmıştır. Tüm bu taslak Şekil-1 de gösterilmiştir [3].



Şekil-1: MgB₂ süperiletkeninin kesitsel görüntüsü

Modica ve grubu Columbus Superconductors teller ile

Tablo-1: Kompozit MgB₂ Telin Fiziksel Parametreleri

Fiziksel Parametre	Değer
MgB ₂ filamentler (mm)	14
Ortalama Kalınlık (mm)	0.65
Ortalama Genişlik (mm)	3.6
Min. Bükülme Çapı (mm)	120
Maks. Nominal Gerilme Kuvveti (MPa)	465
Maks. Nominal Zorlanma (20K, 1.5T) (%)	0.25
Min. Ortalama Kritik Akım (20K, 1.2T) (A)	210
Parça Uzunluğu (m)	> 1600

yaptıkları bobinlerde 14 °K de 318 A gibi büyük bir değere ulaştıklarını kaydetmişlerdir [3]. Columbus Superconductors tellerine ait bazı fiziksel değişkenler Tablo-1 de verilmiştir [4].

MgB₂ süperiletken magnetin ideal tasarımı birkaç kolay yoldan elde edilebilir. Buna göre magnetin temel geometrik özellikleri belirlendikten sonra hava boşluğu, kutup başlarının çapı, kutup yüzlerinin çapı ve demir bağlantı boyutu gibi diğer değişkenler manyetik alana göre optimize edilir.

Süperiletken malzemeler kırılğan yapıya sahip olmaları nedeniyle mekanik işlemlerle uygulama zorluğu ile karşılaşılabilir. Zhang ve ekibi Şekil-2 de gösterildiği



gibi MgB₂ süperiletken bileşiğini kullanarak bobinleri üretmişlerdir [4]. Bu tür gelişmelerden sonra Paramed firması MgB₂ tabanlı ilk açık MR tarayıcı cihazı üretmiştir [5]. Üretilen bu cihazda Columbus Superconductor MgB₂ telleri kullanılmakta ve DC güç kaynağı ile beslenmektedir.

Pek çok avantajı olmasına rağmen MgB₂ bileşiğinden MR magnetleri üretmede de bazı teknik sorunlarla karşılaşmaktadır. Sürekli olmayan eklemler DC güç kaynağının maliyetini arttırdığı gibi iletkenin üretim maliyetini, ölçülü konumlandırma doğruluğunu ve demir çekirdek ile MgB₂ bileşiği arasındaki gerilme kuvvetini etkiler [12].

Sonuç

MR magnetlerde helyum kullanımını azaltacak gelişmeler gerek teknolojinin gelişmesi gerekse de hizmetin yaygınlaştırılması konusunda atılacak adımlara öncülük edeceği düşünülmektedir ancak mevcut teknoloji ile henüz bu yolun başındayız. Sahip olduğu özellikler bakımından MgB₂ günümüze 1,5 T/3 T MR magnetlerinde kullanılmakta olan NbTi malzemesinin yerini alabilecek en iyi aday olarak gösterilmektedir. Ancak ticari magnetlerin kullanımının yaygınlaşabilmesi için maliyet, güvenilirlik, kuvvet toleransı ve daimi eklemler gibi aşılmalı bekleyen sorunlar bulunmaktadır.

Kaynaklar

- [1] Nagamatsu J, Nakagawa N, Muranaka T, Zenitani Y, Akimitsu J, "Superconductivity at 39 K in magnesium diboride", Nature;410(6824):63-64 (2001)
- [2] Karpinski J. et al., "MgB₂ single crystals: High pressure growth and anisotropic properties", cond-mat/0207263 (2001)
- [3] Zhao Y. et al., "High critical current density of MgB₂ bulk superconductor doped with Ti and sintered at ambient pressure", Appl. Phys. Lett. 79, 1154 (2001)
- [4] Moon S. H. et al., "High critical current densities in superconducting MgB₂ thin films", cond-mat/ 0104230 (2001)
- [5] Komori K. et al., "A New Approach for the Fabrication of MgB₂ Superconducting Tape with Large In-field Transport Critical Current Density", cond-mat/ 0203113 (2002)
- [6] Hur M. et al., "Fabrication of high performance MgB₂ wires by an internal Mg diffusion process", cond-mat/ 0712.2273 (2007)
- [7] Penco R. and Grasso G., "Recent development of MgB₂ – based large scale applications", IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 17, p. 2291 (2007)
- [8] Yao W. et al., "MgB₂ Coils for MRI Applications", IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 20, No. 3 (2010)
- [9] Grasso G., Malagoli A., Siri A., "Superconducting Composite Wire Made From Magnesium Diboride" patent PCT/IT2004/000437 .
- [10] Modica M. et al., "Behavior of MgB₂ Reacted and Wound Coils From 14 K to 32 K in a Cryogen Free Apparatus", IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 16, p. 1449 (2006)
- [11] Zhang D. et al., "Research on Stability of MgB₂ Superconducting Magnet for MRI", IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 21, p. 2100 (2011)
- [12] Lvovsky Y. et al., "Novel technologies and configurations of superconducting magnets for MRI", Supercond. Sci. Technol. 26 093001 (2013)

"Dünyada başarı kazanmanın iki yolu vardır; Ya kendi aklından faydalanmak
Yahut ta başkalarının akılsızlığından faydalanmaktır."
(Jean De La Bruyere)

BEYİN MR GÖRÜNTÜLEMEDE ASL (ARTERİAL SPİN LABELİNG) TEKNIĞİNİN KULLANILMASININ AVANTAJI

Hüseyin ARIKAN

(Liv Hospital Radyoloji Tek)

Uğur Erol

(Liv Hospital Radyoloji Tek)

Ali Osman Şirin

(Liv Hospital Radyoloji Tek)

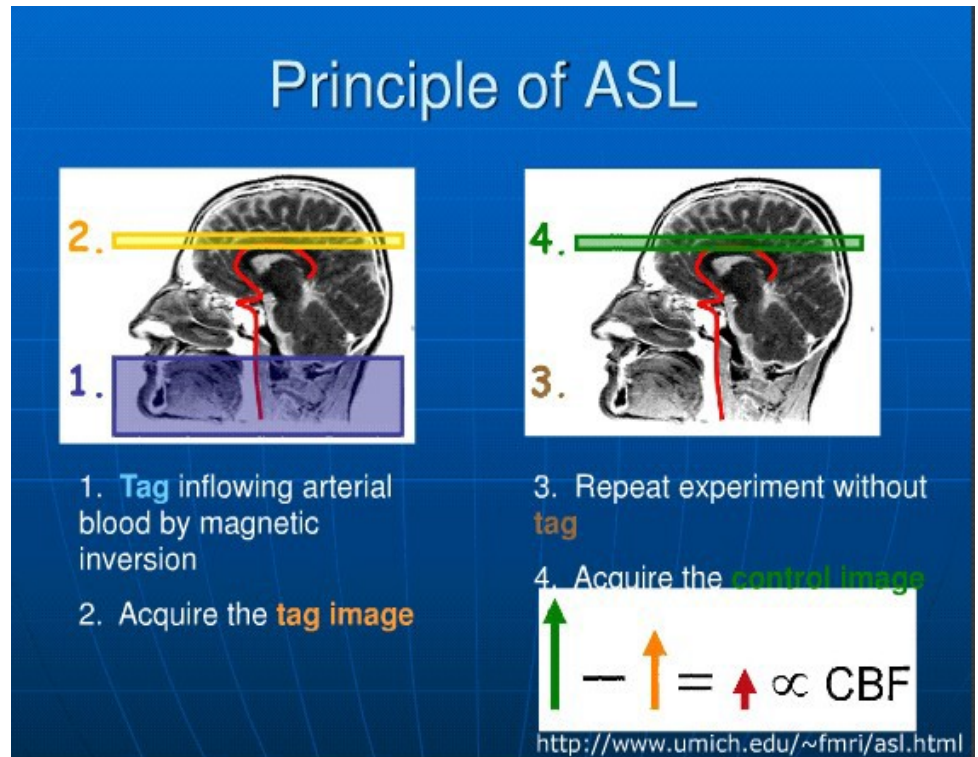
Katkılarıyla

Özgür DEMİRKİLİNÇ

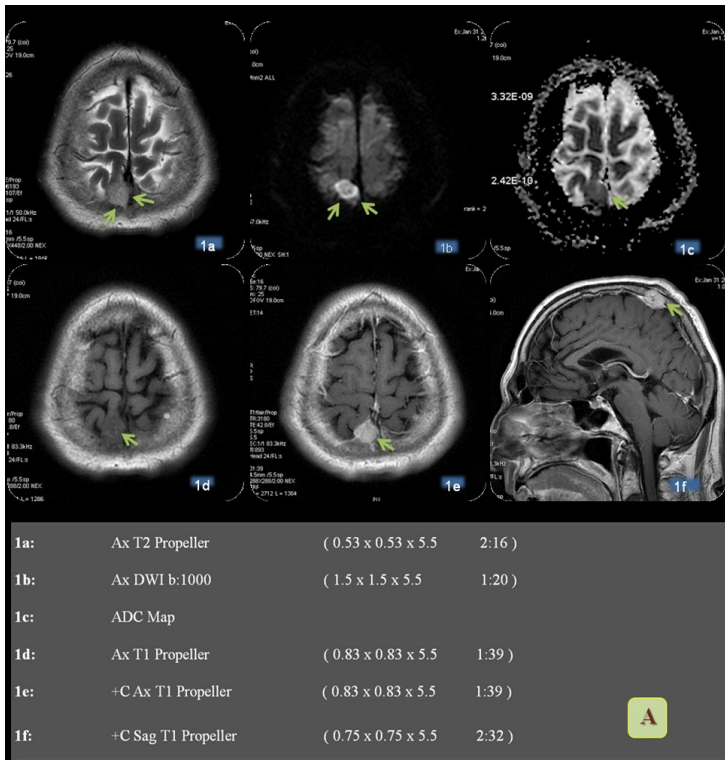
(GE Healthcare)

Giriş ve Amaç: Beyin MRG çekimlerinde hastanın anamnezi doğrultusunda tetkikin etkinliğini artırmak için MR kontrast madde kullanılmaktadır. bazı lezyonlar boyut ve yerleşimine bağlı olarak gözden kaçabilmektedir. Bu çalışmanın amacı kontrast madde kullanılmasını en aza indirerek ve sadece ASL Perfüzyon sekansının rutin olarak kullanıldığında gözden kaçabilecek bazı lezyonların tespit edilmesine imkan sağladığını göstermektir.

Teknik: Hastanemizde bulunan Ge Marka 750W 3T MRG cihazında Rutin Beyin MRG çekimlerinde ASL Perfüzyon sekansı kullanıldı.. Kontrastlı Beyin MRG ve 3D ASL (Arterial Spin Labeling) Perfüzyon sekansı (TR:4800, TE:10.7, BW: 62.5 khz, TI: 2025.0, FOV:24x24, Thicknes: 4.0, Space:0 , Matrix: 512x8 , NEX:3 parametreleriyle 72 kesit) alınarak bütün beyin tarandı. Elde edilen görüntüler Ge marka workstation (Adw4.6) Ready view programıyla renkli CBF (Cerebral Blood Flow) haritalandırma ve konvansiyonel sekanslarıyla füzyon yapılarak değerlendirildi.

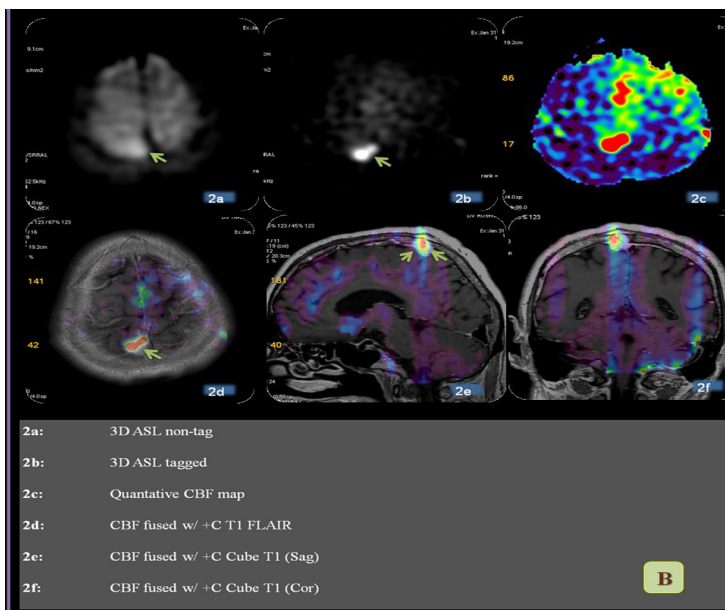


Çalışma Prensipleri: Vasküler takipçi (Endojen) olarak RF Puls ile işaretlenmiş kan kullanılmaktadır. Proksimalde işaretlenmiş kan (su), distalde incelenen bölgeye ulaştığında görüntüleme yapılır.



Bulgular: **Figür : A** Rutin Beyin MRG çekimi esnasında alınan Aksiyel Planda (T2 W, DWI, ADC Haritalarında, T1W, Post Kontrast T1W) ve sagittal planda T1W sekanslarda vertexte inter hemisferik falks düzeyinde ekstra aksiyel yerleşimli lezyon görüldü.

Figür :B Görülen bu lezyonun 3D ASL(non-tag, tagged)



, Quantative CBF Map, CBF fused w/+C T1 Flair, CBF fused w/+C Cube T1 Flair, CBF fused w/+C Cube T1 Flair (sag), CBF fused w/+C Cube T1 Flair (sag) sekanslarla kapiller düzeyde kan akım akışında artışı kırmızı renkte

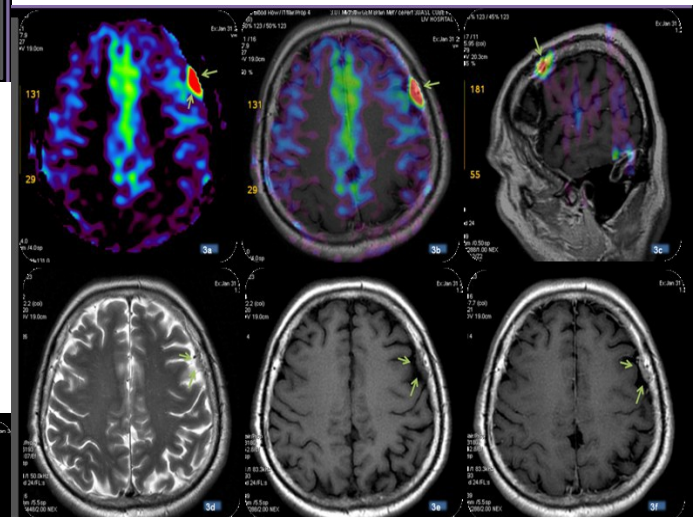
hiperperfüze alan izlendi.

Figür :C

Post-processing sırasında daha aşağı sol parietel bölgede ekstra aksiyel yerleşimli bir başka lezyon 3D ASL CBF haritasında görülmüş ve CBF fused w/+C Cube T1 Flair, CBF fused w/+C Cube T1 Flair (sag) sekanslarıyla lezyonun tam yeri gösterilmiştir. Retrospektif olarak Aksiyel (T2W, Prekontrast ve Post-kontrast T1W) bakıldığında ancak fark edilmiştir.

Sonuç ve Öneri :

3D ASL sekansı, Beyin MRG çekimlerinde kullanıldığında CBF haritalarında ek lezyonların ve gözden kaçabilecek lezyonların görünürlüğünü artırmıştır. Bu ne-



denle Rutin MRG incelemelerinde 3D ASL kullanılması önerilir.

Summary:

The advantages of adding 3D ASL Perfusion to conventional brain MRG is demonstrated with a case presentation. A lesion was presented at vertex interhemispheric falks with implementing of conventional MRI. Quantative CBF Map, CBF fused w/+C T1 Flair fusion is employed. The location of lesion and hyperperfusion in cappillary level is demonstrated.

During postprocessing procedur a new lesion, located at extra-axial left parietal region is noticed. Finally 3D ASL Perfusion can improve lesion recognition without the need for exogen **contrast material administration**, therefore we recomend adding **3D ASL Perfusion sequence to conventional brain MRG**.

ZAMAN ÇÖZÜMLEMELİ MR ANJİO TEKNİĞİNİN

TANISAL KATKILARI

Mikail HASIR

Onur KOCABAŞ

İzmir Üniversitesi

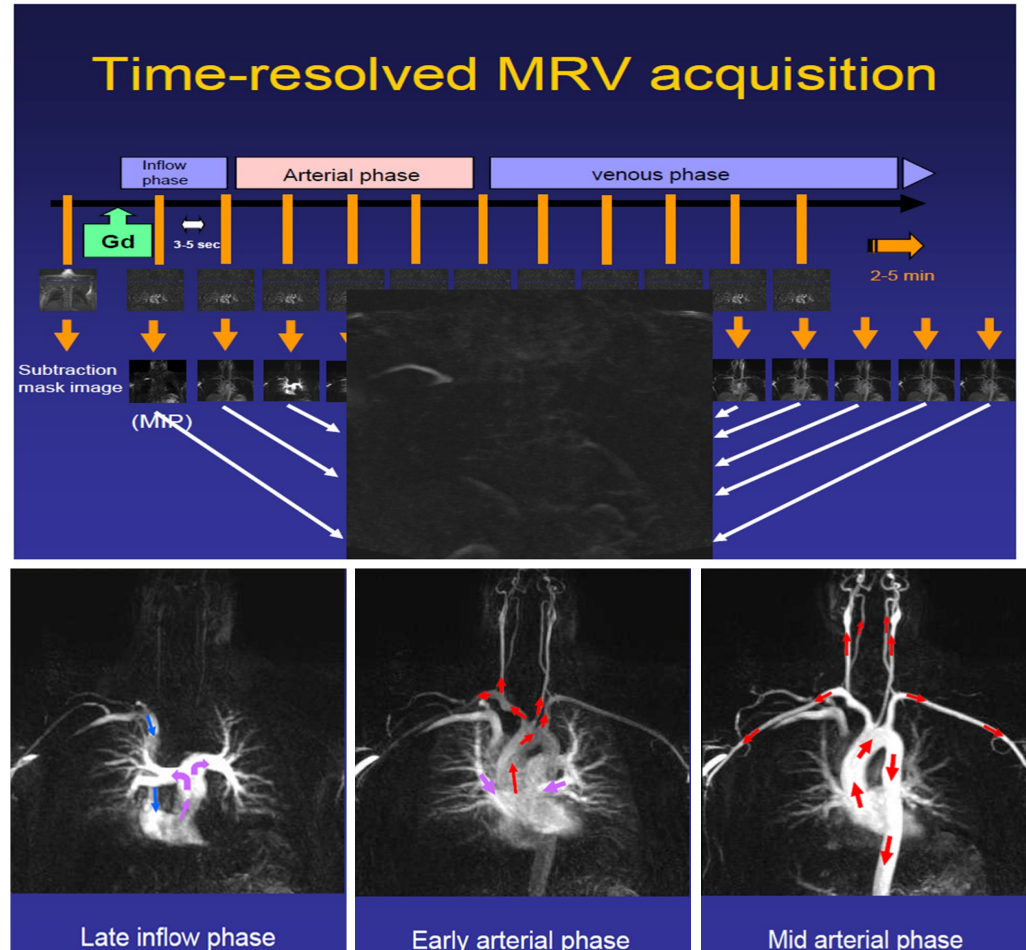
Medikalpark Hastanesi

Radyoloji Bölümü

TWIST (Araya Girmeli Stokastik Trajektörlü Zaman Çözünürlüklü Anjiyografi) :

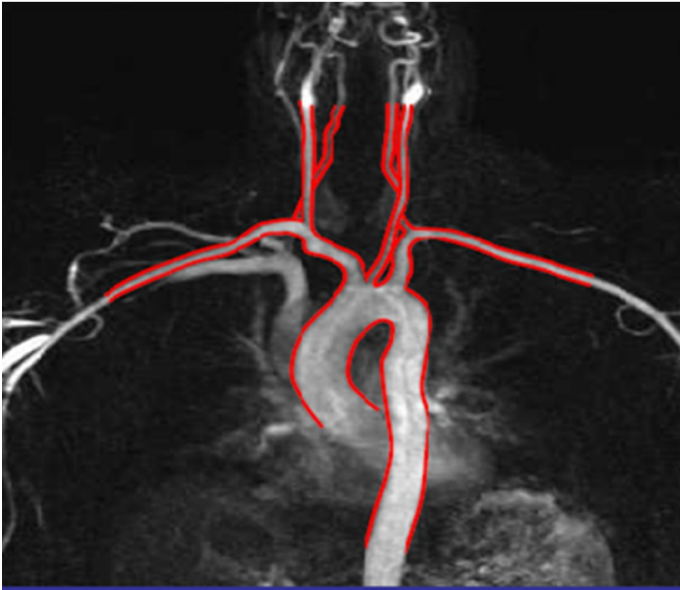
Bu teknik vasküler yapılardan kontrast bir ajanın geçişi sırasında arteriyel, karışık, ve venöz faz gibi multiple görüntülerin oluşturulmasına olanak sağlayan yüksek temporal (zaman çözünürlümlü) ve uzaysal çözünürlüklü (milimetre altı) bir 3D MRA tekniğidir. Klinik uygulamaları ;

- Periferel anjiyografi (stenoz ve kolaterallerin hemodinamik değerlendirilmesi, venöz yapıların elimine edilmesi)
- Serebral MRA (Serebral AVM'lerin ve vasküler malformasyonların değerlendirilmesi)
- Karotid, vertebral MRA (steal fenomeni, stenoz, kolateraller...)
- Pulmoner MRA ,Renal MRA, Dinamik mesentrik, portal MRA ,
- Aortografi (Aortik diseksiyonun görüntülenmesi, dinamik MRA yardımıyla sahte ve gerçek lümenlerin ayrılması) vs olmak üzere genelde dinamik çekimler için oldukça önemli bir teknik uygulamadır.



Gadolinyum dozunda önemli ölçüde azalma , çoklu fazları elde etme kabiliyeti, test bolusuna veya başka herhangi bir tür bolus zamanlamasına gerek olmayışı ve 9'a kadar bir faktörle (tercihe bağlı olarak iPAT uzatımlarıyla) iki yönde iPAT uygulaması bu tekniğin avantajları olmakla beraber tekniğin zamanın uzun olması ,artefakta yatkınlığı (nefes artefakı) ve uzaysal çözünürlüğünün ne kadar iyi olursa olsun DSA kadar olmayışı bu tekniğin dezavantajları arasında sayılabilir.

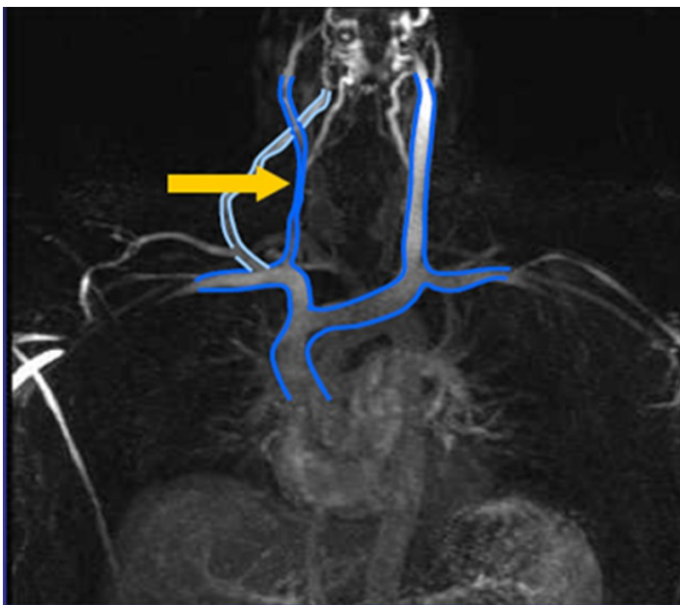
Sonuç olarak MR anjio tekniklerinden olan zaman çözümlemeli anjio tekniği (TWIST) tanısı açısından radyoloji uzmanlarının hastalara tanı koymada klasik MR anjiyoya ek olarak morfolojik bilgi yanı sıra fonksiyonel bilgi sağlayarak günümüzde kateter anjiyografi'nin (DSA) tanısı uygulamasının yerine yaygın olarak kullanılmaktadır.



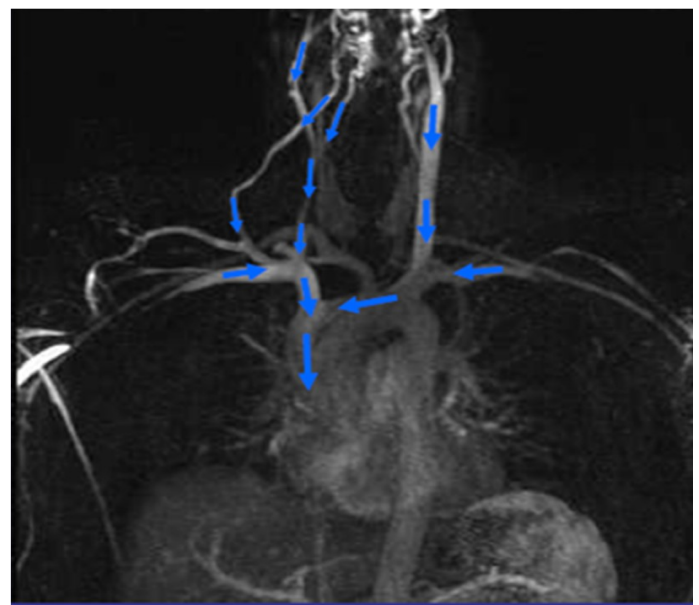
Late arterial phase



Late arterial phase



Mid venous phase



Early venous phase



**HEDEF KİTLENİZE ULAŞMANIN
EN ETKİLİ VE EN EKONOMİK YOLU**

»» SİSTEM SMS
Mobil Çözüm Merkezi

YASAL TOPLU SMS

**FİYAT KAMPANYAMIZ
BAŞLADI !!!**

Sistem Toplu Sesli Mesaj ve Toplu SMS çözümleri ile uygun maliyetler ile hedef kitlenize anında ulaşın...

0(312)436 26 60 - 0(532)616 08 88 - 506 389 53 72

Detaylı bilgi ve fiyatlarımız için Lütfen arayınız..

www.sistemsms.net

info@sistemsms.net

MONTE CARLO SİMÜLASYONU VE TIBBİ GÖRÜNTÜLEME ALANINDA KULLANILAN DETEKTÖRLERİN TASARIMINDAKİ UYGULAMA ALANLARI

Öğr.Gör. Hüseyin Ozan TEKİN¹,
Öğr. Gör. Ümit KARA²,
Öğr. Gör. Hasan DURMUŞ¹,
Öğr. Gör. İskender AKKURT³

¹*İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Hizmetleri MYO,*

²*Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Hizmetleri MYO,*

³*Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fak.Fizik Bölümü,*

Özet

Monte carlo yöntemi, sayısal olarak bir deneyi veya gerçekleşmesi muhtemel bir olayı 0-1 arasında sayılar kullanarak simüle etmektir. Monte carlo yöntemi günümüzde, deneysel olarak yapılacak çalışmalar öncesinde veya deneysel çalışmalarda kullanılacak cihazların optimizasyonuna yönelik yapılacak çalışmalarda yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Parçacık detektörleri nükleer fizik çalışmalarının yanında tıbbi görüntüleme alanında da sıkça kullanılmaktadır. Bu çalışmada monte carlo simülasyonu kullanılarak yapılan detektör tasarımı çalışmaları hakkında bir araştırma yapılmıştır.

1. GİRİŞ

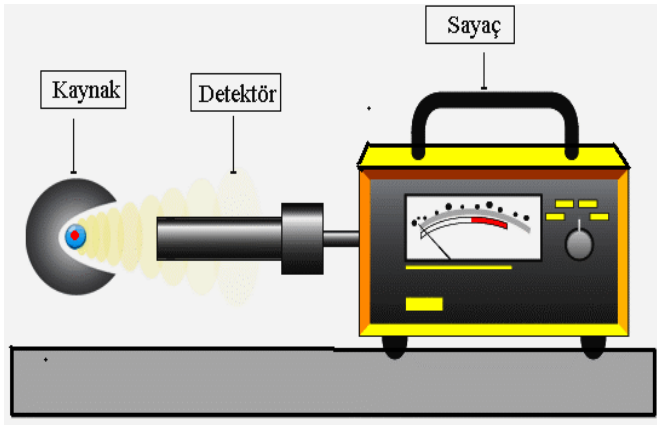
Bir simülasyon kodunun prensipte yaptığı iş, maddesel bir ortamda foton taşınması işlemini simüle etmektir. Simülasyon kodlarının temel çalışma prensipleri muntazam bir prosedüre göre işler. Birincil olarak belirli enerji değerinde ki parçacığı kaynaktan çıkarır ve çıktığı andan itibaren o parçacığı takip etmeye başlar. Bu takip işlemi ve izleme parametreleri, kullanıcının önceden programa tanıttığı ön tanım değerlerine göre ve paramterelere göre gerçekleşir. Program, parçacık kaynaktan çıktıktan sonra enerjisini, program kodunda belirtilen enerji değerine girdisine inene kadar takip eder. Yapılan bu işlem her bir parçacık için bağımsız olarak gerçekleştirilir. Örneğin bir foton her bir etkileşimden sonra enerjisini periyodik olarak biraz daha azaltır. Fotonların bu taşınma işlemi, fotonun enerjisi 'cutting' (kesme) değerinin altına düştüğünde sonlandırılır ve yeni bir parçacık taşınmaya başlar. olasılığın (reaksiyonun gerçekleşme olasılığının) bir ölçütüdür. Parçacık ortama girdiği andan itibaren meydana gelebilecek fiziksel olaylar önceden belirlenemez. Fakat olması muhtemel olayların fiziksel yapıları programa tanıtılan girdilerden bir tanesidir [1].

2. PARÇACIK DETEKTÖRLERİ

Parçacık detektörlerinin günümüzde bir çok bilimsel faaliyette kendine uygulama alanı bulmuştur. Bir parçacık detektöründen beklenen temel çıktılarından bir tanesi ortamdaki radyasyon miktarının yoğunluğuna dair bilgiler vermesidir. Bu radyasyonun yoğunluğu veya radyasyonun ortamdaki varlığına dair edinilecek bilgiler ortamdaki çalışanların ve çevresel radyasyon güvenliğinin sağlanması adına mutlak bir fayda sağlar. yaparak bazı ikincil etkileşmelere sebep olabilir. Uyarılma durumu çekirdekler için var olan bir durumdur.

Çekirdekteki her türlü denge halinin bozulması o çekirdeği uyarılmış hale dönüştürür. Bu uyarılma esnasında katman değişimine uğrayan nükleonlar temel durumlarına dönme eğilimi gösterirler. Bu eğilim parçacığın doğal bir sürecidir ve radyasyon salınımına sebep olur. Salınan bu radyasyon, deteksiyon olayının temel prensibidir. Deteksiyon, ortamdaki veya maddeden yayılan radyasyon miktarının sayısal ve görsel biçimde ifade edilmesine denir [2].

Şekil 1.1 de tipik bir radyasyon detektörü ve işleyiş prensibi temsil edilmiştir. Kaynaktan çıkan parçacık, detektör materyali ile etkileşerek sayaç kısmına bir takım sinyaller gönderir ve bu elde edilen sinyaller detektör çeşidine ve yapısına göre sinyal, ses veya dijital olarak ifade edilir.



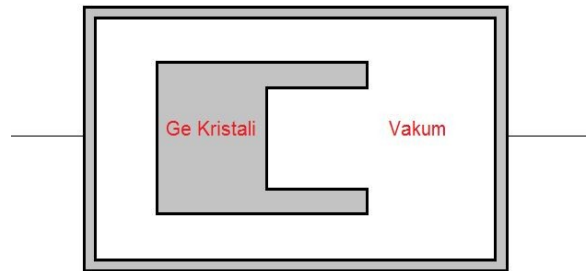
Şekil 1.1. Radyasyon detektörü ve genel çalışma prensibi

Bir detektörde ilk olarak göz önüne alınması ve değerlendirilmesi gereken konu detektör duyarlılığıdır. Detektör duyarlılığı verilen radyasyon ve enerji türüne göre bir çeşit sinyal üretme kabiliyetidir. Bir detektörün tüm enerji seviyelerindeki her radyasyon tipi için duyarlı olması mümkün değildir. Bu gibi durumlarda detektörler kullanılamayan sinyaller ve anlaşılabilir datalar verebilirler. Bunun yerine detektörler verilen belirli enerji aralıklarında belirli radyasyon tipleri için duyarlı olurlar. Belirli enerji aralıklarında belirli radyasyon tipleri için kullanılan detektörlerin duyarlılıkları belirli faktörlere bağlıdır. Bu faktörler; Detektördeki

iyonlaşma reaksiyonlarının tesir kesiti, detektör kütlesi, detektör data gürültüsü, detektörün hassas hacmini çevreleyen zırhlama materyalidir.[3]

3. PARÇACIK DETEKTÖRÜ SİMÜLASYONLARI

Önceki bölümlerde bahsedilen monte carlo simülasyonları ve parçacık detektörleri son yıllarda büyük bir başarı yüzdesi ile bir araya getirilmiş ve deneysel çalışmalarda kullanılan detektörler bilgisayar ortamlarında modellenenebilir hale gelmiştir. Günümüzde yaygın biçimde kullanılan simülasyon programlarından bir kaç MCNP, Geant4, EGSnrc, Fluka, GATE, G4med, Gamos gibi programlardır. Bu modelleme çalışmalarında bir parçacık detektörünün sahip olduğu temel özellikler programa tanıtılmakta ve gerçekleşen fiziksel etkileşimler gözlemlenmektedir. Örneğin detektörün duyarlı bölgesinin geometrik yapısı, detektör materyali, kaynak ve detektör arasındaki mesafenin büyüklüğü gibi birçok faktör modellemede kullanılan temel girdilerden bir kaçıdır. Bir monte carlo tabanlı simülasyon programının çalışma prensibi temel olarak bir olay girdisine, akış diyagramına ve fizik listesi gibi temel verilere dayanmaktadır. Bir detektör simülasyonunda öncelikli yapılan çalışma detektörün geometrisinin programa tanıtılmasıdır. Şekil 1.2. de bir yüksek yoğunluklu gernayum detektörünün (HPGe) simülasyon programında modellenen şekli verilmiştir.



Şekil 1.2. Modellenen HPGe detektörü

Simülasyon programları ile yapılan hesaplamalarda kullanılan bilgisayarın işletim sistemi, çalışma süresi (run time), işlemcisi, ram gibi bir çok yazılımsal ve donanımsal özelliklerde büyük öneme sahiptir. Bu parametreler içerisinde özellikle çalışma süresi (run time) istatistiksel hata oranının belirlenmesinde büyük öneme sahiptir.

4. SONUÇ

Günümüz teknolojisinde bilimsel olarak bilgisayar tabanlı gerçekleştirilen faaliyetler hızla artmaktadır. Bilgisayar teknolojilerinin bu denli yaygın biçimde kullanılması gerek gerçekleştirilecek deneysel çalışmaların optimizasyonu gerekse ileri ki dönemlerde gerçekleştirilecek çalışmalara bir ön çalışma olması adına önemli bir yere sahiptir. Tıbbi görüntüleme esnasında meydana gelen iyonize radyasyon ve bu radyasyonu detekte edecek olan detektörler, çalışan ve çevre güvenliği açısından önemli bir yer teşkil etmektedir. Günümüzde detektör teknolojileri üzerine yapılan çalışmalar hızla ilerlemektedir. Bu çalışmada bahsedilen detektör simülasyonları ve yapılan optimizasyon çalışmaları bunlardan bir kaçısıdır. Tıbbi görüntüleme alanında kullanılan detektörlerin bu tip simülasyon programlarında modellenenebilir olması, üretimden önceki dönemde yapılacak simülasyon çalışmalarını mümkün hale getirmekte ve yeni teknolojilerin, yeni teknolojik gelişmelerin oluşmasına ola-

nak sağlamaktadır. Tıbbi görüntüleme alanında eğitim faaliyeti gerçekleştiren akademik ortamlarda bu tip modelleme ve simülasyon alanında profesyonellerin yetişmesi tıbbi görüntüleme alanında kullanılan detektörlerin teknolojik gelişimine büyük katkı sağlayabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Tekin H.O., 2009. Bremsstrahlung foton demetinin gömülmesi için parametrelerin belirlenmesi ve tasarlanması, SDÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi.
- [2] Olçay İ., 2011. Radyasyon Dedeksiyonunda Kullanılan Yarıiletken Dedektör Tipleri, Özellikleri ve Kullanım Alanları. Niğde Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi.
- [3] Baas H.W. v.d., 2001. Ge detector efficiency calculations for determination of three-dimensional radioactivity distribution. Radiation Physics and Chemistry 61 pp. 637-638.

“Bir milletin büyüklüğü, nüfusunun çokluğu ile değil, akıllı ve fazilet sahibi adamlarının sayısı ile belli olur.” (Victor Hugo)

TIBBİ GÖRÜNTÜLEME PROGRAMI GÜNCEL SORUNLARI VE ÇÖZÜM ÖNERİLERİ

Öğr. Gör. Ümit KARA²,
Öğr. Gör. H. Ozan TEKİN¹,
Öğr. Gör. Hasan DURMUŞ¹,
Öğr. Gör. İskender AKKURT³

¹İstanbul Aydın Üniversitesi
Sağlık Hizmetleri MYO,

²Süleyman Demirel Üniversitesi
Sağlık Hizmetleri MYO,

³Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Edebiyat Fak. Fizik Bölümü,

Özet

Bugün ülke genelinde bakacak olursak hemen hemen her hastanenin Radyoloji, Nükleer Tıp veya Radyasyon Onkolojisi bölümleri bulunmaktadır. Bunun yanında özel görüntüleme merkezlerinin, özel hastanelerin sayıları da gün geçtikçe artmaktadır. Bu nedenle hastanelerde ve özel görüntüleme merkezlerinde eğitilmiş eleman ihtiyacı yani tıbbi görüntüleme teknikerlerine ihtiyaç günden güne artmaktadır. Kamu kurumları dışında özel hastane ve poliklinikler, tıp merkezleri tıbbi görüntüleme tekniker mezunları için ciddi bir istihdam alternatifi oluşturmaktadır. Tıbbi görüntüleme alanı çalışanların sayısının artması ile beraber bu alanın güncel sorunları da doğru orantılı olarak artmıştır.

GİRİŞ

Türkiye’de gün geçtikçe tıbbi görüntüleme merkezleri artmakta, buna bağlı olarak tıbbi görüntüleme personel ihtiyaç talebi ve sayısı da doğru orantılı olarak artmaktadır. Radyoloji, nükleer tıp, radyoterapi yani iyonize radyasyon kullanan birimler hastanelerin bel kemiği durumunda ve hastanelerin olmazsa olmaz birimleri arasındadır. Tıbbi amaçla kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon uygulamalarında amaç daha çok görüntü elde edebilme üzerinedir. Radyasyonun tıpta kullanımını genel olarak ikiye ayırmak mümkündür bu kısımlar tanı ve tedavi kısımlarıdır. Tanı amacıyla organ ve dokuların hasta olup olmadığını belirlemek; yani hastalıkları saptamak ve tanı koymak (teşhis etmek) amacıyla yapılmaktadır. Sağlık açısından radyasyonu tanı amacıyla kullanan birimler radyoloji ve nükleer tıp tedavi kısmı ise radyoterapi ünitelerinde karşımıza çıkmaktadır. Tıbbi tanı amacıyla bilinen bölümlerden birisi olan radyoloji bölümü de kendi arasında ikiye ayrılmaktadır. Tanısal (diagnostik) radyoloji ve girişimsel radyoloji olmak üzerine tanısal radyolojide adı üzerinde hastalar için tanı konma işlemleri tıbbi görüntüleme cihazları sayesinde yapılırken bunun yanında girişimsel radyoloji ünitesinde hem tanı hem de tedavi işlemlerini gerçekleştirebilmektedir. Girişimsel radyolojide, diyagnostik radyoloji yöntemlerinin kılavuzluğunda hastalıklı bölgeye, tedavi amacıyla dışarıdan müdahale edilir. Abse boşaltılması, kist hidatik gibi perkütan tedavisi, safra yolu tıkanıklıklarının açılması, damar darlıklarının genişletilmesi, anevrizmaların tıkanması ya da akut trombüsün eritilmesi benzeri birçok işlem girişimsel radyolojinin uygulama alanlarıdır.

Tanısal radyoloji ise röntgen, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans (MR) ve ultrasonografiden (US) oluşan dört temel yöntemi vardır. Radyasyon tedavisi kanserli hastalara, x ışınının keşfinden hemen sonra uygulanmaya başlamıştır. Günümüze dek fizik ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak gelişmiş ve son yıllarda modern radyasyon tedavi yöntemleri geliştirilmiştir.

Ülkemizdeki radyasyon tedavi birimleri de bu teknolojik gelişmelere paralel olarak geliştirmektedir. Radyasyon tedavisi, Radyasyon Onkolojisi Kliniklerinde kanserli hastalarda tek yöntem olarak uygulanabildiği gibi, cerrahi ve kemoterapi ile beraber aynı anda ya da ardışık olarak uygulanabilir. Tüm kanserli hastaların %52'sine tedavinin bir aşamasında radyasyon tedavisi uygulanmaktadır. Radyasyon tedavisi veya daha bilinen adıyla radyoterapi, hastanın Radyasyon Onkolojisi uzmanı tarafından değerlendirilmesi ve uygulanmasına karar verilmesiyle başlar. Radyoterapide iyonizan radyasyon kullanılır. Amacı kanserli hücreleri yok etmek ve tümörü küçültmek olarak özetlenebilir. Uygulandığı bölgede etkili olan, halsizlik, şişme, ağırlık hissi, derinin güneş yanığı rengi alması gibi çeşitli yan etkileri oluşan bölgesel tedavi yöntemidir.

Yukarda ki bölümlerde kısaca bahsedildiği gibi tıbbi görüntüleme sağlık alanında çok büyük ve bir o kadar da önemli bir alana sahiptir. Ama bu önemli alan artık sağlık meslek liselerinde eğitimini sona erdirmiştir. Sağlık meslek liselerinde hemşire yardımcılığı, ebe yardımcılığı ve sağlık bakım teknisyenliği haricindeki tüm programları 1219 sayılı "Tababet ve Şuabatı San'atlarının Tarzı İcrasına Dair Kanun"a eklenen geçici bir maddeyle, sağlık meslek liselerinin bazı programları kapatılmıştır. Kapatılan bölümlere yeni öğrenci kaydedilmeyecektir. Resmi Gazete'de yayımlanarak yürürlüğe giren 6514 sayılı Kanun, Tababet ve Şuabatı San'atlarının Tarzı İcrasına Dair Kanunda da bazı değişiklikler yaptı. Yapılan değişikliklere göre, sağlık meslek liselerinin bazı programlarına yeni öğrenci kaydedilmeyecek ve böylelikle lise mezunlarının ebe ya da hemşire unvanını kazanması mümkün olmayacaktır. Sağlık meslek liselerinde halen kayıtlı bulunan radyoloji teknisyenliği öğrencileri, eğitimlerini kayıtlarının yapıldığı programlarda tamamlayacaklar ve bitirdikleri programların meslek unvanını kullanabileceklerdir. Sağlık meslek liselerinin kapatılan programlarından 18 Ocak 2014 tarihinden önce mezun olanlar da meslek unvanlarını kullanmaya devam edebileceklerdir. Dolayısıyla bu andan itibaren akademik platformlar yani üniversiteler büyük bir sorumluluk sahibi olmuştur. Bu çerçevede ülkemiz en büyük eksiklerinden bir tanesi de halen radyoloji alanında lisans olarak muadil bir bölüm

bulunmamaktadır. Dernek bazında bu konuda değerli çalışmalar yapan Tümrad-Der ülkemizde bu konuda örnek teşkil etmektedir. Tümrad-Der' in yapmış olduğu bu çalışmalar ülkemizde bu konuda aktif olan akademisyenlerle daha geniş daha kapsamlı ve daha profesyonel bir alana taşınabilir. Yakın gelecekte yapılacak bu çalışmalar ile birlikte hem meslekteki hali hazırda bulunan teknisyen, tekniker hem de mesleğe yeni atılacak öğrencilerin mesleki yeterlilikleri artırılarak ülkemizin bu konuda dünya standartları ile eşit seviyeye gelmesi sağlanması planlanmaktadır. Diğer sağlık ön lisans ve lisans bölümleri göz önüne alınırsa, örneğin fizyoterapi alanı için bu bölümün hem teknikerliği hem de lisans olarak fizyoterapi ve rehabilitasyon bölümü bulunmaktadır. Buna karşın tıbbi görüntüleme programının hala hazırda bir lisans karşılığı bulunmamaktadır. Mezun olan tıbbi görüntüleme öğrencilerinin bir kısmında lisans tamamlama isteği bulunmasına rağmen lisans olarak DGS den geçilebilecek bölümler arasında tıbbi görüntüleme programının dengi bir bölüm hala hazırda bulunmamaktadır. ÖSYM' nin belirlemiş olduğu ön lisans mezuniyet alanlarına göre dikey geçiş yapılabilecek lisans programları arasında tıbbi görüntüleme teknikerliğinin geçiş yapabileceği tek bölüm olarak hemşirelik bölümü bulunmaktadır. Bu durumda tıbbi görüntüleme programına yönelik dört yıllık eğitim veren birimlerin oluşturulması önümüzdeki yıllarda bu alandaki eğitimin ve kalifiye elemanların daha vasıflı hale gelmesine olanak sağlayacaktır.

SONUÇ

Tıbbi görüntülemeye yönelik lisans bölümlerinin oluşturulması sonraki dönemlerde lisansüstü eğitime olanak sağlayacak ve lisansüstü eğitimin neticesinde yetişecek akademisyenler ülkemizde büyük bir eksikliği bulunan tıbbi görüntüleme endüstrisinin gelişmesine fırsat sağlayacak ve üniversite sanayi işbirliğinin gerçekleşmesine büyük katkı sağlayacaktır. Ülkemizin en büyük eksikliklerinden bir tanesi tıbbi görüntüleme alanında hala yurtdışı bağımlılığı bulunması kendi markasını oluşturamamasıdır. İşte bu yüzden tıbbi görüntüleme alanında mutlak suretle lisans ve lisansüstü dengi bölümlerin oluşturulması gerekmektedir.

“Ne kadar bilersen bil, söylediklerin karşındakilerin anlayabileceği kadardır.” (Mevlana)

POSTERLER

FAMİLYAL SEREBRAL KAVERNÖZ MALFORMASYON TANISINDA SUSCEPTİBİLİTY-WEIGHTED İMAGING (SWI) SEKANSININ ÜSTÜNLÜĞÜ

İZMİR ŞİFA ÜNİVERSİTE HASTANESİ-BASMANE

Özlem Dinçel-Gonca Hasır- Şerife YILDIZLAR

AMAÇ

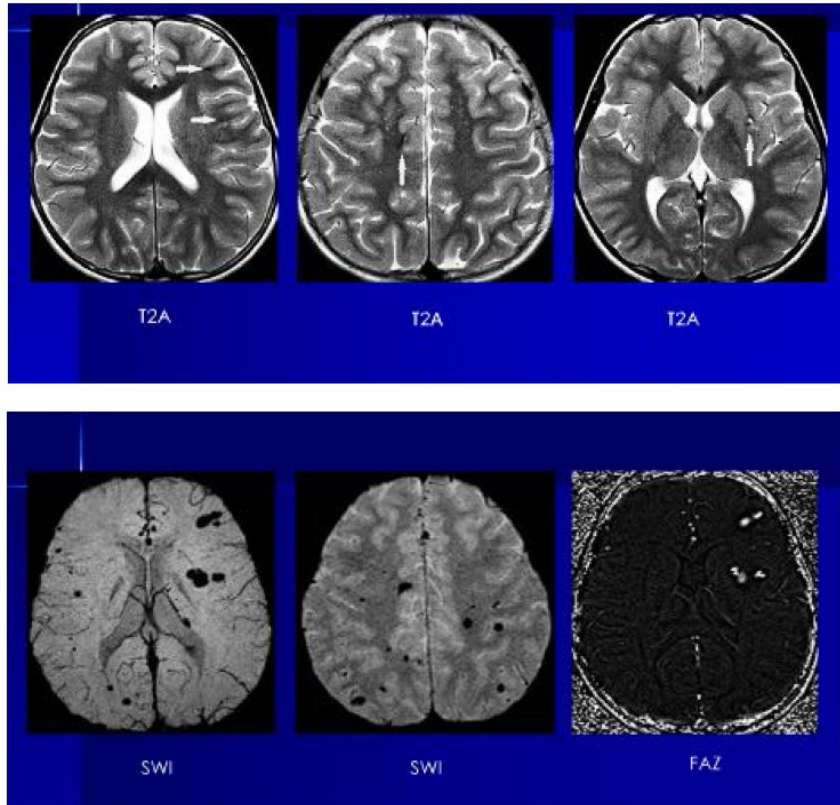
Serebral kavernöz malformasyonlar (SKM) çoğunlukla asemptomatik olan okült vasküler malformasyonlardır. Sporadik formu yanı sıra gençlerde görülen ve daha çok semptom veren familial formu bulunmaktadır. Bu çalışmada familial SKM tanısında, SWI sekansının katkısı sunulacaktır. .

GEREÇ-YÖNTEM

12 yaşında kız çocuk hasta son zamanlarda giderek artan baş ağrısı, halsizlik, bulantı ve bir gün önce kısa süreli bayılma şikayetleri ile başvurmuştur. Tanı amacı ile kraniyal MR incelemesi yapılmıştır. 1.5 tesla MR cihazında 5mm kalınlığında, 5mm kesit aralığında, aksiyel planda çekimler yapılmıştır.

BULGULAR

Kraniyal MR incelemede T2A imajlarda her iki serebral hemisferde beyaz cevherde solda birkaç adet, sağda bir adet milimetrik çaplı hipointens sinyal değişikliği izlenmiştir. Sol lentiform nükleusta ise 10 mm çaplı T2A santrali hiperintens, periferi hipointens sinyal değişikliği saptanmıştır. SWI sekansında ise bu lokalizasyonlar yanı sıra sol serebellar hemisferde iki adet ve her iki serebral hemisferde multipl sayıda belirgin hipointens odaklar dikkati çekmiştir. Olgu familial form SKM tanısı almıştır.



SONUÇ

Küçük kanamamış intakt SKM , çoğu zaman konvansiyonel MR sekanslarında görülmezler. SWI sekansı ile diğer yöntemlere göre daha fazla kavernom saptanarak, SKM sporadik ve familial form ayırımı yapılabilmektedir.

KAUDAT NÜKLEUSTA YERLEŞİMLİ MALİGNİTEYİ TAKLİT EDEN KAPİLLER TELENJİEKTAZİDE SWI SEKANSININ TANIYA KATKISI

İZMİR ŞİFA ÜNİVERSİTESİ HASTANESİ-BASMANE

Şerife Yıldızlar- Özlem Dinçel-Gonca Hasır

AMAÇ

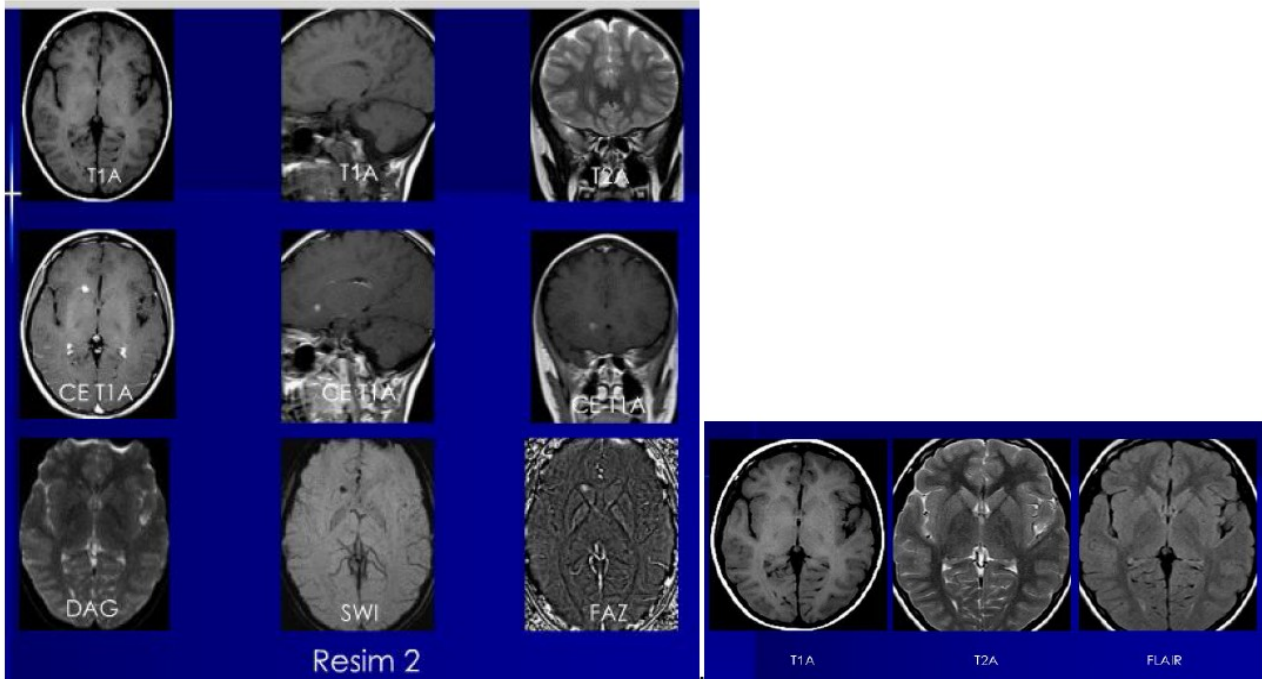
Kapiller telenjiyektaziler daha çok beyin sapında yerleşimli, çocuklarda nadiren görülen, genellikle asemptomatik küçük okült vasküler malformasyonlardır. T2*-ağırlıklı imajlarda düşük sinyal intensitesi ve kontrast tutulumu spesifik radyolojik bulgular olarak kabul edilmektedir ve genellikle patolojik korelasyon gerekmemektedir. Bu bildiride kaudat nükleusta yerleşimli maligniteyi taklit eden kapiller telenjiyektazi tanısında susceptibility-weighted imaging (SWI) sekansının katkısı sunulacaktır.

YÖNTEM

12 yaşında kız hastaya ilk kez 1 yıl önce sağ elde uyuşma nedeni ile dış merkezde kraniyal MR çekilmiştir. Şikayeti 1 hafta sonra geçmiş ve tekrar etmemiştir. Radyolojik bulguları nedeni ile 3 kez kontrol MR incelemesi yapılmıştır.

BULGULAR

İlk kraniyal MR incelemesinden 6 ay sonraki 2. kontrol MR incelemede, sağ kaudat nükleus başı lokalizasyonunda 8 mm çaplı nodüler kontrast tutulumu izlenmiştir. Bu düzeyde T1A, T2A ve FLAIR sekanslarında sinyal değişikliği görülmemiştir. SWI sekansında bu lezyonun hipointens olduğu saptanmıştır. Olgu dış merkezde çekilen ilk iki MR incelemesi bulguları ile onkoloji departmanı tarafından glial tümör ön tanısı ile takip edilmiştir. Bir yıl içinde çekilen 4 ayrı MR incelemesinde farklılık görülmemiştir. Radyolojik bulgular kapiller telenjiyektazi ile uyumlu bulunmuş ve histopatolojik tanıya yönelik girişim düşünülmemiştir.

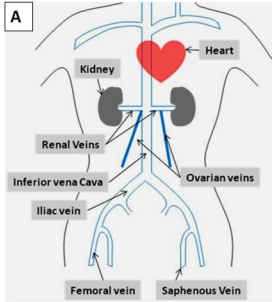


SONUÇ

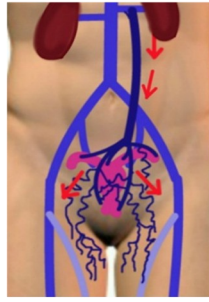
Kapiller telenjiyektazi çoğunlukla konvansiyonel MR sekanslarında görülmez ve tipik lokalizasyonu beyin sapı dışında yerleşimli ise, kontrast tutulumu nedeni ile maligniteyi taklit edebilir. Bu olgularda SWI sekansı vasküler yavaş akıma ait hipointens sinyal değişikliğini göstererek tanıda önemli katkı sağlamaktadır.

KADINLARDA VARİKOSEL OLUR MU ?

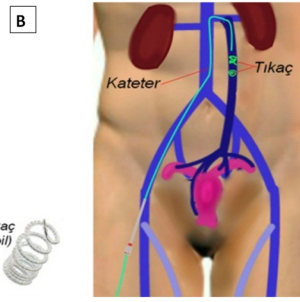
Fatma Vardal, Seher Taş, Çiğdem Yalçın, Tuğsan Ballı, Erol H. Aksungur
Ç.Ü.Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, Adana



Resim 6a: Normal vasküler anatomiye ait şematik görünüm.



Resim 6b: Ovarian ven yetmezlik ve tedavi işleminde kullanılan koile (vasküler tıkaç) ait şematik görünüm



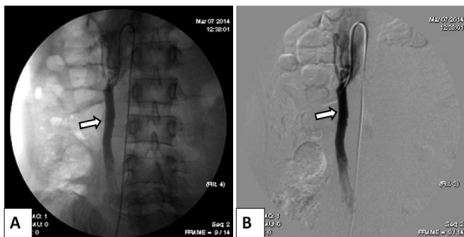
Resim: 1a-b Pelvik venöz konjesyon sendromlu ve vulvar varisleri olan hasta örnekleri.

AMAÇ: Pelvik venöz konjesyon sendromu hakkında bilgi vermek, tanı ve tedavi yöntemlerini anlatmak amaçlanmıştır.

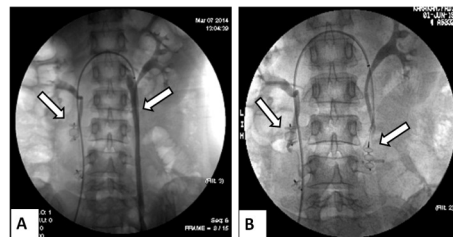
GİRİŞ: Kronik pelvik ağrı sık görülen ve kadınlarda günlük yaşamı olumsuz etkileyen bir rahatsızlıktır. Menstrüel siklus öncesi ve süresince belgin bel, alt karın, kasık ve bacaklarda ağrı ile kendini gösterir. Cinsel ilişki ile ağrılarda artış oluşur. Sık idrara çıkma ve dolgunluk hissine neden olur. Depresyon semptomlarını ve hormonal dengesizlikleri artırır. Estetik kaygılar (resim 1a-b) sosyal ve günlük yaşamı olumsuz etkilemektedir. Pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) kronik pelvik ağrının en önemli sebeplerinden biridir. Ovarian ve internal iliac venlerdeki yetmezliğe sekonder parauterin ve paraovarian venlerde variköz genişleme ile seyredir. Erkeklerdeki varikoselin karşılığıdır. Dış genital bölge ve alt ekstremitelerde varislerle de hastalığa eşlik eder. Alt ekstremitelerde venöz yetmezliğinin bir nedenidir ancak genellikle göz ardı edilir. Varisler gebelikte gelişir ve zamanla ilerler. Bu durumun nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte, gebelikte oluşan işlevsel, hormonal ve anatomik değişiklikler kadınlarda görülen sıklığını açıklamaktadır. Hastaların şikâyetlerini örf ve ahlaki nedenlerle tam tanımlanamaması, bulguların alt ekstremitelerde venöz yetmezliği de olmak üzere birçok hastalıkla karışmasına sebep olmaktadır. Daha önceki yıllarda pelvik venöz konjesyon sendromu ya da pelvik venöz yetmezliğinde hormon tedavisi ve cerrahi yöntemler uygulanmaktaydı. Günümüzde anjiyografi eşliğinde, ovarian venlere eşlik eden pelvik varislerin “embolizasyonu” sıklıkla kullanılmaktadır. Noninvaziv kesitsel görüntüleme yöntemlerinden transvajinal US, renkli Doppler US, MR, BT, Dijital Subtraksiyon Venografi hastalığın ayrıntı tanısında ve tedavisinin planlanmasında önemli katkılar sağlamaktadır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Anabilim dalımızda klinik olarak pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) düşünülen hastalara ilk olarak transvajinal ultrasonografi (USG) yapıldı. Ultrasonografi ile rahim ve leğen kemiği içinde yer alan diğer organlar değerlendirildi. Bu bölgedeki varisler, varislerin çapı, varisler içindeki kan akımının hızı ve yönü belirlendi. (Resim 2a-b) İnceleme ağırsız bir işlem olup, yaklaşık 15 dakika sürdü. Ayakta renkli doppler inceleme 15 dakikada ağırsız olarak tamamlandı. Manyetik rezonans görüntüleme (MRI), çoğu kez ilaç kullanılmadan, yüksek görüntü kalitesi ile karın içi organların ve toplar damarlarının görüntülenmesinde güvenle kullanılmaktadır. (Resim 3a-b-c) Çekim yaklaşık 15 dakika sürmektedir. Pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) düşünülen hastaya anabilim dalımızda Toshiba Asteion 4 marka bilgisayarlı tomografi cihazı ile oral kontrast madde kullanılmadan, supin pozisyonda BT inceleme yapıldı. İşlem sırasında Mallinckrodt 200ml otomatik enjektör yardımıyla 300/100'lik noniyonik kontrast madde 3ml/sn hızla intravenöz yoldan hastaya uygulandı. BT çekim parametreleri interval: 5mm, thickness: 3x4mm, fov: medium/large, kV: 120, mAs: 100, pre-delay: 25-30sn arteriyel faz: 25-30sn, venöz faz: 65-70 sn volume: 1.5/2.5mm olarak belirlendi. Aksiyel kesitler (resim 4a-b-c) yaklaşık 45sn'de tamamlandı. 1.5/2.5mm volümde oluşturulan aksiyel kesitler 3D, MPR, sagittal ve koronal görüntülere (resim 5a-b-c) dönüştürülerek değerlendirilmiştir. BT çekiminde kullanılan kontrast maddenin, alerji riski ve özellikle böbrek hastalarında böbrek fonksiyonlarında bozulmalara sebep olma olasılığı yüksektir. Ayrıca önemli oranda radyasyon kaynağı olan BT gebe ve gebelik şüphesi olanlarda kesinlikle kullanılmamalıdır. Son yıllarda anjiyografik yöntemlerdeki gelişmeler, pelvik konjesyon sendromunun tedavisinde yeni tedavi yöntemlerini gündeme getirmiştir. Rahim, iç organlar ve dış genital organlar çevresinde bulunan ve şikâyetlere neden olan genişlemiş varisli damarların kaynaklandığı temel damarın tıkanması ya da kapatılması işlemine “embolizasyon” denilmektedir. Yetmezlik olan ovarian ven kapatıldığında bu ovarian ven ile ilişkili pelvik varisler kaybolur ve şikâyetler ortadan kalkar. Bu işlem lokal anestezi ile kasıktan femoral vene girilmesi, kateterlerle varislerin kaynağı olan damara ulaşılması ve venografi çekildikten sonra damarın içine “vasküler tıkaç ya da coil” adı verilen cisimlerin yerleştirilmesi (resim 6b) şeklinde gerçekleştirilir. Yerleştirilen tıkaç, içinde bulunduğu damarda pıhtı oluşturarak damarın tıkanmasına yol açar. Anabilim dalımızda Dijital Subtraksiyon Venografi: GE marka advantx LC+ anjiyografi cihazında yapıldı. Pigtail, Simmons 1 ve Cobra 1 katetelerle vena kava inferior, internal iliac ve renal venlerin ve ovarian venlerin görüntülenmesi yapıldı. Enjeksiyonlarda Medrad Mark V Provis 200 ml'lik otomatik enjektör ile, 370/100 ml noniyonik kontrast madde kullanıldı. Kasıktan giriş yapılarak ve venografi sırasında seri görüntüler (resim 7-8-9a-b) alınarak yaklaşık 30-60 dakikada işlem tamamlandı. Ultra 250 GE marka advantage workstation 8000 aw 4.2 iş istasyonu ile görüntüler değerlendirildi. Venografi eşliğinde embolizasyon işlemi genel anestezi uygulamadan lokal anestezi kullanılarak tamamlandı. Embolizasyonu takiben kenetlenmeyen dış genital bölge varislerine köpük ya da klasik skleroterapi yapıldı. Hasta tedaviden 6-8 saat sonra 1. ay, 3. ay, 6. ay ve yıllık kontrolleri önerilerek taburcu edildi.

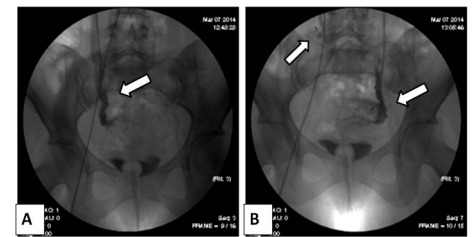
BULGULAR: BT ile kronik pelvik ağrıya neden olan diğer nedenler ekarte edildi. Erken arteriyel fazda ovarian venlerde reflü, ovarian ven çapının 5 mm'nin üzerinde olması, pelvik venöz pleksusta >3 mm genişleme (pelvik varis) patolojik olarak kabul edildi. Pelvik variköz venler %1-3'lük polidokanol ile embolize edildikten sonra yetmezliği olan ovarian ve internal iliac venler ayrılabilir koiller yada vasküler tıkaç ile embolize edildi. Anabilim dalımızda 2013 yılında pelvik venöz konjesyon sendromu (PVKS) ya da pelvik venöz yetmezlik (PVY) düşünülen yaklaşık 150 hastaya embolizasyon işlemi uygulanmıştır.



Resim:7a-b Sağ ovarian ven yetmezliğine ait venografi görüntüleri.



Resim:8a-b Bilateral ovarian ven yetmezliği ve bilateral amplatzer lara (vasküler tıkaç) ait venografi görüntüleri.



Resim:9a-b Sağ ovarian ven yetmezliği (9a), sağ amplatzer (vasküler tıkaç) ve sol ovarian ven yetmezliğine ait (9b) venografi görüntüleri.

- KAYNAKLAR:** 1)Stones RW. Pelvic vascular congestion-half a century later.Clin Obstet Gynecol 2003;46:8316.
2) Park SJ, Lim JW, Ko YT, et al. Diagnosis of pelvic congestion syndrome using transabdominal and transvaginal sonography. AJR Am J Roentgenol 2004;182:683-8.
3) <http://dx.doi.org/10.1007/s10007-007-0007-0>
4) <http://www.urologyjournal.com/tr/genital-bolge-varisleri>

AKSESUAR HEMİAZİGOS VEN SİSTEMİ'NİN ÇOK KESİTLİ TOMOGRAFİ CİHAZI İLE GÖRÜNTÜLENMESİ

İZMİR ŞİFA ÜNİVERSİTE HASTANESİ

Özlem Dinçel-Gonca Hasır-Şerife YILDIZLAR

AMAÇ

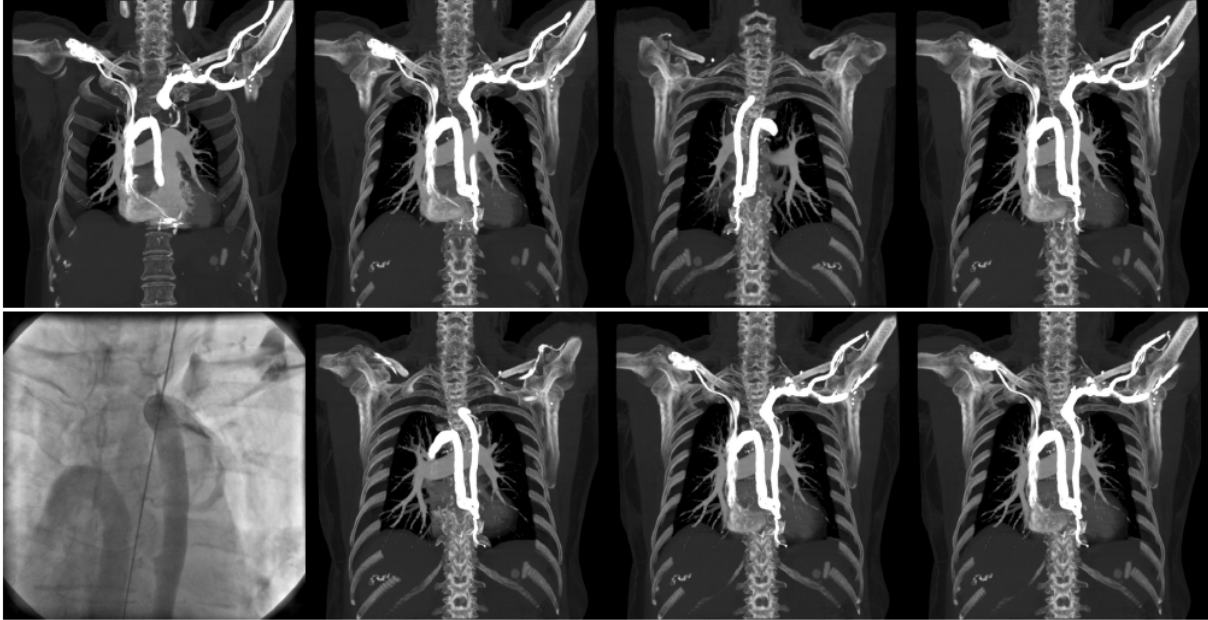
Aksesuar hemiazigos malformasyonun çok kesitlibilgisayarlı tomografi(ÇKBT) kullanılarak toraks BT anjiyografiyle görüntülenmesi

GEREÇ-YÖNTEM

Dual Source Tomografi cihazıyla gerçekleştirilen Pulmoner Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi 0,75 mm kalınlığında, 0,5 mm kesit aralığında, 248 mAS-120 kV, 1,2 pitch parametreleriyle alınmıştır. Antekubital venden 80cc non-iyonik kontrast maddenin 5 ml/sn akım hızıyla verilmesini takiben 50cc serum fizyolojik verilerek tüm toraksı içine alacak şekilde tamamlanmıştır.Görüntüler volüm-rendering yöntemiyle 3 boyutlu olarak yapılandırılmıştır.

BULGULAR

Sol brakiosefalik venin varyasyonel olarak aksesuar sol hemiazigosa döküldüğü ve 10. torasik vertebra düzeyinde bu aksesuar hemiazigosun, hemiazigos ile birleşerek azigos sisteme dahil olduğu dikkati çekmektedir. Buna bağlı aksesuar hemiazigos ve torasik parçada azigos sistemin dilate olduğu ve azigos sisteminin süperior vena cava'ya katıldığı ve sağ atrium dönüşüne katkı sağladığı izlenmektedir.



Volüm Rendering ve mutiplanar yapılandırmayla yeniden oluşturulan görüntülerde anormal damarlar ayrıntılı değerlendirilmektedir.

SONUÇ

ÇKBT incelemeleriyle bir nefes alıp verme süresinde torakstaki parankimal yapılar yanı sıra damarsal oluşumlar da ayrıntılı olarak incelenebilmektedir.

ABDOMİNAL AORT ANEVİZMASININ EVAR İŞLEMİ SONRASINDA ÇOK KESİTLİ TOMOGRAFİ CİHAZI İLE GÖRÜNTÜLENMESİ

İZMİR ŞİFA ÜNİVERSİTE HASTANESİ

Özlem Dinçel-Gonca Hasır-Şerife YILDIZLAR

AMAÇ

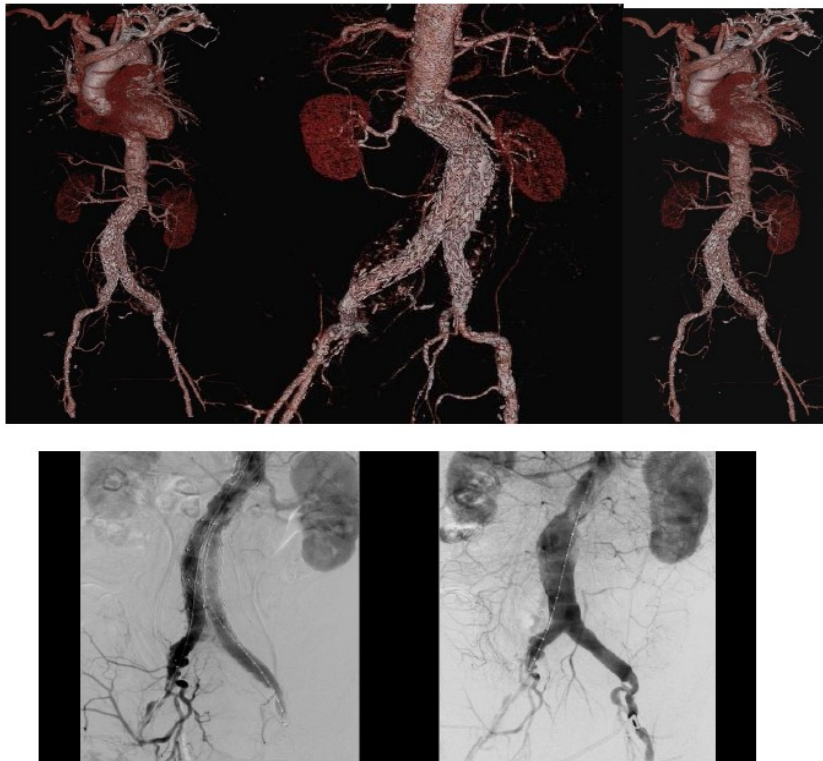
ÇKBT'nin aort anevrizma teşhis ve tedavi izlemideki önemini göstermektir.

GEREÇ-YÖNTEM

Dual Source Tomografi cihazıyla gerçekleştirilen Toraks ve Abdominal Aorta Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi 0,75 mm kalınlığında, 0,5 mm kesit aralığında, 240 mAS-120 kV, 1,4 pitch parametreleriyle, antekubital venden 95cc non-iyonik kontrast maddenin 5,5ml/sn akım hızıyla verilmesini takiben 50cc serum fizyolojik verilerek tüm toraksı ve abdomeni içine alacak şekilde tamamlanmıştır. Görüntüler volüm-rendering yöntemiyle 3 boyutlu olarak yapılandırılmıştır.

BULGULAR

Distal abdominal aortta renal arter çıkış düzeyinden başlayıp, iliak arter distaline kadar vertikal uzunluğu 15 cm'ye ulaşan, en geniş yerinde ise çapları 58 x 59 mm olan anevrizmatik dilatasyon mevcuttur. Nativ lümeni çevreleyen anevrizmatik dilatasyon tamamen tromboze olarak izlenmekte olup, anevrizmatik lümen içine opak madde sızıntısı saptanmamıştır. Anevrizmatik dilatasyon solda daha belirgin bilateral iliak arterlerde de devamlık göstermektedir.



Volüm Rendering ve mutiplanar yapılandırma ile yeniden oluşturulan görüntülerde EVAR işlemi uygulanan alanlar ayrıntılı değerlendirilmektedir.

SONUÇ

ÇKBT incelemeleriyle bir nefes alıp verme süresinde toraksta ve abdominal bölgede damarsal oluşumlar ayrıntılı olarak incelenebilmektedir.

NADİR RASTLANAN KARDİYAK KİSTİDİTİK'İN DUAL SOURCE CİHAZI İLE GÖRÜNTÜLENMESİ**İZMİR ŞİFA ÜNİVERSİTESİ HASTANESİ**

Şerife Yıldızlar-Özlem Dinçel-Gonca Hasır

AMAÇ

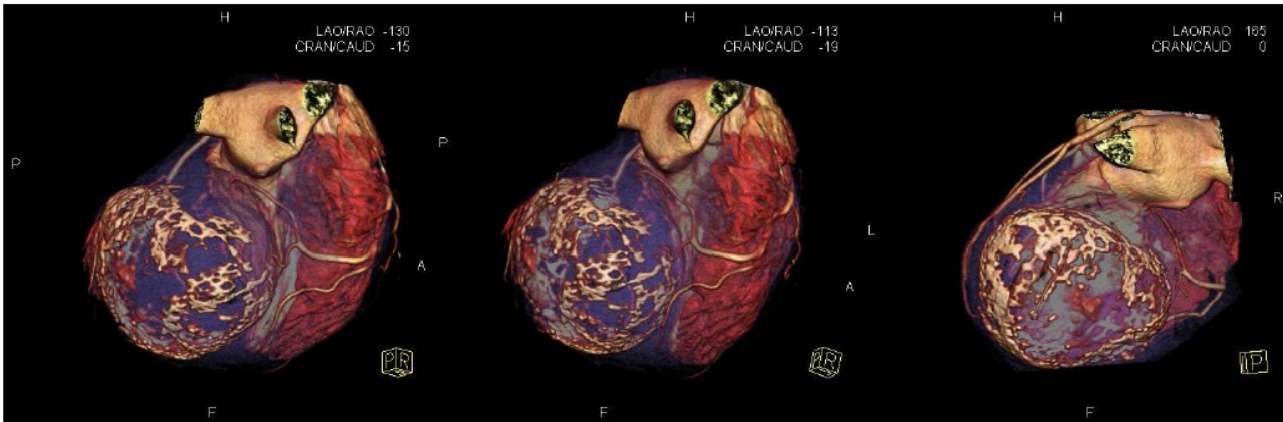
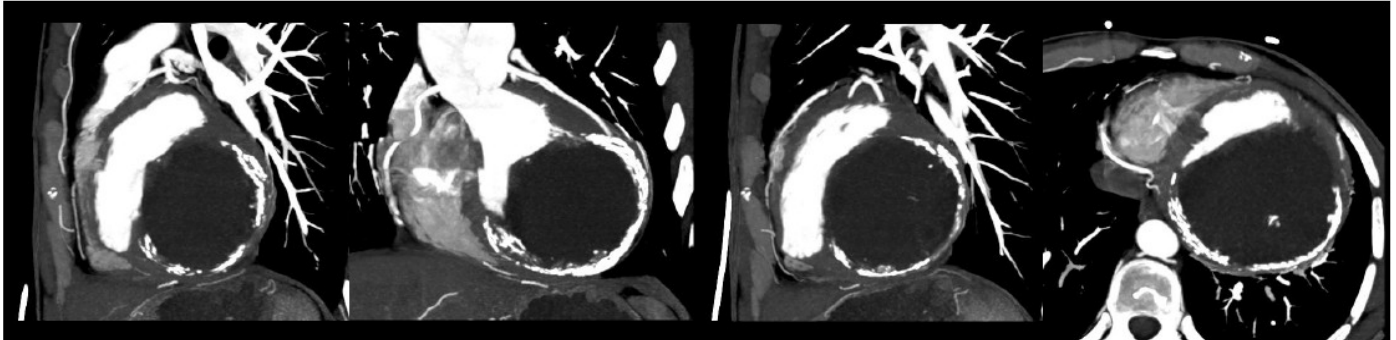
Nadir rastlanan Kardiyak Kisthidatik'in Dual Source tomografi cihazı kullanılarak Koroner BT Anjio ile görüntülenmesi.

GEREÇ-YÖNTEM

Dual Source Tomografi cihazıyla gerçekleştirilen Koroner BT Anjiografi ; 0,6 mm kalınlığında, 0,6 mm kesit aralığında, 370 mAS-120 kV, 0,22 pitch parametreleriyle alınmıştır. Sol antekubital venden 90cc non-iyonik kontrast maddenin 6 ml/sn akım hızıyla verilmesini takiben 50cc serum fizyolojik verilerek tüm kalbi içine alacak şekilde tamamlanmıştır. Görüntüler volüm-rendering yöntemiyle 3D olarak yapılandırılmıştır.

BULGULAR

Sol ventrikül lateral duvarında myokard içerisinde 9 x 6 cm boyutlarında düzgün konturlu yoğun cidar kalsifikasyonu içeren kistik lezyon izlenmektedir. Lezyonun santrali heterojen ve yoğun içeriklidir. Kistin santralinde milimetrik kistik kalsifikasyonlar ve yağ dansiteleri dikkati çekmektedir. Kistin etkisi nedeniyle sol ventrikül volümü belirgin derecede azalmıştır.

**SONUÇ**

Bu çalışmada,nadir görülen Myokardiyal kitlenin Dual Source tomografi cihazında görüntülenmesindeki başarısını sunuyoruz.

İNFLAMATUAR BAĞIRSAK HASTALIKLARININ MRG ve ÇKBT İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

The Evaluation of Inflammatory Bowel Disease With MRG and CT Evaluation

Radyoloji Anabilim Dalı / Tekniker Aylım KARAKUŞ, Tekniker Tuğba ACAR AKDAŞ

ÖZET

Gastrointestinal sistemin Radyolojik olarak değerlendirilmesinde ince barsaklar anatomik ve fizyolojik özellikleriyle tanıda en çok zorlanan bölümdür. Oral ya da rektal yolla yapılan endoskopik tetkiklerle ince barsağın komplet eksplorasyonu teknik olarak mümkün olmamaktadır. Endoskopik tetkikler ince barsağın sadece proksimal ya da distal uçlarını izleyebilmektedir. Bu nedenle tercih edilecek ideal görüntüleme tekniği non-invazif, hızlı, baryum kullanılmadan ve Radyoloji departmanında tek bir seansta gerçekleştirilmesi mümkün olan görüntüleme yöntemlerinden BT ve MRG Enterografi'nin önemi büyüktür. Bu yazıda 59 yaşındaki erkek hastanın MRG Enterografi ve 63 yaşındaki erkek hastanın BT enterografi tetkiki ele alınmıştır. Çalışmadaki amacımız; BT Enterografi ve MRG Enterografi arasındaki tanısal değerini ortaya koyabilmektir. Anahtar Kelimeler: Enterografi, karın ağrısı, non-invazif, Gastrointestinal sistem.

COMPENDIUM

Small intestines are the most difficult part of gastrointestinal system in terms of diagnosis because of anatomical and physiological features for radiological assessment. Complete exploration of the small intestine is not possible with endoscopic examinations performed orally or rectally. Endoscopic techniques may visualize proximal or distal ends of the small intestine only. Therefore, CT and MRI enterography which enable to perform a non-invasive, fast examination without barium in a single session in the radiology department is very important. In this letter, MRI enterography test of a 63 year old male patient with abdominal pain on the right upper quadrant, nausea, sweating, shiver, black stool and hemoglobin level of 9; and CT enterography test of a 59 year old male patient with abdominal pain, diarrhea, weight loss complaints were discussed. Our purpose in this study is to compare the diagnostic value between neutral contrast CT enterography and MRI enterography. Key words: Enterography, abdominal pain, non-invasive, gastrointestinal system.

GİRİŞ - AMAÇ

Enterografi nötral veya bifazik kontrast maddelerin ağızdan alınımı sonrası barsakların distansiyonu sağlanarak gerçekleştirilen tetkidir. BT ve MR ile kullanılması tamamlayıcı bir adım olarak görülmekte, intestinal hastalığı ek olarak eşlik edebilecek intra-abdominal patolojileri ve komplikasyonları da anastırma şansı yaratması açısından gerekli bulunmaktadır.(2) Biz bu çalışmada gastrointestinal sistem şikayetleri ve klinik bulguları ile kliniğimize başvuran 20 gıncelcemesinin Radyolojik görüntüleme tekniği olan BT ve MR enterografi yöntemi kullanılarak elde edilen görüntülerin yeterliliğini araştırmak istedik.

GEREÇ - YÖNTEM

MR enterografi istemi ile kliniğimize başvuran ve karın ağrısı, kilo kaybı şikayetleri olan 59 yaşındaki erkek hastaya çekimden 1 gün öncesinde sıvı gıdalarla beslenmesi gerektiği kesinlikle baklagil, et, sebze ve meyve gibi lifli gıdaları tüketmemesi gerektiği anlatıldı. Akşam yemeğini 18.00 de tüketen hastamıza yemeğinden 2 saat sonra X-M 75 ml ilacı yarısını, 1 saat sonra ise kalan yarısını içmesi ve işlem bitene kadar çay ve sigara içmesini gerektiği söylendi. Hastaya tetkikten 2 saat öncesinde doktoru tarafından lavman yapıldı. 2,5 litre içerisinde 500 ml mannitol karıştırılarak 50 dk içerisinde 5 dakikada 1 bardak tüketmesi sağlandı. Hastaya ilk 20 dk içerisinde lavaboya gidebileceği söylendi. 1,5 Tesla Philips Intera&Achieva SMI R2&R3x cihazında görüntüler Sense Body coil ile alındı. Evaluation scan ve coronal cine görüntüler alınmıştır. Ardından glukagen 10 sn içinde IV olarak verildikten sonra 45 sn de görüntüler alındı. IV yolla 20 cc bileşimi gadobenate dimeglumin olan kontrast madde verilerek post contrast görüntüler alınmış ve çekim tamamlanmıştır. Koronal ve aksiyel planda aşağıdaki sekanslar sırasıyla alınmıştır:

sSSH-fb COR T2: (TR:391 TE:31 THK:7 GAP:1 NSA:1 FOV:400)
BTFE COR: (TR:4.3 TE:2.1 THK:7 GAP:1 NSA:1 FOV:400 FLIP ANGLE:90)
T2 SPAIR Fb COR: (TR:529 TE:80 THK:7 GAP:1 NSA:1 FOV:400)

Glukagen Sonrası

BTFE COR: (R:4.0 TE:2.0 THK:8 GAP:1 NSA:1 FOV:400 FLIP ANGLE:90)
e-THRIVE BH COR: (TR:4.1 TE:2 THK:4 GAP:2 NSA:2 FOV:400 FLIP ANGLE:10)
sSSH-Fb COR: (TR:391 TE:31 THK:7 GAP:1 NSA:1 FOV:400)
sSSH-Fb TRA: (TR:391 TE:31 THK:8 GAP:1 NSA:1 FOV:400)
DWI FS TRA: (TR:2192 TE:65 THK:8 GAP:1 NSA:5 FOV:400)

20cc Bileşimi Gadobenate Dimeglumin Olan Kontrast Madde

e-THRIVE COR: (TR:4.1 TE:2 THK:4 GAP:2 NSA:2 FOV:400 FLIP ANGLE:10)
e-THRIVE TRA: (TR:3.5 TE:1.7 THK:4.4 GAP:2.2 NSA:2 FOV:400 FLIP ANGLE:10)

MR Enterografi istemi ile kliniğimize gelen 63 yaşında sağ üst karın ağrısı, bulantı, terleme, titreme, siyah renkli dışkı şikayeti ve hemoglobin değeri 9 olan erkek hastanın hazırlığını yine aynı şekilde uygulandıktan sonra MR çekim odasına alınmış fakat hasta duramadığı için incelemenin BT enterografi olarak değiştirilmesine karar verilmiştir.

16 Detektör Multislice Philips cihazı ile çekim yapılmıştır. Skenogram görüntüsünde KC'nin üstünden simfizis pubis kadar alınan planın ardından ilk pre kontrast imaj görüntüleri alınmıştır. Hastaya barsak motilitesini azaltmak için glukagen 1 mg 10 cc sf ile karıştırılarak IV yolla 30 sn içinde yavaşça verilmiştir. Aynı bölge tekrar taramış, arter plan için locator survey üzerinden asendan aort'a konulmuştur. Çekim akışı aşağıda belirtilmiştir:

- Survey üzerinden pre contrast görüntü KC'den simfizis pubis'e kadar thickness 2.00mm increment 1.000mm taramıştır.
- IV yolla glukagen 30 sn içerisinde yavaşça verildi. Locator asendan aorta konuldu.
- 20 G enjant ile damar yolu 90cc 400 mg noniyonik kontrast madde (300/100) 3.5 flow 40 cc sf 3.0 flow
- Arterial faz için bolus tracker yöntemi kullanılarak kontrast madde verildi. Threshold değeri 100 HU - Portal faz 60 sn, Venöz faz 100 sn alınmıştır.

SONUÇ

MR enterografi yeterli lümen genişliği sağlanıp uygun sekanslarla görüntüler elde edildiğinde etkin şekilde kullanılabilir alternatif yöntemdir. Her iki yöntemde iyi tolere edilebilen non-invazif ve daha az maliyetlidir. Ekstra-intestinal tutulum ve komplikasyonların değerlendirilmesinde ise diğer görüntüleme yöntemlerine üstünlük sağlar. MRG ve BT Enterografi'de hem lümenal hem mukozal patolojiler konvansiyonel enteroklizise yakın doğrulukta gösterilebilirken ayrıca barsak duvarı mezenterik komşu organ ve yumuşak dokulara eşlik edebilecek fistüllerin değerlendirilmesine imkan tanınmaktadır. Yukarıda bahsettiğimiz gerekçelerden dolayı MRG ve BT Enterografi incelemeleri departmanımızda uygulanmaktadır.

BULGULAR

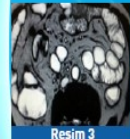
Yaygın karın ağrısı şikayeti ile başvuran pankreasta kitle nedeniyle opere olmuş ve zaman zaman ishal şikayetleri de mevcut olan hastanın yapılan MR Enterografisinde jejunal anslarda treitz ligamanının yaklaşık 15 cm distalinde paramubikal bölgede volvulusa konvansiyen yapılarında kabalaşma, duvar kalınlığında artış ve kontrast sonrası jejunal ans duvarında kontrast tutulumu inflamatuvar değişiklikler lehine yorumlanmıştır. **Resim 1-2** Paramubikal bölgede intestinal anslarda konglomerasyon batın anterior duvarı ile ansları arasında yapışıklıklar saptanmıştır. **Resim 3** Paramubikal bölgede yaklaşık 5 cm'lik jejunal ans segmentinde konsantrik olarak duvar kalınlığında artış ve lümeninde minimal daralma tespit edilmiştir. **Resim 4** Daha önce endoskopi ve kolonoskopi yapılan hastanın özofajit ve antrumda non-hemorajik erozyonları saptanmış. Alt GIS endoskopi incelemesinde spesifik özellik bulunamayınca ince barsak MR enterografi tetkiki istenmiştir. İnce barsak patolojisi izlenmeyen hastada sigmoid kolonda diffüz olarak duvar kalınlaşması ve multipl divertiküler lezyonlar görülmüştür. **Resim 5** Sigmoid kolon çevresinde vaza rektalar inflamasyona bağlı belirginleşme mevcuttur. **Resim 6**



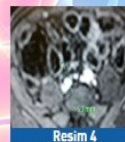
Resim 1



Resim 2



Resim 3



Resim 4



Resim 5



Resim 6

TARTIŞMA

Enteroklizis, ince barsak hastalığının tanısında yüksek duyarlılığa sahip olmakla birlikte mural-extramural patolojiler ve ince barsak dışı abdominal yapılar hakkında indirekt bilgi vermemesi gibi limitasyonlara sahiptir.(5). Nazojejunal tüp yerleştirilmesi, hastaya kateter yerleştirilmesi ve bu işlem için boğaza lokal anestezi uygulanmasından ötürü zor tolere edilmekte ve ek radyasyon maruziyetine neden olmaktadır.(8) Ayrıca majör komplikasyonlar olarak bilinen mukozal diseksiyon, perforasyon riski veya kolonda yüksek olasılıklı obstrüksiyonlar gelişebilmektedir.(9) Tüm bunların dışında skip lezyonlar ve barsak looplarında konglomerasyon bulgularını saptama oranları yüksek bulunmuştur. (6) MR incelemelerinde görüntüleme nefes tutma süresi içerisinde gerçekleştirilmesi ve uzaysal rezolüsyonun düşük olması nedeniyle yeterli rezolüsyona sahip fakat hızlı sekanslar seçilmeli, mümkünse paralel görüntüleme teknikleri kullanılmalıdır. Son yıllarda hızlı görüntüleme yöntemlerinin gelişmesi, nefes tutmalı TSE (Turbo Spin Eko) veya FSE (Fast Spin Eko) sekanslarının kullanılması büyük kolaylık sağlamıştır. Kısa TR kullanılan TRUE-FISP sekansında ise yağ baskılanmadığından bu teknik özellikle omental ve mezenterik patolojinin değerlendirilmesinde önemlidir. Hareket artefaktından az etkilenmesi lümen içi homojen opasifikasyon sağlaması ve lümen ile barsak duvarı arasında yüksek kontrast farkı oluşturmaları True-FISP sekansının avantajıdır. Dezavantajı yağ-su interfazında oluşan siyah kenar artefaktları nedeniyle hafif duvar kalınlaşmasını göstermeyecek olmasıdır.(12) MR'in sensitivitesi büyük oranda kullanılan protokole ve görüntülemenin tekniğine bağlıdır. (6) MR'in uzun sürmesi, zaman alıcı olması, pahalı olması ve her ne kadar barsak hareketlerini engellemek için antiperistaltik ilaçlardan biri IV yolla verile ve hızlı sekanslarla bir miktar önüne geçilebilir de hareket artefaktları başlıca dezavantajdır. Süperpozisyon ve radyasyon maruziyetinin olmaması, daha tolerable olması, yumuşak doku kontrastının yüksek olması, iyot alerjisi olan hastalarda kullanılabilir kolaylık sağlamıştır. BT ise kısa çekim süresi düşük maliyet ve multiplaner özelliği sayesinde tercih edilmektedir. BT enterografi daha yüksek uzaysal rezolüsyona sahip olması ve ince barsak duvarının gösterilmesinde daha üstün olması sebebi ile aktif Crohn hastalığının ve komplikasyonlarının tanısında daha duyarlıdır. Yumuşak doku rezolüsyonu düşük. Barsak duvarına ilişkin tüm katmanlar ve çevre mezenterik yapılar değerlendirilebilir. Çekim süresi kısadır. Peristaltik hareketlerden etkilenmeden hareket artefaktı az olan görüntüler elde edilir.

KAYNAKLAR

- 1- Erdem İhsan Haziran 2005 - Gövde Manyetik Rezonans - Manyetik Rezonans Dergisi, Ankara, 57-60 2- Öztürk Emine - Yücesoy Cüneyt - Ince Barsak Hastalıklarında Enteroklizis'in Tanı Değeri Araştırma Makalesi * Ankara Tıp Fakültesi Mecmuası 2009* 62(3)
- 3- Korman U Aktuna Kolon ve Rektum Dergisi 1992*3 4- Kaya Tamer - Temel Radyoloji Tekniği 3, Başk. Güneş&Nobel 1997 5:282 5- İlgiç Öner - İçer Gökhan - Koruk Mustafa - Tercan Mustafa - Bilgen İpli - Elmas Nerva - 2011 - Ince Barsak Lezyonlarının Gösterilmesinde Enteroklizisin Yeri - Ege Tıp Dergisi 40 (2): 131 - 135.
- 6- Çankır Mevza Metim - 2008 - Ince Barsak Hastalıkları Tanısında Kullanılan Yöntemler; BT Enterografi İla MR Enterografi Görüntü Kalitelerinin Karşılaştırılması - Uzmanlık Tezi
- 7- ALTUNA CAVLAN - 2008 - Ince Barsak Hastalıklarının Tanısında BT Enterografi Etkinliği ve Fiziabilitesi http://www.istanbulsağlık.gov.tr/whz/pdf/radyoloji/Dr_cavlan_altuna.pdf erişim: 26.03.2014
- 8- Büyükaşık Naciye Semrur; Kışoğlu Hüseyin, Atalay Roni, Solakoğlu Tefik, Özer Sarı Savi, Akar Mustafa, Algin Oktay, Taşlır Yürekli Öykü, Akın Fatma Ebru, Demirezer Bolat Aylin, Selvi Eyyüp, Ersoy Osman, MR Enterografi ile Saptanan İnternal Fistüllü Olgu lar - Ankara
- 9- Bakır Bang - BT - MR Enteroklizis 2014 - http://www.enteroklizis.com/kullanilan-ajanlari - erişim: 26.03.2014 10 - http://www.enterografi.com/enterografi-enteroklizis-kullanilan-ajanlari - erişim: 25.03.2014



SPLENİK ARTER ANEVİZMASININ 16 DEDEKTÖRLÜ BT İLE GÖRÜNTÜLENMESİ IMAGING TH SPLENIC ARTERY ANEWRYSM WITH HB DETECTOR CT

8. ULUSAL RADYOLOJİ TEKNİSYENLERİ
KONGRESİ ve MR FİZİK KURSU
15-18 Mayıs 2014, Mirada Delmar Otel
Kemer/Antalya



Radyoloji Uzmanı (Radiologist) - Dr. Fatma Bahar KASIM
fatmabaharhacioglu@yasamhastanesi.com.tr

Radyoloji Teknikeri (Radiology Technician) - Muharrem KESKİN
muharremkeskin@yasamhastanesi.com.tr

AMAÇ / AIM

Non spesifik karn ağrısı ötanısıyla kliniğimize başvuran 34 yaşında bayan hastaya yapılan USG sonrasında dalak hilusunda 15mm çapında anekoik, hipoeoik kitle ayırımı net yapılamayan ancak Renkli Doppler Ultrasonda belirgin vasküler dolum, görülen nodüler lezyonun ayırıcı tanısı için Batın BT Anjiyografi tetkiki yapılması önerildi.

During the ultrasound scan of 34 years old female patient who came with nonspecific abdominal pain, a nodular lesion at the splenic hilus was detected. The lesion could not clearly discriminated as anechoic or hypoechoic but with color doppler the lesion was clearly vascular. So for differential diagnosis abdominal CT angiography was planned.

GEREÇ YÖNTEM / METEAL METHOD

Batın BT Anjiyografisinde 10mm kalınlık 1,5mm aralık 160 MAS, 120 KV parametrelerinde sağ antekübital venden 100cc non iyonik kontrast maddenin 4.5 flow hız ile verilmesi eşliğinde 40cc serum fizyolojik verilerek Arterial faz olarak Batın BT Anjiyografi tamamlanmıştır. Elde edilen görüntüler 3 boyutlu ve multiplener rekonstrüğe edilerek yapılandırılmıştır.

We injected 100 cc non ionic contrast at 4.5 cc/sec velocity and 40 cc % 0.9 isotonic solutan through right antecubital vein. Abdominal CT angiograph was completed. 10 mm thickness and 1,5mm slice thickness at 160 MAS 120 KV parameters.

BULGULAR / FINDINGS

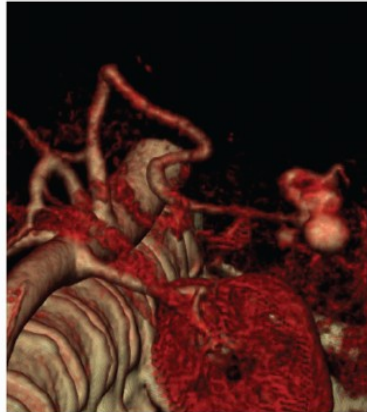
Yapılan Batın BT Anjiyografi sonrasında splenik arter distalinde dalak hilusunda çapı 15mm ölçülen sakküler anevrizma saptanmıştır.

At the splenic hilus just inferior to splenic artery a saccular aneurism 15 mm circular is detected.

SONUÇ / RESULT

Abdominal visseral arter anevrizmaları nadir görülen anevrizma türü olup en sık splenik arteri tutmaktadır. Genellikle asemptomatik olup tesadüfen saptanırlar. Semptomatik ve çapı 2cm'in (20mm) üzerinde olanlara cerrahi müdahale önerilir. Kesin tanı konvensiyonel anjiyografiyle konur. Etiyolojisi tam olarak bilinmemekle birlikte; travma, portal hipertansiyon ve gebeliğe bağlı hormonal değişiklikler etyolojik faktörler arasında sayılabilir. En önemli komplikasyonu %3-10 arasında görülen anevrizma rüptürü olup bunlarında %20'si mortal seyredir. Hazırlanan vakada dış gebelik anamnezi olup C/S sonrasında nonspesifik pelvik ağrı nedeniyle yapılan incelemede saptanmıştır. Splenik arter anevrizmasının çapı 15mm olduğundan ve asemptomatik olduğundan herhangi bir cerrahi müdahale yapılmamış olup hasta takibe alınmıştır.

Abdominal artery aneurism is an uncommon type of vascular aneurism which is mostly seen at splenic artery. Usually they are asymptomatic and detected incidentally. Surgical intervention is suggested when symptomatic or greater the 20mm diameter. Definite diagnosis is made by conventional angiography. Etiology is not exactly known but trauma, portal hypertension and hormonal changes during pregnancy can be a cause. The most significant complication is aneurism rupture seen 3-10% and fatal 20% of cases. In our case our patient is multigravid with history of ectopic pregnancy and C/S (section). Our patient applied to our clinic for her non-specific pelvic pain. Surgical intervention is not suggested to our patient because the diameter of aneurism is 15mm and she is just suggested follow up.



TALASEMİ'DE MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

Rad.Tek.Songül Bahar, Prof.Dr.Nail Bulakbaşı

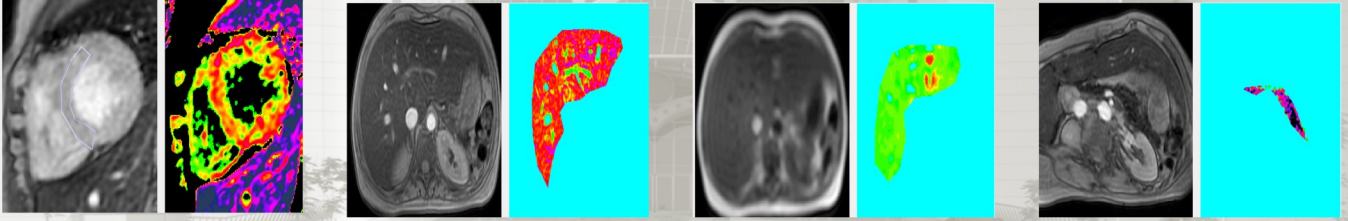
Yakın Doğu Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji AD. Lefkoşa /KKTC

Amaç: Talasemi hastalarında kalp, karaciğer, pankreas ve dalakta demir pigment birikiminin ölçümünde MRG'nin etkinliğini araştırmak

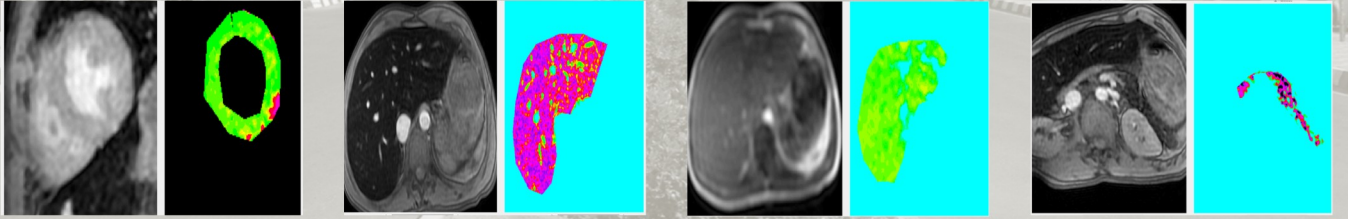
Yöntem: Talasemili 72 hastaya (36 kadın 36 erkek) 1.5 tesla MRG cihazında (GE HDX Excite) 8 kanallı abdomen sargısı ile kardiyak ve abdomen incelemeleri yapıldı. Çekim süresi ortalama 45 dakika olup, hastalara tedavi takibi amacıyla yılda bir kez ölçüm yapıldı. Kardiyak inceleme için EKG ve solunum tetiklemeli cine görüntüler üzerinden kısa aksta sol ventrikülün proksimal, orta ve distal kesimlerden geçen 3 planda, 8 (2.1, 4.9, 7.8, 10.6, 13.5, 16.3, 19.2, 22 ms) ve 16 (1.8, 4.3, 6.8, 9.2, 11.7, 14.2, 16.6, 19.1, 21.6, 24, 26.5, 29, 31.4, 33.9, 36.3, 38.8 ms) farklı TE ile toplam 6 adet T2* ağırlıklı görüntüler elde edildi. Karaciğer ve dalak için aksiyal planda 4 kesitte 8 ve 16 farklı TE ile T2* ve 8 farklı TE (3, 6, 9, 12, 18, 30, 38, 45 ms) ile T2 ağırlıklı görüntüler alındı. Pankreas için oblik aksiyal planda 5 kesitte 16 farklı TE ile T2* ağırlıklı görüntüler elde edildi. Görüntüler Iron Analysis 1.0 (produced by Dr.John WOOD) değerlendirildi. Hastalar karaciğer demir pigment yüküne göre hafif (2-5 mg/g/dw), orta (5-10 mg/g/dw), ağır (>10 mg/g/dw) ve parçalı tutulum olarak 4 gruba ayrıldı.

Bulgular: 72 hasta (20-60 yaş, ortalama 43) incelendi. 26 hasta hafif, 17 hasta orta, 19 hasta ağır ve 5 hasta normal olarak sınıflandı. 2 hastada parçalı tutulum saptandı. Hastaların klinik bulguları ve tedavi yanıtları ile en iyi 16 TE'li T2* ağırlıklı ölçüm sonuçları uyum gösterdi.

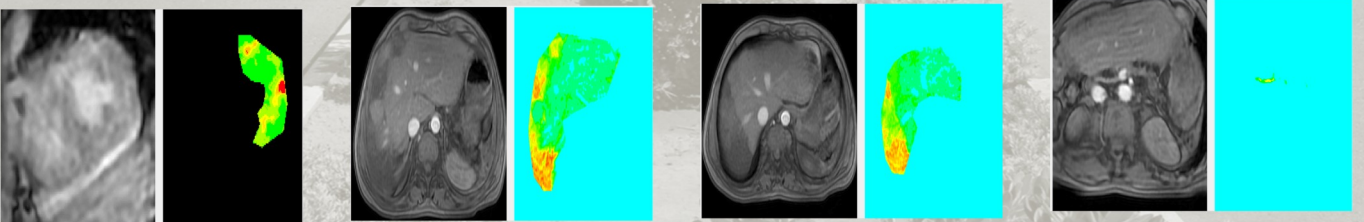
Olgu:1 Ağır



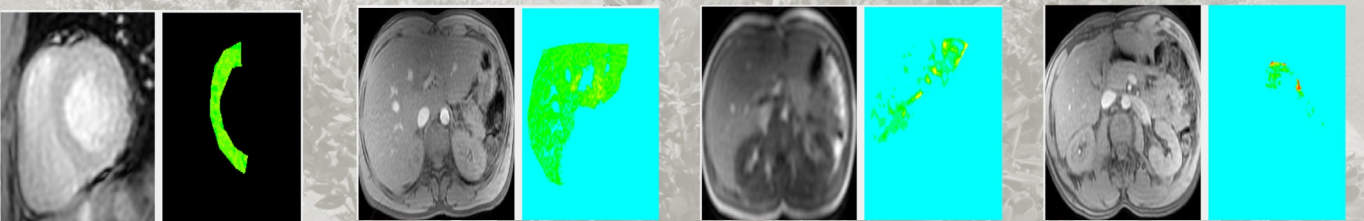
Olgu:2 Parçalı



Olgu:3 Orta



Olgu:4 Hafif



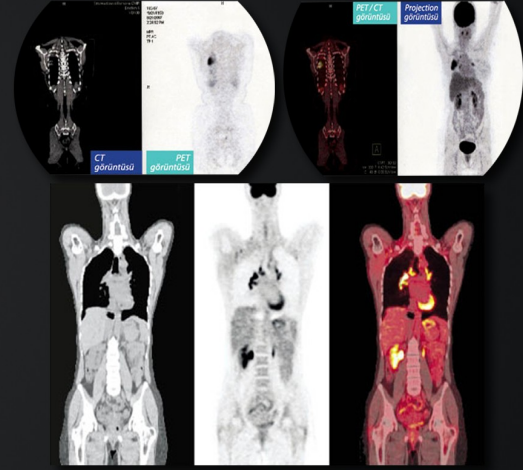
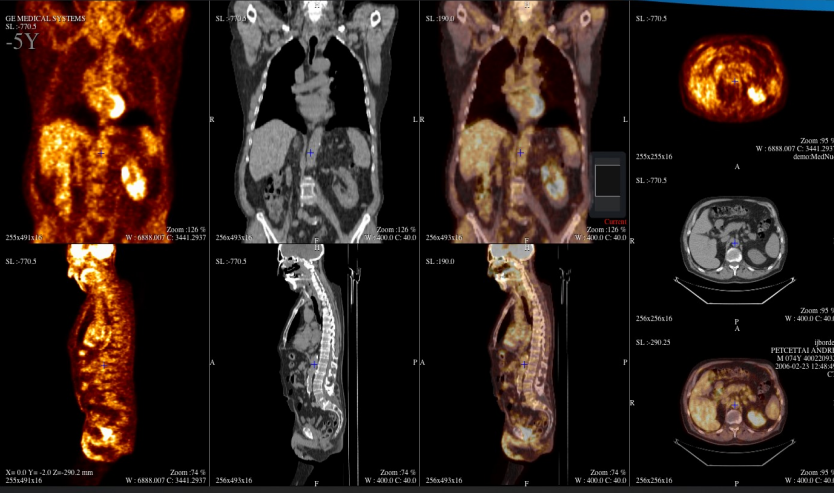
Sonuç:

Çekim süresi uzun olması sebebiyle bazı hastaların tolerasyonu az olmakla birlikte tüm hastalarımızda yeterli kalitede görüntü elde edilmiştir. Klinik veriler ile en iyi korale olan bulgular 16 TE ile elde edilen T2* ağırlıklı görüntüler elde edilmiştir. T2 ağırlıklı görüntülerden yapılan ölçümler demir pigment birikiminin orta ve hafif olduğu olgularda T2* sonuçları ile uyumsuzken ağır olgularda daha iyi bir uyum saptanmıştır. Kullanılan program T2 ve T2* parametreleri dışında kalp ve karaciğerde 100 gr başına düşen kuru demir miktarını verdiğinden özellikle tedavi sonuçlarının takibinde klinisyenlere iyi bir referans olmaktadır. Sonuç olarak çok TE'li T2* ağırlıklı MRG ile demir pigment ölçümü talasemi hastalarının değerlendirilmesinde etkin, güvenli ve pratik bir yöntem olarak değerlendirilmiştir.

PET / CT (POZITRON EMİSYON TOMOGRAFİ)

Organ ve dokularda ortaya çıkan fonksiyonel (işlevsel) değişiklikleri anatomik detaylarla birlikte gösteren, etkinliği kanıtlanmış bir Nükleer Tıp görüntüleme tekniğidir.

PET çalışmaları metabolik değişiklikleri gösterdiği için lezyon hakkında diğer görüntüleme yöntemlerinden çok daha erken bilgi vermekte ve CT ile de anatomik detay gösterildiğinden PET/CT çalışmaları hastalığın erken tanısına ve doğru evrelendirilmesine yardımcı olmaktadır.



Bu yöntemde;

- Hastaya bir şeker türevi olan ve pozitron ışıması yapan Flor-18 ile işaretlenmiş FDG molekülü (radyoaktif madde) damar yolundan uygulanır.
- Belli bir süre verilen radyoaktif maddenin tüm vücuda yayılması beklenir (yaklaşık 30-60 dk)
- Kamera altına alınan hastanın toplam 12-20 dk süre içerisinde aynı esnada hem bilgisayarlı tomografi hem de PET görüntüleri üç boyutlu olarak elde edilir.
- Böylece organ ve dokulardaki normal ve normal dışı fonksiyon gösteren patolojik alanların üç boyutlu görüntülenmesi sağlanır.

PET/CT Hastaya Neler Kazandırır?

- PET/CT tek bir görüntüde vücudun tüm alanları üç boyutlu incelendiğinden hastalık hakkında birçok tıbbi testin verebileceğinden daha fazla ve güvenilir bilgi verir.
- PET/CT hastalığın erken tanısını sağlar. • PET/CT hastalığın doğru evrelendirilmesini sağlar. • PET/CT hastalığa ait doğru tedavi şekillerinin seçilmesine yardımcı olur. • PET/CT hastalığın seyrini ve tedaviye yanıtını gösterir.
- PET/CT gereksiz cerrahi ve tıbbi tedavileri engeller.
- PET/CT gereksiz harcamaları önler. • PET/CT hastaya zaman kazandırır.



PİKKKAT!

Radyasyon ve

Kendiniz ve sevdikleriniz için radyasyon

25^{YDÜ}
.yıl

vitamin Değildir!



yasyondan koruyunuz, korununuz



Koroner ÇKBT Anjiyografi

KARDİYAK / KORONER BT ANJİYOĞRAFI

Kalp damarlarında meydana gelebilecek hastalıkların katetersiz, güvenilir, kolay yolla ve saniyeler içerisinde 3 boyutlu olarak görüntülenmesidir. ÇKBT yalnızca damar lümenini değil damar duvarını da gösterebilen ve plak karakterizasyonu yapabilen ilk noninvazif görüntüleme metodudur. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi Kardiyak Anjiyo (Sanal Anjiyo, ÇKBT) ile kalp damarlarınızı bir nefes tutumu kadar kısa bir sürede kontrol ettirebilirsiniz.

KARDİYAK / KORONER BT ANJİYOĞRAFI İŞLEMİ

Kalp damarlarınızın görüntülenmesi zahmetsiz bir şekilde uygulanırken kolay ön hazırlık ve laboratuvar tetkikleri gerektirmektedir. Damardan verilen bir kontrast madde sayesinde de üç boyutlu görüntüleme sağlayan geliştirilmiş program ile hastanın değerlendirmeye alınacak olan koroner damarlarının farklı açılardan görüntüleri alınmaktadır. Tıkalı damar veya daralma olan bir damar olup olmadığı kontrol edilerek bir tıkanıklık saptanması durumunda ise tedavi yöntemi uzman doktorlar ile programlanmaktadır. Üç boyutlu olan bu görüntüleme işlemi saniyeler içerisinde yapılabilirken toplam işlem süresi ortalama 15 dakika içerisinde tamamlanmakta ve tetkik sonrası hasta günlük yaşamına rahatlıkla devam edebilmektedir.

NEDEN KARDİYAK / KORONER BT ANJİYOĞRAFI

Klasik kateter anjiyografi yapılan hastaların önemli bir kısmında normal sonuçlar rapor edilmektedir. Bu grupta yer alan kişilere klasik kateter anjiyografiye göre Kardiyak ÇKBT Anjiyografi yapılması hasta açısından hastanede kalış, yatak istirahati gerektirmemesi açısından daha konforlu olmaktadır. Ayrıca kalp damarlarının görüntülenmesi esnasında tetkike dahil olan kesimlerde, aort (anevrizma gibi anormal genişleme durumları), pulmoner arter lümenleri, akciğerler, karaciğer ve böbrek üstü bezi gibi yapılar, kemik yapılarda değerlendirilir. Bu sistemlerden kaynaklanan bir takım patolojilerde aynı seansta aydınlatılmış olur. Bu nedenle atar damara girerek işlem yapmanın ve hastanede kalışa bağlı bir takım problemlerin riskini almak yerine Kardiyak ÇKBT Anjiyografi yapılması gittikçe yaygınlaşmaktadır.

DERNEKTEN HABERLER

Uluslararası Katılımlı RADYASYON GÜVENLİĞİ SEMPOZYUMU



Türkiye, radyoloji tarihinde ilk defa ISRRT gibi uluslararası alanda faaliyet gösteren bir kuruluşun temsilcilerini ağırladı. Derneğimiz TÜMRAD-DER, Uluslararası Radyoloji Teknisyenleri Derneği ISRRT'nin Avrupa Başkanı Mr. Dimitris Katsifarakis ve Yunanistan Radyoloji Teknisyenleri Derneği Başkanı Dimitris Koumarios katılımı ile düzenlenen Radyasyon Güvenliği Sempozyumu'na ev sahipliği yaptı.

13 Nisan 2014 tarihinde İstanbul Aydın Üniversitesi Konferans Salonunda gerçekleştirilen Sempozyum İstanbul Aydın Üniversitesi Rektörü Prof. Dr. Yadigar İZMİRLİ'nin açılış konuşması ile başladı.

Sempozyum başkanlığını İstanbul Aydın Üniv. SHMYO Müdürü Prof. Dr. Bülent TEKİNSOY'un yaptığı Sempozyumda ISSRT Avrupa Başkanı Mr. Dimitris Katsifarakis, Avrupa'nın radyasyondan korunma standartları ve Uluslararası Atom Enerji Ajansının radyasyondan korunmaya yönelik yeni projeksiyonları hakkında bir sunum yaptı.

Yunanistan Dernek Başkanı Dimitris Koumarios da "Radyasyon uygulamalarında radyasyon riskinin hastaya bildirilmesi ve akıllı doz kartı uygulaması" hakkında sunum yapmıştır.



İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp ABD'dan Prof. Dr. Mustafa DEMİR, Gedik Üniversitesi SHMYO 'dan Öğr. Gör. Havva PALACI, Kapadokya MYO'dan Öğr. Gör. Gürdoğan AYDIN ve Dernek Başkanımız Heybet ASLANOĞLU'nun sunumları ile sempozyum tamamlandı.

Sempozyum sonunda ISRRT Avrupa Başkanı Mr. Dimitris Katsifarakis ve Yunanistan Dernek Başkanı Dimitris Koumarios ile yapılan ikili görüşmelerde TÜMRAD-DER'in Avrupa dernekleri ve ISRRT ile ilişkilerin geliştirilmesi yönünde görüş alışverişinde bulunuldu ve 2016 yılında TÜMRAD-DER ile Yunanistan Radyoloji Teknisyenleri Derneği'nin Balkan Radyoloji Teknisyenleri Kongresini ortak düzenleme kararı almıştır. GE Healthcare, Opakim ve MEDİKUS firması tarafından desteklenen Sempozyuma 185 öğrenci ve teknisyen katıldı.

CHP İZMİR Mv. RAHİMİ AŞKIN TÜRELİ RADYOLOJİ ÇALIŞANLARI İÇİN SORU ÖNERGESİ VERDİ

CHP İzmir Milletvekili ve Plan ve Bütçe Komisyonu üyesi Rahmi Aşkın Türel, Sağlık Bakanı Mehmet Müezzinoğlu'na Radyoloji çalışanlarının sorunlarıyla ilgili yazılı soru önergesi verdi. Derneğimiz TÜMRADDER'in de katkılarıyla hazırlanan ve TBMM Başkanlığı'na sunulan soru önergesi ile ilgili konuşan Sayın MV. Rahmi Aşkın Türel, kamuoyunda "Tam Gün Yasası" olarak bilinen kanunla birlikte radyoloji çalışanlarının haftada 25 saat olan çalışma sürelerinin 35 saate çıkarıldığını hatırlatarak "Söz konusu değişiklik Avrupa Birliği ile entegrasyon gerekçesi ileri sürülerek hazırlanmış ve bu madde ile radyasyonla çalışanların haftalık çalışma süreleri 25 saatten 35 saate çıkarılmıştır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta, radyasyon görevlilerinin günlük mesai sürelerinde birim zamanda yaptıkları iştir. Avrupa ve OECD ülkelerinde bir radyoloji teknisyeni günlük mesai saatinde ortalama 20-25 hasta ve ortalama 50-60 çekim yapmakta iken, ülkemizde bir teknisyen ortalama 75-80 hasta ve ortalama 250 çekim yapmaktadır. Diğer taraftan, radyasyonun başta kanser olmak üzere erken yaşlanma, kısırlık, büyüme ve gelişme geriliği, gelecek nesillerde görülebilecek sakatlıklar ve doğal yaşam süresinin kısalması gibi pek çok ciddi sağlık problemlerine neden olduğu bilinmektedir. Devletin görevi çalışanlarını riske atmak değil her türlü tehlikeden ve hastalıktan korumaktır" dedi.

Sağlık Bakanı Sn. Dr. Mehmet Müezzinoğlu'nun yanıtlamasını bekleyen sorular şunlardır.

Ülkemizde yürürlükte olan ve uluslararası normların da üzerinde olduğu bilinen radyasyonla çalışan işlerde haftalık 35 saat olan sürenin fazla olduğunu düşünüyor musunuz?

Avrupa'da uygulanmakta olan günlük çekim sayısının sınırlandırılması gibi bir uygulamanın Türkiye'de de hayata geçirilmesine yönelik bir çalışma var mıdır?

Bakanlığınız kayıtlarında radyoloji çalışanı olup meslek hastalığından hayatını kaybedenler ile ilgili istatistik yapılmış mıdır? Yapılmışsa radyasyona maruz kalıp kanser olan ve hayatını kaybeden kaç kişi vardır?



Rahmi Aşkın TÜRELİ
CHP İzmir Milletvekili

Döner Sermaye Ek ödeme Yönetmeliğinde radyoloji, nükleer tıp, anjiyografi gibi radyasyon alanlarının da riskli birim kapsamına alınması ile ilgili Bakanlığınızca başlatılan herhangi bir çalışma var mıdır?

Radyoloji ile ilgili hiçbir eğitim almadığı halde özel ve kamu sağlık kurumlarında radyoloji ünitelerinde radyasyon uygulaması yapan, kendisini ve hastaların sağlığını riske atan diplomasız radyoloji teknisyenleri ile ilgili Bakanlığınızın bir araştırması var mıdır?

Diğer sağlık çalışanları gibi radyoloji teknisyenlerinin beklentisi de radyoloji bölümünde lisans düzeyinde 4 yıllık eğitime geçilmesidir. Konuyla ilgili Bakanlığınızın bir çalışması var mıdır?

Radyoloji çalışanlarının 06.05.1939 tarih ve 4201 sayılı Resmi Gazete'de yayımlanan "Radyoloji, Radyom ve Elektrikle Tedavi Müesseseleri Hakkında Nizamname"sinin 23 üncü Maddesi gereğince yıllık sağlık kontrolleri yılda iki kez yapılmakta mıdır? Yine 6331 sayılı İş Sağlığı ve Güvenliği Kanunu'nun 15 inci Maddesinin 4 üncü fıkrası gereği "Sağlık gözetiminden doğan maliyet ve bu gözetimden kaynaklı her türlü ek maliyet işverenince karşılanır, çalışana yansıtılamaz." denilmesine rağmen çalışanlardan kesinti yapılmakta mıdır?

Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi bünyesinde Röntgen Teknisyeni kadrosu ile görev yapmakta olan personelin görev yaptığı süreler için 5510 sayılı Sosyal Sigortalar ve Genel Sağlık Sigortası Kanununu gereğince radyoloji çalışanlarının faydalanması gereken fiili hizmet süresi zammından yararlandırılmakta mıdır?

Radyoloji çalışanlarının haftalık çalışma süresi 10 saat arttırılmış olmasına rağmen ücret politikası neden aynı kalmıştır?

GÖRÜNTÜLEME TEKNOLOJİSİNDE YENİLİKLER VE KLİNİK UYGULAMALAR SEMPOZYUMU



Marmara Üniversitesi SHMYO Tıbbi Görüntüleme Teknikleri Bölümü, Türk Radyoloji Derneği İstanbul Şubesi ve TÜMRAD-DER tarafından 5 Mayıs 2014 tarihinde Marmara Üniversitesi Haydarpaşa Kampüsü'nde yapıldı.

Meslektaşlarımızın ve Tıbbi Görüntüleme Bölümü öğrencilerinin yoğun ilgi gösterdiği sempozyumda Prof. Dr. Çınar BAŞEKİM, Prof. Dr. Ercan KARAARSLAN, Doç. Dr. Süleyman

DİKİCİ ve Doç. Dr. Ersin ÖZTÜRK sunum yaptı.

M.Ü. SHMYO öğretim Üyesi Yard. Doç. Dr. Nuran AKYURT'un ardından Dernek Başkanımız Heybet ASLANOĞLU yaptığı açılış konuşmasında "Meslektaşlarımız arasındaki birlik ve beraberliğin önemine vurgu yaparak, mesleki örgütlenmenin önemine vurgu yapmıştır."

Sempozyuma 250 öğrenci ve teknisyen meslektaşımız katılmıştır. Sempozyum sonunda katılımcılara KATILIM BELGESİ verildi.



İL TEMSİLCİLERİMİZ

KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

İbrahim DURSUN / Yakın Doğu Üniv. Tıp Fak. Hastanesi
TEL: 0 542 875 06 24

ANKARA

Mustafa Talat ERDEM / Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Tel: 0 535 705 49 60

İZMİR

Eyüp BAŞARAN / Adnan Menderes Üniv. Hastanesi
TEL: 0 507 161 26 41

DİYARBAKIR

Vahap BİLEN-İzzettin ERYILMAZ / Dicle Üniv. Tıp Fak Hastanesi
TEL: 0 530 766 18 99

KIRŞEHİR

Gürdoğan AYDIN / Ahi Evran Üniv. Eğitim ve Araştırma Hastanesi
TEL: 0 542 427 51 57

GAZİANTEP

Uğur ESEN / Av.Cengiz Gökçek Devlet Hastanesi
Tel: 0 0 544 574 76 69

MUĞLA

Hurşit TOPAL / Muğla Devlet Hastanesi
TEL: 0 531 626 48 18

ESKİŞEHİR

Semik ADAK / Eskişehir Osmangazi Üniv. Tıp Fak. Hastanesi
TEL: 0 555 674 83 72

BATMAN

Nihat DAL-Esat ALTUNIŞIK / Batman Bölge Devlet Hastanesi
TEL: 0 546 222 22 47

MARDİN

Adnan ŞEKER / Kadın Doğum ve Çocuk Hastanesi
TEL: 0 532 660 25 06

DÜZCE

Safiye ŞAHİN / Düzce Üniv. Tıp Fak Hastanesi
TEL: 0 554 341 82 05

ORDU

İbrahim ERGÜL / Fatsa Devlet Hastanesi
TEL: 0 542 572 66 70

ZONGULDAK

Olca YANIK Atatürk Devlet Hastanesi
TEL: 0 533 495 18 90

MUŞ

Kıyas ASYA / Muş Devlet Hastanesi
TEL: 0 533 624 30 40

KAHRAMANMARAŞ

Serhat İGÇİ / Sütçü İmam Üniv. Hastanesi
TEL: 0 532 407 96 47

AMASYA

Kaya KAVRAR / Merzifon Devlet Hastanesi
TEL: 0532 697 83 87

TEKİRDAĞ

Muharrem KESKİN / Özel Tekirdağ Yaşam Hastanesi
TEL: 0 505 537 13 25

ANTALYA

Serpil AKBULUT / Akdeniz Üniv. Tıp Fak Hastanesi
TEL: 0 505 263 96 35

MERSİN

Hüseyin SALGUR / Mersin Devlet Hastanesi
TEL: 0 505 729 75 86

BİTLİS

Emrah TEVFIK ŞÖLEN / Bitlis Devlet Hastanesi
TEL: 0 506 786 70 64

BİNGÖL

Murat BAYNAL / Bingöl Devlet Hastanesi
TEL: 0 530 687 64 61

MANİSA

Mehmet Fatih SÖZEN / Manisa Devlet Hastanesi
TEL: 0 533 324 43 72

ISPARTA

Ümit KARA / SDÜ SHMYO Tıbbi Görüntüleme Teknikleri
TEL: 0 505 308 57 46

MALATYA

Kenan DÖNDÜ / Özel Malatya Sevgi Hastanesi
TEL: 0 533 386 83 57

SAMSUN

Remzi KAYA / Samsun Eğitim ve Araştırma Hastanesi
TEL: 0532 303 9345

DENİZLİ

İbrahim ÇETİNER / Denizli Servergazi Devlet Hastanesi
TEL: 0 505 782 37 71

HAKKARİ

Serhat DOĞAN / Hakkari Devlet Hastanesi
TEL: 0 536 546 11 90

GİRESUN

Gürkan AYDIN / Giresun Devlet Hastanesi
TEL: 0 533 521 61 09

VAN

Serkan BİLGİN- Ali ÇETİN / Erciş Devlet Hastanesi
TEL: 0 544 455 37 80

SİVEREK- ŞANLIURFA

Enver ÖZTÜRK / Siverek | Mehmet ÇAPLI / Ş.Urfa Kadın Doğum Hastanesi
TEL: 0 506 649 39 49 | TEL: 0 532 623 75 13

Tüm Radyoloji Teknisyenleri ve Teknikerleri Derneği

Millet Cad. No.11 İnan İş hanı K.6 / 615 Aksaray-Fatih / İST

Tel & Fax : 0 212 530 30 23 Gsm : 0 532 292 46 27

tumradder@gmail.com www.tumrad.net



İç Hava, Partikül ve Gaz Arıtım Sistemlerinde Dünya Lideri

Radyografi Odalarında
X-Ray kadar zararlı olan gizli
etkiler de var !

Sürekli Soluduğumuz
Ozon, Co2, CO, Azot gazları
ve
Enfeksiyon Sebebi olan
Virüs ve Bakteri Partikülleri bizi en
fazla tehdit eden faktörlerdir.

Genano 310 ;
Radyoloji Personelini ve Hastayı,
bu tehditlerden korur.

ISO-14644 standardına göre Class-6
Temiz Oda Şartlarında Dekontaminasyon ve
Enfeksiyon hava arıtımını 7x24 sağlar.

Üstelik Mekanik filtre olmadan
Sıfır İşletme maliyeti ile.



Sağlık Bakanlığı, 6.5.1939 tarih ve 4201 sayılı Nizamname'nin
2nci ve 3.maddesine istinaden : "Röntgen teşhis ve tedavi
odaları, müesseselerin mevcut tesisatlarına göre çalışmaya mani
olmayacak genişlikte olacak ve hava arıtımını kolayca sağlayacak-
tertibatı bulunduracaktır.",





KONICA MINOLTA



STEP INTO THE WORLD OF DR

The essentials of imaging



ACIES - Our PACS Solution



CR Reader - Sigma Desktop



Wireless FPD Technology - AeroDR



Single Bay CR Reader -
Supports Mammography



Laser Imager - Drypro 873

Medsis Medikal Sistemler Ticaret Limited Şirketi

Merkez Adres : Eğitim Mahallesi Muratpaşa Sokak Nurtas İş Merkezi No:1/14 81040 Kadıköy /İSTANBUL

Tel : (0216) 414 72 20 - 336 93 49 Fax : (0216) 414 72 21

Ankara Ofis : (0312) 363 08 52 - Fax : (0312) 363 08 98

İzmir Ofis : (0232) 348 41 16

Malatya Ofis : (0422) 324 09 78

www.medsis.com.tr medsis@superonline.com



ye Olmanız için **ÇOK NEDEN VAR!**

- Mesleđinize ve size hak edilen saygınlığın verilmesi için,
- Mesleğimizin gelişmesi, radyolojik görüntüleme hizmetlerinde kalitenin artırılması için,
- Mesleğimizin sadece eğitimi kişilerce yapılması, ehliyetsiz kişilerin önlenmesi için,
- Çalışma koşullarımızın iyileştirilmesi, özlük haklarımızın geliştirilmesi, radyasyona bağlı meslek hastalıklarının son bulması için,
- Radyoloji eğitiminin lisans düzeyinde verilmesi ve akademik kariyer için,
- Meslektaşlarımız arasında birlik, beraberlik ve dayanışma sağlanması için,
- Güçlü bir meslek rgt olmamız ve radyoloji teknisyenlerinin sorunlarının çözüm bulması için,

zmn Adresi TÜMRAD-DER

İyi Bir Gelecek için,

Gelin Birlik Olalım.

haydi ye ol.

www.tumrad.net