

TIP TEKNİKERLERİNE YÖNELİK TEMEL RADYOLOJİK KAVRAMLAR

Güncel
2. Baskı

Lütfi İhsan Kuru



GÜNEŞ TIP
KİTABEVLERİ

Tıp Teknikerlerine Yönelik **TEMEL RADYOLOJİK KAVRAMLAR**

YAZAN

Dr. Öğr. Üyesi Lütfi İhsan Kuru
İstanbul Okan Üniversitesi
Sağlık Hizmetleri Meksek Yüksek Okulu
Tıbbi Görüntüleme Teknikleri İÖ. Program Başkanı



GÜNEŞ TIP KİTABEVLERİ

Tıp Teknikerlerine Yönelik Temel Radyolojik Kavramlar

Copyright © 2019

Bu Kitabın her türlü yayın hakkı **Güneş Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.**'ne aittir.
Yazılı olarak izin alınmadan ve kaynak gösterilmeden kısmen veya tamamen kopya edilemez; fotokopi, taksir, baskı ve diğer yollarla çoğaltılamaz.

ISBN: 978-975-277-743-9

Yayıncı ve Genel Yayın Yönetmeni: Murat Yılmaz

Genel Yayın Yönetmeni Yardımcısı: Polat Yılmaz

Yayın Danışmanı ve Tıbbi Koordinatör: Dr. Ufuk Akçıl

Dizgi - Düzenleme: Ümit Saçı

Kapak Tasarımı: İhsan Aşın

Baskı: Ayrıntı Basım Yayın ve Matbaacılık Hiz. San. Tic. Ltd. Şti.

İvedik Organize Sanayi Bölgesi 28. Cad. 770 Sok. No: 105-A

Ostim/ANKARA

Telefon: (0312) 394 55 90 - 91 - 92 • Faks: (0312) 394 55 94

Sertifika No: 13987

UYARI

Medikal bilgiler sürekli değişmekte ve yenilenmektedir. Standart güvenlik uygulamaları dikkate alınmalı, yeni araştırmalar ve klinik tecrübeler ışığında tedavilerde ve ilaç uygulamalarındaki değişikliklerin gerekli olabileceği bilinmelidir. Okuyuculara ilaçlar hakkında üretici firma tarafından sağlanan ilaca ait en son ürün bilgilerini, dozaj ve uygulama şekillerini ve kontrendikasyonları kontrol etmeleri tavsiye edilir. Her hasta için en iyi tedavi şeklini ve en doğru ilaçları ve dozlarını belirlemek uygulamayı yapan hekimin sorumluluğundadır. Yayıncı ve editörler bu yayından dolayı meydana gelebilecek hastaya ve ekipmanlara ait herhangi bir zarar veya hasardan sorumlu değildir. Bölümlerin içerik ve bilimsel sorumluluğu yazarlarına aittir.

GENEL DAĞITIM GÜNEŞ TIP KİTABEVLERİ

ANKARA

M. Rauf İnan Sokak No: 3
06410 Sıhhiye / Ankara
Tel: (0312) 431 14 85 • 435 11 91-92
Faks: (0312) 435 84 23

İSTANBUL

Gazeteciler Sitesi Sağlam Fikir Sokak
No: 7 / 2 Esentepe / İstanbul
Tel: (0212) 356 87 43
Faks: (0212) 356 87 44

KADIKÖY

Rasimpaşa Mah. İskele Sokak
No: 4 / A Kadıköy / İstanbul
Tel: (0216) 546 03 47

www.guneskitabevi.com
info@guneskitabevi.com



İÇİNDEKİLER

TARİHÇE	1
RÖNTGEN FİZİĞİ	4
C-FOTON BOZULMA.	10
GÖRÜNTÜNÜN ELDE EDİLMESİ.	11
GÖRÜNTÜ OLUŞTURMANIN ÜÇ ŞEKLİ.	17
KONTRAST MADDELER VE KULLANILDIĞI BAŞLICA TETKİKLER	19
BAŞLICA RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI	20
MAMOGRAFİ	22
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ FİZİĞİ VE TARİHÇESİ	29
MCBT'lerin AVANTAJLARI	37
MCBT'lerin DEZAVANTAJLARI	38
BT'DE GÖRÜLEN BAŞLICA ARTEFAKTLAR.	40
PET-BT	44
MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN FİZİK VE TARİHÇESİ	46
T1 RÖLAKSASYON (LONGİTÜDİNAL RÖLAKSASYON)	49
T2 RÖLAKSASYON (TRANSVERS RÖLAKSASYON).	50
MR'DA GÖRÜNTÜ OLUŞTURMA YÖNTEMLERİ VE KULLANILAN BAŞLICA SEKANSLAR	51
K-DİFÜZYON MRG (DAG= Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme)	58
L-DİFÜZYON TENSÖR (DT) GÖRÜNTÜLEME (MR TRAKTOGRAFI)	61
N-FONKSİYONEL MRG	67
O-MRA (MR Anjiyo)	68
P- BOS AKIM İNCELEMESİ	71
MR KONTRAST AJANLAR.	76
MRG AYGITLARI BAŞLICA ÜÇ TEMEL PARÇADAN OLUŞMUŞTUR	79
MRG'NİN KLİNİK AVANTAJLARI	81
MRG'NİN KLİNİK DEZAVANTAJLARI	81
MRG ÇEKİMLERİNDE GÖRÜLEBİLEN BAŞLICA ARTEFAKTLAR	82
REFLEKSİYON (YANSIMA) GÖRÜNTÜLEME-ULTRASONOGRAFİ.	90
ULTRASON FİZİĞİ VE TARİHÇESİ	90
ULTRASONOGRAFİ CİHAZLARI ÜÇ BÖLÜMDEN OLUŞMAKTADIR	97
ULTRASESİN TIBBİ KULLANIMDA GÖRÜLEN BAZI ETKİLERİ	97
ULTRASONOGRAFİNİN TIBBİ KULLANIMDAKİ AVANTAJLARI	98
TEDAVİDE KULLANILAN ULTRASON CİHAZLARI	99

KEMİK DENSİTOMETRİ CİHAZLARI	100
KEMİK MİNERAL YOĞUNLUĞU ÖLÇEBİLEN BAŞLICA CİHAZLAR.	101
DEXA CİHAZINDAN ÇIKAN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ.	101
NÜKLEER TIP	103
NÜKLEER TIPTA TANISAL AMAÇLI KULLANILAN RADYONÜKLİTLER VE KULLANIM ALANLARI	104
SICAK ODANIN ÖZELLİKLERİ VE İLAÇLARIN HAZIRLANMASI	106
ÖNEMLİ BAZI SİNTİGRAFI YAPMA TEKNİKLERİ VE SEBEPLERİ.	107
I. BÖBREK SİNTİGRAFİSİ.	107
RENAL HİPERTANSİYON SİNTİGRAFİSİ.	109
II. KEMİK SİNTİGRAFİSİ	111
VII-MİYOKARD PERFÜZYON SİNTİGRAFİSİ	115
VIII-AKİĞER VENTİLYASYON/PERFÜZYON SİNTİGRAFİSİ	116
IX-MECKEL DİVERTİKÜL SİNTİGRAFİSİ.	119
NÜKLEER TIPTA KULLANILAN BAŞLICA CİHAZLAR	121
ANORMAL VE HATALI SONUÇ NEDENLERİ	126
PET/MR.	127
RADYOTERAPİ CİHAZLARI VE AMAÇLARI.	128
ONKOLOJİ	128
RADYASYON ONKOLOJİSİ VE RADYOTERAPİ	129
A-Co60 CİHAZLARI.	131
B-LİNEER HIZLANDIRICILAR	132
YENİ NESİL LINAKLAR.	134
GAMMA KNİFE	136
CYBER KNİFE	137
TOMOTERAPİ	138
PROTON TERAPİ CİHAZLARI	139
RADYASYON VE ÇEŞİTLERİ	141
RADYASYONUN BİYOLOJİK ETKİLERİ.	142
RADYASYON UYGULAMALARINDA TEMEL PRENSİPLER VE KORUNMA	144
RADYOLOJİDE KULLANILAN DOZ BİRİMLERİ	147
GEBELİK VE RADYASYON	147
EN ÇOK İSTENİLEN VE BAZI ÖNEMLİ DİREKT RADYOGRAFİK POZİSYONLAR.	149
POZİSYONEL TERMİNOLOJİLER	150

ÖNSÖZ

Radyoloji; hastalıkların tanı ve tedavisine yardımcı olan ve bunun için çoğunlukla X ışınları, Ultrasound, Yüksek Manyetik Alan ile birlikte Radyo Frekans kullanarak bir görüntü elde edip tanı koyabilen bir bilim dalı olarak tanımlanabilir.

Öğrenciler insan sağlığı ve hastalıklarının araştırılmasının bir yolu olan radyolojinin temel prensiplerini öğrenmeliler ve buna uygun davranışları gerektiğini bilmelidirler. Bu nedenle öğrenciler radyolojik teknikleri kavramak, onların sağladığı olanakları bilmek ve anlamak mecburiyetindedirler. Bir çok invaziv (girişimsel) ve non invaziv (girişimsel olmayan) yöntemler, tanısal amaçlı olarak kullanılmakla kalmamış ablasyo (girişimsel işlemlerle tümöral dokuların radyo frekans ve krioterapi gibi tekniklerle operasyonsuz yakılarak veya dondurularak ortadan kaldırılması), stent uygulamaları, balon kateter ile damar dilatasyonları gibi işlemler yeni bir alt dal ortaya çıkmış ve bir çok tümöral ve vasküler tedaviler başarılı bir şekilde gerçekleştirilerek cerrahi işlemlerin yerini almıştır. Bu da hastaların hastanede yatış sürelerini kısaltarak sosyal güvenlik ve hastane giderlerini oldukça azaltmıştır.

Bu kitapta amaç olarak tüm görüntüleme yöntemlerinde kullanılan cihazların fiziği ve kullanım alanları ile Fizik Tedavi ve Rehabilitasyonda (FTR) kullanılan US fiziği eğitici görüntüler, çizim ve formüllerle özet olarak kolay bir şekilde anlatılmağa çalışılmıştır. Meme Kanseri ve diğer kanserler hakkında özet bilgiler ve kanser teşhis ve tedavisinde kullanılan Radyoterapi ve Nükleer Tıp cihazlarının özellikleri öğrencilerin anlayabileceği şekilde ifade edilmek istenmiştir.

Kitapta tıbbi tekniker öğrencilerinin hastalıklara tanı koyabilmeleri düşüncesinden ziyade hangi olgularda, hangi tetkikin kullanılması gerektiğini, cihazları ve özelliklerini tanıyarak cihazların en verimli şekilde kullanılmasını sağlamak ve Radyoloji teknikerlerinin görüntüyü en iyi hangi pozisyon ve X ışını dozu ile elde edilebileceğinin öğretilmesi hedeflenmiştir. Tüm Tekniker Meslektaşlarımıza faydalı olacağı düşüncesi ile kitabımı sizlere sunuyorum.

Dr. Lütfi İhsan Kuru

TEŞEKKÜR

Bu kitabı yazmamda beni teşvik eden, Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Klinik Şefliğim dönemindeki asistanlarıma ve Okan Üniversitesi FTR ve Tekniker Okulu öğrencilerine, yine kitabı yazmamda beni teşvik eden Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesinde beraber çalıştığımız meslektaşım, çok sevgili arkadaşım Radyoloji Klinik Şefi Doç. Dr. Alper HAYIRLIOĞLU'NA, Nükleer Tıp bölümünü yazarken yardımlarını esirgemeyen Nükleer Tıp uzmanı sayın Dr. Mehmet Tarık TATOĞLU'NA, kitabın basılmasına büyük yardımları olan Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Müdürü Sayın Yrd. Doçent Onur YARARA Okan Üniversitesi Yönetimine ve kitabın son halinin Türkçe yazım kurallarına uygunluğunu kontrol eden ve kitabı yazmam konusunda destek olan eşim Betül KURU ve kızım Ayselen KURU'ya teşekkür ederim.

Dr. Lütfi İhsan Kuru



Resim 4 • Dr.Esat Feyzi.



Resim 5 • Ülkemizde X ışınlarıyla ilgili Dr. Esat Feyzi'nin yazdığı ilk kitabın kapağı, 1898.



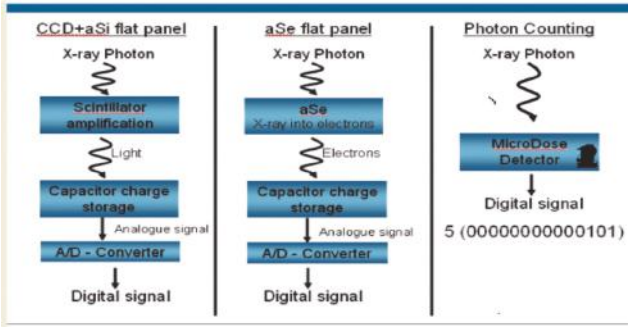
Resim 6 • Türk yunan savaşında sağ kolundaki kurşun yerinin saptanması için radyografisi çekilen, Er Boyabatlı Mehmet⁴, 1898.



Resim 7 • Er Boyabatlı Mehmet'in el grafisinde grafisinde şarapnel parçasının görünümü.

ve Direkt Dijital Röntgen (DR) sistemleri almıştır. CRda konvansiyonel sistemdeki gibi kaset teknolojisi kullanılmaktadır. Konvansiyonel röntgen cihazı ile elde edilen X ışınları kaset içerisindeki bir nevi hafıza birimi özelliğinde işlev yapan fosfor plaka üzerine alınmakta ve plakalar üzerinde oluşan latent görüntü özel bir cihaz ile okunarak dijital görüntü elde edilip bilgisayar sistemine aktarılarak incelemelerin yapılmasına dayanan bir sistemdir.

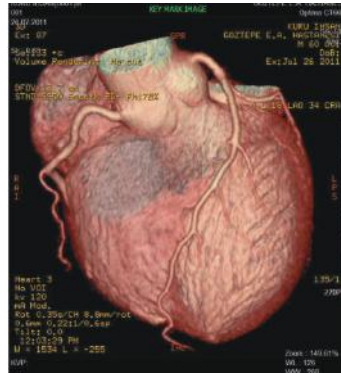
Dijital sistemlerde ise objelerden geçen ışınlar dedektörlere düşürülmektedir (Şekil 9). Dedektörler gelen ışın, gücüne bağlı olarak X ışınlarını elektriksel verilere çevirmekte ve bu elektriksel akımlar büyütülüp Fourier transformasyonu ile noktasal resim yapar gibi (Röntgende iki boyutlu piksel, tomografide ise hem piksel hem' de üç boyutlu hacimsel Vokseller halinde) bir elektronik ekran üzerine düşürüp görüntüleri oluşturmaktadır. Çok zayıf akımların noktaları beyaz veya beyaza yakın, güçlü akımların ise daha koyu renklere kadar giden tonlarda görüntüler oluşturmaktadır. Görüntüler siyah beyaz oluşturulacağı gibi, bir kodlama ile renklendirilebilmektedir (Resim 11,12). Örneğin noktalarla resim yapmanın babası sayılan George Seurat'ın yaptığı resimler gibi, bizde elektriksel noktalamalar ile görüntüleri oluşturmaktayız (Resim 13,14).



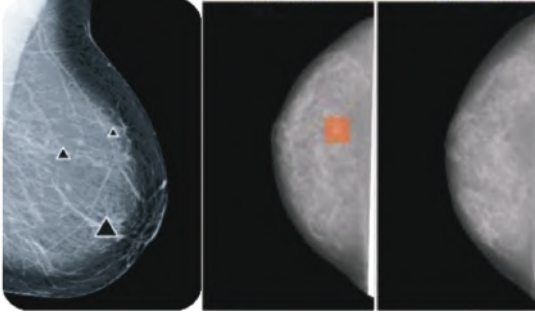
Şekil 9 • Dedektörlerin şematik yapısı. Çok geliştirilmiş ve çok hassas olan photon counting dedektör yapısı.



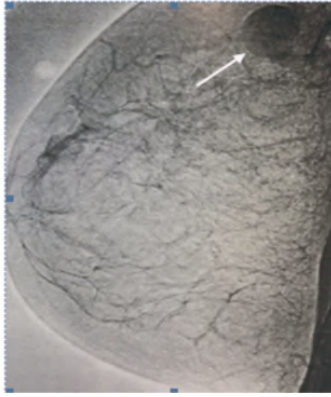
Resim 11 • Dijital röntgenle alınan akciğer grafisinde metastazların görüntüsü.



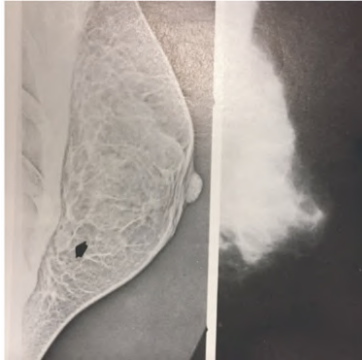
Resim 12 • 128 Kesitli BT ile alınan 3D görüntüde kalp ve koroner arterlerin renkli normal görüntüsü.



Resim 31 • CAD ile olası lezyonların işaretlenmesi.



Resim 32 • Xeromamografide çevre dokularda bozulma oluşturmeyen yuvarlak düzgün konturlu kitle görünümü (Kist).



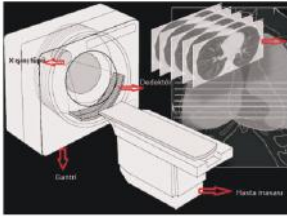
Resim 33 • Sağ lateral mamografide; Lezyon toraks lateral duvarına çok yakın ve memenin dens olmasından dolayı lezyon görülememektedir. Fakat Xeromamografi de görülmektedir (OK).

Grafler değerlendirilirken de X-ışını atenuasyon değerlerine karşılık gelmek üzere, görülen doku;

- Hiperdens (normal dokulardan Aşırı beyaz),
- Dens (normal dokudan daha beyaz),
- Hipodens (normal dokudan daha koyu)
- İzodens (Normal dokuyla eşdeğer koyuluktaki dokular anlamındadır).

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİLER ÜÇ ANA ÜNİTEDEN OLUŞMAKTADIR.

- X-ışını kaynağı ve dedektörlerin bulunduğu tarayıcı bölüm. Bu da iki kısımda incelenebilir.
 - Gantry denen ve ortasında ortalama 60-70- cm kadar bir açıklığı olan X ışın kaynağı ve dedektörleri barındıran çemberimsi oluşumdur. Kullanılan dedektörler ise Sodium İodide (NaI), Cesium İodide (CsI) Bizmuth germanate (BGO), Cadmium tungstate (CdWO₄) kristalleri ve sıkıştırılmış Xenon gazı gibi maddelerden yapılmıştır. Gantryler öne ve arkaya doğru ortalama +30 ve -30 derece açı yapabilirler ve buna tilting açısı denir. Bunun amacı bazı inceleme-lerde X-ışınını incelenecek alana en uygun şekilde yönlendirmek içindir.
 - Gantry açıklığı içerisine girip çıkabilen bir hareketli masa (Resim 41 a,b).
- 2-Dedektörlerden gelen bilgileri toplayıp değerlendiren bilgisayar,
- Bilgisayardan gelen bilgileri görüntüye çevirip veri diskine, oradan da ekrana veren Görüntüleme ünitesi.



a

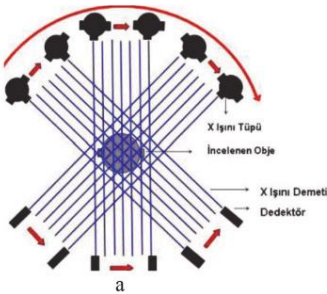


b

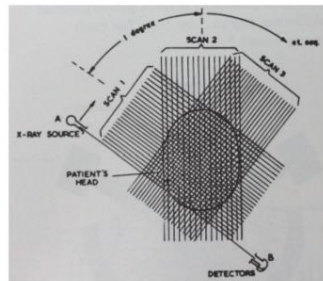
Resim 41 • BT'nin Şematik görünümü (a). BT'nin genel görünümü (b).

Birinci Jenerasyon (İlk BT'ler)

Bu cihazlarda kolime edilmiş ince (Pencil beam) bir X-ışın demeti ve tek dedektör kullanılmıştır. Burada X-ışın demeti ve dedektör çizgisel bir hatta beraber hareket ederler. Bu cihazlarda görüntü yaklaşık 4-5 dakikada oluşabiliyordu (Şekil 13 a,b).



a

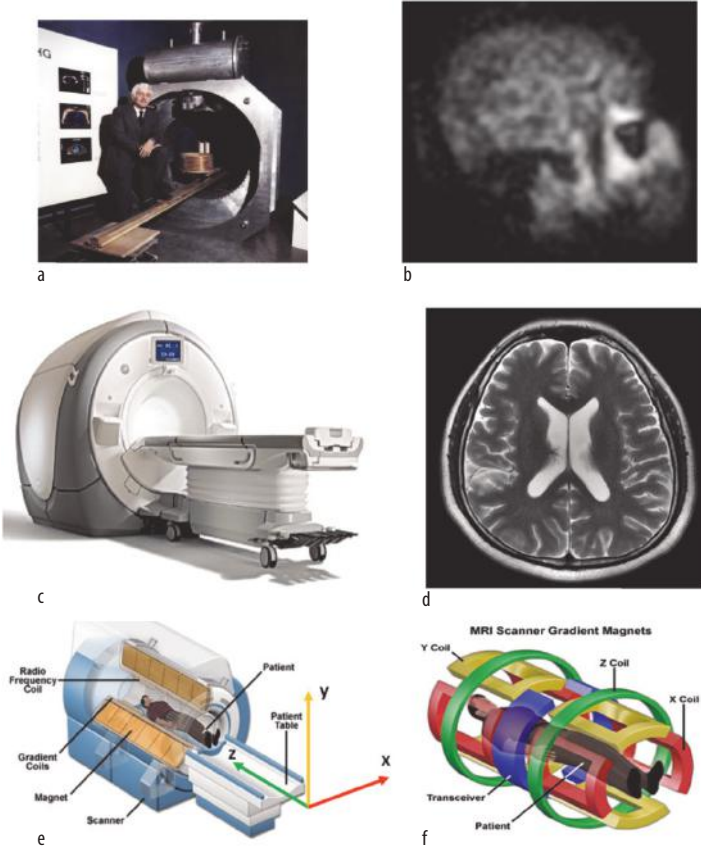


b

Şekil 13 • Birinci nesil BT şeması.

yılında bu keşifleriyle fizik alanında Nobel ödülü aldılar.² Bu keşiften sonra NMR ilk defa kimyacılar ve FBI tarafından üç Tesla gücünde cihazlarla spektroskopik olarak madde analizi yapılmakta kullanılmıştır. İlk kez 1970'lerde Paul Christian Lauterbur manyetik alandaki protonlarda olan bu değişikliklerin görüntüleme amaçlı kullanılabilir olacağını söyledi. İlk kez 1977'de insan vücudundan iki boyutlu görüntü elde edildi. İlk MR cihazı ve görüntüsü (Resim 60 a,b) ve modern MR cihazı ve görüntüsü (c, d). Cihazın kesitsel görüntüleri (e, f).

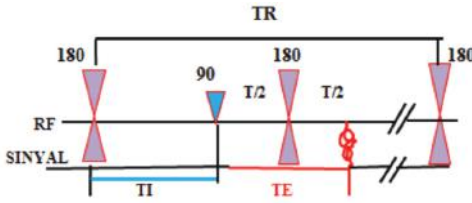
1980 yılları içinde bazı araştırmacılar Tm ve MS (Multipl skleroz) hastalığının tanısında NMR'ın BT'den daha duyarlı olduğunu gösterdiler. NMR çok büyük bir kabul görmesine rağmen ismindeki nükleer kelimesi nedeniyle toplumda şüphe uyandırdığı için ismi Magnetic Resonance Imaging (MRI) bizde ise Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) arak değiştirilmiştir.² Daha sonra MRG'de çok büyük gelişmeler olmuş olup bugün radyolojinin vazgeçilmez bir tanı aracı olarak kullanılmaktadır. Ülkemizde ise ilk MRG cihazı 1989 yılında İzmir 9 Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalında kullanılmaya başlamıştır.



Resim 60 • İlk MR cihazının görünümü (a), İlk MR cihazı ile alınan kranyal görüntü (b), Modern MR Cihazı genel görünümü (c), Modern MR cihazı ile alınan kranyal görüntü (d), Modern MR cihazının kesitsel iç yapısının görünümü ve 3 farklı düzlemin cihazdaki konumu (e ve f).

F-İNVERSİYON RECOVERY SEKANSLARI (IR)

IR sekansı ile T1 ağırlığı artırılarak anatomik detaylar daha ayrıntılı olarak elde edilebilmektedir. Bu sekansda önce 180 derece pulsu verilerek longitudinal manyetizasyon vektöryel yönü tersine çevrilmektedir. Bu durumdaki protonlarda transvers manyetizasyon oluşmaz. Longitudinal manyetizasyon ilk konumuna dönmeğe başladıktan bir müddet sonra standart 90 derece RF pulsu ve tekrar 180 derece SE tipi RF pulsu verilerek elde edilir (Şekil 29). İlk 180 derece RF pulsu ile arkasından uygulanan 90 derecelik RF pulsu arasındaki süre TI süresidir (inversion time). Her iki başlangıç 180 derece puls'lar arası süre ise TR süresidir.



Şekil 29 - Inversion Recovery sekansının şematik görünümü.

Yağ (STIR, SPIR) ve Su Baskılama (FLAİR)

IR sekansında TI süresi kısa tutulursa yağ baskılır. Yani STIR (short time inversion recovery) sekansı elde edilir. Bu sekansda her dokunun longitudinal manyetizmadan yoksun olduğu bir sıfır bölgesi (null point) vardır. Bu nokta T1 süresinin yaklaşık %69'undadır. SITIR'da 180 derece pulstan sonra yollanan 90 derece pulsu, bu sıfır noktasında yollanılır. Dolayısı ile yağ dokusundan sinyal alınamaz. Yağ baskılamak için TI değeri 300 ms'nin altında tutulmaktadır. Görüntünün sinyal intansite özellikleri T2 ağırlıklı imajlar gibidir. Özellikle spinal travmalarda kemikteki yağlı alanları ortadan kaldırarak lezyonları ortaya çıkarmada kullanılmaktadır.

SPIR (Chem Sat)

Bu yöntem kimyasal çift tekniği kullanarak baskılamayı oluşturmaktadır. Normal puls sekansından hemen önce yağ dokusu ile aynı frekansa RF pulsu uygulanır. Bu işlem esnasında sudaki protonlar etkilenmez. Sadece yağ dokularının longitudinal manyetizasyonu ortadan kaldırılmış olur ve yağın hyperintens parlaması ortadan kalkar. Daha sonra normal sekansa geçip incelemeğe devam edilir. Bu teknik özellikle kontrastlı T1 sekansında kullanılır. Ancak yağ ile suyun rezonans frekansları birbirine çok yakın olduğu için yüksek tesallı cihazlarda bu frekans aralığı daha belirgin olur. Bu nedenle 1,5 Tesla ve üzerinde kullanılır ve Post kontrast Fat-Sat uygulaması için SPIR ideal bir yağ baskılama yöntemidir.

FLAİR

IR sekansında TI ve TR zamanları uzun tutulur ise sıvılar baskılır [fluid attenuation inversion recovery (FLAİR)] sekansı olur. Fakat bu sekansda TR uzadığı için inceleme uzar.

IR Sekansının Temel Özellikleri;

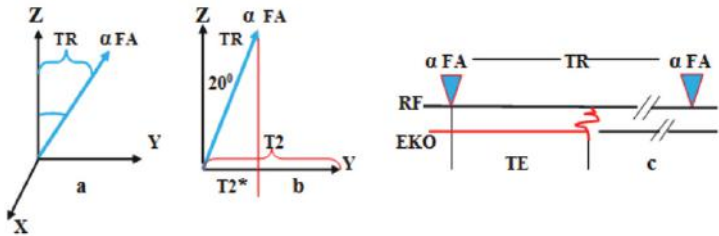
1. TR 1500 msn ve üzerinde, TE 30 ms'nin altında, TI 300-600msn arasında
2. T1 faktörü SE görüntülere göre 2 kat fazla olduğundan anatomik detay daha iyidir.

G-EPI (ECHOPLANAR IMAGING)= Ekoplanar Görüntüleme

Bir görüntü elde etmek için gerekli tüm sinyallerin çok kısa bir zaman içinde tek bir RF pulsu ile tek kerede toplanmasını sağlayan bir MR yöntemidir. Tek bir 180 derece RF pulsu uygulanmasından ardından, frekans kodlama gradientinin hızlı biçimde açılıp kapatılması ile (K-alanı) yani data matrisi doldurulmaktadır. Gelen her gradient eko faz eksenine şifrelenmektedir. EPI'de görüntüleme süresi birkaç saniyeye indirilmiştir. Bu hız avantajken S/ N oranı ve spatial rezolüsyonun oldukça düşük olması dezavantajdır.

H-GRADIENT EKO SEKANSLARI (GE)

Bu sekanslarda kısa süreli RF pulsu yollanarak longitudinal vektör 90 dereceden daha küçük açılarda Y eksenine doğru yatırılır. Bu yatma açısına Flip angle (sapma açısı) denir. Bu durumdaki vektörün hem transvers ve hemde longitudinal komponenti bulunacaktır. Longitudinal vektörün geri kazanılma süresi çok kısaldır. Böylece uyarıcı RF pulsları daha kısa sürede ve daha sık tekrarlanabilmektedir. Bu da TR süresini ve dolayısı ile inceleme süresini kısaltacaktır. TR değerleri SE sekanslarından daha kısa olmasına rağmen S/N oranı SE sekansı ile eşittir. GE sekanslarında elde edilen ekolar gradient manyetik alanlardaki hızlı değişimler ile elde edilmektedir. 180 derece pulsu kullanılmamaktadır. GE eko sekanslarda sinyal yoğunluğu ve kontrastı TR, TE ve FA değerleri ile belirlenmektedir. FA açısı ile Z eksenindeki ana longitudinal vektör arası mesafe TR, FA ile elde edilen maksimum eko arası mesafe TE'yi oluşturmaktadır (Şekil 30 a,b,c). FA ve TE değerleri görüntülerin T1 ve T2 proton ağırlığını belirlemektedir.



Şekil 30 • Gradient ekonun TR ve TE zamanları.

GE sekanslarda transvers manyetizasyon rölaksasyonu manyetik alan inhomojenitelerinden etkilendiğinden ve (Şekil 30 b)'de görüldüğü gibi T2'nin Y eksenindeki iz düşümünün normal T2'ye göre daha kısa olmasından dolayı rölaksasyon zamanı daima normal T2 den daha kısadır. Bu nedenle T2* (T2 star) olarak ifade edilmektedir. T1 ağırlıklı görüntüler elde etmek için FA 45 derece ve üzerinde, TE 30 msn altında kullanılır. T2* ağırlıklı görüntüler ise FA 20 derece ve altında, TE 60 msn ve üzerinde tutulmalıdır. TE daha kısa tutulursa görüntüler proton ağırlığında olacaktır.

traktüsleri içinde ve yolları boyunca olan yayılımı net olarak gösterilebilir. Düşük evreli tümörlerin beyaz cevher traktüslerinde tutulumdan çok itilmeye yol açtığı buna karşın tm evresi ilerledikçe beyaz cevher traktüslerinde yıkım ve tutulumun arttığı gösterilmiştir. Metastazlarda beyaz cevher traktüslerini yıkmadan damarlar boyunca ilerleyerek yollarda itilmeye neden olur. Burada **Stejskal-Tanner puls sekansı** kullanılarak difüzyonlar hesaplanıp difüzyon tensörleri oluşturulur. Difüzyon tensörü; temel olarak istenilen bir yöndeki difüzyonu veya ortamdaki maksimum difüzyonun yönünü tanımlamak için kullanılan bir kaç değişik yöndeki difüzyon ölçümlerinden elde edilen sayısal matristir. Tensör matrisi, uzun aksı ortamdaki maksimum difüzyonun yönüne paralel olan elipsoid şeklinde gösterilir. Tensör matrisi üç düzlemdeki vektörel büyüklük olup “*diyagonalizasyon*” denen matematiksel bir işlemle oluşturulmaktadır (Şekil 32).



Şekil 32 • Tensör matrisinin elipsoid tarzda şematize edilmesi.

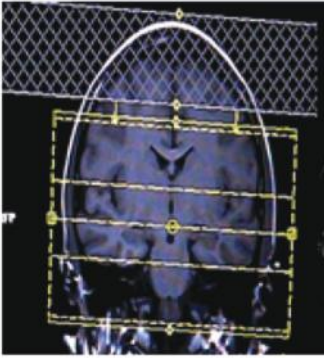
Bunun için 3 düzlemde ve 6 yönde (DXX, DYY ve DZZ) ve (DXY=DYX, DXZ=DZX, DYZ=DZY) olmak üzere traktarlardaki suyun difüzyonel ölçümünün yapılması ve buna ek olarak difüzyon etkisi uygulanmamış ($b=0$) referans görüntüsünün alınması gerekir. Bu işlemler yapılırken Bir voksel alanı seçilir ve yukardaki anlatılan işlemlerle traktlar görüntülenir. FA değeri en düşük duruma geldiğinde işlem sonlandırılır. Çünkü artık gri cevher sınırına gelinmiş olur. Gri cevherin FA değeri 0,1-0,2 arasındadır. Bu nedenle tipik FA değeri 0,2 olarak alınmaktadır. Bir diğer yöntemde beyaz cevher yolakları arasındaki açıdır. Beyaz cevher traktlarında keskin dönüşler bulunmamaktadır. Keskin dönüşler olduğunda yani ortalama 30° kadar olan yolaklar arası açı büyüdüğünde işlem durdurulur. Bu yöntem ile elde edilen FA haritalarında yöne bağlı olarak farklı renklerde kodlanıp [**Difüzyon Tensor-Color Map (Difüzyon Tensor-Renk Haritası)**] beyaz cevher traktüslerinin uzanım ve bütünlüğü renkli olarak gösterilir. Bu haritalamada;

Right-Left=Kırmızı,
Anterior-Posterior=Yeşil,
Superior-Inferior=Mor renklerde gösterilir.

Böylece traktüslerin yönleri ve bütünlükleri renkli çizgilenmeler halinde gösterilmiş olur (Resim 63) Traktografi beyindeki özgün beyaz cevher yolaklarının izlenmesi ve bunların özel grafik teknikleri kullanılarak üç boyutlu olarak gösterilmesi işlemidir.

Yöntem;

Bu amaçla **çok kesitli single shut EPI** sekansı kullanılır. **En az 6 farklı yönde grad-yent** uygulaması gerekliyse de, kaliteli bir görüntü için genelde 30'dan 300'e kadar farklı yönde gradyent uygulanır. Fakat tensor sayısı arttıkça çekim zamanı uzar.



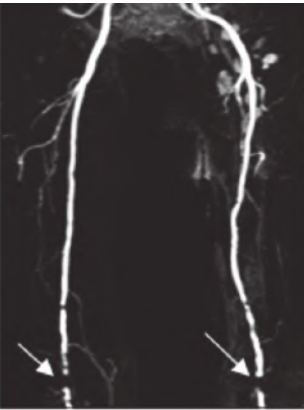
a



b

Resim 67 • Serebral anji öncesi satürasyon bandının yerleştirilmesi (a), 3D TOF tekniği kullanılarak yapılan serebral MR anjiyoda Willis Poligonunun görüntüsü (b).

MRA kontrastsız yapılabilmektedir. Ancak kontrast verildiğinde daha ince damarlar daha net olarak görülebilmektedir. Kontrastlı MRA'da intravenöz kontrast madde kullanıldığında damar içerisindeki kanın T1 süresini kısaltır ve sinyali artırır. İncelemede ultra fast 3D GE sekansları kullanılmaktadır (FLASH ve FISP). Tüm bu anjiyo işlemlerinde görüntü kalitesini artırmak için maksimum intensite projeksiyon (MIP) algoritması uygulanır (68 a, b).



a



b

Resim 68 • Kontrastlı periferik MR anjiyo görüntüsünde popliteal düzeyde her iki arterde yer yer aterosklerotik obliterasyon (tıkama) izlenmektedir (a), normal kontrastlı karotis anjiyo görüntüsü (b).

P- BOS AKIM İNCELEMESİ

Faz kontrast MR tekniği kullanıldığında hareketin yön ve hız bilgisi eklenerek BOS fizyolojisi ve fizyopatolojisi öğrenilebilmektedir. Non-komunikan [tıkayıcı (obstrüktif)] tip hidrosefali gibi patolojiler, farklı lokalizasyonlarda tıkanıklık yapabilirler.

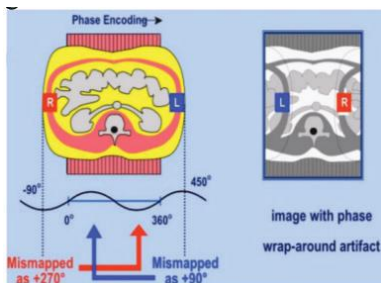


Resim 83 • Beyin klipsine ait ferromanyetik artefakt.

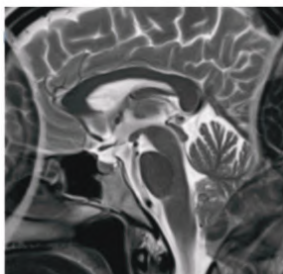
II. Cihazdan Kaynaklanan Önemli Artefaktlardan Bazıları

a. Aliasing Artefaktı

FOV'un incelencek alandan daha küçük tutulduğunda ortaya çıkar. FOV'un sınırlarına yakın olup fakat fovun dışında kalan alan, fov içindeymiş gibi algılanır. Faz eksenini yönünde asıl görüntünün üzerine eklenir (Resim 84 a,b). Bu artefakt FOV'un genişletilmesi ile ortadan kalkar. FOV'un en geniş hali bile objeden küçük kalırsa NPW (no phase wrap) denen bir program kullanılarak engellenir.⁵⁴



a

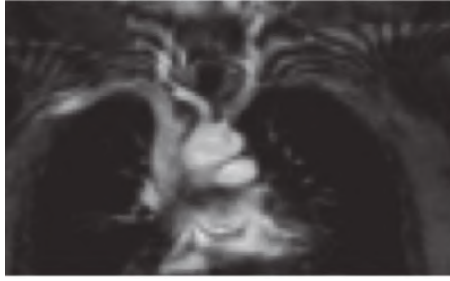


b

Resim 84 • Aliasing artefaktı oluşum şeması (a), beyin sagittal kestinde izlenen aliasing artefaktı görüntüsü (b).

b. Zebra Çizgilenme Artefaktı

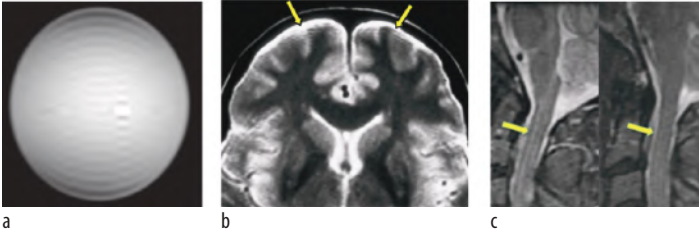
Doku manyetizasyonlarının ani geçişler yaptığı alanlarda (hava-yumuşak doku gibi) ve FOV'un küçük tutulduğu zaman ortaya çıkmaktadır (Resim 85). Artefaktı kaldırmak için FOV büyütülmeli, SE sekanslar veya oversampling teknikler kullanılmalıdır.⁵⁴



Resim 85 • Zebra çizgilenme artefaktı.

c. Turunkasyon Artefaktı

Fourier transformasyonu esnasında görüntüleme için gerekli sürede sinyal kaydı yapılmamasına bağlı olarak faz ekseni yönünde ortaya çıkar. İncelenen objenin konturlarına paralel çizgilenmeler oluşturan bir artefaktır (Resim 86 a,b,c). Gibbs artefaktı olarakta isimlendirilmektedir. Bu artefakt faz kodlama basamak sayısı artırılarak veya faz-frekans kodlama gradiyent aksislerinin yerleri değiştirilerek engellenebilir.



Resim 86 • Fantomda (a), beyin koronal kesitinde (b), Sevikal kanal sagittal kesitinde (c) görülen trunkasyon artefaktları.

d. Kimyasal Şift Artefaktı

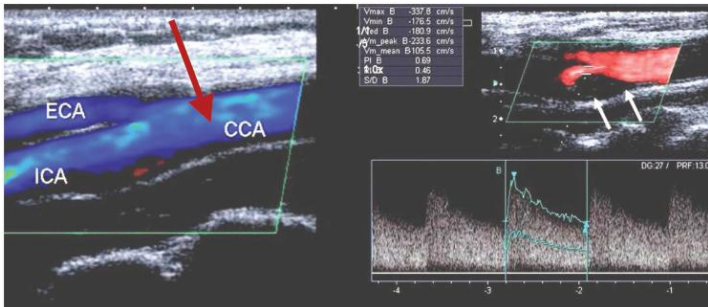
Yağ ve su gibi farklı ortamlarda bulunan bir protonun rezonans frekansında olması gereken değerden minimal derecede sağa veya sola kaymalar (şift) olabilmektedir. Protonların rezonans frekansı sadece eksternal manyetik alan gücüne bağlı olmayıp kimyasal moleküler yapılarına ve bulunduğu ortamada bağlıdır. Örneğin yağ ve su içerisindeki hidrojen moleküllerinin salınım frekansları birbirinden farklıdır. Yağdaki protonların salınımları sudakinden daha yavaş olduğu için su ve yağ dokularının birbiri ile yakın komşulukta olduğu yerlerde bu artefakt ortaya çıkmaktadır. Cihaz bu dokuların lokalizasyonlarını yanlış hesaplayarak aynı dokunun bir tarafında hi-pointens diğer tarafında hiperintens görüntü oluşturmaktadır. Bu artefakt yüksek tesla güçlerinde, ince kesitlerde ve RF puls bandı daraltıldıkça ortaya çıkmaktadır. En çok ta böbrek ve perirenal yağ dokusu ile optik sinir, musculus rektus optikus ve retro orbital yağ dokusunun bulunduğu yerde görülmektedir (Resim 87 a,b.). Bu artefakt RF puls bandı genişletilip kesit kalınlığı artırılarak engellenebilir. İmkan varsa daha düşük Teslali bir cihazda çekime devam edilebilir.⁵⁴

1842’ de Avusturyalı bir Fizikçi ve Matematikçi olan Johann Christian Doppler; kendi kendine hareket edebilen bir hareket kaynağı var ise bu kaynağın değişen dalga frekans ve amplitüdlerinin kaydedilip gösterilebilir olduğu hipotezini ortaya attı. Diğer fizikçiler daha sonra hem ses hem de elektromanyetik dalgaların amplitüdel olarak kaydedilebildiğini gösterdiler (Doppler etkisi). Daha sonraları bu Doppler etkisi ultrasonograflerde kullanılarak tıbbın hizmetine sunuldu. Önceleri Hem B-Mode görüntüler hem de hareketli yapılarıdaki Doppler dalgalarının amplitüdel görüntüsü aynı ekranda gösterildi (Duplex Doppler). Daha sonra ise frekans değişimleri değişik renklerle kodlanarak tripleks görüntüler elde edildi (Renkli Tripleks Doppler görüntüsü). Buradaki renk kodlaması prop yönünde bir akım var ise kırmızı, prop yönüne zıt yönde ise mavi olarak yapılmıştır. Yani prop yönünü arterin akım yönünde tutarsak kırmızı, probu ters çevirip prop yönünü akımın tersine tutarsak aynı arteri mavi olarak görmüş oluruz.^{1,2,17}

Son teknolojik cihazlar hem duplex hem tripleks hemde uygun 3D proplar kullanılarak 3D görüntüler alabilmektedir (Resim 101). Bu teknolojik gelişmeler özellikle vasküler yapıların ve vaskülarite içeren patolojik dokuların incelenmesinde önemli katkılar sağladığı gibi (Resim 102,103,104,105) obstetrik alanında özellikle Fötal anomalilerin araştırılmasında çok büyük katkılar sağlamıştır (Resim 106,107).



Resim 101 • Modern US Cihazları.



Resim 102 • Karotid arterlerin renkli Doppler US ile incelenmesi Karotid arterde atrom plağının görüntüsü (Beyaz oklar). Prubun akım yönüne ters tutulduğu ve karotid arterin mavi olarak görüldüğü (Kırmızı ok).

ye gönderilip detektörlerle kaydedilir. Sistemde çok sayıda detektör kullanımı nedeniyle görüntü kalitesi artmış ve çekim süresi kısalmıştır. Lineer tarayıcılarda ortalama 10-15 dakika olan çekim süresi fan-beam tarayıcılarda yaklaşık 5 dakikaya kadar düşmüştür.¹⁹

KEMİK MİNERAL YOĞUNLUĞU ÖLÇEBİLEN BAŞLICA CİHAZLAR¹⁹

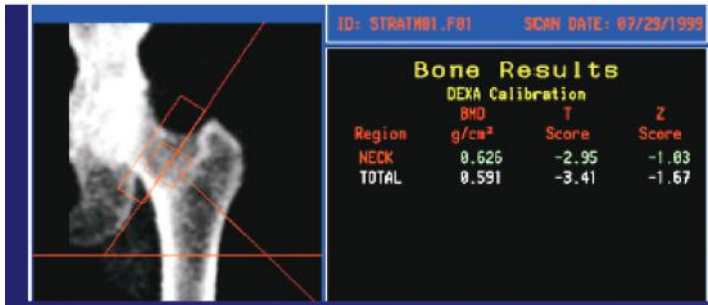
- Direkt Röntgen (Radyografiler)
- Bilgisayarlı Tomografi
- Ultrasonografi
- MR
- SPA (Tek Foton Absorbsiometrisi) ve DPA (Çift Foton Absorbsiometrisi).
- SXA (Tek enerjili X Işın Absorbsiometrisi)
- DEXA (Çift Enerjili X Işın Absorbsiometrisi = Dual Enerji X Ray Absorbsiometri).



Resim 109 • DEXA Cihazına bir örnek

DEXA CİHAZINDAN ÇIKAN VERİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

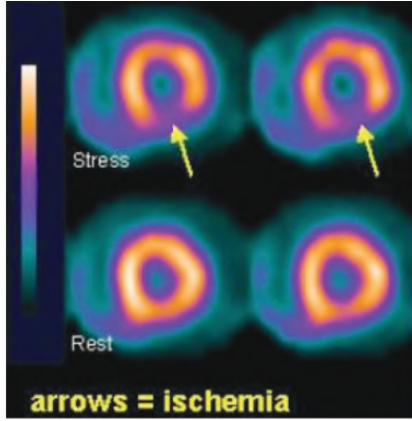
Kemik mineral yoğunluğunun (KMY) değerlendirilmesi için T ve Z skorları kullanılmaktadır (Resim 110, 111).



Resim 110 • Femur boynunda T ve Z skor değerlerinin gösterilmesi.

Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi Öncesinde Dikkat Edilecek Hususlar

- Aksi söylenmediği takdirde randevu saatinden en az 4 saat önce bir şeyler yiyip içilmemeli.
- Kalp hastalığı, hipertansiyon, şeker hastalığı ve benzeri nedenlerle Beta bloker gibi ilaçlar kullanılıyorsa, bu ilaçlar aksi belirtilmediği sürece ortalama 2 gün öncesinden kesilmeli.
- İşlem günü rahat bir kıyafet ve ayakkabılar ile dinlenmiş olarak hastaneye gelinmeli
- Eğer farmakolojik stres testi uygulanacak ise çay, kahve ve çikolata gibi gıdaların kullanımına birkaç gün öncesinden ara verilmelidir.³¹



Resim 112 • Kalbin arka yüzünde sadece stress imajlarda görülen perfüzyon defekti (İskemi). Phillipp A Kaufmann, MD, University Hospital Zurich.

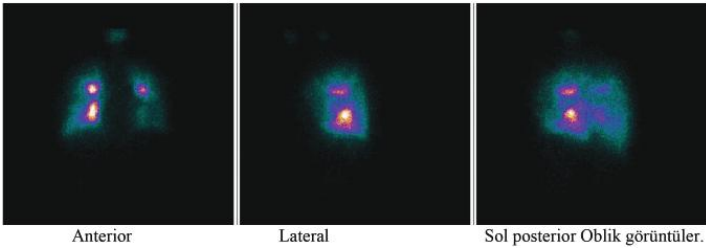
VIII-AKCIĞER VENTİLASYON/PERFÜZYON SİNTİGRAFİSİ

Akciğer perfüzyon-ventilasyon sintigrafisi, pulmoner emboliden şüphelenilen hastalarda nükleer tıpça uygulanan acil bir sintigrafi yöntemidir. Akciğer kanlanması ve alveollerin değerlendirilmesi için de kullanılır. Pulmoner emboli (PE), pulmoner arter veya dallarının hematojen yol ile gelen trombüs, hava, yağ, parazit ve tümöral doku parçaları gibi nedenler ile aniden tıkanması ile oluşan ve mortalite hızı yüksek akut pulmoner ve kardiyovasküler bir hastalıktır. Yetişkin ölümlerinin ortalama %10-15'inden sorumludur.³²

Perfüzyon ve Ventilasyon Görüntülemesinde Kullanılan Radyoaktif Ajanlar

1-Perfüzyon Radyofarmasötikleri

Perfüzyon radyofarmasötiklerinin akciğerdeki yerleşme mekanizması kapiller blokadıdır. Bir perfüzyon ajanının pulmoner arteriyel sistemden ilk geçişi esnasında yakalanabilmesi için kullanılacak perfüzyon ajanının partikül çapının, kapiller boyutundan biraz daha büyük olması gereklidir. En kullanışlı ajan Tc^{99m} MAA'dır. Tc^{99m} MAA preparasyonları 5-100 μm aralığında partikül boyutu içerir ve akciğer-



Resim 113 • Akciğer ventilasyon sintigrafisinde alınan görüntüler (Megep).

Ventilasyon-Perfüzyon Sintigrafisinin Yorumu

Perfüzyon defektlerinin boyutuna ve ventilasyon defektleri ile perfüzyon defektleri-nin ilişkisine bakılarak yapılır. Normal bir sintigrafi, normal bir akciğeri ya da klinik olarak önemsiz bir emboliyi gösterir. Perfüzyon defekti aşırı olan sintigrafi ise yaklaşık %85 doğruluk oranı ile emboliyi doğrular.

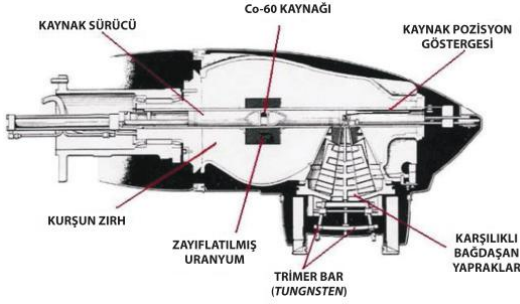
Tc-^{99m}-MAA ile yapılan perfüzyon sintigrafisindeki alveoler kapillerde ortaya çıkan defekt, o akciğer alanında kan akımının azaldığını gösterir. Ancak bu bulgu pulmoner emboli (PE) için spesifik değildir. Ek olarak ventilasyon sintigrafisi yapılır. Emboli dışı nedenli hipoventilasyonun reaktif vazokonstriksiyona bağlı olup olmadığı ortaya konur. Böylece perfüzyon sintigrafisinin özgüllüğünü artırılır. PE'de Perfüzyon defekti, reaktif vazospazımdan daha fazladır. Perfüzyon sintigrafisindeki defektler, ventilasyon sintigrafisi ile bağlantılı olarak değerlendirilir ve anormalliklerin nedeninin PE olma olasılığı yüksek, düşük ve orta olarak yorumlanır.

Normal bir akciğer ventilasyon-perfüzyon sintigrafisinde verilen radyofarmasötigin her iki akciğerde homojen dağılım göstermesi beklenir. Akciğer parankimine uyan alanlarda herhangi bir defekt izlenmez. Embolide ise embolinin büyüklüğüne, parsiel (Kısmi) olup olmamasına bağlı olarak defektler ortaya çıkar. Ancak toraksda bazı doğal alanlarda (Hilus, kalp, sternum ve vertebralara gibi) tutulumun az olacağı unutulmamalı ve defek olarak değerlendirilmemelidir. Ayrıca normal bronşial eğime bağlı olarak her iki akciğer apeksinde bazallere göre daha düşük oranda perfüzyon ve ventilasyon gözlenmektedir. Sağlıklı kişilerde Xe¹³³, akciğerlerde dengeli bir dağılım gösterir. Xe¹³³ ile ventilasyon sintigrafisinin üç faz olarak incelenir. Tek soluk (single breath), denge (equilibrium) ve temizlenme (washout). Bu fazlardaki gecikmelere bakılarak yorumlamalarda yapılmaktadır.^{32,35}

IX-MECKEL DİVERTİKÜL SİNTİGRAFİSİ

Çocuklarda alt gastrointestinal sistemin en sık kanama nedeni Meckel Divertikülüdür. Bu hastalık %1-3 arasında görülen konjenital bir anomali olup embriyonik omfalo-mezenterik kanal kalıntısıdır. İleoçekal valvin yaklaşık 80 cm proksimalinde ve 2-3 cm büyüklüğündedir. %10-30 oranında gastrik mukoza içerir. Bu kişilerin yaklaşık %60'ı semptomatiktir. Bu hastalarda rektumdan çilek jölesi tarzında kanama görülür. Tanı için en önemli yöntem klinik bulgular ve nükleer görüntüleme-

tümörlerin tedavisinde kullanılabilir. Cilt dozları yüksektir, saha kenarındaki doz dağılımları çok iyi değildir. Tedavi planlamaları mutlaka bu özellikler göz önüne alınarak yapılmalı ve kalınlığı 20 cm'den fazla olan hastaların özellikle karın, kalça bölgelerinde yerleşmiş tümörlerinde diğer bir eksternal radyoterapi cihazı olan lineer hızlandırıcılar kullanılmalıdır.



Şekil 39 • Co60 cihaz kafasının şematik gösterimi.

Co-60 cihazını oluşturan bölümler

- a-Co-60 Radyoizotopunun bulunduğu kafa.
- b-Işının hastaya yönlendirildiği Kolimatör.
- c-Işının hastaya mesafe değişmeden 360° dönerek verilmesini sağlayan Ganty.
- d-Hareketli hasta masası.
- e-Kumanda konsolü (Resim 121).



Resim 121 • Co 60 cihazının genel görünümü.

B-LİNEER HIZLANDIRICILAR

Yüksek frekanslı elektromanyetik (Mikrodalga) dalgalar kullanarak elektronları hızlandıran cihazlardır. Kontrol devreleri ile ışının enerjisi değiştirilebilmekte, üretilen elektronlar hızlandırıldıktan sonra anota çarptırılıp foton enerjisine dönüştürülerek tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırma, içerisinde yüksek frekanslı elektro manyetik dalga oluşturulan bir tüp içerisine yollanan elektronların, yüksek frekanslı elektromanyetik dalganın itme gücü ile hızlandırılması işlemine de-

TIP TEKNİKERLERİNE YÖNELİK TEMEL RADYOLOJİK KAVRAMLAR

ARADIĞINIZ TÜM TIP KİTAPLARI BU ADRESTE



www.guneskitabevi.com

GENEL DAĞITIM

GÜNEŞ TIP KİTABEVLERİ

ANKARA

M. Rauf İnan Sokak No: 3
06410 Sıhhiye / Ankara
Tel: (0312) 431 14 85 • 435 11 91-92
Faks: (0312) 435 84 23

İSTANBUL

Gazeteciler Sitesi Sağlam Fikir Sokak
No: 7 / 2 Esentepe / İstanbul
Tel: (0212) 356 87 43
Faks: (0212) 356 87 44

KARTAL ŞUBE

Cevizli Mahallesi Denizer Cad.
No: 19 / C Kartal / İstanbul
Tel&Faks: (0216) 546 03 47



Türkiye'nin her yerinden...
0505 734 13 13



ISBN 978-975-277-743-9

