

OFTALMOLOJİDE DİREKT GRAFİ

Op. Dr. Elif ERTAN

Gaziosmanpaşa Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Göz Hastalıkları Uzmanı

A. Tanım, Tarihçe ve Teknik özellikler

X-ışını makinesinin icadı, küçük bir Alman köyünde çalışan William Conrad Röntgen adlı bir fizikçi tarafından, karısının elinin fotoğrafını çektiği ana dayanmaktadır. Röntgen o dönem bunu yapmak için cildi geçerek altındaki kemiğin gölgelerini ortaya çıkaran ışınlar kullandı. Bunlar, Röntgen'in hakkında çok az şey bildiği ışınlardı ve bu nedenle onlara "X" ışınları adını verdi. Karısının elinin resmini 1895 Noel Günü'nde dünyanın dört bir yanına gönderdi (1).

Bir X-ışını makinesi yapmak için gerekli ekipmanın ucuz olması ve cihazın kullanımının kolay olması sebebiyle; X-ışını makineleri kısa sürede hem tıbbi, hem de tıbbi olmayan birçok yerde kullanılmaya başlandı (2). Doktorlar ve fizikçiler, iskeleti, ardından akciğer ve diğer organları incelemek için hastalar üzerinde X-ışınları kullanmaya Ocak 1896 gibi erken bir tarihte başladı.

X – ışınının oluşturulması için havası alınmış ortamda, önce serbest elektronların ortaya çıkarılması, daha sonra da hızlandırılması ve hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı bir maddeye çarpıtılması gerekir. Röntgen tüpü içinde, elektronlar katotta uygulanan akım sonrasında ortaya çıkar. Verilen akım, ortaya çıkan elektronların sayısını belirler.

Katotta ortaya çıkan elektronların anota doğru hızlandırılması ise uygulanan gerilim ile ilgilidir. Bu da kilovolt (kV) ayarı ile sağlanmaktadır. Katottan anota doğru hızlandırılan atomlar anottaki yüksek atom numaralı maddeye (tungsten) çarptığında ortaya X ışını çıkmaktadır. Ortaya çıkan ışının özellikleri, başlangıçta anota doğru hızlandırılan elektronların özellikleri ile doğru orantılıdır. Anota ne kadar çok elektron yönlendirildiyse, anottan o kadar çok foton çıkar. Uygulanan gerilim ne kadar yüksekse anota çarpan elektronların enerjisi de o kadar yüksek olacak ve dolayısıyla ortaya çıkan X – ışını fotonlarının ortalama enerjileri de bununla orantılı olarak artacaktır (3). X – ışınları hastaya ulaştığında fotonların bir bölümü vücut atomları ile etkileşime girerken bir bölümü de etkileşime girmez ve görüntü doğrudan alıcıya ulaşır (transmisyon)(4).

B- Çekim teknikleri

Birçok acil serviste, orbitanın direkt grafi ile değerlendirmesi, standart ilk görüntüleme yöntemi olmaya devam etmektedir. Orbitanın standart direkt grafi incelemesi aşağıdaki çekim tekniklerini içerir (5).

Caldwell Radyografisi:

Caldwell projeksiyonu, hasta filme bakarken ve X-ışını ışını, lateral kantustan dış kulak yoluna uzanan hayali bir çizgiye göre aşağı doğru 15 ila 20 açılı olarak alınmış bir posteroanterior görüntüdür.

ULTRASONOGRAFI

Op. Dr. Mehmet Cem SABANER

Samsun Bafra Devlet Hastanesi, Göz Hastalıkları Uzmanı

A- Tanım ve Mekanizma

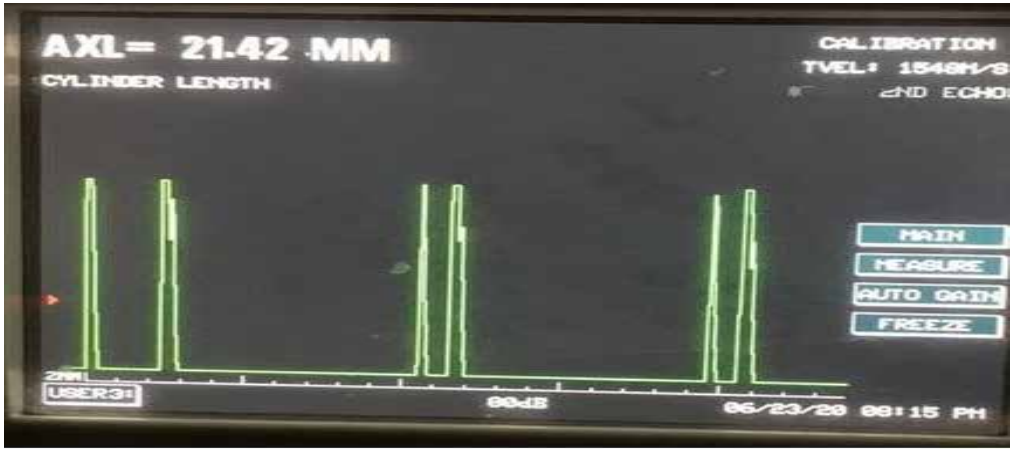
Kulağımız yalnızca 20-20.000 Hz arasındaki frekansa sahip ses dalgalarını işitebilmektedir. İşitilebilir bu limitin üzerindeki frekansta ses dalgalarına ultrasonik ses dalgaları, altındakilere ise infrasonik ses dalgaları adı verilmektedir. Muayene amacıyla görüntüleme için kullanılan ultrasonografideki ses dalgalarının frekansı 1-20 MHz'dır (MHz: 10^6 Hz). Oküler ultrasonografide ise 8-10 MHz düzeyinde frekans kullanılmaktadır. Ultrasonografi için ses dalgalarının doğrusal olarak hızı 1540 m/sn olarak bilinir ve cihazlar bu şekilde görüntü oluşturmaktadır.

Ultrasonografide prob içindeki dönüştürücüdeki kristaller, elektrik enerjisi uygulandığında titreşimle yanıt verir, yani elektrik enerjisini mekanik enerjiye dönüştürür ve bu yolla ses dalgası oluşmaktadır. Bu durum piezoelektrik olay veya piezoelektrik etki olarak adlandırılır. Kurşun zirkonat ($PbZrO_3$) ve kurşun titanat ($PbTiO_3$) kristalleri bu olayda rol oynamaktadır. Ses dalgaları, diğer dalgalardan farklı olarak, boşlukta hareket edemez ve ilerlemek için bir mutlaka bir ortama gereksinim göstermektedir. Farklı dokularda ilerleyen ses dalgaları, geçtiği ortama göre değişen fiziksel etkiler göstermektedir. Dokular içerisindeki ses dalgasının hızını ve yapısını belirleyen temel etmenler; dokunun sese olan direnci (akustik empedansı), ses dalgasının geliş açısı,

doku yüzey yapısı farklılığı ve yansıtıcının çapıdır. Ses dalgaları dokularda yayılırken ortaya çıkabilecek fiziksel olaylar; kırılma, saçılma, yansıma ve soğrulma olarak bilinmektedir. Ultrasonografik görüntü oluşumu ses dalgalarının gönderilmesi ve yansıyan ses dalgalarından (eko olayından) alınan verinin cihaz bazlı işlenmesi metoduna dayanmaktadır. Yansıyan dalga verilerinin işlenmesinde temel alınan iki ilişki vardır, bunlar zaman ve yansıyan dalganın şiddeti olarak bilinmektedir. Gönderilen ses dalgası ile dönen dalga (eko) arasındaki süre hesaplanarak, görüntünün hangi derinlikten geldiği görüntülenmektedir.

A tarama modu

Ultrasonografide ölçümler, yatay eksenle temsil edilen zamanı (farklı dokulardaki ses hızını) mesafeye dönüştürerek elde edilmektedir. Kabaca iki tip mod bulunmakta olup; A tarama modu; şiddet modu olarak bilinir, ilk bulunan ultrasonografi yöntemidir ve sinyaller şiddet/eko grafiği ile gösterilmektedir. Oküler ultrasonografide sıklıkla optik biyometri yapılamayan durumlarda, ön arka aksiyel uzunluğu ölçerek göz içi lens gücünü hesaplamak için rutin olarak kullanılmaktadır (Resim 2.1). Topikal anestezi sonrası korneaya kontakt yöntem ile çeşitli problemler ile aksiyel uzunluk ölçülebilmektedir. Bununla birlikte immersiyon problemleri ile daha stabil sonuçlar elde edilebileceği bilinmektedir.

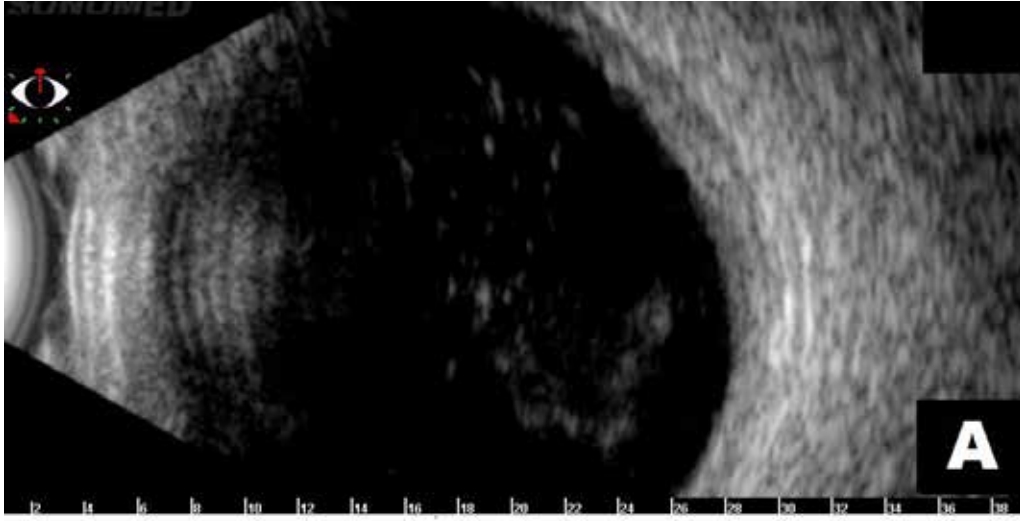


Resim 2.1. Oftalmoloji pratiğinde sıklıkla kullanılmakta olan ön-arka aksiyel uzunluğun A tarama modu ile otomatik olarak saptanması (EZ scan AB 5500+, Sonomed, NY, USA)

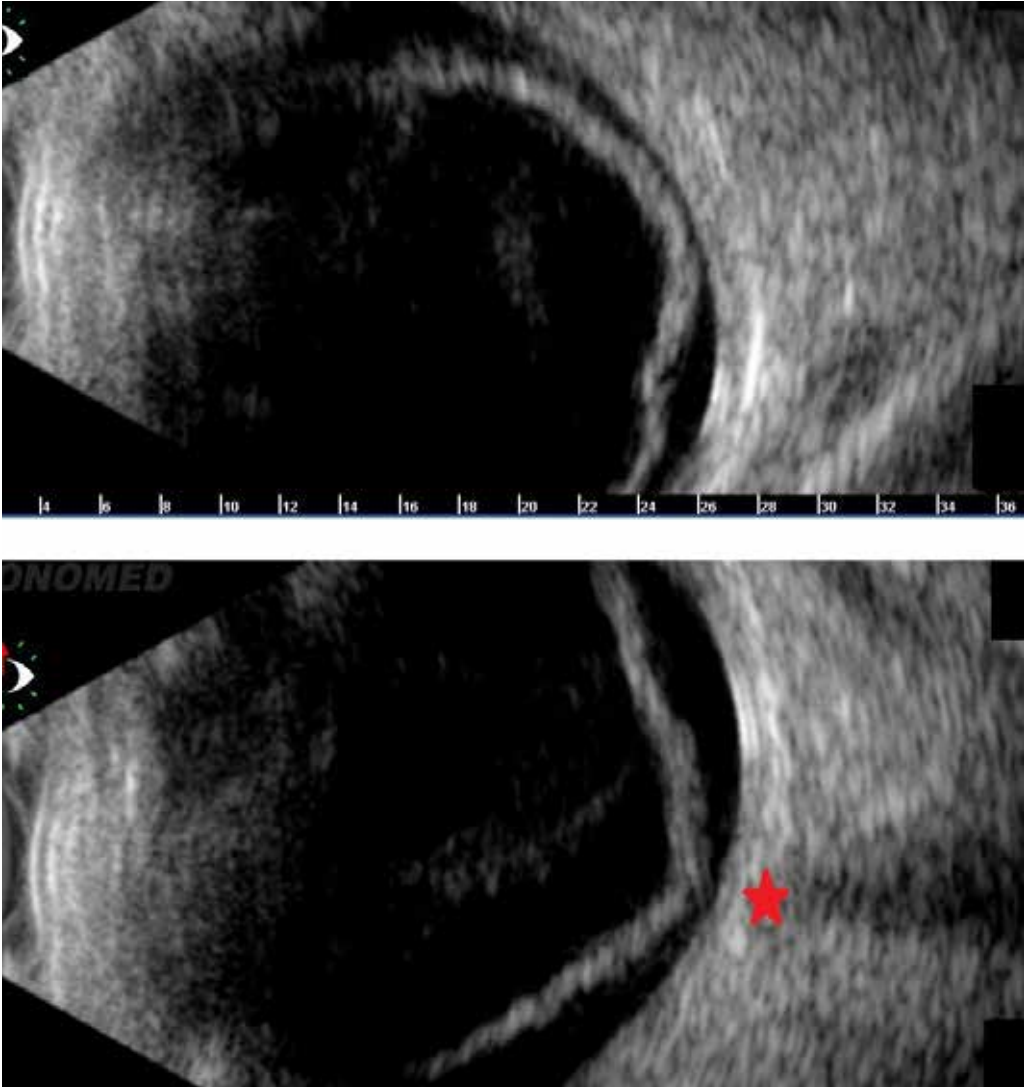
B tarama modu

B tarama modu ise, parlaklık modu olarak bilinir. Sinyaller şiddetine göre derecelendirilip her dereceye beyazdan siyaha doğru parlaklık atanarak görüntü elde edilmektedir. Yüksek yansımaya beyaz (hiperekoik), düşük yansımaya siyah (hipoekoik) olarak görülmektedir. Ekojenite, yansımaya katsayısına bağlı bir kavramdır ve kullanılan ultrasonografi değerlerine bağlıdır. Bir dokunun diğer dokuya göre durumunu belirtmek için kullanılmaktadır. Anekoik tamamen siyah görüntü olarak değerlendirilmektedir. Hipoekoik daha az yansımaya, hiperekoik ise daha

fazla yansımaya için kullanılmaktadır. B tarama modu iki boyutlu gerçek zamanlı görüntünün görüntülenmesini sağlar. Alternatif olarak, izoelektrik taban çizgisinden farklı yükseklikte pikler veya sivri uçlar A-tarama ekogramını oluşturmaktadır. Her pikin yüksekliği yankının gücünü gösterirken, yatay eksen yansıtıcı yapının derinliğini temsil etmektedir. Ayrıca ultrasonografi pratiğinde "gain" ayarı yapılarak ses dalgası şiddeti belirlenebilmekte ve derin dokularda daha yüksek, yüzeysel dokularda daha düşük olacak şekilde gain seviyesi ayarlanarak daha iyi bir görüntü sağlanabilmektedir.



Resim 2.5: Arka vitreus dekolmanı, A: inkomplet, B: komplet.



Resim 2.6. Retina dekolmanı olguları, yıldız: optik sinire retinanın bağlantı noktası.

GÖZ HASTALIKLARINDA BİLGİSAYARLI TOMOGRAFI

Uzm. Dr. Ömer Naci TABAKÇI

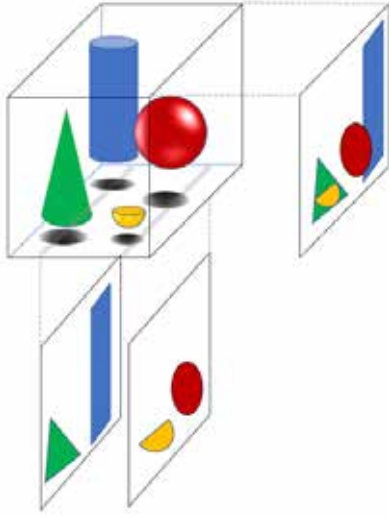
İstanbul Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Uzmanı

a) Tanım ve Mekanizma

Bilgisayarlı tomografiyi anlayabilmek için önce tomografinin tanımını yapmak daha doğru olacaktır. Tomografi dendiğinde herkesin aklına ilk bilgisayarlı tomografi (BT) gelmektedir. Bununla birlikte tomografi kelime olarak bir görüntüleme üst kümesini ifade etmekte olup aslında başka tomografi türleri de bulunmaktadır. Örneğin; optik koherens tomografi gibi. Tomografi, yunanca kesit/bölüm manasına gelen (τόμος) tomos ile yazma ya da tanımlama manalarına gelen (γράφω) graphō kelimelerinin birleşiminden oluşan kesitsel görüntülemeleri ifade için kullanılan bir tamlamadır. Terim manası için kısaca penetre edici bir dalga enerjisi yardımıyla (ki bunun için x ışınları sıklıkla kullanılmaktadır) kesit görüntü elde etme tekniği diyebiliriz. Tıp harici arkeoloji, biyoloji, meteoroloji, jeofizik, oşinografi gibi birçok bilim dalında da kendine yer bulmaktadır.

İnsanlık tarihindeki bütün büyük keşifler gibi tomografi de bir ihtiyacın ürünü olarak ortaya çıkmıştır. Wilhelm Conrad Röntgen 1895 yılında x ışınlarını keşfettikten sonra x ışınlarının tıpta kullanımı gecikmedi ve radyografi dediğimiz x ışını görüntülemesi yöntemi doğdu. Radyografi tetkiki belirli bir miliamper ve voltaj değerinde x ışını demetinin hedef dokuya yollanarak tam arkaya uygun mesafeye yerleştirilen detektörlerle hedef dokudan

penetre olup detektörlere ulaşabilen x ışınlarının, dokuyu geçerken kaybettikleri enerji düzeylerinin farklarının imajlara dönüştürülmesi işlemidir. Farklı yoğunluktaki dokulardan geçerken farklı oranlarda soğurulan x ışınları detektör üzerindeki özel filmler sayesinde tespit edilmekte ve görüntü oluşturulmaktadır. Bu hızlı başlangıçtan sonra konvansiyonel radyografinin sınırlarına ise çok çabuk ulaşılmış ve artık tıbbi tanısal ihtiyaçlar için yetmemeye başlamıştır. Burada bir ayrıntı oldukça önemlidir; radyografi doğası gereği çok üst düzey uzaysal çözünürlük sunar, yani birbirinden bağımsız iki yapıyı ayırt edebilme gücü çok yüksektir, (-ki mevcut tüm görüntüleme yöntemlerinin hala en iyisidir bu sebeple hala özellikle meme görüntülemesinde mikrokalsifikasyonların yakalanabilmesi için bir özel bir radyografik inceleme olan mammografi vazgeçilmez görüntüleme yöntemidir) ancak kontrast çözünürlüğü çok düşüktür, örneğin tamamı neredeyse kemiklerle kaplı kapalı küçük bir alan olan orbita görüntülemesinde çok belirgin fraktürler haricinde neredeyse en ufak bir katkısı olmamaktadır. Kontrast çözünürlüğü düşük olduğundan ancak hava kemik ve yumuşak doku arayüzlerinin yoğun olduğu (akciğerler ve ekstremite kemikleri gibi) vücut bölgelerinde kısmen iyi sonuç vermektedir. Kontrast çözünürlüğü probleminin yanında majör asıl bir limitasyon da 3 boyutlu bir vücut kesiminin tüm kesitler üst üste gelecek şekilde iki boyutlu



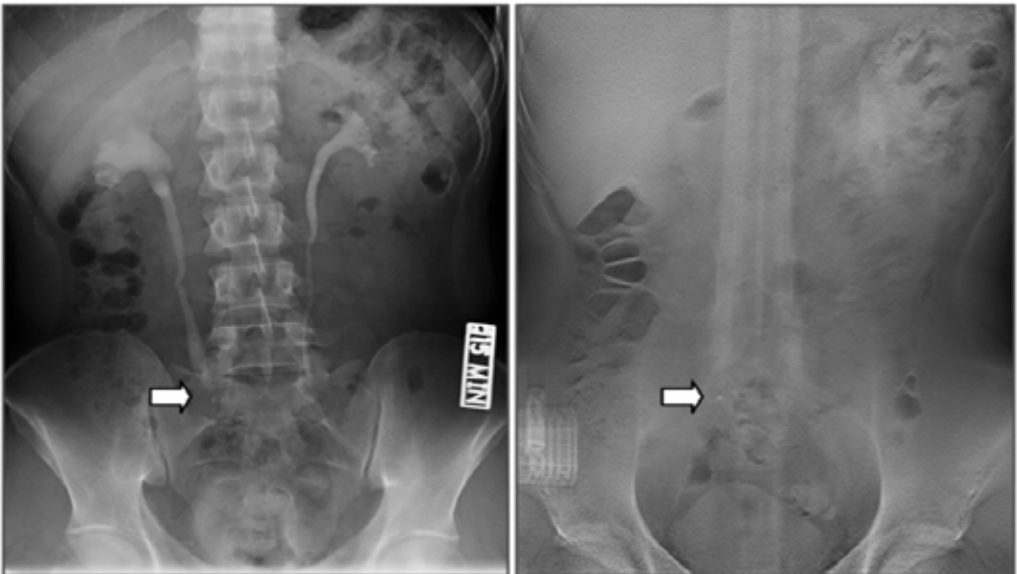
Şekil 1

bir düzlemde gösterilmeye çalışılmasıdır. (Şekil 1) Tüm bu yetersizlikler daha iyi bir görüntüleme yönteminin geliştirilmesini kaçınılmaz kılmıştır. 1921 yılında A. E. M. Bocage tarafından konvansiyonel tomografinin icadı ile ilk eşik aşılmıştır. (1) Kabaca, standart radyografide statik olan x ışını kaynağını ve görüntünün düştüğü filmin yerini değiştirerek görüntülenmek istenen kesitin ya da noktanın farklı açılardan röntgenini çekmekten ibaret olan

bir yöntemdir. (2) Görüntülenmek istenen nokta tüm diğer farklı açılardan alınan çekimlerde filmin üzerinde hep aynı noktaya düşürülüp kontrastı artırılırken geri kalan alanların kontrastı; her seferinde filmin üzerinde farklı bir noktaya görüntüleri düşürüldüğünden azalır, bu sayede istenen alan daha görünür hale getirilebilir. (Şekil 2)

Konvansiyonel tomografi radyolojik görüntülemeye bir miktar iyileşme sağlamakla birlikte modern tıbbın ihtiyacını karşılamaktan hala uzaktı; ta ki 1967 yılında Godfrey N. Hounsfield icat ettiği bilgisayarlı tomografiyi icat edene kadar. Bu icadı Godfrey N. Hounsfield'a 1979 yılında Nobel ödülü getirecektir. İlk klinik kullanıma uygun BT cihazı Londra'da 1971 yılında kullanıma girmiştir. İlk nesil cihazların çekim süreleri saatleri bulabilmekte iken rezolüsyonları oldukça düşüktür. (Şekil 3) Günümüz standardı olan multislice BT cihazlarında saniyeler içerisinde yüksek rezolüsyonlu BT görüntüleri çekilebilmektedir.

BT cihazları en temel olarak yüksek voltaj jeneratörü ve x ışını tüpü, detektörler,



Şekil 2 Tomosentez yöntemi ile görünürlüğü artırılmış üriner kalkül

OFTALMOLOJİDE MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG)

Doç. Dr. Gökhan PEKEL

FEBO, FICO, Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi, Göz Hastalıkları Uzmanı

A. Tanım, Tarihçe ve Teknik Özellikler

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) vücudun anatomi ve fizyolojisini incelemeye yarayan tıbbi, radyolojik, kesitsel bir görüntüleme tekniğidir. MRG özellikle yumuşak dokuları görüntülemeye kullanılır. Radyolojik yöntemler arasında yumuşak dokuyu en ayrıntılı olarak gösteren yöntem MRG'dir. MRG'de aksiyel, koronal ve sagittal düzlemde kesitsel görüntüler alınabilmektedir.

İlk MRG çekimi 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından gerçekleştirilmiştir. Tüm vücut MRG ilk kez 1977 yılında Raymond Damadian tarafından sağlanmıştır. MRG teknolojisinin gelişmesine katkılarından dolayı Paul Lauterbur ve Peter Mansfield 2003 Nobel ödülüne (Tıp ve Fizyoloji alanında) layık görülmüştür.

MRG tarayıcıları vücudun görüntülenmesinde manyetik alan ve radyo dalgalarını kullanır. MRG için temel veri kaynağı vücuttaki hidrojen atomlarındaki protonlardır. Normalde vücudumuz radyofrekans enerjisine duyarlıdır. Öncelikle veri kaynağımız olan ve tetkiğin ana etkeni olan protonların radyofrekans enerjisi ile uyandırılır hale getirilmesi gerekir. Bu amaçla hasta çok güçlü bir manyetik alan içerisine (MRG cihazı) yerleştirilir. Bu manyetik alan etkisiyle protonlar manyetik alana uygun şekilde dizilir ve uyarılmaya hazır

hale gelirler. Kesit alınacak bölgeye radyofrekans enerjisi gönderilir. Protonlar bu enerjiyi alır ve enerjinin miktarına göre konumlarından saparlar. Ardından enerji kesilir ve protonlar eski konumlarına geri dönerler. Bu geri dönüş esnasında aldıkları enerjiyi bir sinyal şeklinde yayarlar. MRG işte bu sinyallerden oluşturulur.

MRG cihazı üç temel parçadan oluşur: Veri toplama bölümü, bilgisayar sistemi ve görüntüleme birimi. Veri toplama bölümünde çok güçlü manyetik alan (1-3 Tesla) üreten, ortasında hastanın içine sokulduğu bir tüneli olan büyük bir mıknatıs bulunmaktadır. Ayrıca veri toplama bölümünde radyofrekans enerjisini gönderen ve sinyalleri toplayan radyofrekans sargıları bulunmaktadır. Toplanan veriler bilgisayarda işlenip görüntüler oluşturulmaktadır. MRG'deki gri tonların anlamı inceleme protokolüne göre değişmekle beraber, açık tonlar (hiperintens) artmış sinyal alanlarını, koyu tonlar (hipointens) ise sinyalin az olduğu alanları gösterir.

MRG'de sekans terimi, görüntülenecek dokunun özelliklerini ortaya çıkaracak şekilde uygulanan radyofrekans atımı, gradyan alanları ve sinyal toplama süreçlerinin tümünü belirtir. T1 zamanı, radyofrekans uyarısı ile başlangıçtaki konumlarından sapan protonların eski konumlarına dönme süresidir. T2 zamanı ise protonların defaze olma süresi, sinyalin sönüş süresidir. T1 ağırlıklı sekanslarda özellikle anatomi iyi görüntülenir. T2

ağırlıklı sekanslarda özellikle patolojiler iyi görüntülenir. T1 ağırlıklı görüntülerin çözünürlüğü T2'den daha yüksektir. Short Tau Inversion Recovery (STIR) tekniği yağ baskılamada kullanılır. Yağ baskılama tekniğinin amacı, yüksek hiperintens sinyale sahip yağ dokusu içerisinde veya komşuluğundaki diğer hiperintens dokuların görüntülenebilmesini sağlamaktır. STIR tekniği özellikle orbita içi patolojilerin saptanmasında kullanışlıdır. Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) sekansı ile sıvılardan (örneğin beyin omurilik sıvısı) gelen sinyaller baskılanır ve özellikle periventriküler patolojiler daha iyi saptanabilir.

MRG'de su içerikleri çok az olduğu için kemik ve hava siyah görünür. Tendon ve bağlar koyu gri tonlarında (hipointens) görülürken, kaslar ara intensitededir. Yağ dokusu ise hiperintensdir. Beyinde T1 ağırlıklı görüntülerde beyaz cevher hiperintens, gri cevher hipointens iken T2 ağırlıklı görüntülerde ise beyaz cevher hipointens, gri cevher hiperintens görünür. Tümör ve enflamasyon durumunda, lezyonlarda su içeriğinin artmış olmasına bağlı olarak T1 ağırlıklı görüntülerde hipointens, T2 ağırlıklı görüntülerde ise hiperintens görüntü alınır.

MRG'de bazı organların daha detaylı görüntülenmesi, görüntü kontrastının artırılması veya tümör gibi bazı patolojilerin tespit edilmesi amaçlı sistemik yoldan verilen kontrast maddeler (örneğin gadolinyum) kullanılmaktadır. En sık kullanılan gadolinyum bazlı kontrast maddelerin baş ağrısı, mide bulantısı, alerjik reaksiyonlar ve nefropati gibi yan etkileri vardır.

MRG'nin difüzyon, perfüzyon, fonksiyonel, anjiyografi ve venografi gibi uygulama teknikleri mevcuttur. Difüzyon MRG'de dokular, su difüzyonu hızları esas

alınarak karakterize edilmektedir. Difüzyon MRG, özellikle akut enfarkt tanısında ve beyin ödemi tipinin tespitinde konvansiyonel MRG'ye nazaran daha başarılıdır. Perfüzyon MRG beyindeki kan akım miktarını ölçme ve görüntüleme için kullanılır. Perfüzyon MRG özellikle inme, beyin tümörleri ve patolojilerinin tanı ve takibinde kullanılır. Fonksiyonel MRG, nöral aktiviteyi kan oksijen seviyesine göre görüntüler. Fonksiyonel MRG, özellikle sinir bilim alanındaki bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. MR anjiyografi ve venografi de damar görüntülemesinde kullanılmaktadır.



Resim 4.1. MRG cihazı.

B. Avantaj ve dezavantajlar

MRG'nin birçok avantajı vardır. MRG yumuşak dokuları en ayrıntılı gösteren radyolojik görüntüleme yöntemidir. Aynı hasta duruş pozisyonunda birden çok düzlemde görüntüler elde edilebilir. İyonizan radyasyon yaymadığından çocuklar ve hamilelerde kullanılabilir. Kontrast