

TIP ÖĞRENCİLERİ İÇİN TEMEL RADYOLOJİ FİZİĞİ

Hazırlayan: Prof Dr Tamer KAYA

GENEL BİLGİLER

Radyoloji; Radyan enerjisi (radyasyonu) hastalıkların tanısında görüntüleme amacıyla ya da girişimsel işlemlerde (girişimsel radyoloji) vücuda girişim yeri ve yolunu göstermek için kılavuzluk amacıyla kullanan bilim dalıdır.

Radyasyon, boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılım gösteren enerjidir.

RADYOLOJİDE KULLANILAN ENERJİ TÜRLERİ

Radyolojide başlıca iki ana grupta toplanabilecek değişik enerji türleri kullanılmaktadır.

Birinci grupta kullanılan enerjiler elektromanyetik radyasyonlardır. Elektromanyetik radyasyonlardan **x-ışınları** röntgen ve bilgisayarlı tomografide (BT), **gamma ışınları** nükleer tıpta (NT), **radyo dalgaları** ise manyetik rezonans görüntüleme (MR) kullanılmaktadır.

İkinci grupta bulunan, elektromanyetik radyasyonlardan farklı özellik gösteren **ultrases enerjisi** de ultrasonografi (US) yönteminde kullanılmaktadır.

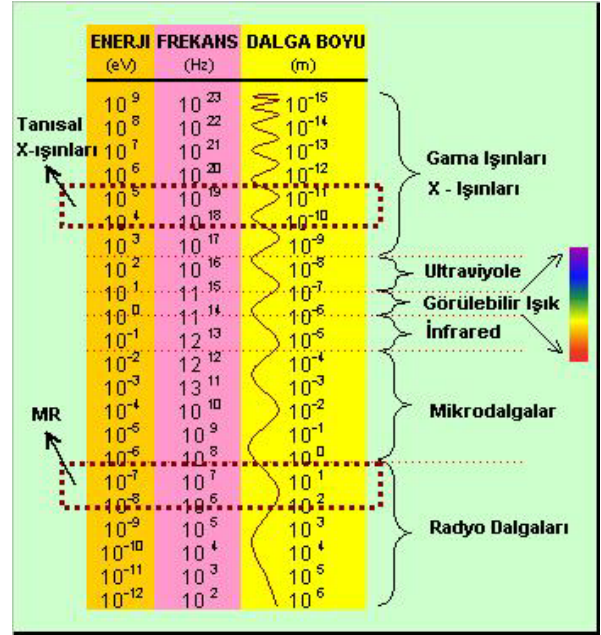
ELEKTROMANYETİK RADYASYONLAR:

Elektromanyetik radyasyonlar, içinde görülebilir ışığın da bulunduğu, dalga boyları 10^{-15} ile 10^6 m arasında değişen çok sayıda enerjili kapsayan bir spektrum oluşturan radyasyonlardır. Elektromanyetik radyasyonların enerjileri, dalga boyları ile ters, frekanslarıyla doğru orantılıdır (Şekil 1).

Elektromanyetik radyasyonların en küçük birimi fotondur. Fotonlar, boşlukta ışık hızında, doğrusal olarak enerji paketleri şeklinde yayılım gösterirler ve geçtikleri ortama frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar. Enerjileri maddeyi geçerken absorpsiyon ve saçılma nedeniyle, boşlukta ise uzaklığın karesiyle doğru orantılı olarak azalır.

Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimini dalga boyu belirlemektedir. Örneğin dalga boyları cm ve metrelerle tanımlanan radyo dalgaları antenlerle alınabilmektedir. Görülebilir ışığın göz dibindeki görme hücreleri olan rod ve

konlar ile aynı dalga boyuna sahip olması, ışığın hücrelerle etkileşimini ve görmeyi sağlamaktadır.



Şekil 1 : Elektromanyetik radyasyon spektrumu

X ve gamma ışınları da atomun boyutundan daha küçük dalga boyuna sahip olduklarından çekirdek ile elektronlar arasındaki boşluktan geçerek maddenin bir tarafından diğer tarafına geçebilir, ayrıca elektronlarla etkileşerek elektronları yörüngelerinden söküp atomu iyonize edebilirler. Biyolojik zararın oluşmasına da neden olan iyonizasyon olayı nedeniyle bu ışınlar iyonizan radyasyonlar adı verilmektedir. Elektromanyetik radyasyon spektrumunun aynı tarafında bulunan ve iyonizan radyasyon olarak anılan x ve gamma ışınları arasındaki fark, atomdan kaynaklandıkları yerdir. X-ışınları atomun yörüngesinden, gamma ışınları ise çekirdekten kaynaklanmaktadır.

X-ışınları, 1895 yılında Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Roentgen tarafından günümüzdeki x-ışını tüplerine benzer özellikte olan Crookes tüpünde, boşlukta elektron transferi amacıyla yapılan deneyler sırasında tesadüfen bulunmuştur. O dönemde bir çok bilim adamının laboratuvarında bulunan Crookes tüpleri sadece boşlukta elektron transferi için kullanılmaktaydı. X-ışınları yüksek hızlı elektronların yüksek atom numaralı metale

RÖNTGEN

çarpıtılması sonucunda oluşmaktadır. Crookes tüpünde ortaya çıkan x - ışını, bu sırada tüpe yakın bir yerde bulunan ve x - ışını enerjisini görülebilir ışık enerjisine çevirebilen fluoresan özellikte bir madde olan baryum platinosiyanyür'de parlamaya neden olmuş ve bu durum Röntgen'in dikkatini çekmiştir. Röntgen, parlamayı izledikten sonra tüpten çıkan bir enerjinin varlığını tespit etmiş ve x - ışını olarak adlandırmıştır. Kısa sürede çok sayıda deney yaparak tıpta kullanım alanlarını göstermiş ve çalışmaları ile ilk Nobel fizik ödülünü almıştır.

ULTRASES

Elektromanyetik radyasyonların dışında ses enerjisi de radyolojide kullanılan bir enerji türüdür. Ses, elektromanyetik özellik taşımayan, atom ve moleküllerin titreşimlerinin oluşturduğu küçük şok dalgalarının ortamdaki hareketi ile yayılan bir enerjidir. Sesin saniyedeki titreşim sayısı, yani frekansı Hertz olarak belirtilmektedir. İnsanın duyabildiği sesin frekansı 20 – 20 000 hertz arasındadır. Ultrasonografide kullanılan ses enerjisinin frekansı 2 – 12 mega Hertz olup oldukça yüksektir.

GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNİN ANA PRENSİPLERİ

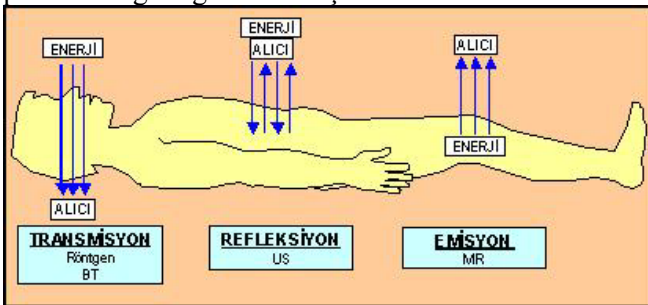
Bir objenin radyolojik olarak görüntülenmesi için enerji ve görüntü alıcıya gereksinim vardır. Görüntüleme yöntemleri, enerji ve görüntü alıcının objeye göre konumuna bakılarak sınıflandırılmıştır.

Transmisyon; Burada enerji objeyi boydan boya geçerek görüntü alıcıya düşürülür ve görüntü oluşturulur. Enerji vücudun bir tarafında, görüntü alıcı ise diğer tarafındadır.

Emisyon; Enerji vücudun içinde, görüntü alıcı ise vücudun dışarındadır.

Refleksiyon; Enerji ve görüntü alıcı vücudun dışında ve aynı taraftadır.

Röntgen ve BT de Transmisyon, MR ve nükleer tıpta emisyon, Ultrasonda ise refleksiyon prensibine göre görüntü oluşmaktadır.



Şekil 2 : Görüntüleme yöntemlerinin ana prensipleri

Röntgen, x-ışınlarının görüntüleme amacıyla kullanıldığı ve konvansiyonel olarak yapılan işlemleri içine alır. Radyografi ve radyoskopi olarak iki ana başlık altında toplanabilir.

Radyografi;

X-ışınlarının incelenecek olan vücut bölgesinden geçirildikten sonra film üzerine düşürülerek görüntü elde etme yöntemidir. Film üzerindeki görüntü banyo işleminden sonra oluşmaktadır. Röntgen filmi üzerinde ışınların fazla miktarda düştüğü yerler siyah, az düştüğü yerler beyaz olarak izlenir. Radyografi aygıtlarının yanı sıra, mammografi, diş röntgeni yöntemleri bu prensipten hareket ederek görüntü oluştururlar. Radyografi görüntüsü röntgen filmi üzerinde kayıt edilmiş statik bir görüntüdür. Röntgen filmi; **radyogram** ya da **röntgenogram** olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 3 : Radyografi aygıtı

Radyoskopi;

X - ışınlarının hastayı geçtikten sonra canlı görüntü oluşturarak yapılan dinamik görüntüleme yöntemidir. Hastayı geçen ışınlar düşürdükleri fluoresan ekran üzerinde oluşturdukları parlama ile ya da görüntü kuvvetlendirici aygıtlarla alarak monitörde canlı olarak izlenebilir. Monitörde izlenen görüntü, video sinyali şeklindedir. Video sinyali analog görüntüdür.

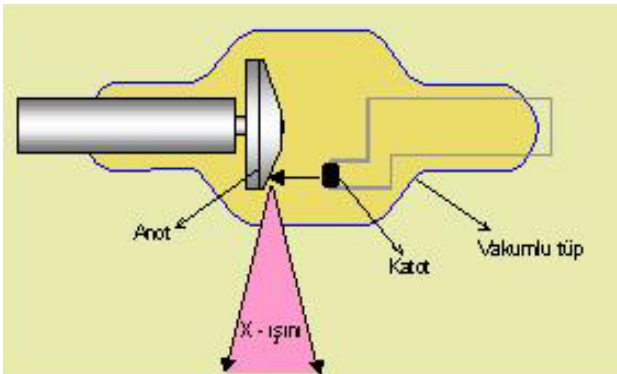
Radyoskopide vücudun ilgilenilen kesimi canlı olarak değerlendirilir. Bu aygıtlar özellikle kontrastlı radyolojik incelemelerde kullanılmaktadır.



Şekil 4 : Radyoskopi aygıtı

RÖNTGEN FİZİĞİ

X – ışınları, havası alınmış olan röntgen tüpünde, katot ile anot arasında yüksek voltaj uygulandığında, katottan hızlandırılan elektronların anot metalindeki yüksek atom numaralı madde ile etkileşimleri sonrası oluşmaktadır.



Şekil 5 : Röntgen tüpü

X-ışınları hastayı geçerken enerjileri absorpsiyon ve saçılma nedeniyle azalır. Filmin üzerine düşerken vücut oluşumlarında değişik düzeylerde oluşan absorpsiyon nedeniyle filmin üzerine doğrusallığını kaybetmeden değişik enerji düzeylerinde düşen ışınlar, filmde objenin bir gölgesi şeklinde görüntü oluştururlar.

Uygulanan tüp voltajı kesildiğinde, tüpten çıkan ışınlar da sonlanır ve mevcut radyasyon hızla salınım alanına göre yayılır. Enerjisi, yayılırken uzaklığın karesi ile orantılı olarak azalırken çarptığı maddelerde de absorpsiyona bağlı azalır ve hızla yok olur. Bu nedenle radyoaktif maddelerle çalışılan nükleer tıp ve bir kısım radyoterapi ünitelerinden farklı olarak tüm röntgen ünitelerinde sadece tetkik sırasında ortamda radyasyon bulunmaktadır.

Absorpsiyon: X-ışınlarının absorpsiyonu atomik düzeyde oluşan etkileşimlerin sonucunda ortaya çıkar. X-ışınları geçmekte oldukları dokulardaki atomların yörüngesindeki elektronları yerinden koparıırken enerjilerini etkileşime girdikleri

atomun elektron bağlanma enerjisini nötralize ederek kaybederler. Bu şekilde vücuttan geçerken absorbe olurlar (Şekil 6).

Bir röntgen tetkikinde absorpsiyon, görüntünün oluşmasında istenen bir etkileşimdir. Görüntü, dokular arasındaki absorpsiyon farklılıkları sayesinde oluşturulur. Absorpsiyon farklılıklarının film üzerine en iyi şekilde düşürülmesi için doz seçimi çok önemlidir. Verilen dozun yüksek olması tüm görüntünün siyah olmasına (sert film), düşük doz verilmesi ise görüntünün beyaz olmasına (yumuşak film) neden olur. Bu nedenle bir radyografide görüntünün kalitesi uygun dozun verilmesi ile mümkün olabilmektedir.

Absorpsiyon, bu etkileyen faktörleri kullanarak şu şekilde formüle edilmiştir.

$$Ab = h \cdot Z^3 \cdot \lambda^3 \cdot tk \cdot d$$

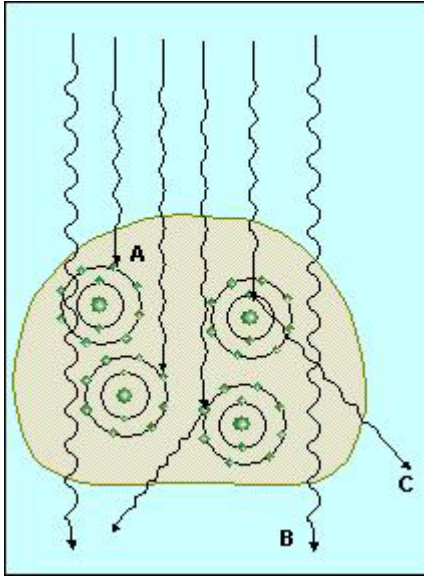
Ab: absorpsiyon	λ: dalga boyu
h: sabit sayı	tk: doku kalınlığı
Z: atom numarası	d: yoğunluk

Denklem 1: Absorpsiyon formülü

Atom numarası yüksek olduğunda, atomun yörüngesinde daha fazla elektron bulunacağından, daha çok etkileşim olacak ve absorpsiyon daha fazla olacaktır. Dalga boyu, ışının enerjisi ile ters orantılıdır. Kullanılan ışının enerjisi arttıkça absorpsiyon azalmaktadır. Yani enerji, absorpsiyonu ters orantılı olarak etkilerken, dalga boyu, doğru orantılı olarak etkilemektedir. Doku kalınlığı arttıkça ışının etkileşim oranı da o oranda artacağından absorpsiyon da artacaktır. Pratikte doku yoğunluğu insan vücudu için ortalama 1 kabul edildiğinden yoğunluğun etkisi çok azdır. Ancak akciğer gibi hava içeren oluşumlarda gazın yoğunluğu yumuşak dokulara göre yaklaşık 770 kat düşük olduğundan, absorpsiyon önemli oranda azalmaktadır.

Bir el grafisinde aynı kalınlıkta olan kemik ve yumuşak dokular kıyaslandığında, kemik daha beyaz görülürken, akciğer grafisinde kalbin kostalara göre daha beyaz görülmesinin nedeni, doku kalınlığının fazla olmasıdır.

Saçılma: X-ışınlarının saçılması absorpsiyona benzer şekilde ortaya çıkar. X-ışınları geçmekte oldukları dokulardaki atomların yörüngesindeki elektronları yerinden koparıp, etkileşime girdikleri atomun elektron bağlanma enerjisini nötralize ettikten sonra enerjilerini tamamen kaybetmedikleri zaman oluşur. Enerjileri azalmış ve yönleri değişmiş radyasyonlar, saçılan ışınlardır (Şekil 6).



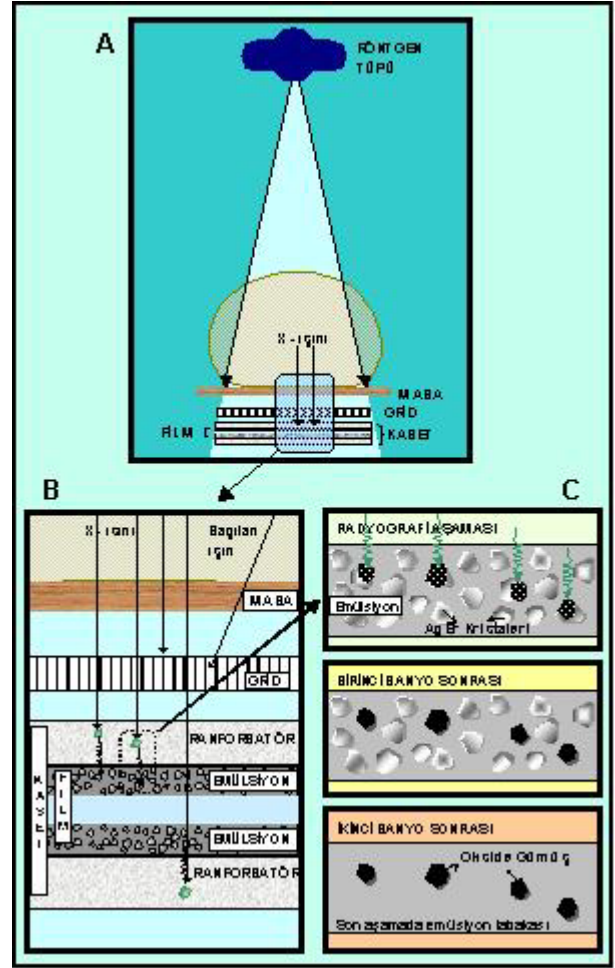
Şekil 6 : Absorbsiyon ve saçılma, A: elektrona çarptıktan sonra tüm enerjisini vererek absorbe olan x-ışını. B: Vücudu herhangi bir etkileşim olmadan geçerek film ya da ekran üzerine düşen ve görüntü oluşturan x-ışını. C: Elektrona çarparak enerjisini kısmen kaybeden ve yön değiştirerek saçılan x-ışını.

Absorbsiyon, tanısal radyolojide görüntü oluşmasında istenen bir durumdur. Saçılma ise tanısal değeri olmayan ışınların görüntü üzerine düşmesine ve görüntü üzerinde genel bir siyahlaşmaya neden olan istenmeyen bir etkileşimdir. Kalın vücut bölgelerinde ve geniş ışınlama alanı kullanıldığında daha çok görülen saçılma, koruyucu önlem almayan radyasyon çalışanının gereksiz radyasyon almasına neden olur. Radyolojik çalışma sırasında röntgen tüpünden çıkan ışınlar, doğrultularını değiştirmediklerinden tetkik esnasında ortamda bulunan çalışanlar için asıl radyasyon kaynağı hastadan saçılan ışınlardır.

Saçılan radyasyonun film üzerine düşmesini önlemek için röntgen aygıtlarında grid adı verilen özel düzenekler bulunmaktadır. Hasta ile film arasında yerleştirilen ve saçılarak farklı açılarda hastaya ulaşan ışınları önlemek için kullanılan bu düzeneklerle saçılan radyasyonun yaklaşık % 80 – 90 ı filme ulaşmadan tutulabilmekte ve verilen radyasyon dozunda hafif bir artış olmakla birlikte görüntü kalitesi önemli oranda arttırılmaktadır.

Röntgende görüntü oluşumu;

Röntgen incelemelerinde hastaya ait üç boyutlu veriler filmin üzerinde iki boyutlu bir izdüşümü şeklinde görüntü oluştururlar. Filmde oluşan görüntüde oluşumların üst üste gelmesine süperpozisyon denir. Bu nedenle bazı durumlarda görüntülerin değerlendirilmesinde birbirine dik iki projeksiyonda grafi alınması gerekebilmektedir.



Şekil 7 : Röntgende görüntü oluşumu aşamaları A: X-ışını demeti hastayı, masayı ve gridi geçiyor, görüntü alıcı düzeneklere düşüyor. B: Görüntü alıcı düzenekler (kaset, çift emülsiyonlu film, ranforsatörler) C: Filmin emülsiyon tabakasında banyo işleminde ortaya çıkan değişimler





Röntgen görüntüleri film üzerine düşen x ışınlarının fotografik emülsiyona olan etkileri ile oluşmaktadır. Bu etkileşim dolaylı olarak oluşmaktadır. Işınlar öncelikle kaset içindeki **ranforsatör** adı verilen fluoressan madde üzerine düşer ve burada oluşan görülebilir ışık tarzındaki parlamalar film üzerine düşerek görüntü oluşur. Bir radyografi işleminde filmin üzerine düşen ışın miktarı ile orantılı olarak film üzerinde siyahlaşma oluşur.

Filmin üzerinde oluşan bu etkileşim banyo işleminden sonra gözle görülür hale gelir. X ışınları, film emülsiyon tabakasında bulunan gümüş bileşiklerinden oluşan kristallerde oluşturdukları etkileşim ile serbest gümüşü açığa çıkarırlar. Daha sonra yapılan banyo işlemiyle gümüş atomu okside olarak siyah görünümü oluşturur. Filmin üzerindeki gri tonlar da bu şekilde oluşturulur. Gümüş miktarı fazla ise koyu gri, az ise açık gri tonlar oluşmaktadır.

Filmin üzerinde beyaz olarak görülen alanlar gümüş atomu içermezler, aslında şeffaf olan bu

Değerlendiricinin herhangi bir ön tanı ya da olası tanıya sahip olmadan değerlendirme yapması ve klinik bilgi edindikten sonra tekrar incelemesi, değerlendirmede en başarılı sonucun ortaya konmasını sağlayacaktır. Bu, sadece görüntüye dayalı, tarafsız olarak ön tanı oluşturulmasını sağlayacaktır. Önyargılı ve tanıya yönelik tezleri olan bir değerlendiricinin tarafsız olması zordur. Röntgen filmlerinin hastayı klinik olarak değerlendirmiş olan klinisyen dışında bir radyolog tarafından bağımsız olarak değerlendirilmesinin en büyük avantajı budur. Ayrıca şüphelenilen alan dışında görüntünün tümüyle değerlendirilebilmesi de bu şekilde mümkün olabilir.

Röntgende ve diğer radyolojik görüntüleme yöntemlerinde görüntü üzerindeki renk değerlerinin tanımlanmasında kullanılan terminoloji aşağıda verilmiştir.

		SİYAH	GRİ	BEYAZ
Röntgen		Radyolüsent	Ara Yoğunluk	Radyopak
US		Anekoik Hipoekoik	İzoekoik	Hiperekoik
BT		Hipodens	İzodens	Hiperdens
MR		Hipointens	İzointens	Hiperintens

Şekil 9 : Görüntüleme yöntemlerinde göre renklere kullanılan terminoloji

DİJİTAL RÖNTGEN

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle birlikte yeni teknolojiler röntgene entegre olmuş ve dijital röntgen gündeme gelmiştir. Dijital röntgende hastayı geçerek zayıflayan x-ışınlarının enerjilerinin rakamsal dönüşüme olanak veren özel görüntü alıcılar ile tespiti ve elde edilen verilerin önce rakamsal verilere ve daha sonra da görüntüye dönüştürülmesi ile oluşturulmaktadır. Bu şekilde elde edilen görüntü, bilgisayar sistemine aktararak bilgisayar teknolojisinin olanaklarıyla, görüntü saklama, taşıma, arşivleme ve renk, parlaklık ve kontrast ayarları gibi görüntü üzerinde oynama seçeneklerinin kullanılabilmesi mümkün olmaktadır.

Konvansiyonel röntgende yukarıda anlatıldığı gibi gümüş halid kristalinde oluşan siyahlaşmanın etkisiyle ortaya çıkan tonlama, bilgisayarda ilgili alana uyan rakamsal verinin renkle kodlanması ile oluşturulmaktadır. Dijital röntgende görüntü kalitesi, direkt olarak görüntü alıcı sistemde bulunan ve görüntü sinyali oluşturan dedektörün boyutu ile ters orantılıdır. Dedektör boyutu ne kadar küçükse görüntü o kadar kalitelidir.

Dijital Görüntü;

Dijital görüntü, birim resim elemanı olarak tanımlanan piksellerden oluşmaktadır. Piksel görüntünün tek bir renk tonu taşıyan en küçük elemanıdır. Görüntü, pikseller ve her bir piksele ait olan rakamsal verilere uyan renk tonları ile oluşturulmaktadır. Renk tonlaması siyahtan beyaza değişen gri bir skala kullanılarak yapılmaktadır.

Görüntü kalitesini belirleyen bir faktör piksellerin boyutlarıdır. Bir görüntü ne kadar küçük pikseller ile oluşmakta ise o kadar kalitelidir. Bunun yanı sıra bir pikselin alabileceği renk tonu sayısı (Dynamic range) da görüntü kalitesini belirler. Bir piksel ne kadar çok renk tonu seçeneği sunabiliyorsa görüntü de o kadar kaliteli olacaktır.



Şekil 10 : Konvansiyonel röntgen görüntüsü ve aynı görüntünün 32 x 18 matriksli dijital karşılığı

Görüntüyü oluşturan yatay dizilimli bir sıra piksel ile dikey dizilimli bir sıra piksellerinin çarpımı matriks olarak adlandırılır. Görüntünün hafızada kapladığı yer, matriks ve dynamic range ile direkt ilişkilidir. Görüntünün bu özelliği matriks ile dynamic range birlikte verilerek belirlenmektedir. Örneğin 256 x 256 x 8 ya da 512 x 512 x 16 gibi. Röntgende kullanılan gri ton sayısı az iken BT de 2000 ayrı gri tonlama yapılır.

Dijital röntgende elde olunan görüntünün özellikleri, dijital diğer görüntüleme yöntemlerinde elde olunan görüntüler ile temel prensipler yönünden aynıdır. Günümüzde tüm dijital sistemlerin bir arada değerlendirilmesine ve görüntülerin ortak bir dijital görüntüleyicide gösterilebilmesine olanak veren görüntü standardizasyonu, sağlanmıştır. Dicom 3 olarak adlandırılan standarda sahip olan sistemler ile oluşturulan tüm görüntüler ortak bir ağ üzerinde taşınır, ortak görüntüleyicilerde değerlendirme ya da görüntü üzerinde işlem yapabilme gibi olanaklar sağlamaktadırlar.

Bu görüntü ağı düzeneği PACS (Picture Archiving and Communication System) olarak bilinmektedir. Bu sistem sayesinde filmsiz olarak çalışan hastanelerde radyoloji departmanı içerisinde bulunan ve tüm görüntüleme aygıtlarına bağlı

bulunan bilgisayar ağının yanı sıra hastanenin diğer ünitelerinde de uzak görüntüleme üniteleri bulunmaktadır.

Dijital Anjiografi

Dijital anjiyografide, radyoskopi yöntemine benzer olan bir düzenekte, hastayı geçen ışınların düşürüldüğü görüntü kuvvetlendiriciye gelen verilerin analog – dijital dönüştürücü adı verilen sistemle dijital dönüşürülmesi sağlanmaktadır.

İntravasküler kontrast verilmeden önce ve verildikten sonra elde edilen dijital görüntüler üzerinde özel bir teknikle uygulanan matematiksel çıkartma (subtraksiyon) işlemi sayesinde diğer vücut oluşumları tamamen devre dışı bırakılarak vasküler yapılar ayrıca gösterilebilmektedir. Bu nedenle yöntem dijital subtraksiyon anjiyografi (DSA) olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 11 : DSA Aygıtı

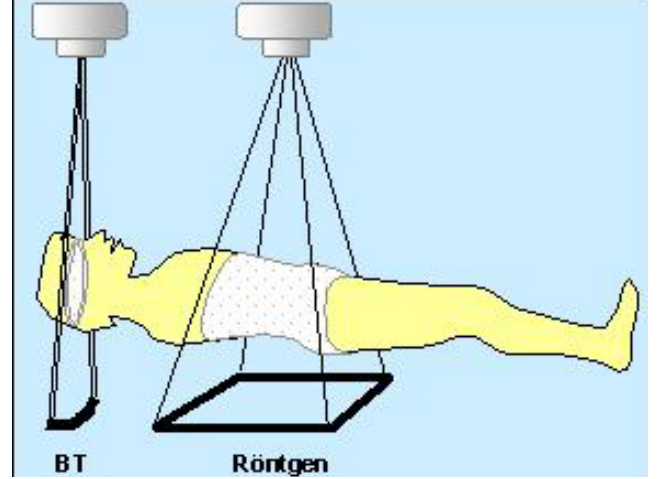
DSA aygıtında, vasküler yapılara kontrast madde verildikten sonra alınan görüntüden, kontrast madde olmadan alınan görüntü (mask görüntü), tam üst üste getirilerek her bir pikselin birbirinden matematiksel olarak çıkarılması sonucunda elde olunan görüntü ile sadece damardaki kontrast madde gösterilmektedir.



Şekil 12 : DSA görüntüleri A: Lateral serebral anjiyografi (normal olgu), B: Renal anjiyografi; Böbrek üst polde vasküler tümöral oluşuma ait görünüm izleniyor.

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT)

X ışını demetini vücuda röntgende olduğundan farklı olarak inceltirerek, çizgisel şekilde düşürerek kesitsel görüntüleme sağlayan bir yöntemdir. Bilgisayarlı tomografide kesit görüntünün alınabilmesi, röntgen tüpü ve görüntü alıcıların (dedektör) hastanın etrafında döndürülmesi ile sağlanmaktadır. Her ikisi de x-ışınıyla görüntüleme sağlayan röntgen ile BT de x-ışınının kullanımı şekil 13 de gösterilmiştir.



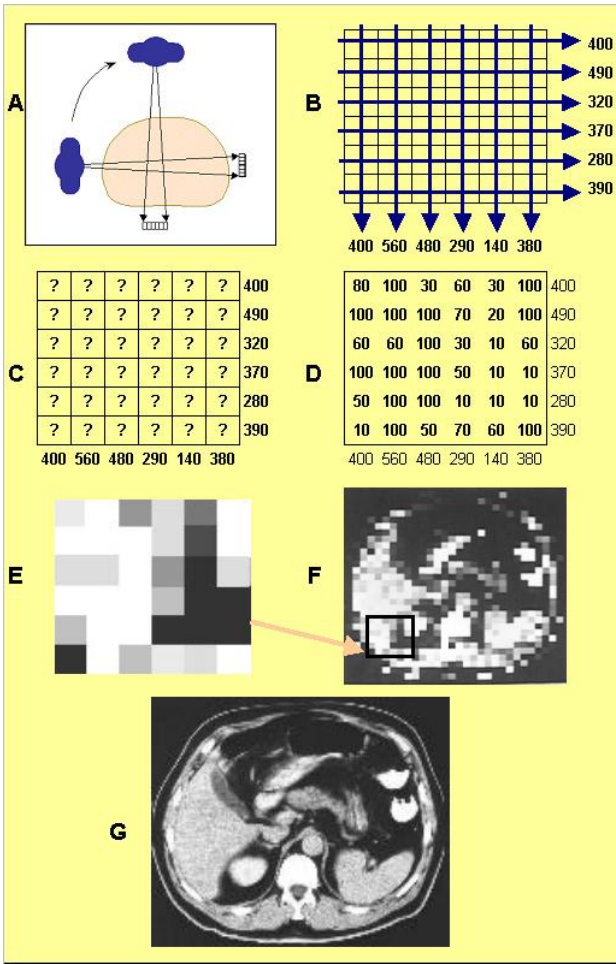
Şekil 13 : Röntgen ve BT de x-ışını uygulanması

Hastanın etrafında tüp ve dedektörlerin birbirine bağlı olarak yaptıkları dönme hareketi sırasında dedektörlerde toplanan ve aslında iki boyutlu bilgi taşıyan verilerin, dönme hareketinin tüm aşamaları göz önünde bulundurularak yüksek matematiksel çözünümü sonrasında üç boyutlu kesitsel veriler elde edilebilmektedir. BT de kesit görüntüsünün oluşumu şekil 15 de gösterilmiştir.



Şekil 14 : BT Aygıtı

BT görüntüsü de diğer dijital modalitelerin görüntüsünde olduğu gibi piksellerden oluşmaktadır. Her bir pikseli temsil eden rakamsal değerler kendisine karşılık gelen renk tonu ile renklendirilir.

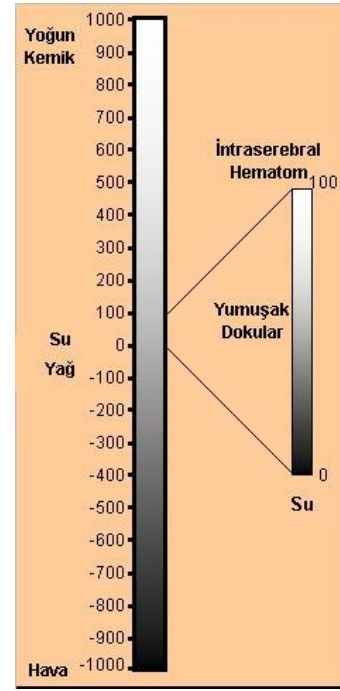


Şekil 15 : BT de görüntü oluşumu; A: yapılan tarama, B: Dedektörlerde elde edilen rakamsal veriler, C - D: Görüntü matrisini belirleyen rakamsal verilerin hesaplanması. E-F: Örnek görüntüdeki piksellerin oluşumu G: Gerçek BT görüntüsü

Bilgisayarlı tomografide yapıların dansiteleri, -1000 ile +1000 arasında değişen rakamlarla temsil edilen bir gri skalada ele alınmıştır. Bu skala, cihazı geliştiren İngiliz fizikçi Godfrey Hounsfield'in adıyla anılmaktadır. Hounsfield skalasında saptanan rakamsal veriler Hounsfield Ünitesi (HU) olarak anılır.

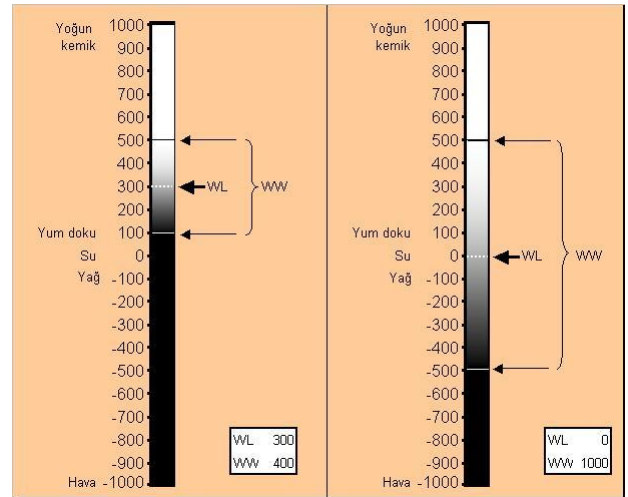
Burada yapının yoğunluğunu belirleyen faktör, maddenin x ışınına absorbe etme özelliği ile ilgilidir. X-ışınına fazla absorbe eden kemik, kalsifikasyon ve taş gibi yapılar beyaz görülür ve yüksek HU değerleri verirlerken (80 - 100 HU), su orta derecede (0 HU), yağ sıfırın altında (-80 HU) hava ise skalanın en altında kalan değerler (-1000 HU) oluşturmaktadır.

Normalde 20 gri tonu ayırt edebilen insan gözünün bu yüksek yoğunluk farkı gösteren görüntüleri istenilen ayarda algılayabilmesi için piksellerdeki rakamsal değerler üzerinde oynanarak yapılan ayarlamalar ile görüntü üzerinde yoğunluk farklılıkları istenilen şekilde ortaya konabilmektedir.



Şekil 16 : Hounsfield Skalası

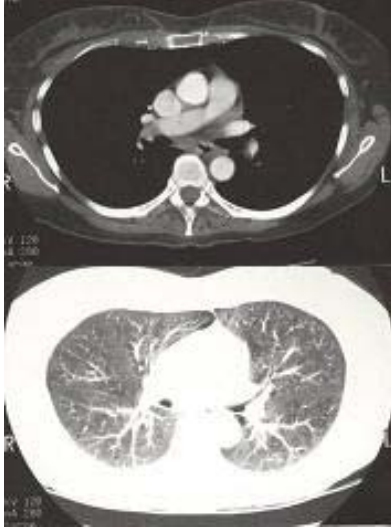
Bu ayarlamalar pencereleme olarak adlandırılmakta ve pencerelemenin merkezi pencere seviyesini (WL: window level) gösterirken, Hounsfield skalasında pencereleme yapılan aralık ise pencere genişliğini (WW: window width) göstermektedir.



Şekil 17 : Hounsfield skalası üzerinde pencereleme örnekleri A: WL 300, WW 400 B: WL 0, WW 1000

İncelenecek olan her vücut bölgesinde ilgilenilen yapılara ve farklı yoğunluklara göre pencereleme yapılarak görüntü detaylı olarak incelenmektedir. Özellikle akciğer incelemelerinde akciğer parankiminde hava varlığı nedeniyle parankimal detayın değerlendirilebilmesi için ayrıca parankim penceresi ayarı ile de görüntüler filme alınmaktadır. Pencereleme için ayrı ayrı kesitler

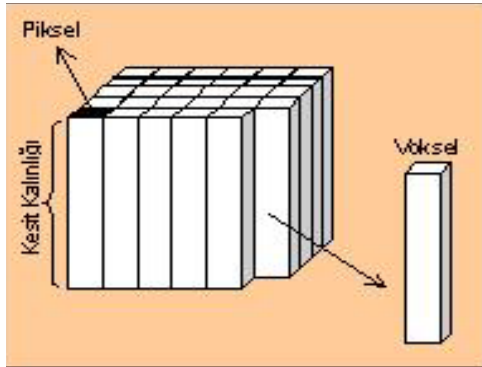
almaya gerek yoktur. Pencereleme ayarları mevcut kesit üzerinde gerçekleştirilir.



Şekil 18 : Toraks orta seviyesinden geçen BT kesitinde mediastinum (göğüs duvarı) penceresi ayarlarında ve akciğer parankim penceresi ayarlarında elde olunmuş görüntüler.

Işın demetinde yapılan inceltme ve detektörlerin genişliği, alınan kesitin kalınlığını belirlemektedir. Kesitler, dilimlenmiş bir ekmek ya da salam dilimi gibi düşünülduğünde, az ya da çok bir kesit kalınlığından bahsedilebilmektedir. Kesit kalınlığı arttıkça üç boyutlu veri detayı azalmaktadır. Kesit kalınlığı azaldıkça detay artmakta bununla birlikte ilgilenilen alanı incelemek için daha fazla kesite gereksinim olmakta ve teknik faktörlerden dolayı görüntü kalitesi düşmektedir.

Bilgisayarlı tomografide, 1 mm ile 1 cm arasında değişen kesit kalınlıkları kullanılabilir. Kesit kalınlığı göz önüne alındığında görüntüye piksel olarak yansıyan alanın aslında üç boyutlu bir verisi olduğu görülecektir. Piksel ile kesit kalınlığı çarpılarak elde edilen dikdörtgen prizma olan **voksel**, BT deki birim hacim elemanıdır ve pikseldeki görüntünün temelinde voksele ait veriler bulunmaktadır.

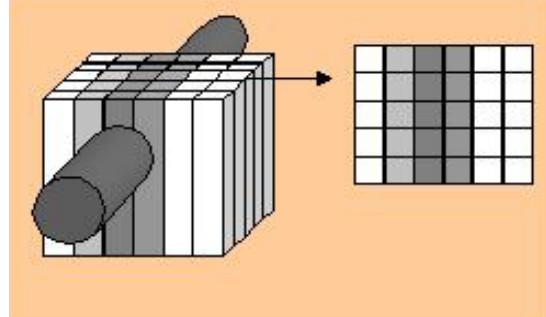


Şekil 19: Piksel ve voksel

Dilimlenmiş bir ekmeğin kesit yüzeyinde sadece hangi tarafından bakıyor isek o yüzeyindeki oluşumları görürüz. Ancak BT de durum farklıdır.

Bir BT kesitinde kesitin içindeki tüm oluşumlar görüntüye yansımaktadır. Örneğin kesit kalınlığını tamamen doldurmayan bir yapı, kesiti doldurduğu oranda ve yoğunluğu ile orantılı olarak görüntüye yansımaktadır (Şekil 20).

Bu nedenle kesiti tam doldurmayan yapılar, görüntüye gerçek yoğunluk değerleriyle yansımazlar. Kısmi hacim etkisi denilen bu durum, daha çok yüksek kesit kalınlıklarında ortaya çıkar. Örneğin kesit kalınlığının bir yarısını yağ diğer yarısını yumuşak doku dolduruyorsa, görüntüde ortalama olarak su dansitesine uyan görünüm oluşacaktır.



Şekil 20 : Kısmi hacim etkisi

BT de ayrıca her bir kesitte voksellerden oluşan verilerin ardışık kesitlerde birbirine eklenerek hastaya ait verilerin sanal ortamda elde edilen üç boyutlu kütük kullanılarak değişik planlarda kesitler oluşturulabilmektedir. Sadece aksiyal düzlemde tarama yapılmış olan bir hastadan aynı zamanda koronal sagittal ya da istenilen oblik düzlemlerde kesitler alınabilmektedir.

Üç boyutlu veriler kullanılarak tarama alanı içinde bulunan tüm vokseller gözönüne alınarak üç boyutlu görüntüler sağlanabilmektedir. Özellikle kemik dokusu ve kontrast madde verildikten sonra vasküler yapılarıdaki yüksek değerli vokseller kullanılarak üç boyutlu kemik ya da vasküler görüntüler oluşturulabilmekte ve özel görsel efektlerle görüntünün yorumu kolaylaştırılmaktadır (Şekil 21). Bu işlemler **rekonstrüksiyon** ya da **reformasyon** olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 21 : BT de üç boyutlu yüzey rekonstrüksiyonu, son görüntünün sanal olarak istenilen seviyeden ışıklandırma sonucu ve oluşan gölgelendirilmesi sayesinde girinti, çikıntılar daha net olarak izleniyor.

BT cihazları ilk üretilenden bugüne çok büyük değişiklikler göstermiştir. İlk tarayıcılar, tek dedektörlü ya da az sayıda dedektörden ibaret iken, yeni geliştirilen tarayıcılarda çok sayıda ve hatta tek sıra olmayan dedektör dizinleri kullanılmaktadır. Az sayıda dedektörle tarama yapan birinci ve ikinci jenerasyon BT cihazları günümüzde artık kullanılmamaktadır.

En sık kullanılan sistemler üçüncü jenerasyon sistemlerdir. Bu sistemlerde dedektörler ile tüp karşılıklı olarak dönme hareketini gerçekleştirirler. Dördüncü jenerasyon BT cihazlarında sadece tüpte rotasyon olurken, çepeçevre dizilimli sabit dedektör zinciri bulunmaktadır.

BT aygıtlarında bir üst teknoloji de tüp ve dedektör düzeneğinin devamlı aynı yönde dönmesini sağlayan slip ring teknolojisinin geliştirilmiş olmasıdır. Bu teknoloji, kesitler arasında bekleme olmaksızın tarama yapılabilmesini sağlamaktadır. Bu sayede hasta masası kaydırılırken ardışık kesitler oldukça yüksek bir süratle alınabilmektedir. **Spiral BT** olarak adlandırılan bu aygıtlarda bir rotasyon ile kesit alma işlemi 0,5 ile 1 sn arasında olabilmektedir.

Mekanik taramalı BT aygıtları içinde günümüzde en son teknoloji, multislice teknolojisidir. **Multislice BT** aygıtlarında birden fazla sıralı dedektörlerin bulunması ve bu dedektörler sayesinde bir tarama sırasında birden fazla kesitin elde olunması olanaklı kılınmaktadır.

Mekanik tarama sistemi dışında ayrıca tarayıcı ünitesi büyük bir röntgen tüpü gibi olan ve çevresel anot özelliği sayesinde elektronik olarak dönen çok hızlı bir x-ışını oluşturulması ve bunların çevresel dizilimli dedektörlerle alınması ile görüntü oluşturan **elektron beam tomografi** aygıtları da BT teknolojisinde geline üst düzeylerden birisidir. Bu sistemlerde işlemin elektronik olarak gerçekleşmesi nedeniyle kesit alım süresi saniyenin 1/30 una kadar indirilebilmiştir.

BT nin klinik önemi;

BT aygıtı, röntgende de kullanılan x-ışını enerjisi ile kesitsel ve röntgene göre oldukça yüksek doku kontrastı sağlayarak görüntüleme oluşturmaktadır. Böylece BT görüntüsünde röntgendekine uyan özellikler yanısıra üç boyutlu oryantasyon sağlayan kesitsel özelliği ve röntgende mümkün olmayan yumuşak doku ayırımını sağlayan yüksek doku kontrastı bir avantajdır. Bununla birlikte özellikle kemiğe komşu seviyelerde olmak üzere yumuşak dokularda MR, BT den üstündür.

MR'ın yaygın kullanımına kadar neredeyse tüm vücutta kullanılabilen BT, özellikle santral sinir sistemi ve kas iskelet sisteminde yerini büyük oranda MR a bırakmıştır. Bununla birlikte röntgende görüntülenmesi zor olan vertebra, pelvis, omuz kemeri, kafa tabanı gibi kompleks kemik

yapılara yönelik olan değerlendirmeler için, başlıca abdominal bölgede ve akciğer ağırlıklı olmak üzere torasik bölgedeki çalışmalar için BT tercih edilebilmektedir.

BT Görüntüsü;

BT ve röntgen yöntemlerinde kullanılan enerji aynı olduğundan BT görüntüsü ile röntgen görüntüsünde renk tonları aynı yapıları tanımlar. Röntgende tanımlanan beş ana yoğunluk geçerli iken, BT de röntgene göre yüksek yumuşak doku çözünürlüğü nedeniyle çok sayıda gri tonlama söz konusudur. BT de beyaz görülen alanlar hiperdens, siyah görülen alanlar hipodens ve gri tonda olup referans dokuya eş yoğunluk veren alanlar ise izodens olarak adlandırılırlar.

Yapılan pencereleme ayarları nedeniyle renk tonlarında değişiklik olabilir. Bununla birlikte, skalanın üstünde yer alan yapılar altındakine göre daima daha hiperdens görülürler. Bazen aynı yoğunlukta izlenebilirler. Ancak hiçbirzaman daha hipodens görülmezler.

BT de kullanılan kontrast maddeler;

Hem röntgen hem de BT olmak üzere her iki yöntemde de kullanılan x-ışını nedeniyle aynı fiziksel prensipler geçerli olduğu için röntgendeki pozitif kontrast maddelerden iyotlu kontrast maddeler BT de de kullanılmaktadır. Ancak baryum, metalik özelliği nedeniyle aşırı absorpsiyona neden olmakta ve BT de görüntüyü bozduğu için kullanılmamaktadır.

Iyotlu kontrast maddeler intravenöz yolla, oral, rektal veya vajinal yolla ya da spinal subaraknoid seviye, eklem boşluğu gibi diğer vücut boşluklarına verilebilmektedir. Ayrıca röntgende kullandığımız hava da BT de eklem incelemelerinde ya da bazı vücut boşluklarına verilerek kullanılabilir.

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG)

Yöntem, manyetik alanda vücuda radyo dalgası gönderilerek manyetik alanın etkisindeki dokularda manyetik etkiyi değiştirme ve bu değişimden sonra tekrar manyetik alanın etkisine geçerken dokulardan gelen sinyalleri alarak görüntü oluşturma temeline dayanır. İşleminde bir anlamda dokular radyo dalgası (radyofrekans) gönderir hale getirilmekte ve vücuttan gelen sinyaller alınarak görüntü bu şekilde oluşturulmaktadır.

Manyetik rezonans olayı, fizik olarak 1940 lı yıllarda bilinmekle birlikte yöntemin görüntüleme amacıyla kullanılması bundan yaklaşık 30 yıl sonra başarılı olmuştur.

Yöntemde görüntüleme için vücudun güçlü bir manyetik alana sokulması gerekmektedir. Günümüzde bu amaçla 0,5 – 1,5 Tesla manyetik alan oluşturan magnetler (mıknatis) kullanılmaktadır. Rutin sistemlerde bu manyetik alan gücü kullanılırken, son zamanlarda daha yüksek gücü olan magnetlerin de üretimi söz konusudur.



Şekil 22 : MR aygıtı

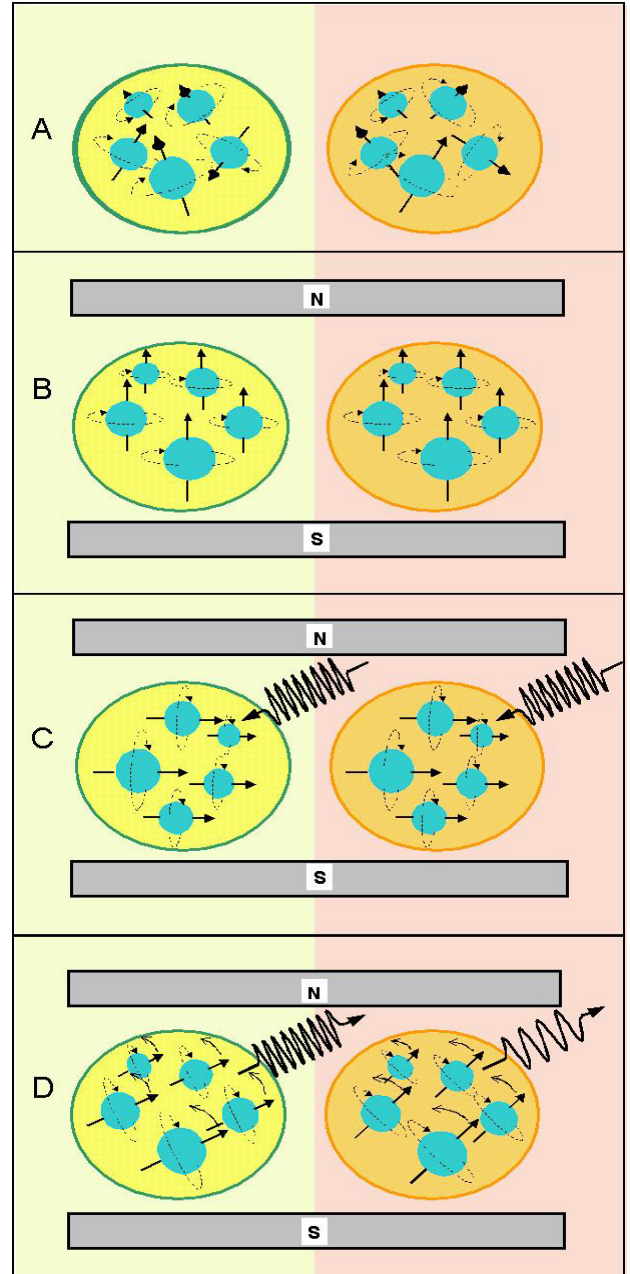
MRG Yönteminin temel prensibi;

Yöntemde vücutta bulunan manyetik özelliğe sahip atomlardan yararlanılmaktadır. Bu atomlar çekirdeklerinde tek sayıda proton içeren ve dönme yapan atomlardır. Bu atomlar içinde, çekirdeğinde bir proton bulunan hidrojen atomu, vücutta bol miktarda bulunduğu ve çok iyi sinyal gönderdiği için görüntüleme en avantajlı olanıdır.

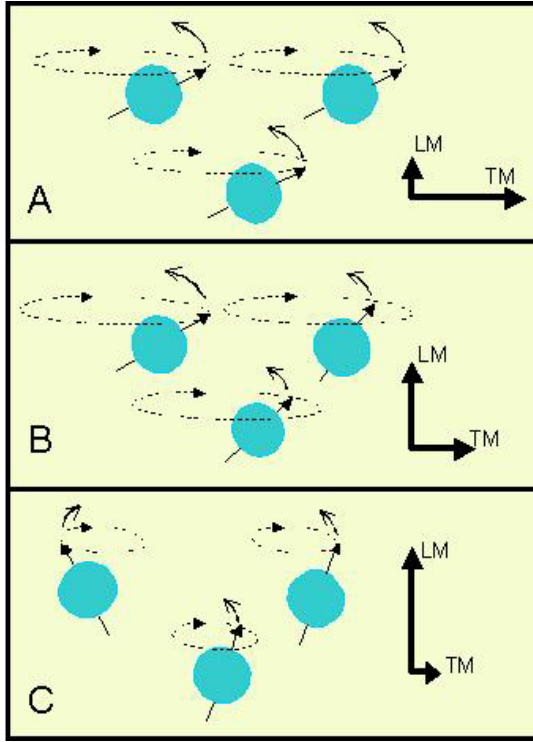
Manyetik alana girildiğinde vücuttaki protonların mıknatisin oluşturduğu manyetik alana paralel hale gelmesi sağlanmaktadır. Daha sonra verilen radyo dalgasının enerjisi ile bu hidrojen atomları, manyetik alan ile belirli bir açı oluşturmaktadır. Radyo dalgası kesildikten sonra hidrojen atomları tekrar manyetik alanın etkisi ile eski konumlarına dönmektedirler. Bu sırada hidrojen atomlarının içlerinde buldukları moleküler yapıya göre farklı farklı zamanlarda tekrar manyetik alana paralel konuma gelmeleri söz konusudur. Hidrojen atomlarından farklı dönemlerde sinyaller alınarak görüntüleme oluşturulmaktadır. Uyarının verildiği ve sinyallerin alındığı zamanların farklı farklı seçilmesi sayesinde vücuttaki farklı özellikteki hidrojen kompozisyonu oluşturan oluşumların farkı ortaya konabilmektedir. Gelen sinyaller, dokudaki suyun miktarı, serbest ya da bağlı olması, bağlı ise sıkı ya da gevşek bağlı olması gibi faktörlere bağımlı olarak nicelik ve nitelik olarak değişiklik göstermektedir. Ayrıca sinyalin alındığı yerde akım söz konusu ise akımın varlığına ve hızına göre de gelen sinyallerde değişiklik saptanacaktır.

Hidrojen atomunun başlıca suyun yapısında bulunması nedeniyle yöntem, yumuşak dokuların incelemesinde oldukça başarılıdır. Kemik gibi su içeriği düşük olan yapılarda alınan sinyaller daha düşük olmaktadır.

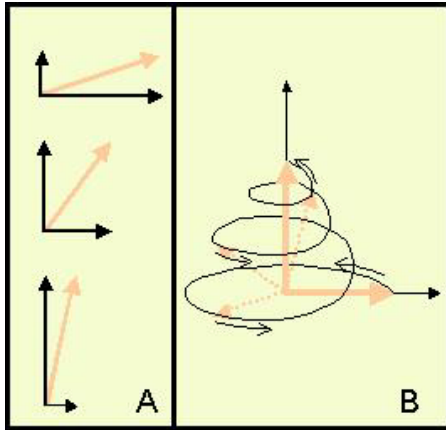
Hidrojen atomları, verilen radyofrekans uyarısı kesilince hem kendi ekseninde dönen hem de salınım hareketi yapan bir topaç gibi dönerek tekrar eski konumlarına gelirler. Bunu, topaç çevirirken gördüğümüz değişikliklere benzetebiliriz. Ancak topaç başlangıçta dönerken salınım yapmaz, sonra salınarak yerçekiminin etkisiyle düşer iken, manyetik rezonans görüntüleme tam tersine bir süreç işler ve başlangıçta radyo dalgasının etkisiyle yatırılan proton, manyetik alanın etkisiyle salınım yaparak dik konuma gelir.



Şekil 23 : İki ayrı dokuda A: protonların serbest görünümü, B: Manyetik alana konulduktan sonra, C: Radyofrekans gönderilince protonlarda ortaya çıkan açılma D: protonlar radyo dalgası kesildikten sonra serbestleşiyor, her iki dokuda farklı relaksasyon oluşuyor ve farklı sinyal gönderiliyor.



Şekil 24 : Doku içinde uyarılan protonların relaksasyonları sırasında oluşan sinyal farkları A: Uyarı kesildikten sonra tüm protonlar aynı yönde (in faz) bulduklarından transvers manyetizasyon (TM) yüksek. Longitudinal manyetizasyon (LM) az. B: Relaksasyon devam ettikçe Protonların transvers manyetizasyonları azalırken LM bir miktar artmış C: Protonlar birbirini nötralize edecek şekilde transvers vektöre sahip TM zayıf. Buna karşılık dış manyetik alanın etkisiyle LM artmış görülmüyor.



Şekil 25: A: Transvers ve longitudinal manyetizasyonun ortak vektörü uyarı kesildikçe gittikçe manyetik alana paralel dikey konum alıyor. B: Transvers manyetizasyonun rotasyonel seyri nedeniyle ortak vektörün oluşturduğu rotasyonel değişim.

Bu süreçte oluşan salınım nedeniyle manyetik alana dik vektör ile oluşan geri hareket, *transvers relaksasyon* olarak adlandırılırken, protonun yatık konumdan dik konuma gelirken manyetik alana paralel vektör ile oluşan geri hareketi ise *longitudinal relaksasyon* olarak adlandırılır.

Longitudinal relaksasyonun süresi T1 zamanı, transvers relaksasyonun süresi ise T2 zamanı olarak adlandırılmaktadır. T1 zamanı (300 – 2000 msn), T2 zamanına (30 – 150 msn) göre daha uzundur.

Suyun T1 ve T2 zamanı uzun iken yağın T1 ve T2 zamanları kısadır.

MR da görüntüleme

MR da en sık kullanılan **Spin eko tekniğe** 90^0 lik bir uyarı sinyali gönderilir. Bu sayede manyetik alana paralel olan dokudaki manyetizasyon dokuya dik hale getirilir ve bu şekilde ölçüm sağlanabilir.

Normalde longitudinal relaksasyon manyetik alana paraleldir ve ölçülemez . Bu nedenle T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler elde olunurken transvers manyetizasyonu kullanılır. Aşağıda konunun daha anlaşılabilir olması için T2 ağırlıklı görüntü elde etme konusu önce anlatılmıştır.

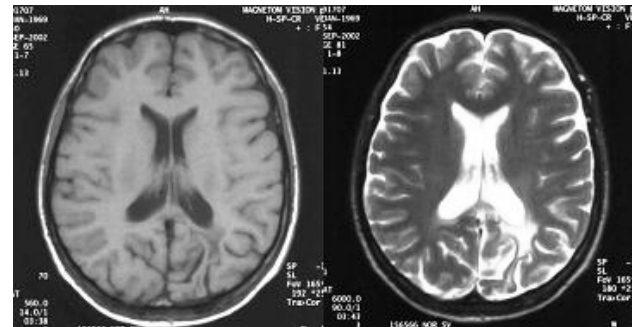
T2 ağırlıklı görüntü elde etme;

T2 zamanları birbirinden farklı olan iki dokunun arasındaki farkı ortaya koyacak bir T2 zamanı kullanılır. Bu süre içinde alınan sinyal kullanılarak görüntü oluşturulur. Böylece T2 süresi farklı olan dokular bu görüntüde ayırt edilmiş olur. Seçilen sinyal süresinde Transvers relaksasyonunu tamamlayan dokulardan sinyal alınmazken T2 zamanı uzun olan dokulardan sinyal alınmakta ve fark ortaya konulabilmektedir.

T1 ağırlıklı görüntü elde etme;

Burada dokular arasındaki T1 zamanı farklılıklarını ortaya koymak amaçlanmaktadır. T1 zamanı farklı olan iki dokuda radyofrekans gönderildikten sonra protonlarda oluşan longitudinal manyetizasyon farkı aslında dokular arasındaki T1 zamanı farkını vermektedir.

Longitudinal manyetizasyon ölçülemediği için T1 zamanı farkını ortaya koyacak şekilde ikinci bir radyofrekans verilmektedir. İkinci uyarıdan hemen sonra alınan sinyallerdeki ölçülebilen transvers manyetizasyon değerleri aslında longitudinal manyetizasyonun karşılığıdır.



Şekil 26: T1 (sağda) ve T2 (solda) ağırlıklı serebral MR aksiyal kesitleri. Sol oksipital bölgedeki vasküler patoloji T2 ağırlıklı kesitlerde daha belirgin izleniyor.

Proton ağırlıklı görüntü elde etme;

Oluşturulan tüm transvers manyetizasyon verileri toplanarak, T1 ve T2 zamanına bağlı olmadan dokudan gelen tüm sinyallerin gözönüne alınması sonucu oluşturulan görüntüdür. Sonuçta proton miktarını gösteren bir görüntü sağlanmaktadır.

MR da hızlı görüntüleme teknikleri;

MR incelemesinde protonların 90° açılanması sağlanarak yapılan spin ekodan farklı olarak geliştirilen ve başlıca gradiyent eko olarak adlandırılan hızlı görüntüleme tekniklerinde protonları özel gradient kullanılarak daha düşük açılarda yatırarak daha hızlı görüntü elde edilmektedir. Burada görüntü, daha kısa sürede elde edilebilirken kontrastı normal spin eko görüntülerden daha düşük olmaktadır.

Kesit görüntünün oluşumu;

MR tekniğinde kesit görüntü, manyetik alanın hasta boyunca değiştirilmesi sayesinde elde olunmaktadır. Önce kesit belirleme gradienti oluşturulmakta vücudun buna uyan kesimlerinde de manyetik alanın farklı olması sağlandıktan sonra belirli bir frekansta verilen radyo dalgası, manyetik alanın sadece bir seviyesini etkileyecek ve bu seviyeden gelen sinyaller, kesitsel görüntü için zemin oluşturacaktır. Bu şekilde etkilenen manyetik alan düzeyi ve radyo dalgasının frekansı arasındaki ilişki Larmor denklemi ile belirlenmiştir.

Örneğin aksiyal bir kesit alınırken, öncelikle baş ile ayak arasında bir manyetik alan farkı yaratılmaktadır. Bu fark sayesinde belirli bir frekansta gönderilen radyo dalgası, sadece kendisine uyan bir manyetizasyondaki dokuları etkileyecektir. Bir sonraki kesit alınırken, gönderilen radyo dalgasının frekansı ilgilenilen alanda istenilen kesite göre seçilerek yeni bir kesit oluşturulur. Bu olay bir anlamda radyoda kanal aramaya benzetilebilir.

Kesit kalınlığı ve kesit düzlemi kesit belirleme gradienti ile sağlandıktan sonra frekans kodlama gradienti ile kesit düzleminin bir ekseninde sinyal farklılıkları yaratılmakta diğer eksenindeki sinyal farklılıkları ise faz kodlama gradienti ile oluşturulmaktadır.

Böylece kesit düzleminin herhangi bir noktasından gönderilen sinyal, faz ve frekans farkları ortaya konularak lokalize edilebilmektedir. Ancak vücuttan salınan tüm bu verileri taşıyan sinyaller tamamıyla kompleks bir radyo dalgası özelliği taşımakta olup cihazın içindeki anten görevi gören sargılar tarafından alındıktan sonra tüm bu veriler fast fourier transformasyon adı verilen bir çözümleme yöntemiyle ayıklanarak görüntü

matriksindeki veriler yerli yerine oturtulabilmektedir.

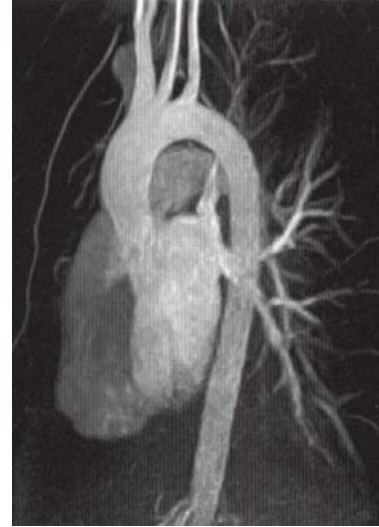
MR Anjiyografi;

MR ile vasküler yapılar üç şekilde görüntülenebilmektedir.

1. Time of flight (TOF) MR Anjiyografi: Bir MR kesiti oluşturulurken, kesit seviyesinden uyarılmış dokulardan sinyal gönderilirken damar içerisinde radyo dalgası ile uyarılmış olan kan, bu aşamada yer değiştirmekte ve kesit görüntü oluşturulurken bu seviyeden gönderilen sinyaller dikkate alınmamaktadır. Bu nedenle akım olan yapılarda sinyalsiz siyah alanlar oluşmaktadır.

2. Faz kontrast anjiyografi: Akımdan kaynaklanan spin – faz etkisi ya da akım etkisinin oluşturduğu etkiye duyarlı sekanslarda yapılan çalışma ile akıma dayalı vasküler kontrast ortaya konulmaktadır.

3. Kontrastlı MR anjiyografi: Yüksek gradient sistemler gerektiren bu teknikte intravasküler MR kontrastları kullanılır. Diğer sistemlere göre daha yeni bir tekniktir ve çok başarılı anjiyografi görüntüleri sağlamaktadır.



Şekil 27: Arkus aortanın, çıkan ana dalların ve torakal aortanın MR anjiyografik görüntüsü

MR spektroskopisi;

Belirli elementleri ve doku içindeki kimyasal profili örneğe zarar vermeden ortaya koyan, canlıda metabolizmayı ortaya koyabilen, hücre fizyolojisine yönelik çalışmalara olanak veren bir analiz yöntemidir. Yöntem en az 1,5 T manyetik alan gücü gerektirmektedir.

Diffüzyon MR;

MR, diffüzyona duyarlı bir tekniktir. Hızlı proton difüzyonu olan alanlarla yavaş difüzyon alanları MR ile uygun teknik kullanıldığında ayırt edilebilmektedir. Yöntem yüksek güçlü gradient sistemleri ve özel puls sekansları kullanılarak gerçekleştirilir. İnmede erken dönemde şişme gösteren hücrelerde protonun hızlı diffüzyon

gösterdiği alanlar, diffüzyon görüntülemeye yüksek sinyal gösterirler.

Perfüzyon MR;

Bu yöntemde özel paramanyetik ajanlar kullanılarak dokuda kan akımı ve incelenen dokunun vaskülarizasyonu belirlenebilmektedir.

Fonksiyonel MR;

Beyin perfüzyonundaki değişiklikler, oksijen ve deoksi hemoglobinin bölgesel dağılımı ile veya kontrast madde kullanılarak uyarılan bir bölgeyi kumanda eden beyin bölgesinde görüntüde değişiklik olarak (Fonksiyonel MR görüntüleme) ya da beyin aktivasyonu sonunda değişiklik gösteren laktat ve glukoz gibi metabolitlerle yapılan spektroskopik analizler sonucunda (Fonksiyonel MR Spektroskopi) olmak üzere iki şekilde yapılabilmektedir. Bu şekilde beyinde istenen merkezin belirlenebilmesi mümkün olabilmektedir.

MR'nin klinik önemi;

BT tekniğinden sonra kullanım alanına giren MR özellikle yumuşak doku incelemelerinde çok değerli bir yere sahip olup BT de önemli bir zorluk olan kemik yapıya komşu yumuşak dokuların görüntülenmesinde de oldukça başarılıdır. Böylece santral sinir sistemi ve kas iskelet sistemi görüntülenmesinde günümüzde en başarılı görüntüleme yöntemidir. Toraks ve batin gibi diğer vücut bölgelerinde BT ye fazla üstünlük göstermemektedir. Özel kardiyak çalışma paketleri ve MR anjiyografi ile kardiyovasküler sistemde de MR'nin önemli bir yeri bulunmaktadır.

MR Görüntüsü;

MR tekniği ile elde olunan kesit görüntüleri üzerindeki dokuları simgeleyen renk tonları, alınan sinyalle orantılı olarak parlak (beyaz) görülür, sinyalsiz alanlar ise sessiz (siyah) görünüm vermektedir. MR görüntülerindeki yüksek sinyalli alanlar hiperintens (beyaz), düşük sinyalli alanlar hipointens (siyah) olarak adlandırılır. İzointens terimi özellikle ara yoğunlukta yapılarda ve lezyon, içinde bulunduğu yapı ya da referans doku ile aynı yoğunlukta ise kullanılır.

MR da kullanılan kontrast maddeler;

MR da başlıca kullanılan kontrast maddeler paramanyetik özelliktedir. Bu maddeler buldukları seviyede protonların relaksasyon sürelerini azaltarak etkili olurlar. T1 ve T2 relaksasyon zamanını kısaltan bu kontrast maddeler görüntülerde hiperintens olarak görülürler. Bu amaçla en çok kullanılan gadolinyum gibi maddeler intravenöz olarak verilerek kullanılır. Sıklıkla T1 ağırlıklı görüntülerle yapılan IV çalışmalarda hem doku hem de damarsal kontrastlanma özelliklerinden tanıda yararlanır. MR kontrast ajanlar ayrıca eklemlere ve diğer vücut boşluklarına da verilerek kullanılabilir.

Ayrıca sindirim borusu gibi vücut boşluklarında kullanılan enteral kontrast maddeler, T2 ağırlıklı kesitlerde hiperintens olarak görüntülenme sağlayabilirler.

Günümüzde, böbrek, karaciğer ya da lenfatik sistem gibi organa ya da dokuya spesifik MR kontrast maddeleri üzerinde çalışmalar devam etmektedir. Böylece yüksek anatomik çözünürlük ile dokuya organa ya da patolojiye spesifik görüntüleme sağlanabilmesi amaçlanmaktadır.

ULTRASONOGRAFİ

Ultrasonografide radyoloji pratiğindeki diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak elektromanyetik radyasyon olmayan ses enerjisi kullanılmaktadır. Ses enerjisi mekanik bir enerji olup ortamdaki moleküler titreşimin bir dalga halinde yayılmasından ibarettir. Sesin frekansı saniyedeki titreşim sayısı ile belirlenir. Saniyede bir titreşim 1 hertz (Hz) olarak bilinir. [1000 Hz = 1 kHz (kilohertz), 1.000.000 Hz = 1 mHz (megahertz)]



Şekil 28: US Aygıtı

Radyoloji pratiğinde kullanılan sesin frekansı yaklaşık olarak 2-12 mHz dir. İnsan kulağının işittiği sesin frekansı ise 20 Hz –20 kHz dir.

Elektrik enerjisini sese, sesi ise elektriğe dönüştüren çevirici transduser adı verilen aygıtlar ultrasonografi cihazının prob bölümünü oluşturmaktadır. Elektrik – ses – elektrik dönüşümü ise piezoelektrik olay olarak adlandırılır.

Ultrasonografi aygıtları, gönderdikleri sesin vücutta doku ara yüzeylerinden yansması sonucu gelen ekoları kaydederek görüntü oluşturmaktadırlar. Yansımaları belirleyen faktör, dokuların ses direnci (akustik impedans) arasındaki farktır. Birbirine komşu iki yapının sese direnci

arasındaki fark çok ise ara yüzeyden yansıma çok olacaktır. Bu fark az ise yansıma az olacaktır.

Cihazın ekranında bu yansımalar parlak beyaz noktalar olarak görülmektedirler. Bir US görüntüsü, yansımaların oluşturduğu parlak noktalardan oluşmaktadır.

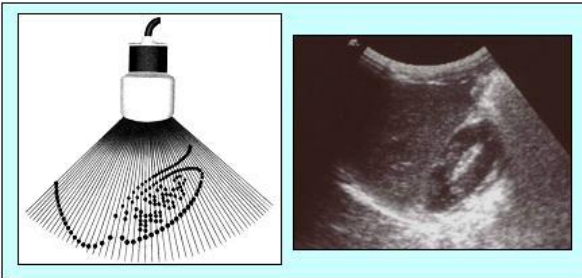
Ses demeti probdan bir hat üzerinde inceltilmiş olarak çıkar, probun yüzeyine dikey ya da açılı olarak vücuda gönderilir. Dokulara çarparak yansıyanlardan aynı yönde geri dönerek proba ulaşanlar dikkate alınarak kesitsel görüntü alınması sağlanır. Transdüser bir ses pulsü gönderdikten sonra dinlemeye geçer ve sonra tekrar puls gönderir. Yansıyan sesin hangi derinlikten geldiği, yansıma süresi hesaplanarak belirlenir. Sabit bir değer olan sesin dokudaki hızı dikkate alınarak derinlik bilgisi sağlanabilir.

Ultrasonografi aygıtlarında değişik problemler kullanılmaktadır. En sık kullanılan linner, sektör ve konveks taramalı problemlerin yanısıra özellikle görüntü kalitesini arttırmak amacıyla incelenecek alana daha yakın olabilmek için transvajinal, transrektal, endoskopik problemler ve operasyon anında klavuzluk için intraoperatif problemler üretilmiştir.

Sektör problemlerde ses demeti dar bir alandan açılarak vücuda gönderilmektedir. İnterkostal seviyeden karaciğerin ya da fontanel açık iken beyinin görüntülenmesinde bu problemler avantaj oluştururlar.

Konveks problemler sektör problemlere göre biraz daha geniş yüzeyli ve daha dar açılı tarama yapan, yaygın olarak abdominal ve obstetrik incelemelerde kullanılan problemlerdir (Şekil 29).

Lineer problemlerde ses demeti geniş bir çizgiden yayılır. Bu problemler meme, tiroid (Şekil 30) gibi geniş yüzeyel oluşumların görüntülenmesinde kullanılırlar.



Şekil 29 : Konveks bir US probunda açılı olarak yapılan tarama, karaciğer ve sağ böbreğin ultrasonografik görünümü



Şekil 30 : Tiroidin lineer proba aksiyal planda alınmış US kesit görünümü

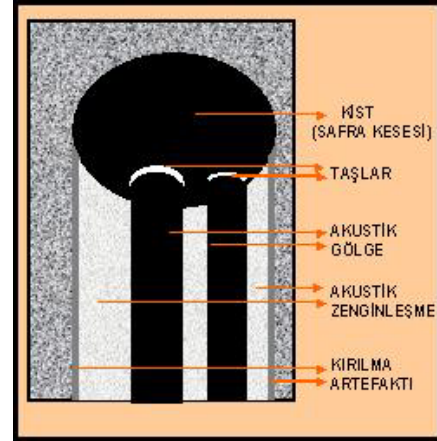
Görüntü kalitesi, sesin frekansı arttıkça artar. Bununla birlikte ses frekansının artması sesin derin dokuya ulaşımını (penetrasyonunu) zorlaştırmaktadır. Bu nedenle yüzeyel dokularda yüksek frekanslı problemler kullanılırken derin dokularda daha düşük frekans kullanmak zorunluluğu vardır.

Ses, sıvılardan çok iyi geçtiği için safra kesesi mesane gibi oluşumların sıvı dolu iç yapıları hiçbir yansıma olmadığından anekoik şekilde izlenir. Az yansıma gösteren alanlar hipokoik, aşırı yansımanın olduğu alanlar hiperekoik olarak adlandırılır.

Akustik Gölge: Ses demetinin çok yüksek akustik direnci olan bir yapıyla karşılaşması ve aşırı yansıma ile birlikte, ilgili yapının arkasına geçememesine bağlı sinyalsiz bir alan şeklinde görülmektedir. Kemik, kalsifikasyon ve taşlar, vücutta akustik gölge oluşturan yapılardır.

Akustik Zenginleşme: Sesin çok iyi ses geçirgen olan bir dokudan geçtiğinde bu yapının arkasına daha fazla ses sinyali geçtiği için bu seviyeden gelen sinyalin, aynı derinlikteki diğer seviyelerden gelen sinyale göre rölatif olarak daha fazla olmasıdır. Bu durum nedeniyle kistik yapıların arka kesimleri daha parlak olarak izlenmektedir.

Kırılma artefaktı: Akustik direnci farklı olan iki yapının ara yüzeyi, ses demetine dik olmayan açılar oluşturduğunda, ses, kırınımına uğrar. Özellikle, bir anlamda akustik lens etkisi gösteren kistik oluşumların arkasında akustik zenginleşmenin olduğu seviyenin yanlarında kırınımına bağlı oluşan sinyalsiz alanlar bunun için bir örnektir.



Şekil 31 : Şematik US görüntüsünde akustik gölge, zenginleşme ve kırılma artefaktının görünümü

Ultrasonografinin klinik önemi;

Ultrasonografi öncelikle yüzeyel olan hava kemik gibi yapılar tarafından örtülmeyen tüm yumuşak dokularda kullanılabilen önemli bir görüntüleme yöntemidir. Pratik, nispeten ucuz ve deneyimli ellerde güvenilir, bilinen yan etkisi olmayan bir yöntemdir. Başlıca abdominal

incelemelerde olmak üzere tiroid, meme gibi birçok yüzeyel organda, kas ve tendon incelemelerinde oldukça başarılı bir yöntemdir. Gelişimsel kalça displazisinde erken tanı sağlayan yöntem birçok radyolojik girişimde de kılavuz yöntem görevi görmektedir.

Ultrason görüntüsü :

Ultrasonografide, yukarıda belirtildiği gibi yapılar oluşan yankılara göre renklenirler. Yankı ne kadar çok ise görüntüde parlaklık o kadar fazladır. US de hiç yankı göstermeyen ya da az yankı gösteren yapılar **anekoik** ya da **hipoekoik**, orta derecede yankı gösteren oluşumlar **izoekoik** ve çok yankılanma gösteren yapılar ise **hiperekoik** olarak adlandırılırlar.

DOPPLER US

Sabit frekanslı bir ses demetinin hareketli bir yapıdan yansırken frekansında oluşan değişikliğin derecesi ile hareketli yapının hareketinin saptanmasına dayalı bir prensiple vücutta akışkanların (arteriyel ve venöz kan akımı) akım hızını ve yönünü belirlemeye dayalı bir inceleme yöntemidir.

Johann Cristian Doppler tarafından 1842 yılında tanımlanan doppler etkisinin tıpta yaygın kullanımı ultrasonografik tekniklerin geliştirilmesinden sonra olmuştur.

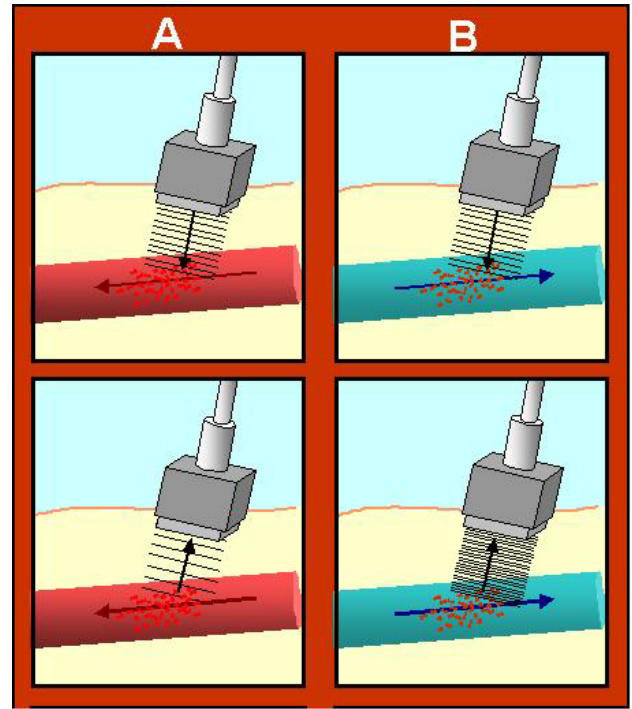
Dopplerdeki frekans farkı, doppler eşitliği ile gösterilmektedir.

$$F_d = 2F_t \cdot V \cdot \cos \theta / c$$

F_d	: Doppler kayması (frekans farkı)
F_t	: Transdüserden gönderilen sesin frekansı
V	: Akım hızı
$\cos \theta$: Sesin akıma olan açısının kosinüsü
c	: Sesin dokudaki hızı (1540 m/sn)

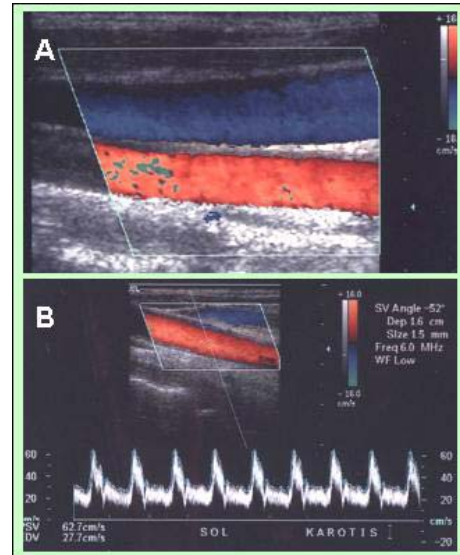
Denklem 2 : Doppler Eşitliği

Doppler eşitliği ile saptanan frekans kayması, sonuçta bize ölçüm yapılan alandaki hareketli yapıların hareket hızını ve yönünü vermektedir.



Şekil 32: Ses demetinde akımın yönüne göre frekans değişimi: A: Akım probdan uzaklaşırken yansıyan sesin frekansı azalıyor. B: Akım proba doğru olduğunda frekans artıyor

Böylece istenilen vasküler yapıda seçilen bir alandan alınan verilerle hız zaman grafiği (doppler spektrumu) oluşturabildiğimiz gibi, hız değerlerini renkle kodlayarak da (renkli doppler) görüntüleme sağlayabiliriz. (Şekil 33) Spektrumda gerçek hız değerini belirleyebilmek için ses demeti ile kan akımı arasındaki açının kullanıcı tarafından belirlenmesi ve bu bilginin cihaza girilmesi gerekmektedir.



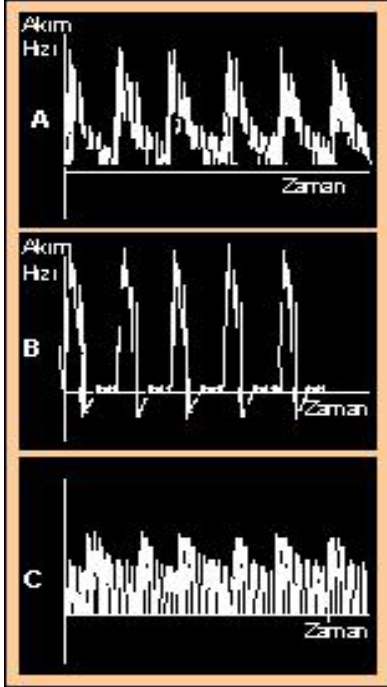
Şekil 33: A: Ana karotis ve jugüler venin görünümü, B: Karotis seviyesinden canlı renkli görüntü üzerinden seçilen örnek alan kullanılarak spektrum elde edilmesi

Spektrum üzerinde, kan akım hızının sistol ve diastoldeki değerleri ve bu değerlerin oranları ile elde edilen değişik indekslerle, akımın olduğu

seviyenin değerlendirilmesi yanısıra akımın proksimal ve distali hakkında da indirekt olarak fikir sahibi olunabilmektedir.

Renkli dopplerde akım yönü kırmızı ve mavi gibi farklı renklerle kodlanırken, hızı ise açık ve koyu tonlar ile belirlenir. Örneğin açık kırmızı, proba doğru gelen hızlı akımı, koyu mavi ise probdan uzaklaşan yavaş akımı gösterir. Kırmızı ve mavi arteriyel ya da venöz akımı değil sadece akımın yönünü gösterir.

Renkli doppler inceleme kalitatif, spektral inceleme ise kantitatif değerlendirme sağlamaktadır. Renkli dopplerle akım hakkında hızlı kalitatif bir değerlendirme yapılabilir. Akımın hızını, damar yatağındaki direnci, damarın distal ve proksimaldeki durumunu ortaya koyabileceğimiz kantitatif değerlendirmeler ise spektral analizle mümkün olabilmektedir.



Şekil 34 : Spektral Dopplerde akım örnekleri A: Orta dirençli akım (ana karotis) B: Yüksek dirençli akım, sistol sonrası ters akım görülüyor (ekstremiteler arterleri) C: Düşük dirençli akım (internal karotis).

Power Doppler:

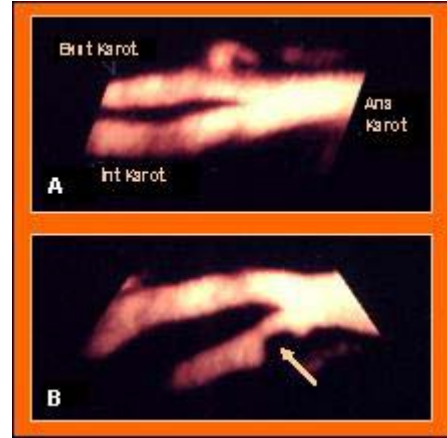
Doppler sinyalinin gücüne dayalı bir renk haritası oluşturulmaktadır. Frekans değişimine yönelik değerlendirmeler kullanılmaz bu nedenle görüntülerde akım hızı ve yönüne yönelik veri yoktur. Power doppler görüntüsünde de renkli dopplerde olduğu gibi ultrasonografik görüntü üzerinde akım olan alan renkli olarak görüntülenmektedir. Power dopplerin avantajı yavaş akımlar, küçük damarlar ve doku perfüzyonunu göstermedeki üstünlüğüdür.

Ultrasonografik kontrast maddeler:

Ultrasonografide görüntü zenginleştirmek için, görüntü ya da Doppler sinyalini arttırmak amacıyla kullanılmaktadırlar. Akustik direnç farklılıkları sağlayan ve yansımaları arttıran, 3-10 mikron çapındaki mikrokabarcıklar galaktoz gibi mikropartiküllere bağlı olarak IV yoldan verilir. Ultrasonografik kontrast maddelerin IV verilmesinde sorun olan pulmoner dolaşımda özelliklerini kaybetmeleri nedeniyle, sistemik dolaşıma katılımından önce akciğer dolaşımında özelliklerin kaybetmeyen yeni kontrast ajanlar geliştirilmiştir.

Üç boyutlu ultrasonografi :

Normalde iki boyutlu kesitsel problemler manuel olarak sabit bir şekilde hareket ettirilerek ya da volüm tarayıcı geniş problemler kullanılarak canlı görüntüler elde edilebilmektedir. Burada elde edilen görüntünün mevcut ultrasonografi sistemlerinde kesitsel tarama ile elde edilen görüntülerle kıyaslandığında tanıya önemli bir katkısı olmamakla birlikte patolojiyi ya da incelenen yapıyı daha iyi bir şekilde ortaya koyması mümkün olabilmektedir. Doppler ile de üç boyutlu vasküler görüntüleme sağlanabilmektedir.



Şekil 35: Üç boyutlu power doppler anjiyografi A: Karotis sistemi normal görüntüsü, B: İnternal karotiste stenoza neden olmuş ateromatöz değişikliğin (ok) görünümü.

ÖNERİLEN KAYNAKLAR:

1. Kaya T, Adapınar B, Özkan R. Temel Radyoloji Tekniği. Güneş & Nobel, Bursa, 1997.
2. Bushong SC: Radiologic Science for Technologists (physics, biology and protection) 6 th ed. Mosby, St. Louis, 1997.