

TIBBİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ



Ertuğrul YAZGAN(*)

f*)Prof. Ur., İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Fakültesi

GİRİŞ

TIBBİ görüntüleme tekniklerini kronolojik bir sıralamaya koyalırsak; 19. yy sonlarına doğru retinanın incelenmesi (optalmoskop) ve ilk yarısı içinde X - ışınli görüntüleme sistemlerinin gelişimi, ikinci yarısında nükleer görüntüleme teknikleri, X- ışınli bilgisayarlı tomografi, ultrasonik görüntüleme düzenleri, nükleer magnetik rezonans görüntüleme düzenleri ve dijital radyografidir. Günümüzde halen ağır iyon radyografisi, mikrodalga ve elektriksel empedans tomografisi de gelişme aşamasındaki görüntüleme teknikleridir.

Görüntüleme amacıyla kullanılan yöntemlerin çoğunda elektromagnetik, parçacık veya akustik radyasyondan bir tanesi kullanılır. Biyolojik yapıdan geçen radyasyon alanının zaman ve/veya uzaydaki değişiminin belirlenmesi sonucu iç yapı ile ilgili bilgi edinilebilir.

Medikal görüntüleme amacıyla kullanılan teknikleri temelde iki gruba ayırmak mümkündür.

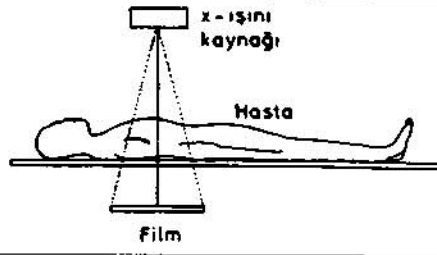
1- Hastanın ilgilenilen bölgesi bir radyasyon ile aydınlatılır. Radyasyon hastanın anatomik yapısı ile etkileşir. Etkileşimden sonra radyasyon şiddeti dağılımının belirlenmesiyle görüntü elde edilir.

2- Hastanın ilgilenilen organının yayınlanan bir radyasyonunun dağılımı hasta dışında yapılan ölçümler yardımıyla görüntülenir. Radyasyon vücuttan doğal olarak yayılan radyasyon olabilir (Örneğin termal radyasyon) veya nükleer tıpta olduğu gibi yapay olarak oluşturulmuş olabilir.

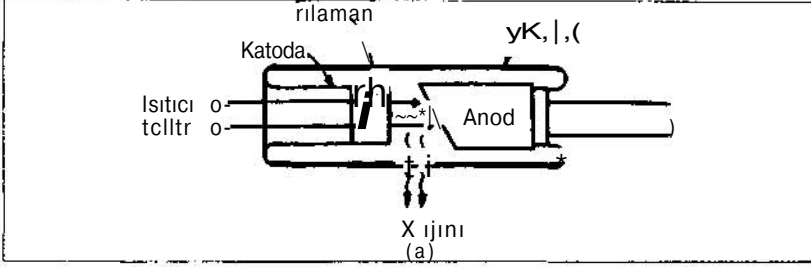
RADYOLOJİDE KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Klasik Radyografi

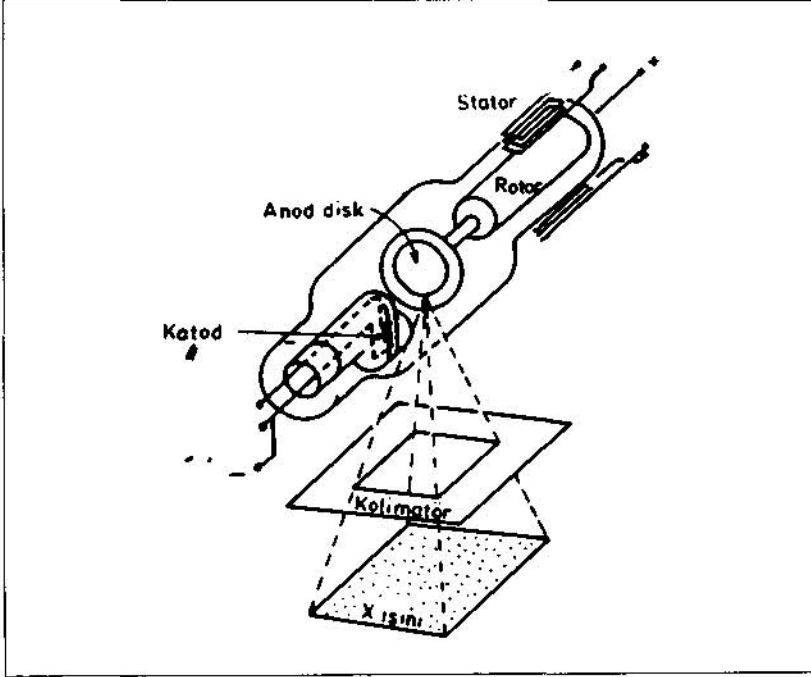
Klasik radyografi, X- ışınlarının değişik ortamlarda değişik oranlarda soğurulması özelliğinden yararlanır. Bir X-ışını üreten tüpün oluşturduğu X-ışını demeti vücut içerisinden geçerken katettiği ortamın fiziksel yoğunluğu, atomik yapısı, X-ışınının enerjisi ve katettiği yola bağlı olarak soğurulur ve saçınır. Vücu-



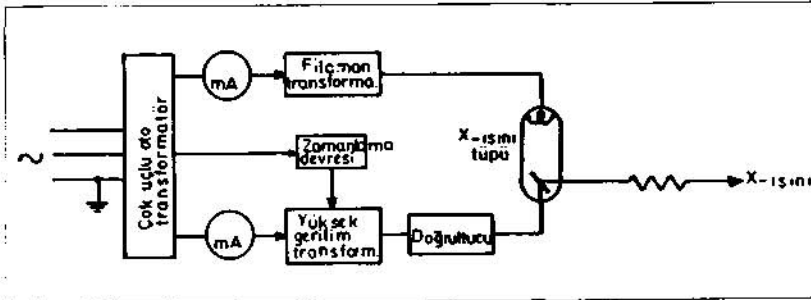
Şekil 1. Klâsik radyografi tekniği



Şekil 2. Sabit anodlu X-ışını tüpü



Şekil 3. Döner anadlı X-ışını tüpü



Şekil 4. Radyografik görüntüleme sisteminin blok diyagramı

du geçen X-ışınları, X-ışınlarına duyarlı bir film üzerine düşürülmeleri halinde bir görüntü oluşur (Şekil 1). Bu görüntü boyutlardan bir tanesinin yok olması nedeniyle vücudun görüntülenen iç yapısının bir gölgesidir. Bu nedenle elde edilen sabit görüntüye "gölge resim" adı verilmektedir.

Böyle bir görüntüleme sisteminin en önemli parçalarından biri X-ışını üreticidir. Üreteç olarak kullanılan bu tüplerde, vakum içerisinde hızlandırılan elektronların anoda çarptırılmaları sonucu X-ışını elde edilir. Elde edilen X-ışınının özellikleri hızlandırma geriliminin, akımın ve ışınlama süresinin değiştirilmesiyle ayarlanır. Elektronlar, flaman yardımıyla ısıtılan bir katod yüzeyinden yayınlanır. Bir X-ışını tüpünün çıkışı k bir sabite; I , akım; t zaman ve V de tüpün anod ve katoduna uygulanan hızlandırıcı gerilim olmak üzere,

$$Q = kItV^2 \text{ (miliamper. saniye)} \quad (1)$$

bağıntısıyla verilmiştir. Başlangıçta X-ışını tüpleri tamamen statik bir yapıda oluşturuluyordu (Şekil 2). Tüpe verilen enerjinin % 99'unun ısıya dönüşmesi nedeniyle soğutma problemlerini azaltmak amacıyla günümüzde X-ışını tüpleri döner anodlu olarak imal edilmektedirler (Şekil 3). Bu çözümleme elektronların anod üzerinde çarptığı nokta bir şerit haline getirilmiştir. Anodun dönmesi cam tüpün dışından uygulanan bir demeti şekillendirilir.

Bir radyografik görüntüleme sistemi Şekil 4'de gösterildiği gibi dört üniteden oluşmaktadır.

1- Çok uçlu A.C. ototransformatör: Değişik uygulamalar için gerekli farklı gerilimlerin elde edilmesine olanak sağlar.

2- Flaman devresi transformatörü: Katot flamanının beslemesini sağlar. Flamana verilen gücün değiştirilmesi ile flaman ısı ve dolayısıyla X-ışınlarının toplam enerjisi kontrol edilebilir.

3- Yüksek gerilim devresi transformatörü ve doğrultma devresi: Kattottan çıkan elektronların anoda doğru hızlandırılmaları için gerekli

olan D.C. yüksek gerilimi sağlar. Yüksek gerilimin ayarlanmasıyla toplam X-ışını enerjisi değiştirilebilir.

4- X-ışının üreten X-ışını tüpü: X-ışınlarının oluşmasını sağlar.

Fluoroskopik görüntüleme

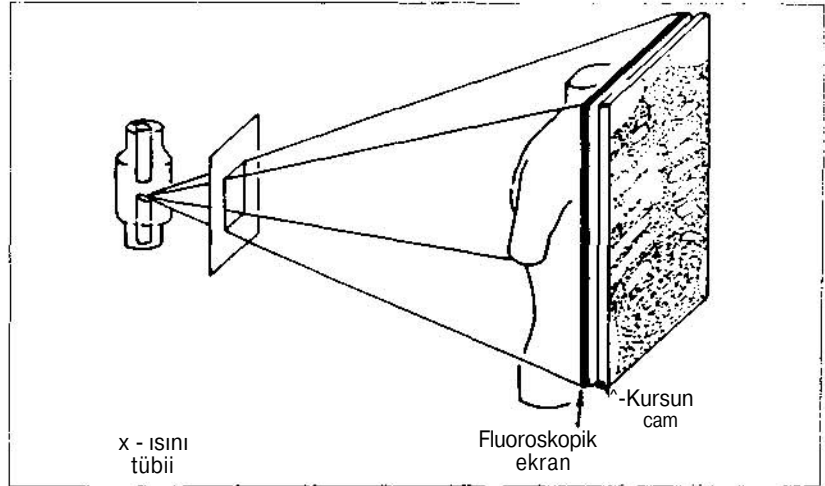
Fluoroskopide incelemenin uzun bir süre boyunca yapılmış olması nedeniyle X-ışını dozunun hastaya zarar vermemek amacıyla mümkün mertebe küçük tutulması gereklidir. Bu nedenle radyografide ön planda olan ayırdedicilik (*resolution*), fluoroskopik görüntüleme sistemlerinde önemini yitirmektedir. Böyle bir düzenle organların fonksiyonel çalışmaları izlenebilmektedir. Şekil 5'te böyle bir görüntüleme sisteminin prensibi gösterilmiştir.

Ekranında aktif madde olarak genellikle çinko kadmiyum sülfid kullanılır. Yayılan sarımsı yeşil ışık, gözün maksimum duyarlılığı için uygun dalga boyundadır. Ekran ile gözlemci arasına, X-ışınının doğrudan gelmesini önlemek amacıyla kurşun cam tabakası konmuştur.

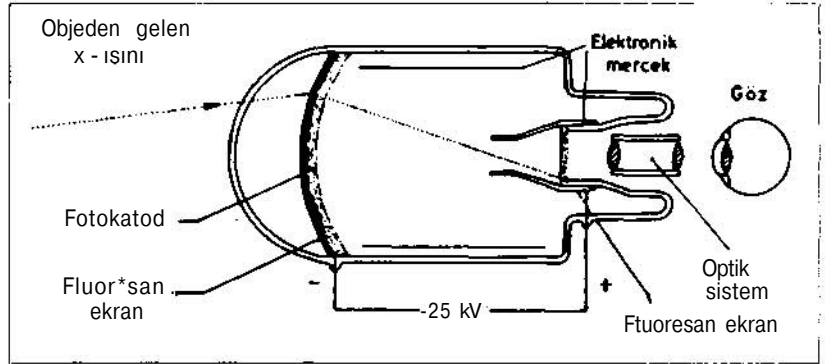
Fluoroskopik ekranın verimi düşüktür. Foton enerjisinin sadece % 7'si görülebilir ışığa dönüşmektedir. Ekran da zayıf bir ışık iletimi yapmaktadır ($11-15 \text{ mcd/m}^2$) - milicandela/ m^2). Parlaklık seviyesinin düşük olması nedeniyle gözün ayırdediciliği ve kontrastı farkedebilmesi çok azalmaktadır. Böylece bilgi kaybı meydana gelmektedir.

X-ışını görüntü yoğunlaştırıcı (kuvvetlendirici - *image intensifier*): Görüntünün düşük parlaklık seviyesini göz için en uygun seviyeye gelecek şekilde arttırmak amacıyla kullanılır.

Şekil 6'da bir görüntü yoğunlaştırıcının kesiti gösterilmiştir. Floresans ekrana çarpan X-ışınları görünür ışık meydana getirir. Bu ışığın fotokatod ile etkileşimi sonucu fotokatoddan elektronlar yayınlanır. Bu elektronların yörüngeleri bir elektronik merceğin yardımı ile şekillendirilir, hızlandırılır ve çıkıştaki küçük alanlı floresans ekran üzerine çarpan elektrotlar çıkış görüntüsünü oluşturur. X-ışınlarının çarptığı ekranın çapı genellikle 22 cm kadardır. Çi-



Şekil 5. Fluoroskopik görüntülemenin prensibi



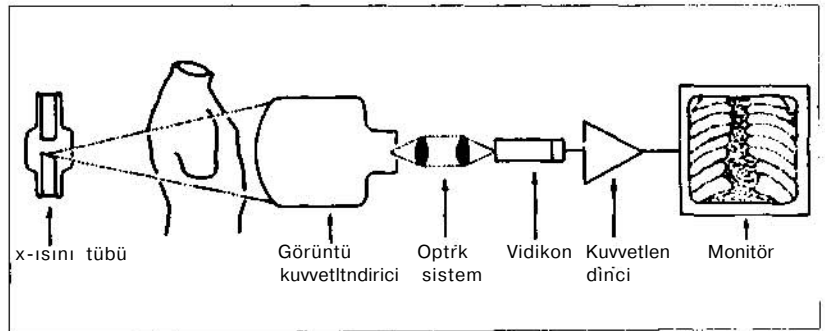
Şekil 6. Görüntü kuvvetlendiricisi

kişdaki ekran çapı ise 20-25 mm kadardır. Görüntü alanındaki azalmadan dolayı parlaklıkta (*luminescence*) 100 kadar bir kazanç elde edilir. 50 kadar bir ilâve kazanç da elektronların hızlandırılmaları nedeniyle oluşur. Böylece 5000 kadar bir toplam parlaklık kazancı elde edilmiş olur.

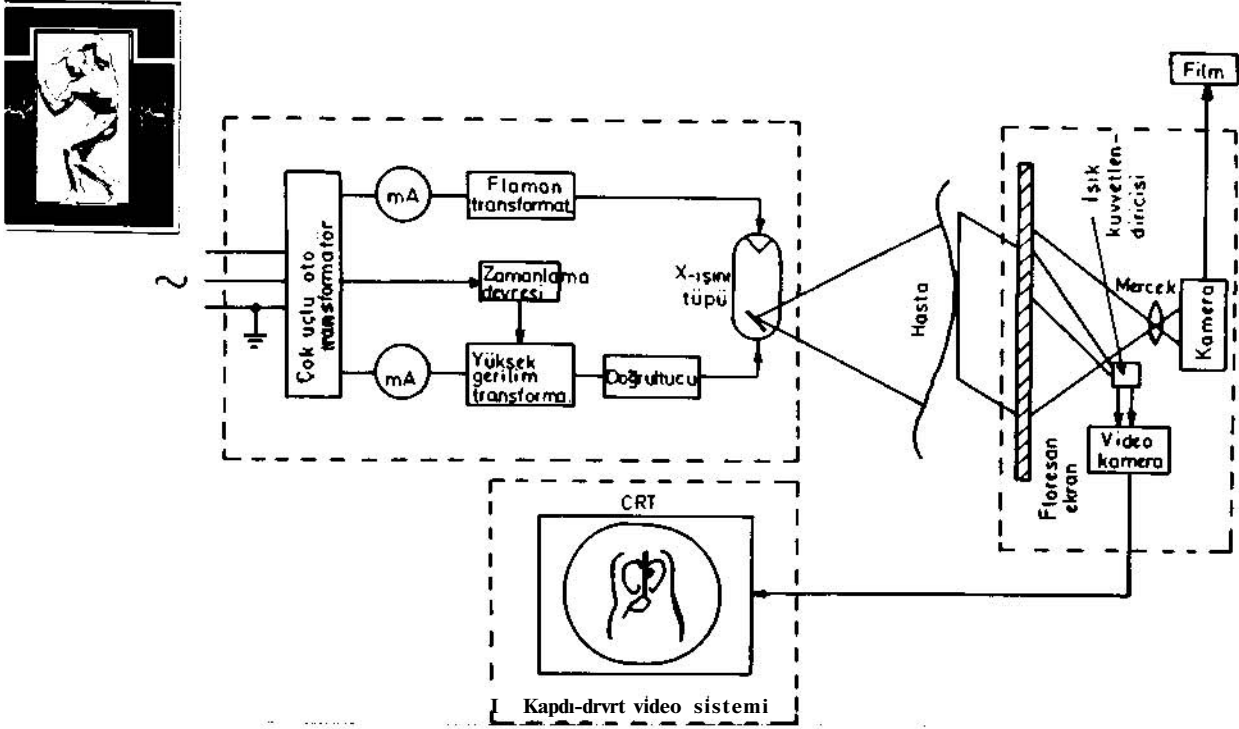
Elektronik yollarla görüntünün kon-

trastının artırılması aynı zamanda birçok kişinin görüntüyü izleyebilmesini sağlar. Böyle bir amaçla kullanılan kapalı devre televizyonlu fluoroskopik görüntüleme sistemi Şekil 7'de gösterilmiştir.

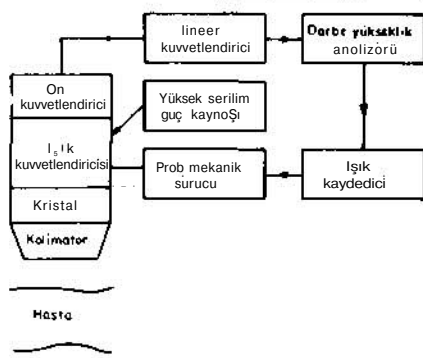
Şekil 8'de ise bir fluoroskopi görüntüleme sistemi ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.



Şekil 7. Görüntü yoğunlaştırıcı ve televizyon sistemi ile birleştirilmiş fluoroskopik görüntüleme sistemi.



Şekil 8. Fluoroskopik görüntüleme sisteminin ayrıntılı görünüşü.



Şekil 9. Doğrusal tarayıcı.

"NÜKLEER TIP"TA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Hastalara radyoaktif maddeler vererek, çeşitli organlarında morfolojik veya fizyolojik bir değişikliğinin olup olmadığı anlaşılabilir. Örneğin karaciğerde veya kemiklerde tümöral bir oluşumun olup olmadığı, tiroid bezinin normal çalışıp çalışmadığı anlaşılabilir. Bu amaçla reaktör veya hızlandırıcılarda üretilen radyoizotoplar uygun kimyasal maddelerle işaretlenip radyofarmasötikleri oluştururlar.

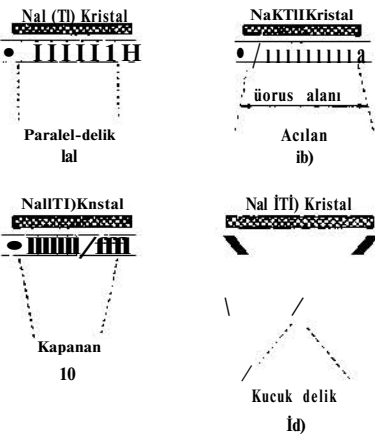
incelenecek organa göre uygun radyofarmasötik verilen hastanın sözkonusu organındaki dağılım, dışardan algılanarak elde edilir. Organda normal dışı bir dağılım, örneğin bir tümöral oluşumun belirtisi olabilir. İncelenen organdaki radyofarmasötiklerin dağılımının elde edilmesinde iki farklı yöntem dayanan ölçü sistemleri kullanılır.

Doğrusal (**Rectilineal**) Tarayıcı: Bu tip sistemlerde incelenen organdaki radyoaktif aktivite nokta, nokta taranarak gerekli işlemler yapıldıktan sonra bir kağıt üzerine kayıt edilir.

Şekil 9'da Doğrusal Tarayıcı adı ve-

rilen radyoizotopların incelenen organ içerisindeki dağılımını gösteren sistem gösterilmiştir. Sistem; kolimatör, kristal sintillatör ışık kuvvetlendirici, doğrusal kuvvetlendirici, darbe yükseklik analizörü, oranölçer (*ratemeter*), ışık kaydedicisi (*photo-recorder*), mekanik sonda (*probe*) sürücüsü ve görüntüleme ünitesinden oluşur.

Kolimatör: Kolimatör nükleer tıpta kullanılan görüntüleme sistemlerinin en önemli parçalarından biridir. Şekil 10'da nükleer tıpta kullanılan çeşitli tip kolimatörler gösterilmiştir. X ışınlarını kolayca soğurabilmeleri amacıyla kurşundan yapılmışlardır. Sadece delik eksenlerine paralel X ışınları delik boyunca yol alıp, diğer yüzdeki kristale ulaşabilmektedirler. Şekil 10'da görülen geometrik konfigürasyonlar sonucu incelenen organdaki radyoizotop dağılımı 1:1 veya değişik oranlarda kristal üzerinde parlamaya dönüştürülmektedir. Odaklanmış tiplerinin kullanılmasıyla sadece bir noktadaki aktivite incelenebilmektedir. Doğrusal tarayıcılarda genellikle odaklanmış kolimatörler kullanılmaktadır. Böylece sadece odak noktasında yayınlanan X ışınları kristale ulaşabilmektedir.



Şekil 10. Nükleer tıpta kullanılan çeşitli kolimatörler

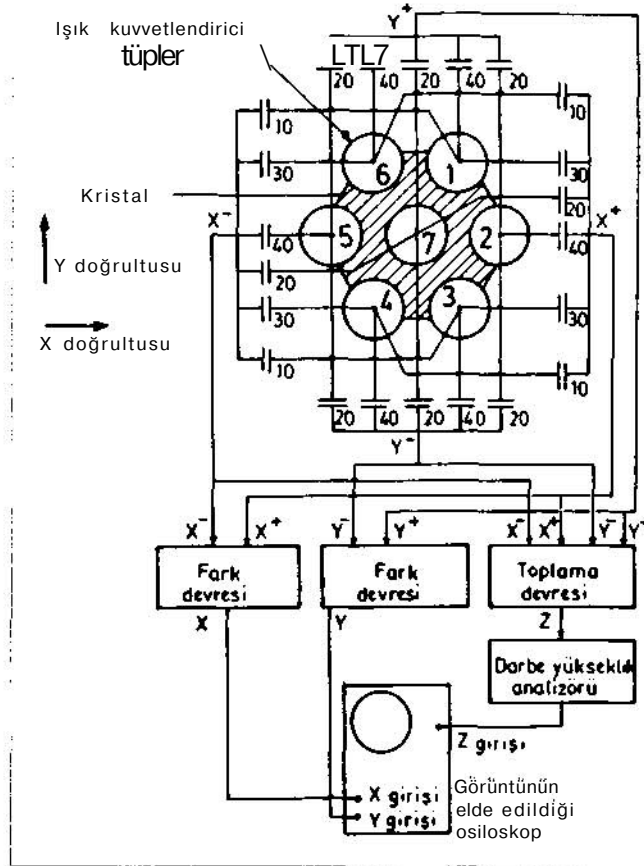
Kolimatörün ucunda bulunduğu probun rektilineer bir hareket yapmasıyla incelenen organ taranabilmektedir.

Kolimatör üzerinden sintillasyon kristaline ulaşan X ışınları, kristalle etkileşimleri sonucunda kısa süreli parıltı oluşturur. Işık kuvvetlendirici tüpün katodu yardımıyla fotonlar elektronlara dönüştürülüp kuvvetlendirilmektedir. Kısa süreli darbeler şeklinde olan ışık kuvvetlendiricisi çıkışındaki işaretlerin genlikleri kendilerini oluşturan X ışınlarının şiddetiyle orantılıdır. Bu işaretler doğrusal kuvvetlendiricide yeteri kadar kuvvetlendirilip ışık kaydediciye görüntü oluşturmak üzere uygulanır. Sondanın hareketi ile kaydedici üzerinde bulunan nokta aynı koordinatlara haizdir. Böylece incelenen noktadan X ışınının algılanması halinde o noktaya karşılık olan görüntüleme ünitesinde (ışık kaydedici) bir işaret oluşur. Sondanın cismi doğrusal şekilde nokta nokta taraması sonucu, incelenen cisimdeki radyoaktivite dağılımının bir resmi elde edilmiş olur.

Taramanın uzun süre gerektirmesi, hareketli parçaların olması nedeniyle bu tip sistemler günümüzde terk edilmektedir.

Radyoizotop kamera: Bu tip sistemlerde incelenen organdaki dağılım, organın tümünü gören bir dedektörle yapılmaktadır. Organdaki radyoaktivitenin sonucu oluşan gamma ışınları kristalde parıltı oluşturur. Parıltının olduğu nokta ile organdaki radyoaktif aktivitenin olduğu nokta birebir karşılıktır. Kristal içerisindeki parıldamanın koordinatları ise kristali uygun bir geometri içerisinde gören fotoçoğaltıcı tüplerin (ışığı elektriksel işarete çevirip kuvvetlendiren aktif elemanlar) çıkışlarındaki elektriksel işaretlerin üzerinde bazı matematiksel işlemler sonucu elde edilerek bir ekranda görüntü elde edilir. Hareketli parçası olmaması, tüm organdaki nükleer aktivitenin aynı anda görüntüye çevrilmesi nedeniyle, gerekli zamanın kısa oluşu bu tip sistemlerin yaygın bir şekilde kullanılması sonucunu yaratmıştır.

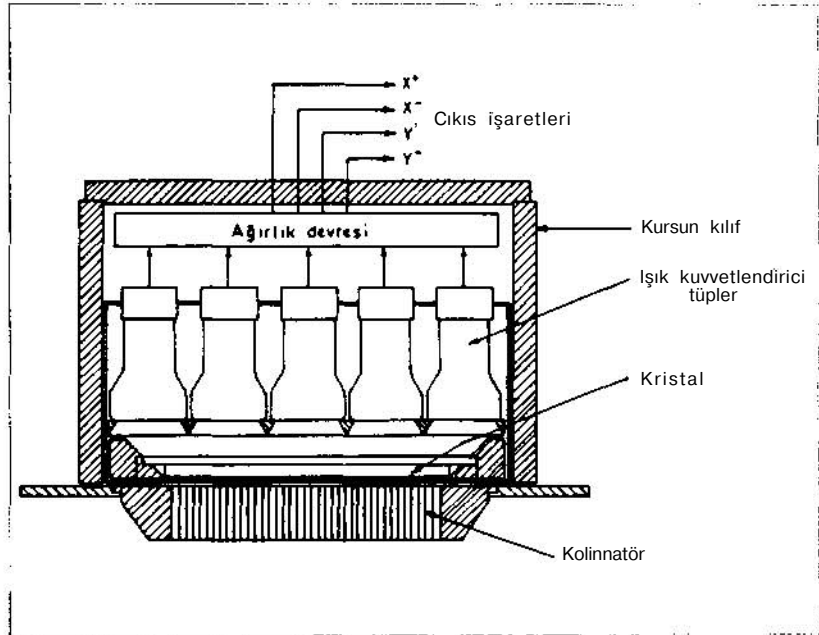
Şekil 11'de Anger tarafından geliştirilen ve "Anger kamerası" olarak tanınan radyo-izotop kamerasının ba-



Şekil 11. Anger kamerası

sitleştirilmiş blok diagramı gösterilmiştir. İnce bir silindirik dilimi şeklinde olan kristal, bir kolimatör üzerinden, hastanın incelenecek organını gör-

mektedir. Kristalin diğer tarafında uygun bir geometrik konfigürasyona uyacak şekilde yedi adet ışık kuvvetlendiricisi yerleştirilmiştir. Gün-



Şekil 12. Anger kamerasının kesiti

müzde kullanılan bu tip sistemlerde tüp sayısı 100'e yakın olabilmektedir. Her bir tüp X-Y koordinat sisteminde yerini karakterize edecek şekilde çıkışındaki işarete bir ağırlık veren eleman üzerinden X, X Y ve Y noktalarına ulaşmaktadır. Örneğin 2 numaralı tüpün X'da oluşan işarete katkısı en büyük Y ve Y noktalarına ise daha küçük ve eş değerde

olmaktadır. Xe katkısı olmamaktadır. 7 nolu tüp ise dört noktaya eş katkıda bulunmaktadır. X, Xve Y, Y noktalarında oluşan işaretler fark devrelerinden geçirilip skop üzerinde,

$$X = X - X$$

$$Y = Y - Y$$

demetin hangi koordinata ulaşacağını belirlemektedir.

X, X Y ve Y noktalarında oluşan işaretler bir toplama devresinde toplanıp,

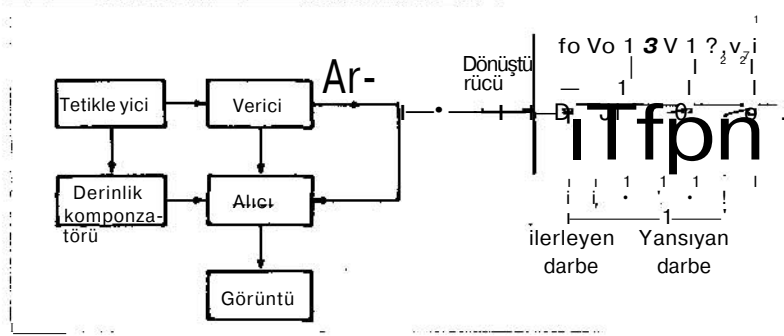
$$Z = X + X + Y + Y$$

işaretini oluşturmaktadır. Z işareti darbe yükseklik analizörüne uygulanmaktadır. Z işaretinin istenilen pencere (window) aralığında olması halinde çıkışından skobun Z girişine bir işaret vermektedir. Böylece X ve Y koordinatlarına elektron demetinin kısa bir süre için ulaşması yani o noktada bir parlamaya oluşması sağlanmaktadır.

Şekil 12'de Anger kamerasının kafa kısmının yandan kesit görüntüsü verilmiştir.

GÖRÜNTÜLEME AMACIYLA ULTRASONİK DALGALARIN KULLANILMASI

1950'li yılların başlarına kadar ultrasonik, tıp alanında ancak tek boyutlu ekografi alanında kullanıldı. Bu yöntemde bir kristal (dönüştürücü) yardımıyla oluşturulan kısa süreli ultrasonik darbe incelenen ortam içerisinde yayındı ve karakteristik empedansları farklı ortamlardan yansıyanlar aynı kristal ile alınıp



Şekil 13. A modu görüntüleme yapan sistemin blok diagramı

skop üzerinde görüntülenerek tek boyutlu görüntü elde edildi. Ekografi olarak isimlendirilen bu yöntem günümüzde "A modu görüntüleme" olarak bilinmektedir.

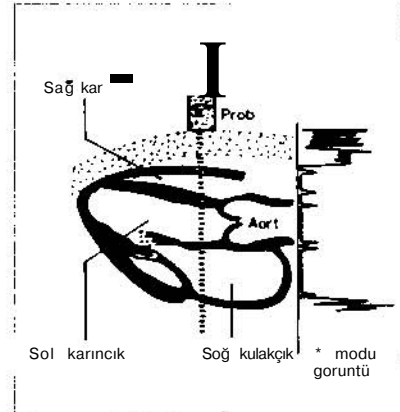
İki boyutlu görüntüleme kristalin lastik bir zar ile kapatılmış su dolu bir kap içerisine yerleştirilip demet doğrultusuna dik doğrultuda hareket ettirilmesiyle elde edildi. Bu yöntem memede oluşan tümörlerin bulunmasında çok başarılı oldu.

Snoscope adlı iki boyutlu ultrasonik görüntüleme sisteminin bulunmasıyla görüntünün kalitesi iyileştirildi. Bu yöntemde incelenecek bölge ultrasonik dalganın kolayca erişilebilmesini sağlamak için su içerisine kondu. Kristale bileşik (Compound) tarama yaptırılarak 360°'lik görüntüleme yapılabilir.

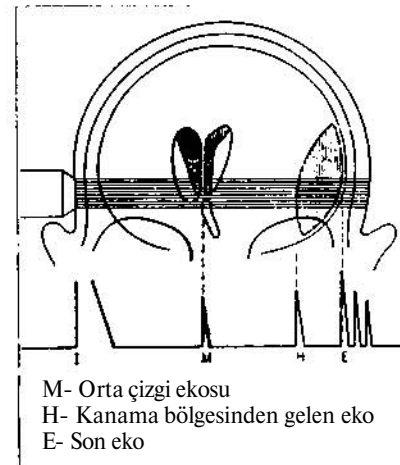
Son 15 yıl içerisinde tanı alanında ultrasonik doppler prensibi ile çalışan düzenler geliştirildi. Böylece vücut içerisinde hareketli organlar, damar içerisinde akan kan dedekte edilebildi. Bu yöntem anne organlar, damar içerisinde akan kan dedekte edilebildi. Bu yöntem anne karnındaki çocuk üzerinde bile başarılı sonuç verdi.

Ultrasonik tanıda görüntü elde etmek amacıyla kullanılan yöntemler büyük ölçüde raddarda kullanılan yöntemlere dayanmaktadır. Tıbbi çalışmalarda kullanılan yöntemler A modu tarama (A-mode scan) T-M veya M,modu tarama, iki boyutlu B-modu tarama ve C-modu tarama adını alır.

A- modu tarama: Bu yöntemde yansımalar skopda düşey sapmayı oluştururlar. Yatay eksen yansımanın olduğu bölgenin kristale uzaklığını yansımanın genliği ise yansımanın meydana geldiği arakesiti

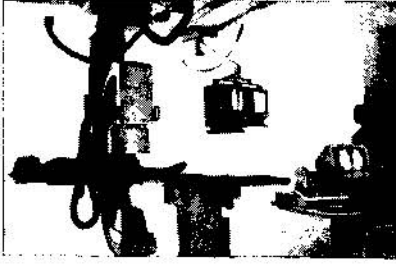


Şekil 14. A modu görüntü



Şekil 15. A modu çalışmayla beynin tek boyutlu görüntülenmesi

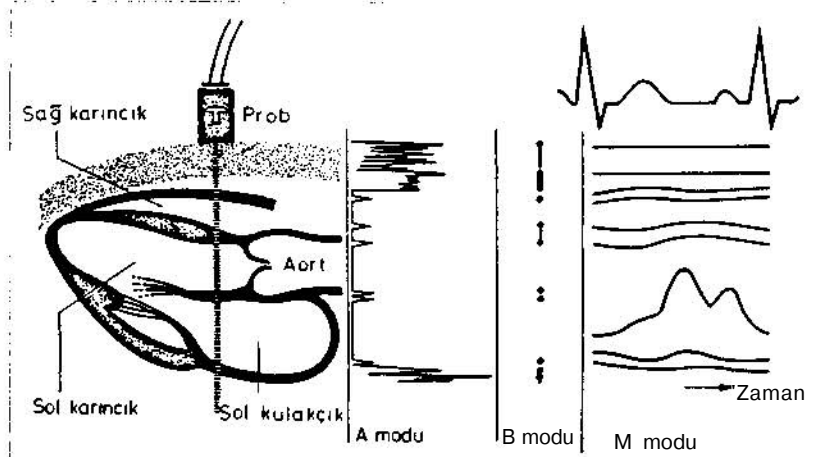
oluşturan iki ortamın karakteristik empedansları arasındaki uyumsuzluk ile ilgili bir bilgi verir. Şekil 13'de bu yöntemin çalışma prensibi gösterilmiştir. Bu çalışma moduna darbe-yankı (pulse-echo) adı da verilmektedir. Verici çıkışındaki kısa süreli darbe kristale uygulanmıştır. Ortamda ilerleyen ultrasonik dalga paket enerjisinin bir kısmı her ka-



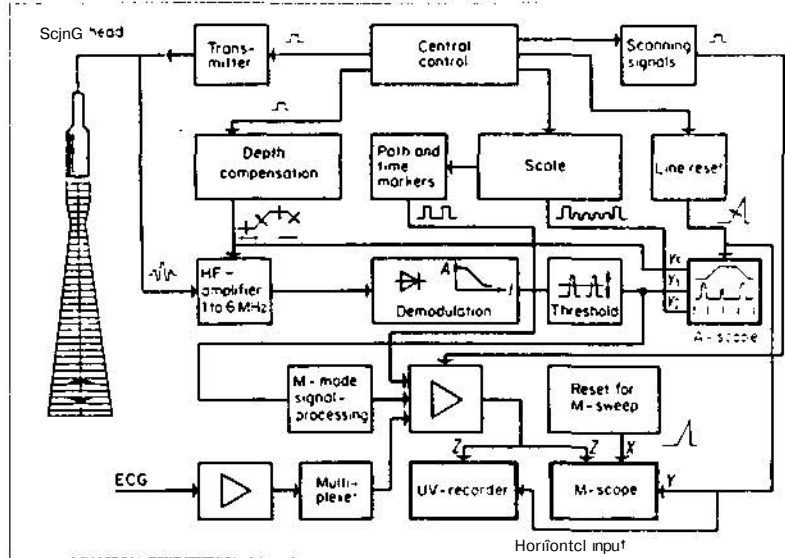
rakteristik empedans süreksizliğinin olduğu arakesitten yansır. Yansıyan darbeler (eko) kuvvetlendirici (alıcı) yardımıyla kuvvetlendirilir ve bir CRT üzerinde yatay eksen zaman düşey eksen ekoların genlikleri olacak şekilde görüntülenir (Şekil 14).

Şekil 15'de A modu çalışmayla beyin tek boyutlu görüntülenmesi gösterilmiştir. Bu yöntem ekoansefelografi (echoencephalography) olarak bilinmektedir. Beyin orta çizgisinde oluşan ekonun sağa veya sola kayması beyinde bir oluşumu veya kanamayı belirtir. Kristali taşıyan sonda yeri değiştirilerek bu oluşumun büyüklüğü hakkında fikir edinilebilir. A-modu ilaveten ophthalmography ve kardiolojide yaygın şekilde kullanılmaktadır. Sonda hareketsizdir. Yöntemlerin en basitidir. Elde edilen bilginin sondanın açısına ve pozisyonuna bağlı olması nedeniyle elde edilen bilgi genellikle cihazı kullanan için bir anlam ifade eder. Basit ucuz ve taşınabilir olması nedeniyle alışılmış hizmetler için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Örneğin Japonya'da ambulanslarda bu cihazlardan bir tane bulundurulmaktadır. A harfi İngilizce "amplitude" (genlik) kelimesinden gelmektedir.

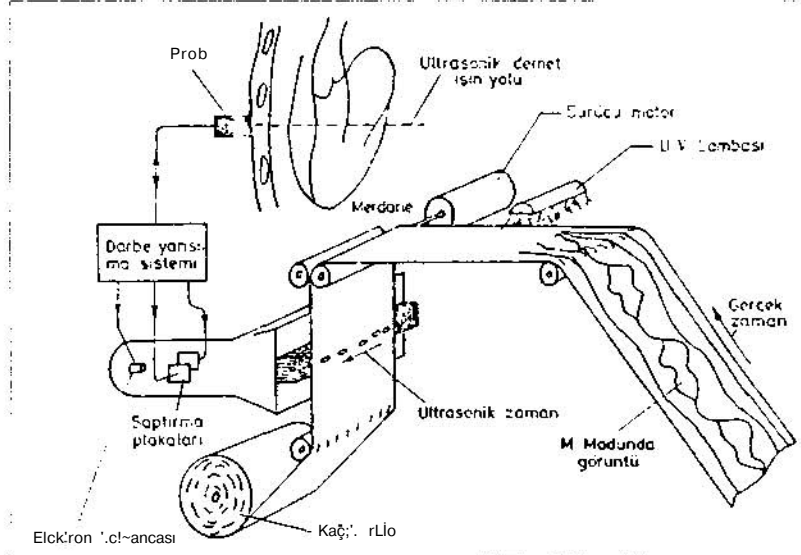
M- modu tarama: Bu çalışma modunda görüntüler A- modundakine benzer şekilde sabit sonda kullanılarak elde edilir. Ekolar CRT'nin düşey saptırma levhaları yerine Z girişine verilmiştir. Böylece ekonun olması durumunda ekranda (yatay eksen zaman olacak biçimde) ekonun genliğiyle doğru orantılı bir parlaklık elde edilir. Bu işlem "parlaklık modülasyonu" olarak isimlendirilir. Parlak noktalarla dönüştürülen ekolar ya hafızalı skopta görüntülenir veya bir kaydedicide zamana göre doğrusal hareket eden bir kağıt üzerine kayıt edilir. Şekil 16'da kalbin A ve M modlarındaki görüntüleri



Şekil 16. M-modu görüntüleme



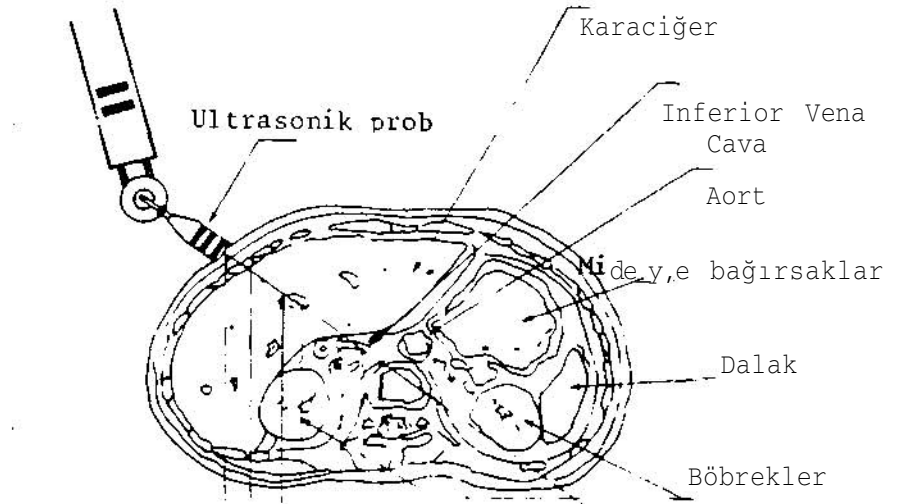
Şekil 17. M-modu görüntüleme yapan sistemin ayrıntılı blok diagramı



Şekil 18. M-modunda görüntüleme yapan sistemin şematik gösterilişi



"Üzerinde halen çalışmalar sürdürülen elektriksel empedans bilgisayarlı tomografisini de elektriksel iletimin değişimlerinden yararlandığı ve dışarıdan bir elektrik akımı uygulanıp bu değişimleri incelendiği için transmisyon tomografisi sınıfına dahil etmek mümkündür."



gösterilmiştir. Şekil 17'de ise kalbin M modunda görüntülenmesini yapan düzenin ayrıntılı blok diyagramı, Şekil 18'de de M- modunda görüntüleme yapan bir düzen şematik olarak gösterilmiştir.

İki boyutlu B-modu tarama: Şekil 19'da bu modda görüntü elde edilişi görülmektedir. CRT'de elektron demetinin hareket yönü sondanın doğrultusuyla aynı olması sağlanmıştır. Parlaklık modunda çalışılmaktadır. Sonda birbirine

A modunda görüntüleme



Yansımaların genliği



Doku derinliği

B modunda görüntüleme

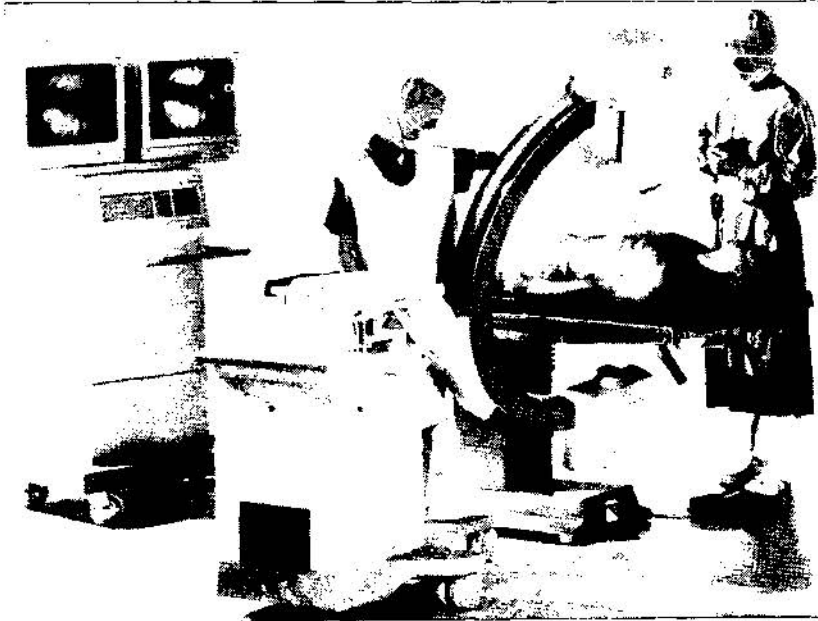


x koordinatı



y koordinatı

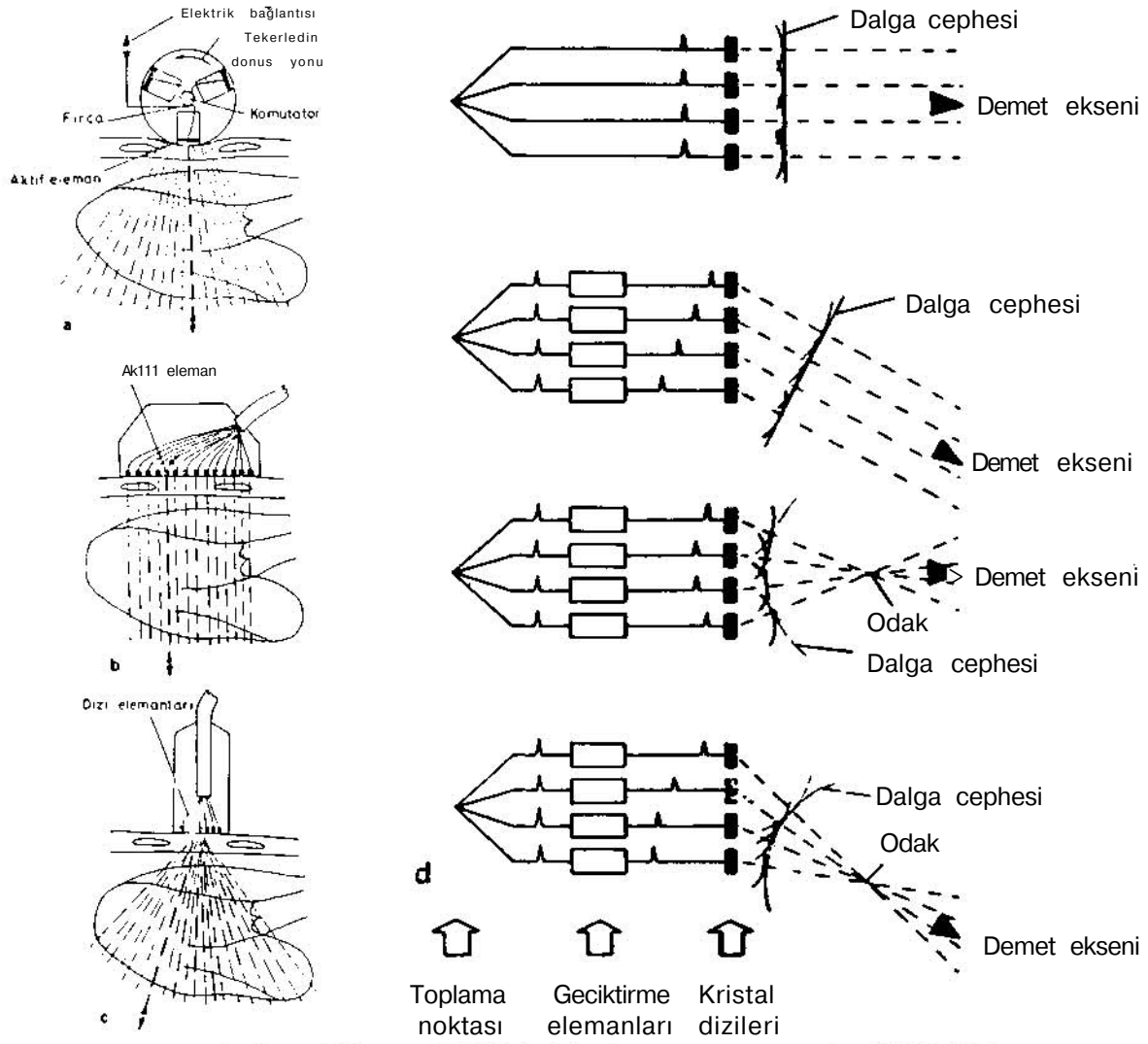
Şekil 19. iki boyutlu B-modu tarama



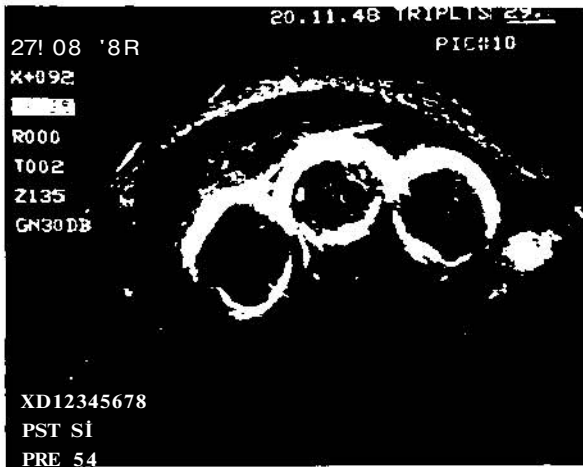
yakın doğrultularda hareket ettirilir ve böylece çok sayıda parlaklık modundaki tek boyutlu görüntüler bir araya gelerek incelenen kesitin iki boyutlu görüntüsü elde edilir.

Sondanın tarama işlemi:

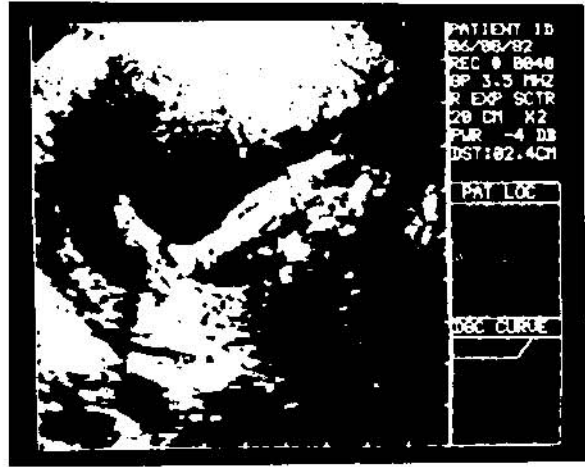
- Mekanik tarama yöntemi: Sonda el veya başka bir mekanik düzen yardımıyla hareket ettirilir (Şekil 20).
- Dönen tekerlek yöntemi: Dışardan bir zarla ayrılmış sıvı içerisinde dönen tekerlek üzerine yerleştirilmiş kristaller dönerken incelenen bölgeyi çeşitli açılardan tararlar (Şekil 20.a).
- Elektronik olarak doğrusal tarama yöntemi: Doğrusal şekilde dizilmiş dönüştürücüler elektronik olarak sırasıyla verici ve alıcı duruma getiri-



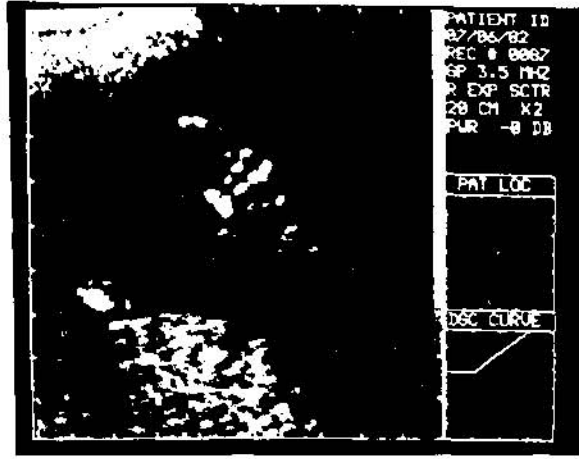
Şekil 20. Probu tarama işleminin, a) Dönen tekerlek yöntemi, b) Elektronik lineer tarama yöntemi, c) Elektronik tarama yöntemi, d) Elektronik yönlendirme yönteminde demet yönlendirilirisinin gerçekleştirilisi.



Şekil 21. Anne karnında üçüzün görüntüsü



Şekil 22. Fetüsün bacağına görüntüsü



Şekil 23. Fetüs'ün eli ve parmakları

lirler (Şekil 20.b).

d) Elektronik olarak yönlendirme yöntemi: Dönüştürücüler uygun faz farklarıyla uyarılarak odak noktasının istenilen noktada oluşması sağlanır (Şekil 20 c ve 20 d).

Şekil 21'de anne karnındaki (Fetüs) üçüzün iki boyutlu B modu taramayla elde edilen görüntüsü gösterilmiştir.

Şekil 22'de Fetüs'ün bacağına, Şekil 23'de ise eli ve parmakları görülmektedir.

TC-MOGRAFİK SİSTEM ÇEŞİTLERİNE GENEL BAKIŞ

1950'li yıllara kadar insan vücudunun içinin görüntüsü yalnızca klasik radyografi teknikleri kullanılarak elde edilebiliyordu, ilerleyen teknoloji ile tomografi sistemleri bulunup geliştirildi. Tomografi sistemlerini cisme uygulanan enerjinin uygulama şekline göre sınıflandırmak mümkündür. Cisme enerjinin dışarıdan uygulanıp cismin içerisinden doğru dedektöre ulaşması (Transmisyon Tomografisi) prensibine dayanan x-ışınlı tomografi, ultrasound tomografisi, cismin içine herhangi bir şekilde aktarılan radyo izotopların yayını (Emisyon Tomografisi) prensibine dayanan pozitron emisyonu, tek foton emisyonu, teknikleri girmektedir. Bilgisayarın kullanımının artması ile birlikte bu tomografi metodlarında işlemlerin karmaşıklığı

ve tekrarı sebebiyle bilgisayar, tomografi sahasına girmiş ve günümüz medikal görüntüleme teknolojisinde kaçınılmaz bir gereksinim olmuştur. Dolayısıyla yukarıdaki tomografi sistemleri bilgisayarlı tomografi sistemleri adını almıştır. Daha sonra elektromagnetik dalgaların kullanımıyla yeni bir emisyon tomografisi olan nükleer magnetik rezonans tomografisi de bilgisayarlı tomografi sistemlerine dahil olmuş, insana verdiği zararın minimum seviyede olmasıyla büyük ilgi toplamıştır. Tomografi, kesit resim demektir.

Üzerinde halen çalışmalar sürdürülen elektriksel empedans bilgisayarlı tomografisini de elektriksel iletimin değişimlerinden yararlandığı ve dışarıdan bir elektrik akımı uygulanıp bu değişimleri incelendiği için transmisyon tomografisi sınıfına dahil etmek mümkündür.

Tomografik sistemlerin temel prensibi olan cismin dilim dilim incelenmesi sayesinde klasik yöntemlerin bu yetersizliğine bir çözüm getirilmiştir. Bunun için atılacak ilk adım bu dilimlerin projeksiyonlarının alınmasıdır. Projeksiyonlama işlemi şu şekilde yapılır: Üç boyutlu cisme, cismin dışıdan veya içinden verilen enerjinin cisim ile etkileşim miktarı cismin dışında bulunan bir dedektörle ölçülür. Bu işlem cisim üzerinde belli bir bölgede sonlu sayıda doğrular üzerinde bölgenin yoğunluğu

na bağlı olarak alınan çizgisel integrallerdir. Daha detaylı bilgi edinebilmek için bu bölgenin mümkün olduğu kadar çok açıdan taranması, yani 180'lik tarama bölgesi içinde pekçok açıdan projeksiyonlarının alınması gerekmektedir. Kelime karşılığı izdüşüm olan projeksiyonlara çeşitli yeniden oluşturma (*reconstruction*) algoritmaları uygulanarak cismin görüntüsünü elde etmek mümkündür. Görüldüğü üzere tomografi bir "tersini alma" işlemidir. Bu mantıkla; dedekte edilen bilgi "g", "f" ile adlandırılan cismin yapısal özelliklerine matrisel olarak (2) eşitliği ile bağlıdır.

$$g = R.f \quad (2)$$

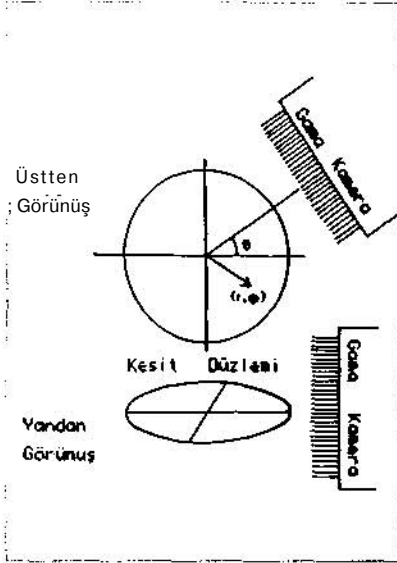
(2) eşitliği en genel anlamda "Radon dönüşümü" olarak bilinir. Tomografide temel sorun R ile gösterilen matrisin çözümünün bulunmasındaki güçlüktür. Çünkü R çok elemanlı, tersinin alınmasının çok zor olduğu, ölçülen verideki küçük bir hatanın çözümde büyük hatalara neden olabileceği bir matristir. Dolayısıyla tomografik sistemlerin analizinde böyle bir doğrudan metod ile çözüme ulaşmak zordur. Bu nedenle çeşitli fonksiyonel analiz metodları geliştirilmiştir.

Radon Dönüşümü

Şekil 24 ve 25'e bakıldığında da görüleceği üzere incelemeler "ışın" adı verilen yollar boyunca yapılır. Tomografide bu incelemeler kümesine projeksiyon denir ve "P" ile gösterilir. Demek ki bir P(t, 0) projeksiyonu bu projeksiyona karşılık gelen f(x, y) cisim yoğunluğu ile ilintilidir. Burada 0 projeksiyonun açısıdır, "t"; (x,y) kartezyen koordinatları cinsinden t = xcos0 + ysin0 olarak ifade edilir. P(t, 0) belirli bir açıda t boyunca bulunan değerlerin kümesidir. Bu sürekli toplama işlemi aşağıdaki integrasyon şeklinde gösterilebilir.

$$P(t, 0) = \int_s f(x, y) ds \quad (3)$$

Burada s fşın boyunca yönlendirilmiş bir değişkendir. Sabit bir "0" boyunca alınan integraller ile tüm "t" değerleri için elde edilen değerler kümesi 0 için P0(t) olarak gösteri-



Şekil 24. Bir SPECT tomografik sisteminde bir kesitin bir θ açısı için projeksiyonunun alınması işlemi.

lebilir. Demek ki Radon dönüşümü $f(x, y)$ değerlerini $P_0(t)$ projeksiyon değerlerine çevirmeye yarayan bir dönüşümdür. Radon dönüşümünün anlamı Şekil 25'de daha açık görülebilmektedir.

(2) eşitliği Şekil 25'deki anlamda tekrar yazılırsa:

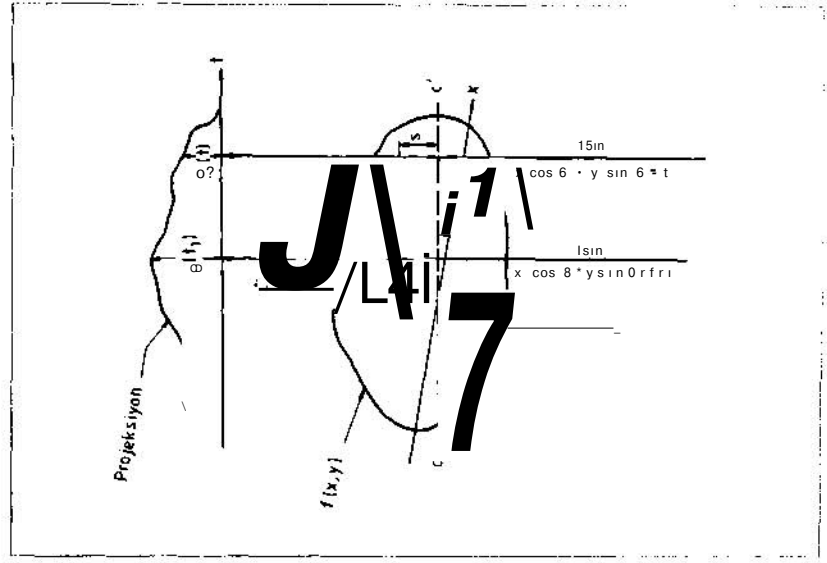
$$P_0(t) = \int \int f(x, y) S(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (4)$$

Cismi projeksiyon doğrusuna göre dik olarak kesen $t = x \cos \theta + y \sin \theta$ doğruları boyunca bu doğrular üzerindeki $f(x, y)$ 'nin yoğunluğu oranında (x, y) noktaları toplanır. Bu toplamın değeri her t değeri için bulunarak projeksiyon eğrisi oluşturulur.

X - IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Basit bir X-ışınli görüntüleme sistemi cismin içinden x-ışını geçirip, cismin diğer tarafına yerleştirilmiş olan fotografik film üzerinde cismin içindeki farklı doku yoğunluklarını, yani atomik bileşen ve atomik numaralarının farklılıkları sebebiyle oluşan ışın zayıflamalarını belirleme prensibine dayanır.

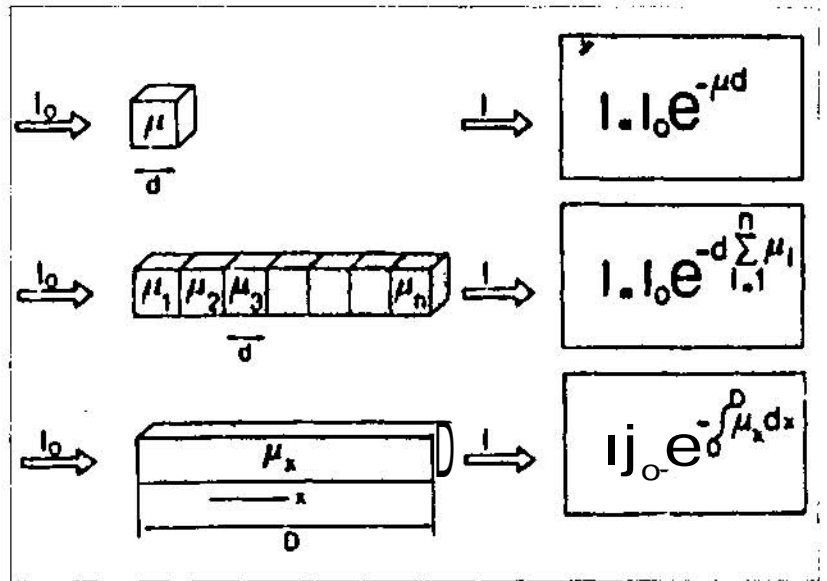
Farklı doku ve kemik yoğunlukları X-ışın demetinin şiddetini değiştirip fotografik filmin verdiği cevabı belir-



Şekil 25. Bir kesitin bir θ açısı için projeksiyonunun alınışının analitik ifadesi

ler. Böylece klasik radyografide zayıflama bilgisi süperpoze edilip cismin iç yapısı kabaca belirlenebilmektedir. Bilgisayarlı tomografide ise dokunun yerel X-ışın zayıflamaları, cismin içinde alınan iki boyutlu dilimleri yeniden oluşturma algorit-

yi zayıflar. Zayıflama bilgisi cisim yoğunluğu, atomik bileşimi ve gönderilen X-ışınının enerjisine bağlıdır. Kaynaktan gönderilen ışın şiddeti I_0 , dedektörde algılanan ışın şiddetine I dersek ışının zayıflaması aşağıdaki şekillerdeki gibi olur (Şekil 26).

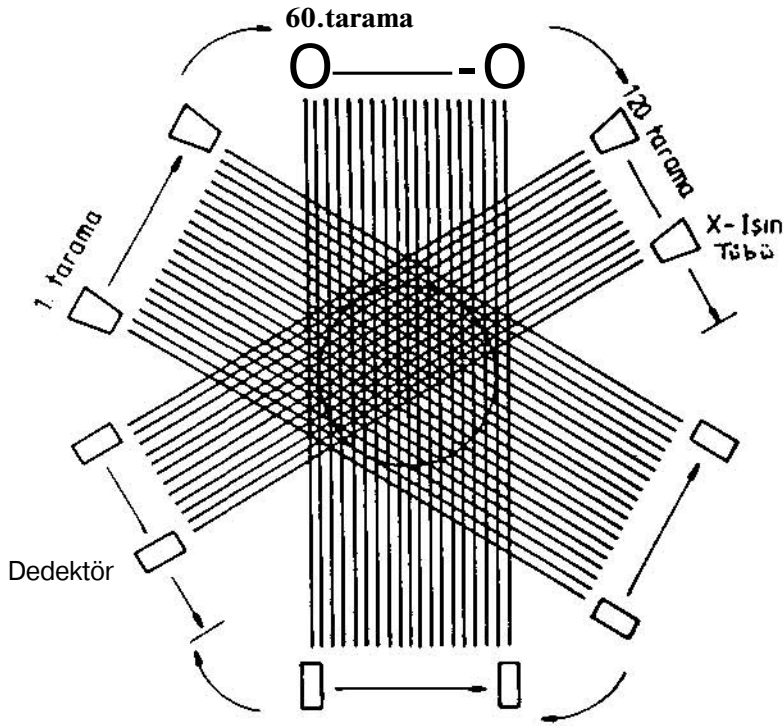


Şekil 26. Doğrusal zayıflama katsayısı μ 'nün tanımı

malarına uygulayıp cismin görüntüsünün yeniden oluşturulması ile incelenir. Böylece dokular bir önceki doku tarafından perdelenmeden görüntülenir.

X-ışınları fotoelektrik emilme ve Compton saçınım olaylarından dola-

Burada belirlenen tek boyutlu μ değerlerine doğrusal zayıflama katsayısı denir. μ 'yü iki boyutlu düşünersek $\mu(x, y)$ olarak tanımlayabiliriz. Bu durumda (3) eşitliğinde kullanılan cisim yoğunluğu $f(x, y)$ 'yi $\mu(x, y)$ 'ye eşitlersek



Şekil 27. 1. kuşak CT tarayıcısının şematik gösterilimi

Kuşaklar					
Parametre	Birinci	ikinci	Üçüncü	Dördüncü	Beşinci
Tarama Hızı	135-300S	20-150S	1,3-20s	1,20-s	0,01-0,1S
Tarama Şekli	ötele/döndür	ötele/töndür	döndür	döndür	-
Dilim Başına Dedektör Sayısı	1	3-12	256-102	600-120	-

Tablo 1

$$P_9(t) = - \ln(I/I_0) = \int_V \mu(x, y) ds \quad (5)$$

olur.

Bu projeksiyon bilgisi bilgisayarlı tomografinin temelini teşkil eder. Yani cisme gönderilen X-ışınlarının zayıflamasına dayanılarak cismin çeşitli açılarından alınan projeksiyonlarının yeniden oluşturma algoritmalarına uygulanması ile cismin yoğunluk fonksiyonu olan $f(x, y)$ elde edilir.

Dokunun lineer zayıflama katsayısı μ gerçekte çeşitli açılardan farklıdır. Bu nedenle projeksiyonlar cismin mümkün olduğu kadar çok değişik açılarından alınır ki μ olabildiğince daha doğru tespit edilsin ve dolayı-

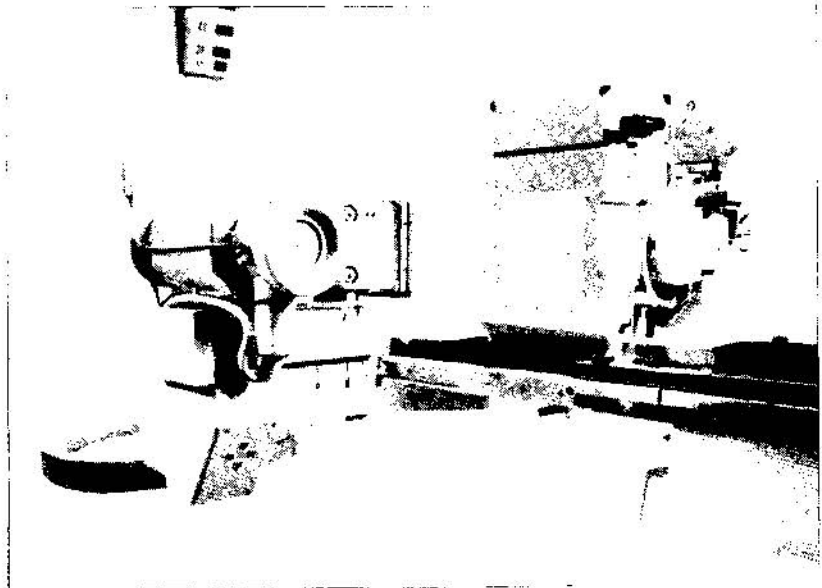
sıyla cisim hakkında daha detaylı bilgi edinilebilir.

Tarama Kuşakları

Projeksiyonların elde edilmesi cismi tarama (*scanning*) ile mümkündür. Tarama metodları çeşitlilik gösterir, ilk önceleri taranacak bölgenin uzaysal frekanslarını doğru olarak örnekleme ve iyi bir uzaysal ayırdedicilik sağlamak üzere 1. kuşak tarayıcılar kullanılmıştır. Bunlar ötele-döndür (*translate-rotate*) karşılıklı duran kaynak ve dedektörden oluşmuştur. Bu tip taramada iki çeşit hareket söz konusudur. Birincisi kaynaktan çıkan ışınların dedektörde algılanacak şekilde kaynak ve dedektörün birbirlerini birleştiren doğrultuya dik olarak yaptıkları öteleme hareketidir. Işınlar bu hareket esnasında gönderilir, ikinci hareket ışın gönderilmesinin kesilmesini takiben 1 gibi küçük bir açıyla kaynak ve dedektör ikilisinin birlikte dönme hareketlidir. Öteleme hareketinde gönderilen ışınlar paralel olduğundan bu tarama kuşağına kalem ışın taraması (*pencil beam scanning*) denir. Cismi 180 tarama işlemi 4 dakika/dilim sürdüğü için çok yavaş tarama sistemleridir. 1. kuşak tarayıcıların tarama şekli Şekil 27'de gösterilmiştir. 2, 3, 4 ve 5. kuşakların özellikleri Tablo 1'de verilmiştir.

Sistem ve Operasyon

Tipik bir X-ışınli bilgisayarlı tomografi sistemi blok diyagram olarak



şekil 28'de gösterilmiştir. Bloklar alt konular olarak aşağıda incelenmiştir.

CT Gantry Geometrisi

X-ışın tübü, dedeksiyon sistemi ve dönen mekanizmadan oluşur. Bu bölümün ortasındaki yaklaşık 60 cm çaplı delik, hastanın ölçülecek bölgesinin yerleştirilmesi gereken bölümdür.

X-ışın Tübü ve Jeneratör

Yüksek gerilim jeneratöründen X-ışın tübüne 110-150 kV kadar bir gerilim uygulanır. Böylece elektronlar genelde tungstenden yapılmış anod ile çarpıştırılmış olur. Hareketlenen elektronlar bir düzene konmak üzere kolimatörden geçirilirler.

Dedektörler

Dedektörler delik merkezinde 3. kuşak tarayıcılarda yaklaşık 40 cm, 4. kuşak tarayıcılarda yaklaşık 90 cm. uzağa yerleştirilirler. Genelde iyon odaları ve sintilasyon dedektörleri kullanılır. 3. kuşak tarayıcılar her iki tipi de kullanmasına karşın, iyon odaları daha çok tercih edilir. İyon odasındaki Xe (Xenon) gazı 25 atmosfer gibi bir basınca tabi tutulmasında gelen X-ışınlarının sadece % 50'sini soğurur. Bu dedektörler 3. kuşak tarayıcılarında artefakt problemlerine üstün kararlılık

özellikleri sayesinde bir çözüm getirirler. 4. kuşak tarayıcılarda sadece sintilasyon dedektörleri kullanılmaktadır. Modern CT'lerde her kristal Tungsten veya Talyum kolimasyonuna tabi tutulur. Modern sintilasyon kristalleri yaklaşık 4 mm genişliğinde ve gelen X-ışınının % 100'ünü soğurabilen $CdWC > 4$ maddesine sahiptir. Soğrulan enerjinin belli bir bölümü ışık enerjisine çevrilir. Modern CT'lerde bu ışık fotodiyodlarca sezilir ve elektrik enerjisine çevrilir. Analog işaret sayılara çevrilerek veri toplama sistemi (DAS = Data Acquisition System) üzerinden bilgisayar işlemcisine gönderilir.

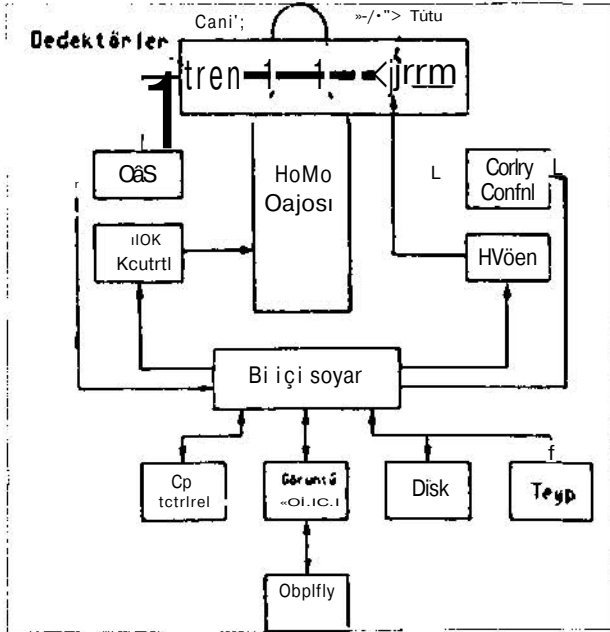
Bilgisayar Sistemi

Şekil 28'den de görüldüğü gibi bilgisayar sistemi; tarama kuşağı belirlenmesi, gantry ve masa hareket kontrolü, veri toplama ve ekranda görüntünün oluşması işlemlerindeki merkezi seçim ve kumanda görevini üstlenir. En çok kullanılan ticari CT bilgisayar sistemlerinde kontrol fonksiyonlarını yerine getiren bir mikrobilgisayar, bir geri izdüşüme (back-projection) devresi veya bir dizi işlemcisi (array processor) ve yeniden oluşturulan görüntülerin konsolda görüntülenmesi veya multiformat kamerada geçiş kopyaları (transperaney hard copy) yapabil-

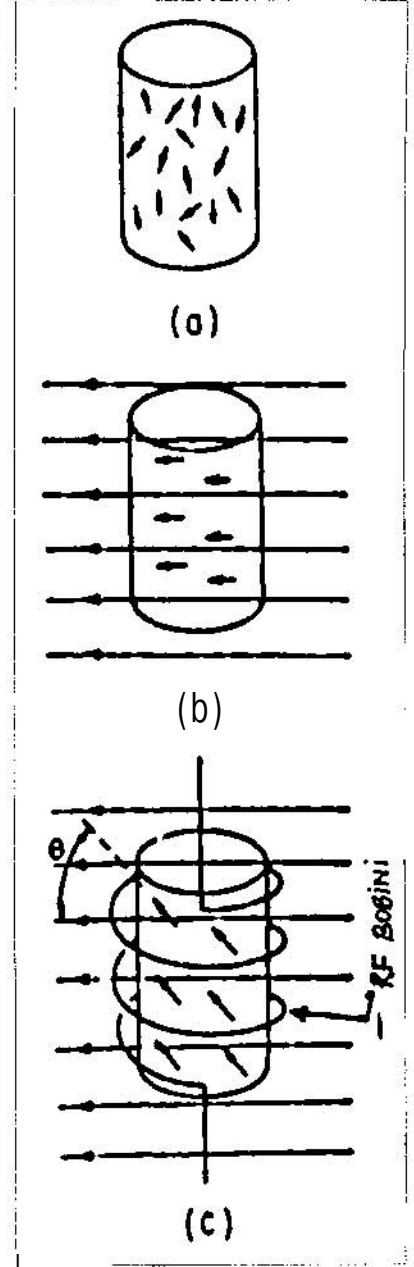
mek için bir video hafızası bulunur. Tüm CT bilgisayar sistemleri en az 256 kbyte bilgisayar RAM, 1 MByte görüntü RAM, 150 Mbyte hard-disk hafızaya ve teyp sürücüyü (track tape driver) sahiptir. Bunlara ek olarak işlemciler konularak yeniden oluşturma işlemi hızlandırılmaktadır.

POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ

Diğer bir tomografi türü de pozitron



Şekil 28. Bir x-ışınlı bilgisayarlı tomografi sisteminin blok şeması



Şekil 29. Çeşitli durumlarda nükleer spinlerin davranışları
a) Magnetik alan uygulanmazken
b) Güçlü bir magnetik alan uygulanınca
c) Larmor frekansında ek bir RF işareti uygulanınca



emisyon tomografisi, yani PET'tir. Bu yöntemde biyolojik sistemlerin temel yapı taşları olan bazı elementlerin radyoizotopları kullanılır. Bu radyoizotoplar bir pozitron (pozitif elektron) vererek radyoaktif bozunmaya uğrarlar. Bu pozitron çok kısa bir yol aldıktan sonra bir elektronla karşılaşarak annihilasyon reaksiyonuna girer, yani yok olur. Yok olan elektron ve pozitronun toplam maddesi her biri 511 keV enerjili ve zıt yönlerde hareket eden iki gamma ışını şeklinde enerjiye dönüşür. PET sisteminin temelini bu iki fotonun bir raslantı (*coincidence*) devresi tarafından deteksiyonu oluşturur. Diğer bir emisyon tomografisi türü ise tek foton emisyon tomografisi (*single-photon emission computed tomography*), yani SPECT'tir. Bu yöntemin PET'ten farkı, gamma ışınları vererek bozulan herhangi bir radyoizotopun kullanılmasıdır. Annihilasyon reaksiyonunun tersine bu gamma ışınları tek fotonlar halinde (çift değil) yayılırlar. PET tekniği, C^{11} gibi pozitron verebilecek özel bazı radyoizotoplar elde edebilmek için çok pahalı bir siklotrona (*cyclotron*) gerek duyar; SPECT sisteminde buna gerek yoktur. SPECT sistemi PET'e göre daha basit, fakat görüntü kalitesi ve verimi daha düşüktür. SPECT'de iyileştirme çalışmaları daha çok yazılım alanında yapılmaktadır; örneğin, fotonun geçtiği yola bağlı olarak enerji bakımından zayıflamaya uğraması bir hata getirir; bu

hatayı gidermek için çeşitli çalışmalar yapılmakta, algoritmalar geliştirilmektedir.

NÜKLEER MAGNETİK REZONANS (NMR) TOMOGRAFİSİ

NMR Fiziğinin Prensipleri

Maddeler, içinde proton, nötron veya her ikisinin bulunduğu çekirdeklere sahiptirler. Proton veya nötron veya her ikisinin kombinasyonunun tek sayıda olduğu çekirdekler bir "nükleer spin" ve "magnetik moment'e sahiptirler. Doğada 1H , 2H , 7Li , ^{13}C , ^{31}P ve ^{27}Al gibi tek sayıda proton veya nötron içeren pek çok madde vardır. Böyle bir madde bir magnetik alan içine yerleştirildiğinde rastgele yönlerde Şekil 29'daki gibi yayılmış çekirdekler dış bir magnetik torkla birlikte uygulanan alan yönüne Şekil 29 b'deki gibi paralel olarak dizilirler. Bu durumdaki çekirdeklere dışarıdan uygulanan bir RF (radyo frekansı) işareti çekirdeklere Şekil 29 c'de gösterildiği gibi bir spin hareketi yaptırır. Spin hareketi yapan çekirdek dış magnetik alana, alan etrafında bir prezesyon hareketi yapan bir Jiroskop gibi cevap verir. Spinlerin prezesyon frekansı "Larmor prezesyon frekansı" (ω_0) olarak isimlendirilir.

Proton doğasından gelen $p = h/4\pi$ (h : planck sabiti) bir açısal momentuma sahiptir. Proton çekirdeği bir magnetik alana yerleştirildiğinde çekirdek $+\mu_0 H_0$ ve $-\mu_0 H_0$ değerinde iki enerji seviyesinde bulunur. Burada μ_0 ; nü-

kleer magnetik moment, H_0 ; uygulanan magnetik alandır. Enerji seviyeleri Şekil 30'da gösterilmiştir.

Oda sıcaklığında $-\mu_0 H_0$ (düşük enerji seviyesi)'da bulunan protonların sayısı $+\mu_0 H_0$ (yüksek enerji seviyesindeki protonlardan daha fazladır. Düşük protonlara uygulanacak $2\mu_0 H_0$ 'lık enerji olanları $+\mu_0 H_0$ seviyesine çıkarır. Bu enerji magnetik alanı H_1 olan bir RF bobininden sağlanır. Uyarılan proton eski enerji seviyesi olan $-\mu_0 H_0$ 'a dönerken gevşeme (*relaxation*) durumunda bir serbest endüksiyon bozunma işareti (*FID-Free Induction Decay*) oluşturur. Bu işaret NMR sisteminden elde edilen temel nükleer işaret formudur.

Uyarı kesildiği anda iki gevşeme mekanizması oluşur.

Bunlar;

i) Çapraz veya spin-spin gevşeme (*transaxial spin-spin relaxation*)

ii) Boysal veya spin-kafes (*longitudinal, spin-lattice relaxation*)

Çapraz gevşeme boysal gevşemeden daha hızlıdır. Çapraz gevşeme zaman sabiti T_2 , boysal gevşeme zaman sabiti T_1 'den daha küçüktür. T_1 ve T_2 'nin çekirdeğin moleküler bağı ve çevresine göre değişikliği T_1 ve T_2 ölçümü ile doku farklılıklarının belirlenmesinde de kullanılır.

Şekil 31'de magnetik alan vektörü H_0 , z yönünde ve net magnetizasyon vektörü M , H_0 la 9 açısı yapacak şekilde belirlenmiştir. Bu durumda sistemin enerjisi E ile gösterilirse (6) eşitliği geçerlidir.

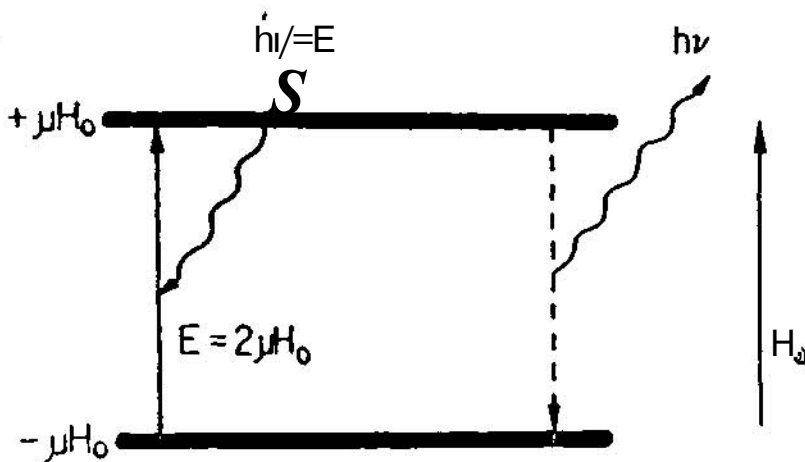
$$E = -MH_0 = -MH_0 \cos 0, \quad (6)$$

Net magnetizasyonun dengedeki büyüklüğü (*equilibrium magnitude*) M_0 ile gösterilirse (7) eşitliği geçerlidir.

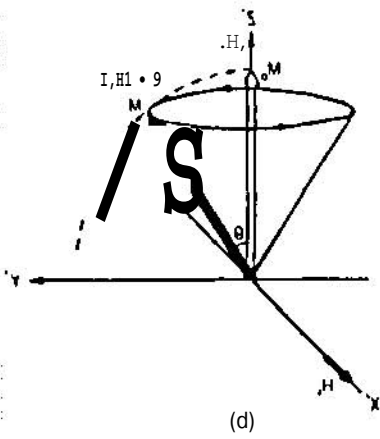
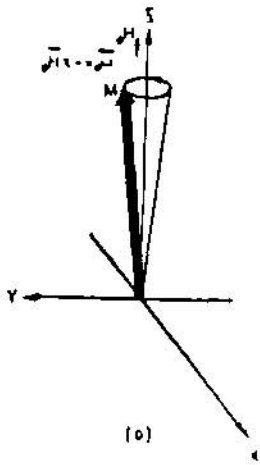
$$M_0 = N(-\gamma h)^2 H_0 I(I+1)/3kT_0 \quad (7)$$

Burada N , spin sayısı; γ , jromagnetik oran; I , spin kuantum sayısı; k , Boltzman sabiti; T_0 , cisim sıcaklığıdır.

Magnetik alanı H_1 olan bir RF işareti t_p süresince uygulanırsa M_0 ; 9 gibi bir açı yapar. 9; (8) eşitliği ile gösterilir.



Şekil 30. NMR spin uyarılması ve nükleer işaret emisyonunun kuantum mekaniği ($h\nu$; bir RF bobini ile sağlanır)



Şekil 31. RF darbeleri ve darbeleri: spin hareketi
 ti) RF darbeleri yokken spin hareketi
 bi UYKULI büyüklükte bir RF darbeleri uygulanınca meydana gelen spin hareketi

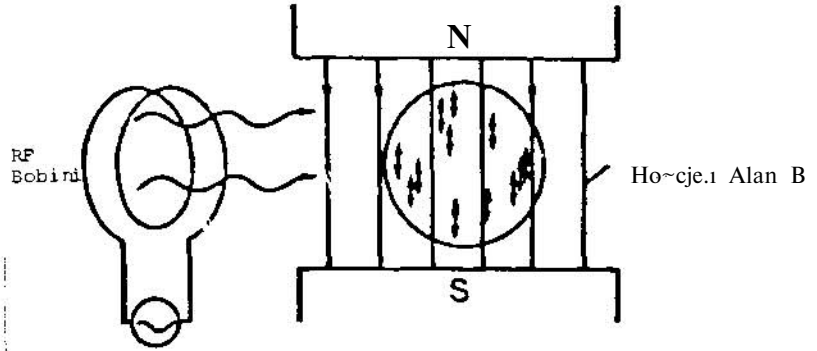
rilebilir.

$$e = \gamma H_1 \cdot t_p \quad (8)$$

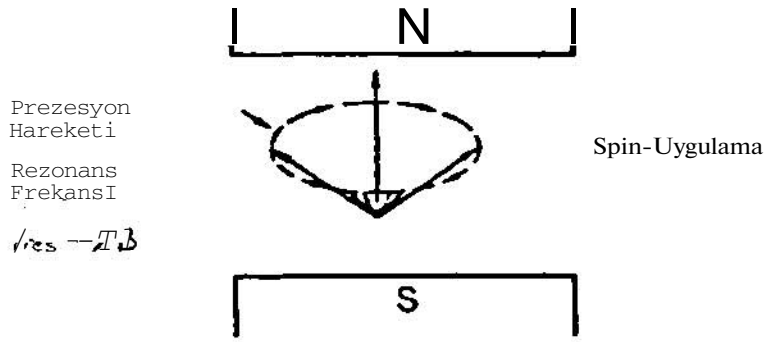
Yukarıdaki tanımlanan vektörler ve aralarındaki açı Şekil 31'de gösterilmiştir.

Böylece magnetizasyon vektörünün modülü M_0 ve açısı θ tanımlanmıştır.

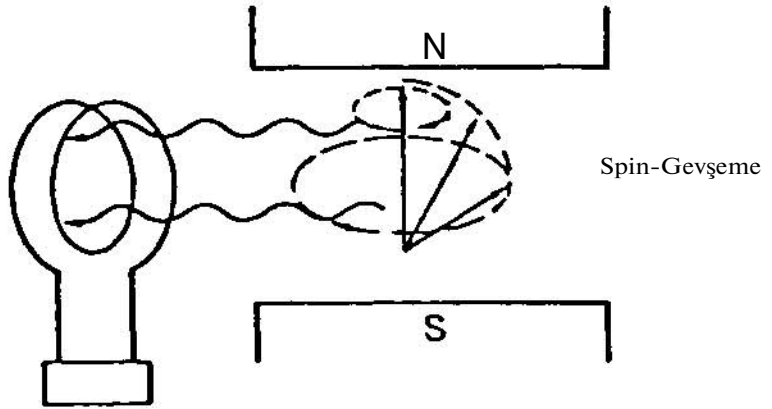
NMR tomografisinde dilim veya çizgi seçerken genelde $\theta = 90^\circ$ olacak şe-



Şekil 32. Homojen bir magnetil; alan uygulayarak spinleri yönlendirme ve RF bobini ile uyarının başlatılması



Şekil 33. Uyarının sonunda spinlerin hareketinin momentleri



Şekil 34. Spin gevşemesi ve spinlerin yaydığı RF işaretler

kilde bir magnetizasyon yaratacak RF darbeleri uygulanır. (M_z ortadan kalkar, alçak ve yüksek enerji seviyeleri birbirine eşit olur)

RF bobini gevşeme frekansına eşit frekansta uyarı alanı yayar. Bu durum

Şekil 32 ve 33'de gösterilmiştir.

Uyanlar (darbe katları) kesildiği zaman spinler ilk konumlarına belirli bir süre içinde gevşeme frekansına yayarak geri dönerler. Bu süreye "gevşeme süresi" denir. Bu; Şekil 34'de



gösterilmiştir.

Farklı yerlerdeki protonları ayırmak üzere uyarının hemen ardından magnetik alan çizgilerine dik yönde (X-yönünde) gradyan uygulanır. Gradyan boyunca protonlar farklı gevşeme frekansları üreteceklerdir. Şekil 35'de de gösterildiği gibi gevşeme dalgalarını algılayacak bir spektrometre dedektöre bağlanırsa x gradyanına dik olan proton yoğunluğunun bir projeksiyon profili bulunabilir.

Bu profil zamanla değişir ve her profildeki her pozitron için gevşeme zamanları belirlenebilir. Böylece görüntüyü yeniden oluşturmak için gevşeme zaman profilleri şekil 36'da gösterildiği gibi kullanılabilir.

Daha sonra tekrar Z gradyanına dönülüp bir uyarı daha yapılır ve tekrar x-gradyanında ana magnetik alana dik olarak değişik bir yönden başka bir profil alınır. Bu işlem pek çok yönden kaydedilip yeniden oluşturma yapı-

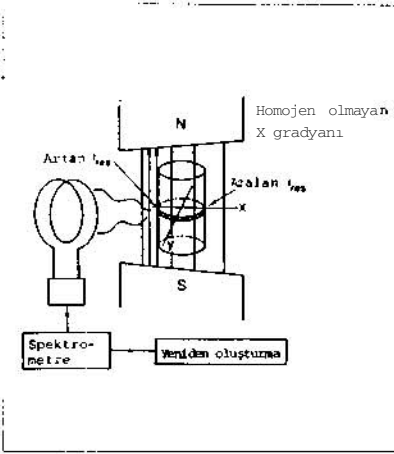
lınacak miktarda bilgi elde edilene kadar devam eder.

NMR Sistemi

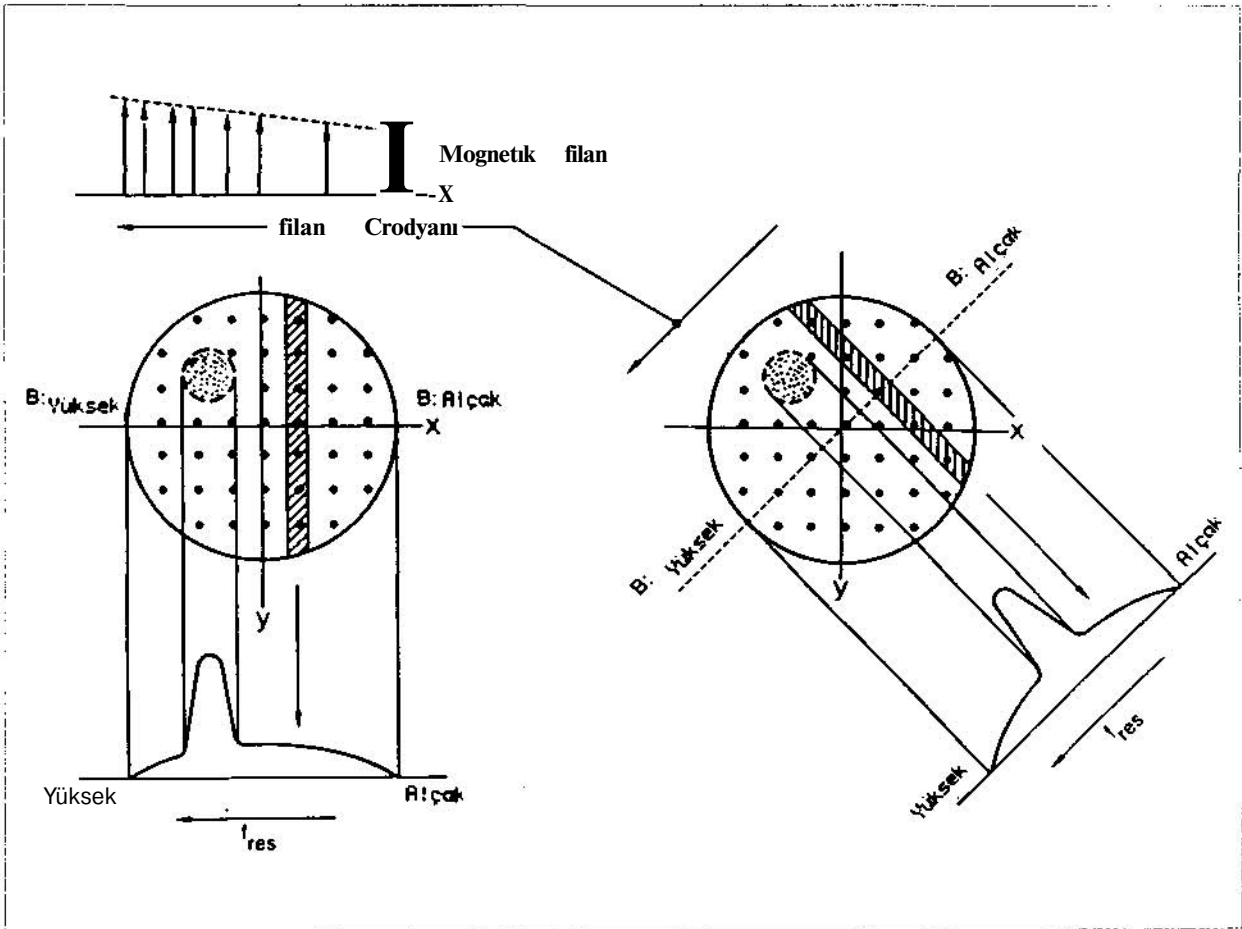
Tipik bir NMR tomografisi cihazı, gradyan ve RF bobinlerinin yerleri belirtilerek şekil 37'de gösterilmiştir.

SONUÇ

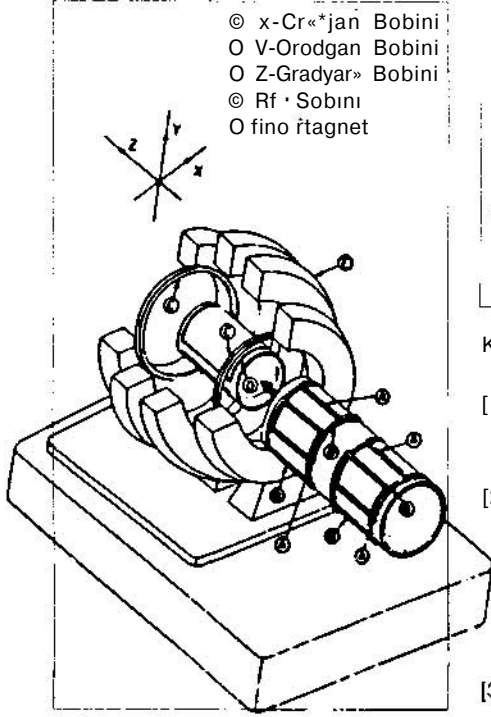
Yarı-iletken teknolojisindeki hızlı gelişmeler sonucu güçlü bilgisayarların ve elektronik algılama elemanlarının küçük boyutlarda gerçekleştirilmeleri sonucu görüntüleme sistemlerinin fiziksel boyutları ve fiyatları azalmış verdikleri görüntülerin ise kalitesi yükselmiştir. Bu hızlı gidiş ile çok uzak olmayan bir gelecekte bilim-kurgu filmlerinde görüldüğü gibi elle taşınabilen küçük cihazlar yardımıyla anatomik, fizyolojik, biyokimyasal ve metabolik büyüklüklerin ölçülebileceğini söylemek bir kehanet olmayacaktır.



Şekil 35. Spektrometrede analiz edilecek bir profil elde etmek üzere x-gradyanının uygulanması

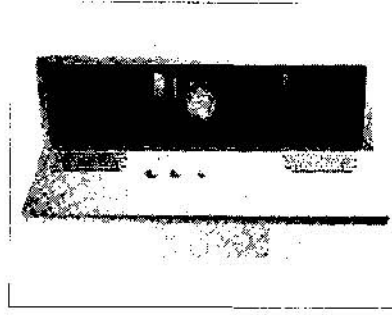


Şekil 36. Çeşitli açılardan NMR-projeksiyonlarını kullanarak yeniden oluşturma işlemi



- © x-Cr«*jan Bobini
- V-Orodgan Bobini
- Z-Gradyar» Bobini
- © Rf · Sobını
- fino rtagnet

Şekil 37. Tipik bir NMR tomografisi cihazının gradyan ve RF bobinlerinin ve manyetin şekli



KAYNAKLAR

- [1] IEE Proceedings, Vol. 134, Pt.A, No.2, February 1987
- [2] Medical Imaging Systems, Thomas Kailath, Prentice Hall İne, 1983, Englewood Cliffs, New Jersey 07632, ISBN 0-13-572685-9
- [3] Scientific Basis of Medical Imaging, P.N.T. Wells, Churchill Livingstone İne, 1982, New York, ISBN 044301986X
- [4] Tomographic Methods in Nuclear Medicine, Bhagwat D.Ahluwalia, CRRC Press, İne, 1989, 2000 Corporate Blvd, N.W., Boca Raton, Florida, 33431, ISBN, 0-8493-6198-2.
- [5] Principles of Computerized Tomographic Imaging, Avinash C.Kak, Malcolm Slaney, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 345 East. 47th Street, New York, NY 10017-2394.
- [6] Applied Clinical Engineering, Barry N.Feinberg, Prentice Hall, Inc., 1986, Englewood Cliffs, New Jersey 07632, ISBN 0-13-039488-2 025
- [7] Lecture Notes in Medical Informatics, O. Nalcioğlu, Z.H. Cho, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo, 1984. ISBN 3-540-12898-0.

Tuncay ÇARIKÇIOĞLU

Odamız 12394 Sicil Nolu Üyesi Tuncay ÇARIKÇIOĞLU'nu kaybettik.

AİLESİNE,
YAKINLARINA
VE ODAMIZ
TOPLULUĞUNA
BAŞSAĞLIĞI
DİLERİZ.

İsmet
KUNT

Odamız 708 Sicil Nolu Üyesi İsmet KUNT'u kaybettik.

AİLESİNE,
YAKINLARINA
VE ODAMIZ
TOPLULUĞUNA
BAŞSAĞLIĞI
DİLERİZ.

C.Yıldırım
ATAMAN

Odamız 10977 Sicil Nolu Üyesi C.Yıldırım ATAMAN'ı kaybettik.

AİLESİNE,
YAKINLARINA
VE ODAMIZ
TOPLULUĞUNA
BAŞSAĞLIĞI
DİLERİZ.