

4. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

4.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemleri

İnsan bedeni, büyük bir bölümü su olmak üzere, kemikler, gazlar ve çeşitli minerallerden meydana gelmiştir. Vücudun iç yapısını görüntüleme çalışmaları 1885 yılında William K.Roentgen'in X-ışınlarını keşfetmesine kadar uzanır. Tıbbi görüntüleme amacıyla, damar içine katater yerleştirmekten, ağız yoluyla alınan boya maddelerine, radyoaktif madde enjekte etmekten ultrasona kadar çok çeşitli teknikler kullanılmıştır.

1950'li yıllardan itibaren hızla gelişen tıbbi görüntüleme teknikleri, 1970'li yıllarda Bilgisayarlı Tomografinin uygulama alanına girmesiyle en üst noktalara ulaşmıştır. Günümüzde Manyetik Rezonans gibi yeni görüntüleme tekniklerinin de kullanılması sonucu bu alandaki teknolojik gelişmeler büyük bir hız kazanmıştır.

Klinik amaçlarla kullanılan tıbbi görüntüleme sistemleri 5 temel tekniğe dayanmaktadır.

1. İnsan vücudundan geçirilen X-ışınının ölçülmesi yöntemi.
2. Gönderilen ultrason dalgalarının çeşitli dokulardan yansıyarak geri dönmesi ve ölçülmesi yöntemi.
3. Damara enjekte edilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının ölçülmesi yöntemi.
4. Vücuttaki hidrojen atomlarının yüksek manyetik alana maruz bırakılması esasına dayanan Manyetik Rezonans yöntemi.
5. Termal görüntüleme teknikleri.

Bu yöntemlerin tıpta kullanım alanlarını, birbirlerine olan üstünlüklerini ve sakıncalarını çeşitli tıp kitaplarında bulmak mümkündür.

Bilgisayarlı Tomografi bu yöntemlerden birinci kategoride yer alan ve vücuttan geçen X-ışınının ölçülmesi esasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir.

4.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT), (Computed Tomography, CT)

Bilgisayarlı Tomografi (BT) konusunda yapılan çalışmaları kapsayan ve uygulamaları anlatan pek çok yayın yapılmıştır. Literatürde Bilgisayarlı Tomografi için değişik isimler kullanılmıştır. Bunlar arasında İngilizce yazılışlarıyla: "Computerized Tomography", "Axial Tomography", "Axial Transverse Tomography", "Computerized Axial Transverse Tomography" sayılabilir. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan deyim "Computed Tomography" olup bu terim dilimize "Bilgisayarlı Tomografi" olarak

yerleşmiştir. Ayrıca bu maksatla "Bilgisayarlı Vücut Tomografisi", "Bilgisayarlı Beyin Tomografisi" deyimleri de kullanılmaktadır.

4.2.1. BT'nin Ana Bölümleri

Bir Bilgisayarlı Tomografi cihazının genel görünümü Şekil 4-1'de temel elemanları Şekil 4-2'de verilmiştir. Bu temel elemanların işlevleri ve yapıları aşağıda açıklanmıştır.

Gantry:

Şekil 4-2'den görüldüğü gibi hastanın masaya yatarak görüntüleme için içerideki yuvarlak boşluğa yerleştiği kısma "gantry" denilmektedir. Gantry bloğunda bir X-ışın tüpü (A), tarama alanı (B), dedektörler (C) ve bilgi toplama sistemi mevcuttur. Burada (D) ile gösterilen "Hasta Konumlandırma Düzlemi" Gantry içinde olmayıp Hasta Masasının bulunduğu düzlemi göstermektedir (Şekil 4-3).

X-ışın tüpü ve yüksek gerilim jeneratörü:

BT'lerde iki çeşit X-ışın Tüpü kullanılmaktadır. Eski tip BT'lerde sabit anotlu, sürekli (continuous) X-ışını üreten tüpler kullanılmıştır. Yeni tip BT'lerde ise döner anotlu, darbe (pulse) tipi X-ışını üreten tüpler kullanılmaktadır.

Tüpler için gerekli olan güç, Yüksek Gerilim Jeneratörü tarafından sağlanmaktadır. Tüplerin voltaj değerleri 80-150kV arasında değişmekte, akım değerleri ise, sabit anotlu tüpler için 33mA(4-5kW), döner anotlu tüpler için ise 600mA (100kW) civarındadır.

Döner anotlu, darbe tipli tüpler 360 derecelik bir tam tarama yapmak için 1-6 mili saniye süreli 300 veya daha fazla sayıda ateşleme yaparlar. Her bir ateşlemede üretilen X-ışını vücuttan geçerek dedektörler tarafından algılanır ve dedektörlerin çıkışından bir izdüşüm bilgisi (projection) elde edilir. Şekil 4-3'te döner anotlu, darbe tipli bir tüpün dedektörlere göre konumlandırılması görülmektedir. Tüp tarafındaki ve dedektör tarafındaki diyaframlar yardımıyla X-ışın demetinin genişliği ayarlanabilir.

Dedektörler ve bilgi toplama sistemi:

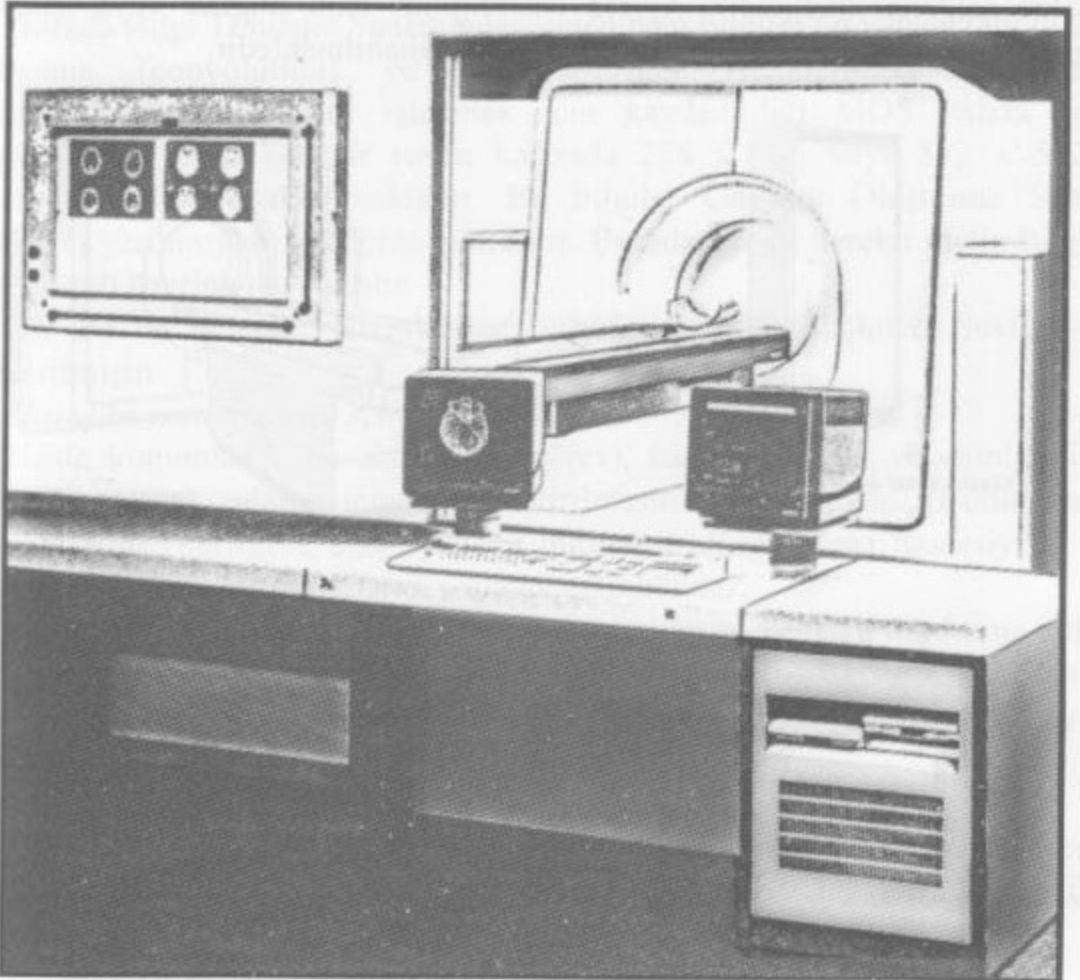
Dedektörlerin görevi, üzerine düşen X-ışının şiddetini algılayarak elektriksel sinyale çevirmektir. Bu maksatla BT'lerde çeşitli dedektörler kullanılmış olup bunları üç grupta toplamak mümkündür:

- Sintilasyon (scintillation) dedektörler: Sodyum Iodide (NaI), Kalsiyum Florid (CaF), Bizmut Germanit (BGO), Sezyum Iodide (CsI) gibi kristal yapılar üzerlerine düşen X-ışın fotonlarından ışık üretirler. Bu ışık bir fotoçarpıcı tüpe uygulandığında yükseltilmiş elektriksel sinyal elde edilir.
- Gaz dedektörler: Bu tip dedektörlerde kullanılan Xenon gazı 20 atmosfer basınçta sıkıştırılmıştır. Dedektörler gaz iyonizasyon prensibiyle çalışmaktadır.

- Yarı iletken (solid state) dedektörler: Yarı iletken teknolojisiyle imal edilmiş olan dedektörler, üzerine düşen X-ışınını elektriksel sinyale çevirirler.

Yukarıda belirtilen çeşitli tiplerdeki dedektörler aşağıdaki özellikleri sağlamalıdır:

- 1) X-ışınını yutma özelliği yüksek olmalıdır.
- 2) X-ışınına geniş bir aralıkta iyi bir doğrusallıkla tepki gösterebilmelidir.
- 3) Çok kısa bir zamanda üzerine düşen X-ışını şiddetini elektriksel sinyale çevirebilmeli ve X-ışını biter bitmez sinyal kesilmelidir.
- 4) Uzun ömürlü ve kararlı olmalıdır.
- 5) Çok kanallı dedektörlerin arasındaki hassas olmayan bölgeler çok küçük olmalıdır.
- 6) Dedektörlerin çıkışındaki analog sinyaller yükseltilerek sayısal hale dönüştürülebilecek kadar büyük olmalıdır.



Şekil 4-1 Bilgisayarlı Tomografi sisteminin genel görünümü (Siemens, Somatom DR).

Günümüzde çeşitli hastanelerde kullanılmakta olan örnek bir Bilgisayarlı Tomografi cihazında 704 kanal ve 4 monitör dedektörü olmak üzere toplam 708 adet katı hal dedektörü bulunmakta olup çıkışlarındaki elektriksel sinyaller Bilgi Toplama Sisteminde mevcut integral alıcılar yardımıyla toplanır, yükseltilir ve daha sonra A/D çeviriciler yardımıyla sayısal hale çevrilir. Bu sistemde bir kesit görüntü elde etmek için 240 ila 1440 izdüşüm gerekmekte ve bu işlem 1.4 saniye ile 14 saniye arasında tamamlanmaktadır. Her izdüşüm için 704 kanaldaki bilgiler okunmakta, diğer bir deyimle, bir görüntü oluşturabilmek için yaklaşık olarak bir milyon ($704 \times 1440 = 1065600$) sinyalin işlenmesi gerekmektedir.

Bilgisayar sistemi:

Bilgi toplama sisteminden gelen ham bilgilerin ve işlenmiş bilgilerin disk veya disketlere aktararak saklanması sağlayan birimdir. Bilgisayar sistemi aynı zamanda dedektörler ve tüpün dönmesini sağlayan sinyalleri, tüm eş zamanlama sinyallerini, çevre şartları ve acil durumlarla ilgili sinyalleri, hasta masasının hareketleri ile ilgili sinyalleri, gantry eğimi ile ilgili sinyalleri, yüksek gerilim sinyallerini, görüntü işleme, görüntü oluşturma ve gösterme ile ilgili sinyalleri ve çevre birimlerini kontrol eder. Bilgiler belirli bir süre geçici bellekte saklanabilmektedir. Ayrıca istendiğinde ham bilgiler veya işlenmiş bilgiler optik disklerde veya disketlerde de saklanabilmektedir.



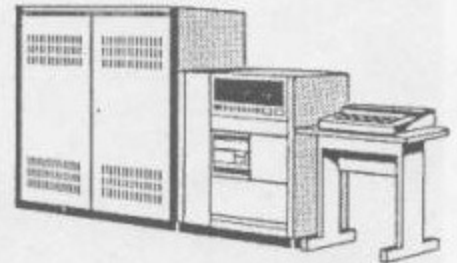
Yüksek Voltaj Jeneratörü



Gantry
Hasta Masası

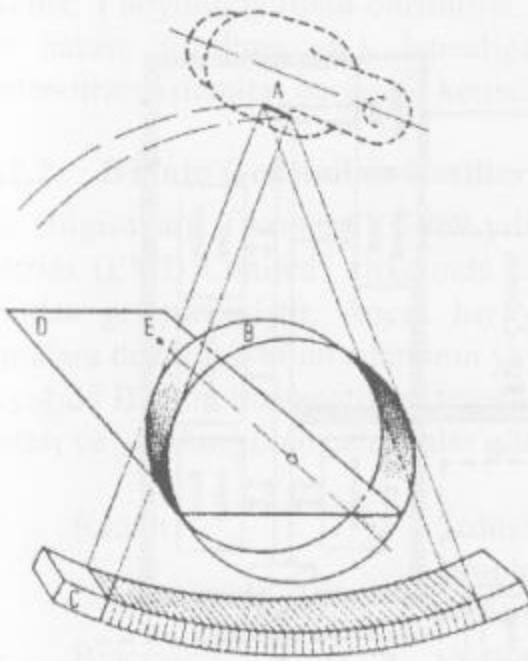


İnceleme ve Değerlendirme için
Diagnostik Ana Konsol



Bilgisayar Sistemi

Şekil 4-2 BT'nin temel elemanları (Siemens, Somatom DR)



Bilgi toplama sistemi

- A Odak Noktası
- B Tarama Alanı Limiti
- C Dedektörler
- D Hasta Konumlandırma Düzlemi
- E İzo Merkez

Şekil 4-3 Döner anodlu tüp ve dedektörler

Bilgi işleme ve görüntü oluşturma sistemi:

Burada Bilgi Toplama Sisteminden gelen ham bilgiler ön işleme tabi tutulur, katlanma (convolution) ve geri izdüşüm işlemleri (backprojection) gerçekleştirilir. Bilgilerin işlenmek için kaydedildiği MOS hafıza farklı kapasitelerde olup her bir resim hafızada 256 x 256 veya 512 x 512'lik matrisler halinde saklanmaktadır. Bu bilgiler Görüntü Oluşturma Sistemi (Imager) yardımıyla monitörde gösterilir. Burada ayrıca gerekli metin bilgileri de görüntü üzerine ilave edilir.

Bir BT'de mevcut sistemler ve birbirleriyle olan ilişkileri Şekil 4-4'te gösterilmiştir.

Hasta konumlandırma sistemi:

Hasta konumlandırma sisteminin görevi, hastanın kolay ve emniyetli bir şekilde tarama alanı içine yerleştirilmesini sağlamaktır. Bütün masa hareketlerini (ileri-geri, aşağı-yukarı) milimetre düzeyindeki hassasiyetle elle veya bilgisayar kontrollü olarak yapmak mümkündür.

Herhangi bir tehlike anında sistemin durdurulması için acil durdurma imkanı mevcuttur. Sistemde ayrıca, istenilen eğimde kesit alınabilmesi için "gantry eğim kontrolü" ve kesit alma işleminin başlayacağı yeri gösteren 3 boyutlu "ışıklı konumlandırma sistemi" mevcuttur.

Multiformat kamera sistemi:

Eski tip BT'lerde görüntülerin çıktıları polaroid kameralar yardımıyla alınmaktaydı. Günümüzde ise birden fazla görüntünün tek bir röntgen filmi üzerinde görülebilmesini sağlayan multiformat kameralar kullanılmaktadır.

BT'nin nesilleri:

BT'ler dedektörlerinin ve X-ışın tüplerinin konumlandırılmasına göre nesillere ayrılabilirler.

1. Nesil BT'ler:

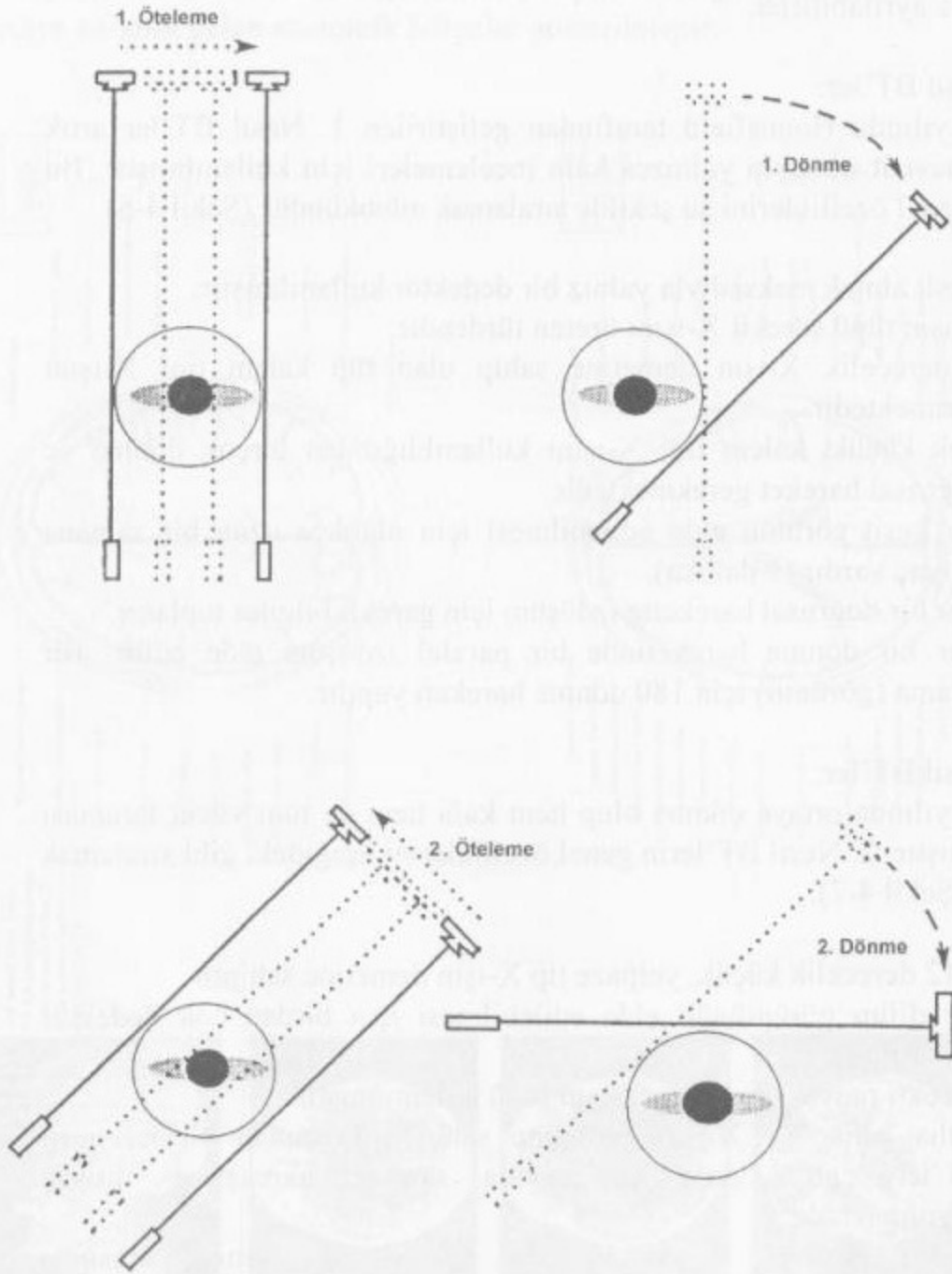
1971 yılında Hounsfield tarafından geliştirilen 1. Nesil BT'ler artık müzede mevcut olmayıp yalnızca kafa incelemeleri için kullanılmıştır. Bu BT'lerin genel özelliklerini şu şekilde sıralamak mümkündür (Şekil 4-6).

- Kesit almak maksadıyla yalnız bir dedektör kullanılmıştır.
- X-ışın tüpü sürekli X-ışını üreten türdendir.
- 1 derecelik X-ışın demetine sahip olan tüp kalem tipi X-ışını üretmektedir.
- Çok küçük, kalem tipi X-ışını kullanıldığından birçok dönme ve doğrusal hareket gerekmektedir.
- Bir kesit görüntü elde edilebilmesi için oldukça uzun bir zamana ihtiyaç vardır (5 dakika).
- Her bir doğrusal harekette izdüşüm için gerekli bilgiler toplanır.
- Her bir dönme hareketinde bir paralel izdüşüm elde edilir. Bir tarama (görüntü) için 180 dönme hareketi yapılır.

2. Nesil BT'ler:

1975 yılında ortaya çıkmış olup hem kafa hem de tüm vücut taraması kullanılmıştır. 2. Nesil BT'lerin genel özelliklerini aşağıdaki gibi sıralamak mümkündür (Şekil 4-7).

- 5-12 derecelik küçük, yelpaze tip X-ışın demetine sahiptir.
- Bir dilim görüntünün elde edilebilmesi için birden çok dedektör kullanılmıştır.
- Sürekli radyasyon veren X-ışın tüpü kullanılmıştır.
- Daha geniş bir X-ışın demetine sahip olduğundan birinci nesil BT'lere göre daha az sayıda dönme hareketine ihtiyaç duyulmaktadır.
- X-ışın tüpünün ateşleme süresi 20 ile 60 saniye arasında değişmektedir.
- Bir doğrusal hareket boyunca birçok izdüşüm elde edilir. Demet genişliği büyük olduğundan daha az sayıda zaman alıcı doğrusal harekete ihtiyaç vardır.
- Her bir izdüşüm sırasında toplanan bilgi miktarı doğrusal hareket esnasındaki örnekleme sayısına bağlıdır.



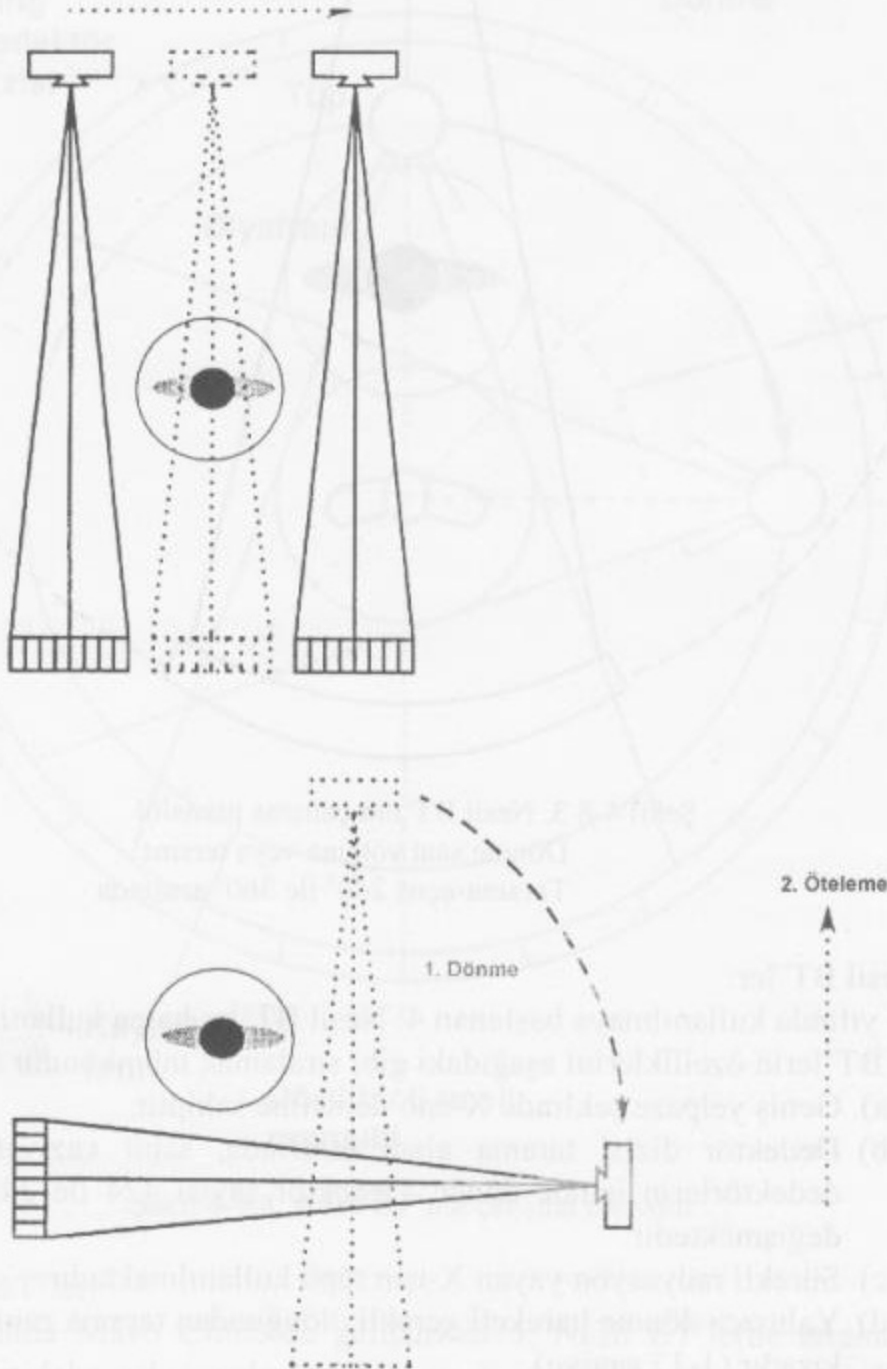
Şekil 4-6 1. Nesil BT'nin çalışma prensibi

3. Nesil BT'ler:

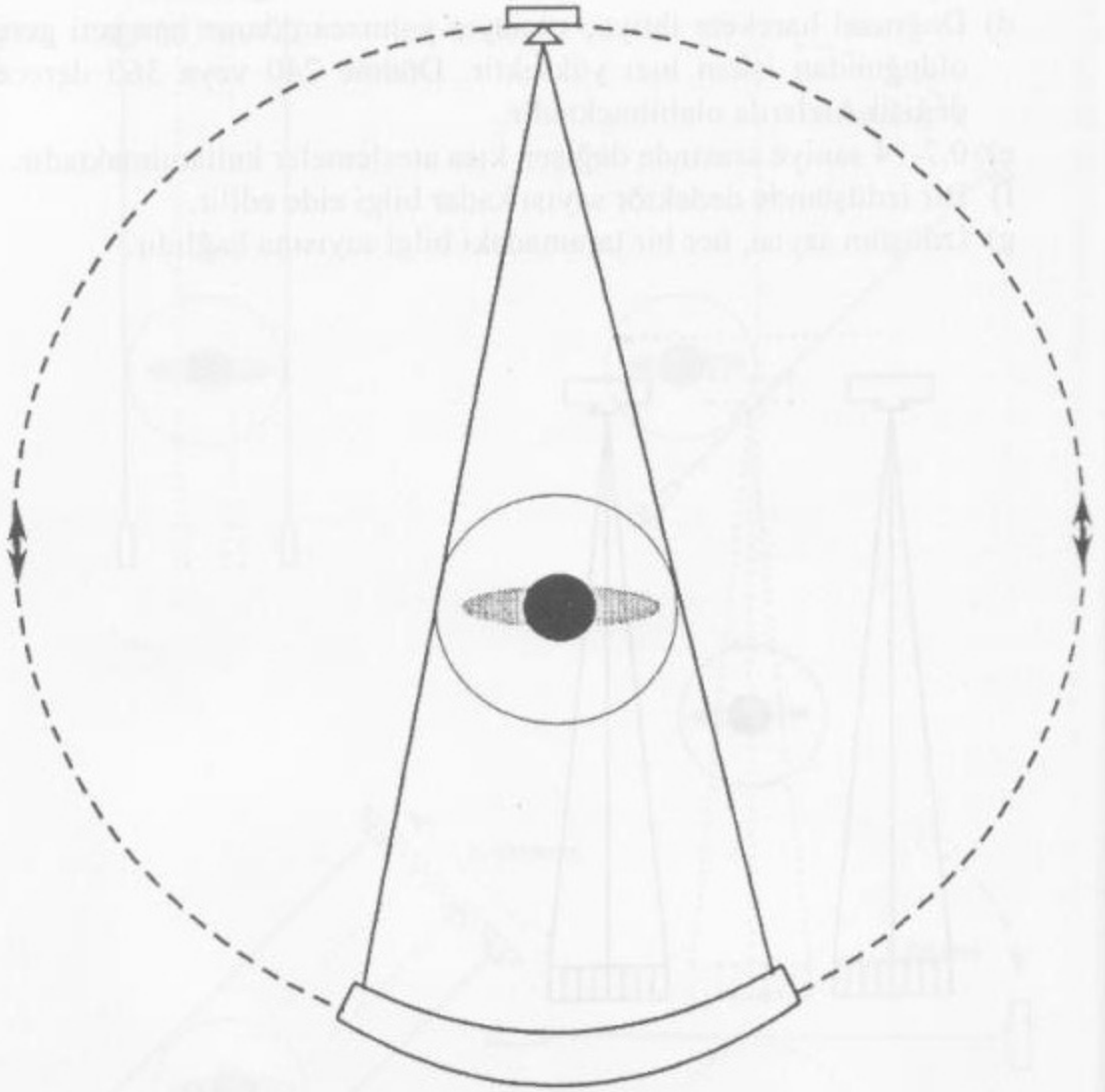
1977 yılında kullanıma giren 3. Nesil BT'ler halen kullanılmakta olup bu BT'lerin genel özelliklerini aşağıdaki gibi sıralamak mümkündür (Şekil 4-8).

- X-ışın tüpü 42 derecelik yelpaze tipi demete sahiptir.
- Çok sayıda dedektör bütün yelpaze demeti kapsayacak biçimde yerleştirilmiştir. Muz biçiminde düzenlenen dedektörlerin sayısı sistemden sisteme farklılıklar göstermektedir (380-768 adet).

- c) Genellikle darbe tipi, bazen de sürekli tip radyasyon üreten X-ışın tüpü kullanılmaktadır.
- d) Doğrusal harekete ihtiyaç olmayıp yalnızca dönme hareketi gerekli olduğundan işlem hızı yüksektir. Dönme 240 veya 360 derecelik değişik hızlarda olabilmektedir.
- e) 0.7-14 saniye arasında değişen kısa ateşlemeler kullanılmaktadır.
- f) Bir izdüşümde dedektör sayısı kadar bilgi elde edilir.
- g) İzdüşüm sayısı, her bir taramadaki bilgi sayısına bağlıdır.



Şekil 4-7 2. Nesil BT'lerin çalışma prensibi



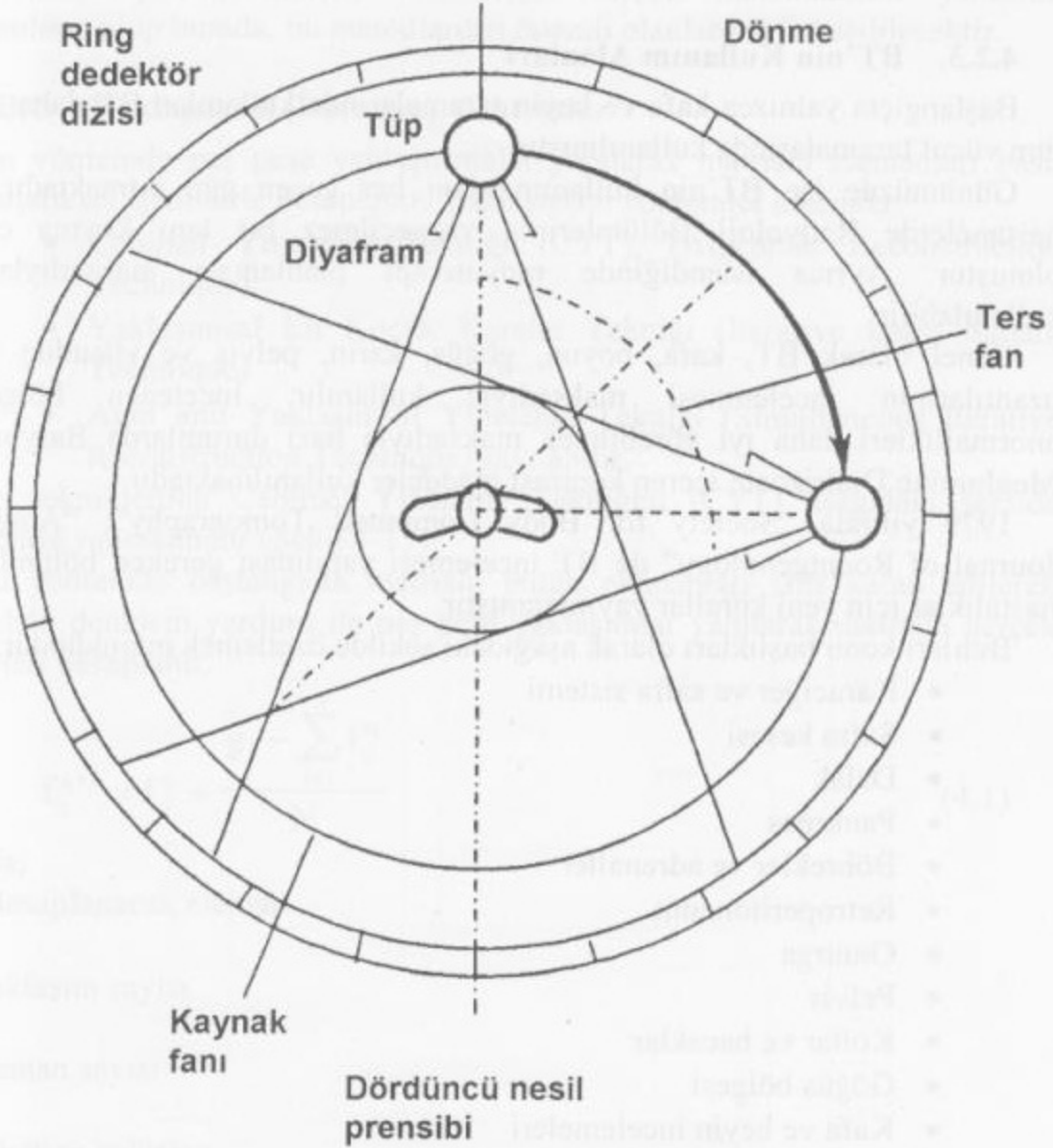
Şekil 4-8 3. Nesil BT'nin çalışma prensibi
Dönme saat yönüne veya tersine
Tarama-açısı 240° ile 360° arasında

4. Nesil BT'ler:

1977 yılında kullanılmaya başlanan 4. Nesil BT'ler halen kullanılmakta olup bu nesil BT'lerin özelliklerini aşağıdaki gibi sıralamak mümkündür (Şekil 4-9).

- Geniş yelpaze şeklinde X-ışın demetine sahiptir.
- Dedektör dizisi tarama alanı etrafında, sabit vaziyettedir. Tüm dedektörlerin içinde döner. Dedektör sayısı 424 ile 2400 arasında değişmektedir.
- Sürekli radyasyon yayan X-ışın tüpü kullanılmaktadır.
- Yalnızca dönme hareketi gerekli olduğundan tarama zamanı oldukça kısadır (1-12 saniye).

- e) Bir izdüşüm, yelpaze demetinin içine giren dedektörlerden elde edilen bilgilerden oluşur.
- f) Yelpaze demeti, doğrudan hesaplama maksadıyla kullanılamaz. Kaynak yelpaze demeti, ters dedektör demeti haline çevrilir.



Şekil 4-9 4. Nesil BT'nin çalışma prensibi

5. Nesil BT'ler:

1977 yılında Mayo Clinic'de geliştirilen 5. Nesil BT'lerde tarama hızını artırmak için daha çok sayıda dedektör ve X-ışın tüpü kullanılmıştır. Bu nesil BT'ler kalbin hareketlerini ve üç boyutlu görüntüsünü elde etmek maksadıyla geliştirilmiş olup günümüzde pek fazla kullanılmamaktadır.

Spiral(Helikal) BT:

Günümüzde yaygın olarak kullanılan bir BT türüdür. 3. nesil BT’de tüp ve dedektör bloğu 360° saat yönü veya tersi yönde dönerken, bu tür BT’lerde tüp ve dedektör bloğu birlikte sürekli dönmektedir. Tüpe uygulanan yüksek gerilim ve dedektörlerden alınan bilgiler, motorlardakine benzer şekilde dönen kısma (slip ring) temas eden fırçalar yardımıyla iletilmektedir.

Burada masa, tüpün dönmesi ile senkron bir biçimde gantry içine ilerlemekte ve çok kısa sürede hastadan bir çok kesit alınabilmektedir.

4.2.3. BT’nin Kullanım Alanları

Başlangıçta yalnızca kafa ve beyin taramalarında kullanılan BT daha sonra tüm vücut taramalarında kullanılmıştır.

Günümüzde ise BT’nin kullanım alanı her geçen gün artmaktadır. BT hastanelerde Radyoloji Bölümlerinin vazgeçilmez bir tanı koyma cihazı olmuştur. Ayrıca istendiğinde radyoterapi planlaması maksadıyla da kullanılabilir.

Genel olarak BT, kafa, boyun, göğüs, karın, pelvis ve vücudun diğer uzantılarının incelenmesi maksadıyla kullanılır. İncelenen bölgedeki anormallikleri daha iyi görebilmek maksadıyla bazı durumlarda Baryum ve Meglumine Diatrizoate içeren kontrast maddeler kullanılmaktadır.

1979 yılında “Society for Body Computed Tomography”; “American Journal of Roentgenology” de BT incelemesi yapılması gereken bölümler ve hastalıklar için yeni kurallar yayımlanmıştır.

Bunları konu başlıkları olarak aşağıdaki şekilde özetlemek mümkündür:

- Karaciğer ve safra sistemi
- Safra kesesi
- Dalak
- Pankreas
- Böbrekler ve adrenaller
- Retroperitoneum
- Omurga
- Pelvis
- Kollar ve bacaklar
- Göğüs bölgesi
- Kafa ve beyin incelemeleri
- Kalp ve kardiyolojik tetkikler
- Lymphoma

BT’lerde bu tetkiklerden kafa, beyin, karın vb. çok kullanılanlar için hazır protokollar mevcut olup radyoloji uzmanına büyük kolaylık sağlamaktadır.

4.3. BT'nin Matematiksel Temelleri

BT'de amaç, vücudun her bir tarafından (360 derece) geçen X-ışınlarının zayıflamasıyla orantılı olarak elde edilen izdüşümlerden vücudun kesit görüntüsünü elde etmektir. Görüntüyü matris biçiminde düşünecek olursak, bu matrisin (256 x 256 veya 512 x 512) elemanları vücudun istenilen kesitindeki dokuların soğurma katsayıları (μ) ile orantılı olacaktır (Şekil 4-10,11). Hesaplanan bu soğurma katsayılarının doku tipine göre normalize edilmiş değerleri Hounsfield birimi cinsinden Şekil 4-12'de gösterilmiştir. Görüntü yinelenmesi (reconstruction) maksadıyla birçok matematiksel yaklaşım kullanılmış olup burada, bu metodlardan önemli olanlardan bahsedilecektir.

4.3.1. Yaklaşımsal (İterative) Yöntemler

Bu yöntemde peş peşe yaklaşırmalar yapılarak matrisin elemanları basit matematiksel işlemlerle hesaplanır. Yaklaşımsal yöntemler arasında:

- Cebirsel Yineleme Tekniği (CYT), (Algebraic Reconstruction Technique)
- Yaklaşımsal En Küçük Kareler Tekniği (Iterative Least Square Technique)
- Aynı anlı Yaklaşımsal Yineleme Tekniği (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) sayılabilir.

Bu tekniklerden Cebirsel Yineleme Tekniğini (CYT) aşağıdaki şekilde özetlemek mümkündür (Şekil 4-13).

Bu yöntemde başlangıçta matrisin bütün elemanları sıfır kabul edilerek aşağıdaki denklem yardımı ile peş peşe yaklaşımlar yapılarak matrisin gerçek değerleri hesaplanır.

$$f_{ij}^{q+1} = f_{ij}^q + \frac{g_j - \sum_{i=1}^N f_{ij}^q}{N} \quad (4.1)$$

burada;

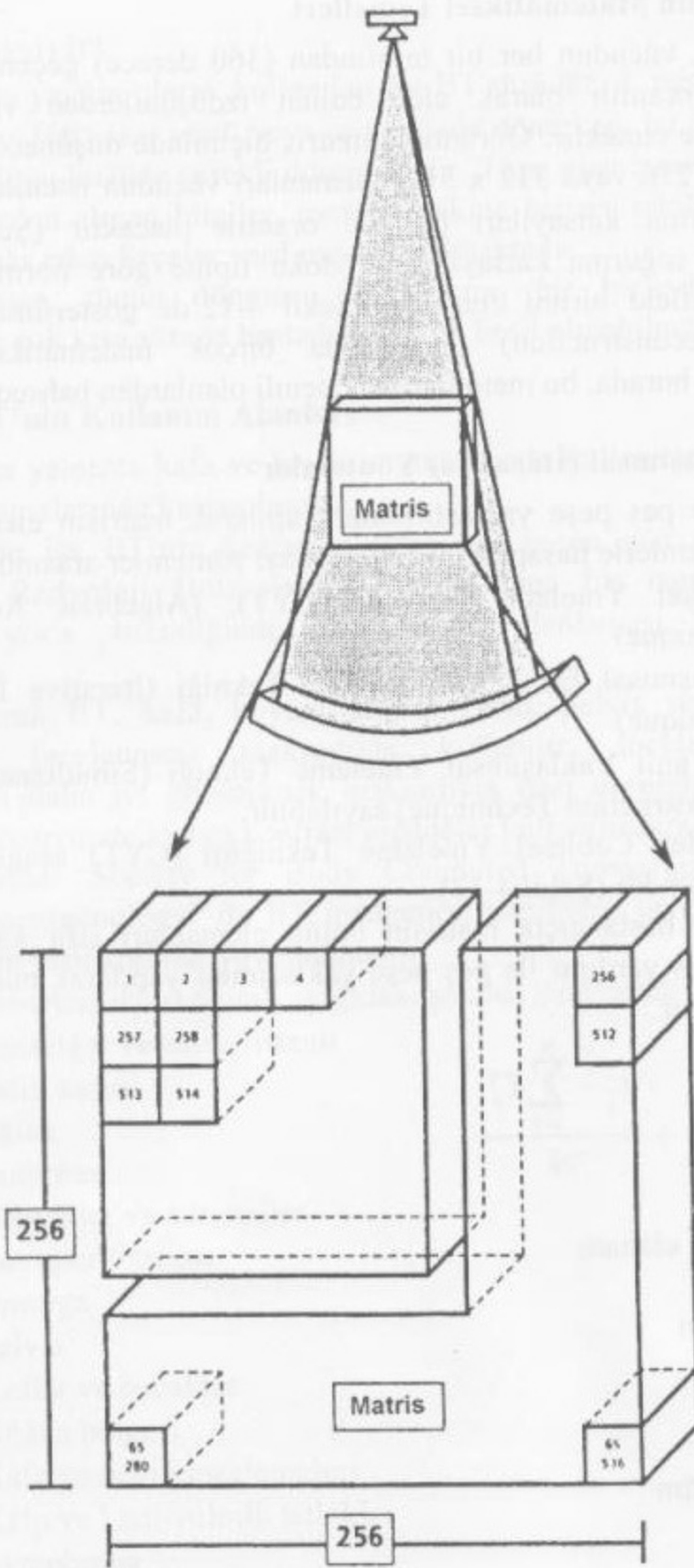
f_{ij} : Hesaplanacak eleman

q : Yaklaşım sayısı

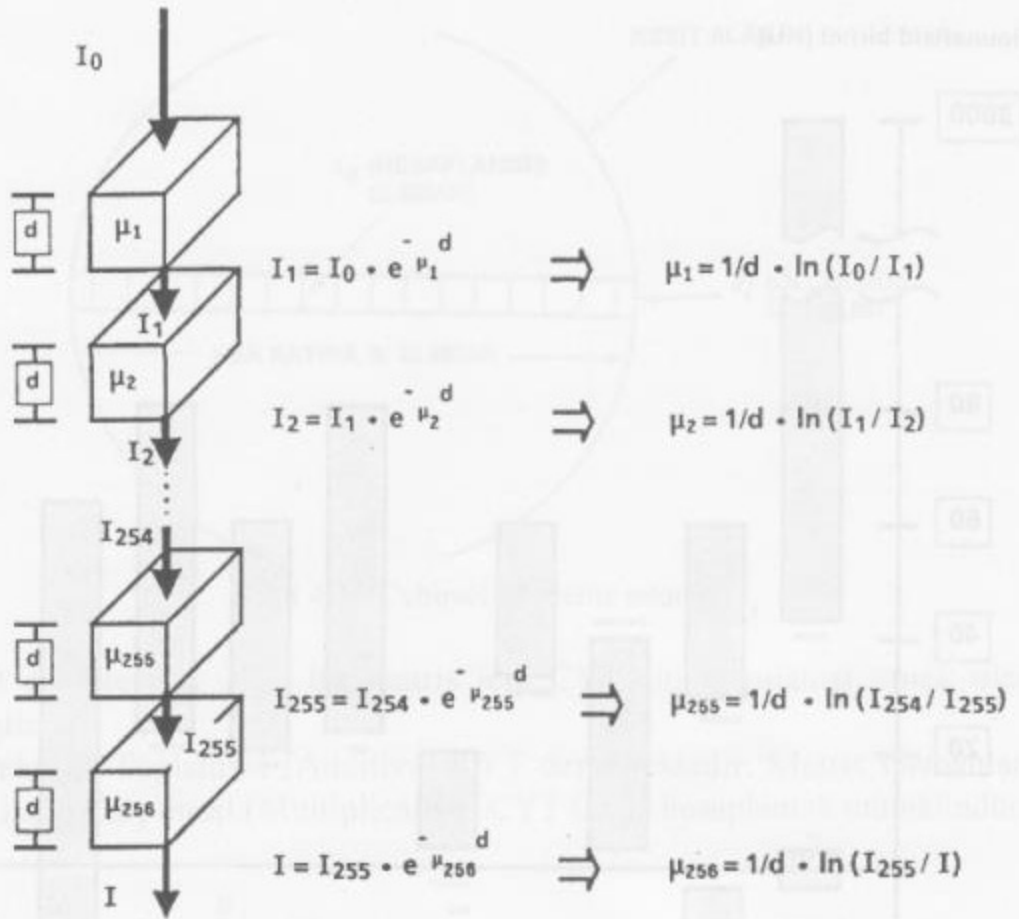
N : Eleman sayısı

g_j : Ölçülen izdüşüm

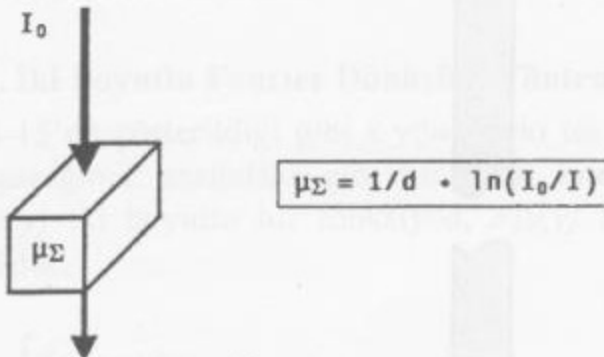
$\sum_{i=1}^N f_{ij}^q$: Yinelenen eleman değerlerinin toplamıdır.



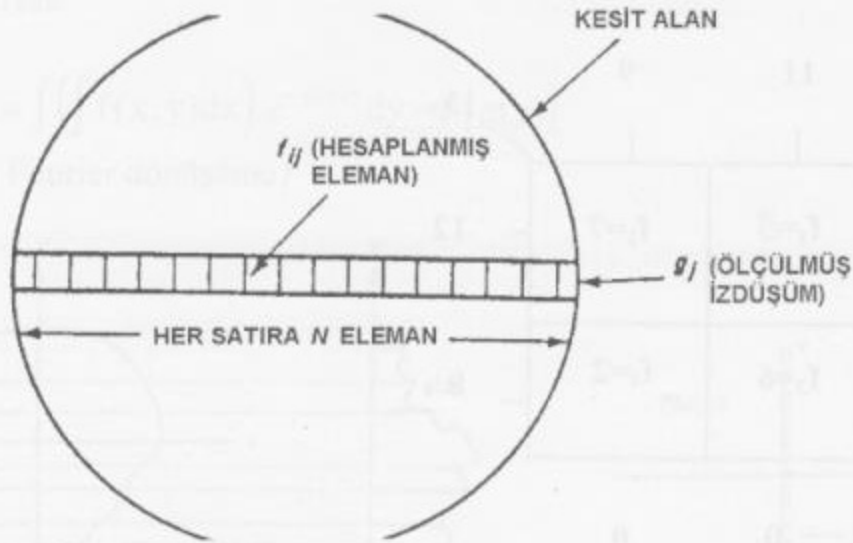
Şekil 4-10 Görüntünün matris biçiminde oluşturulması



$$\begin{aligned}
 \mu_{\Sigma} &= \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_{255} + \mu_{256} = \\
 &= 1/d \cdot \ln(I_0 / I_1) + 1/d \cdot \ln(I_1 / I_2) + \dots + 1/d \cdot \ln(I_{254} / I_{255}) + 1/d \cdot \ln(I_{255} / I) = \\
 &= 1/d \cdot (\ln(I_0 / I_1) + \ln(I_1 / I_2) + \dots + \ln(I_{254} / I_{255}) + \ln(I_{255} / I)) = \\
 &= 1/d \cdot \ln(I_0 / I)
 \end{aligned}$$



Şekil 4-11 Dokuların soğurma katsayılarının hesaplanması



Şekil 4-13 Cebirsel yineleme tekniği

Şekil 4-14'te 2 x 2'lik bir matris için CYT'nin uygulandığı örnek olarak verilmiştir.

Bu tekniğe Toplamsal (Additive) CYT denilmektedir. Matris elemanlarını aynı biçimde Çarpımsal (Multiplicative) CYT ile de hesaplamak mümkündür.

$$f = \frac{g_j}{\sum_{i=1}^N f_{ij}^q} f_{ij}^q$$

Bu yöntemlerin çok yavaş olması, peşpeşe birçok yaklaşım gerektirmesi ve hata payı kalması nedeniyle günümüzde bu yöntemlerden vazgeçilmiştir.

4.3.2. Analitik Yöntemler

4.3.2.1. İki Boyutlu Fourier Dönüşüm Yöntemi

Şekil 4-15'de gösterildiği gibi x yönündeki tek bir izdüşüm, Merkezi Kesit Teoremi gereğince aşağıdaki gibi bir çizgi integrali olarak tanımlanabilir. Burada $f(x,y)$ iki boyutlu bir fonksiyon, $F(u,v)$ ise onun 2 Boyutlu Fourier Dönüşümüdür.

$$g(y) = \int f(x,y) dx \quad (4.2)$$

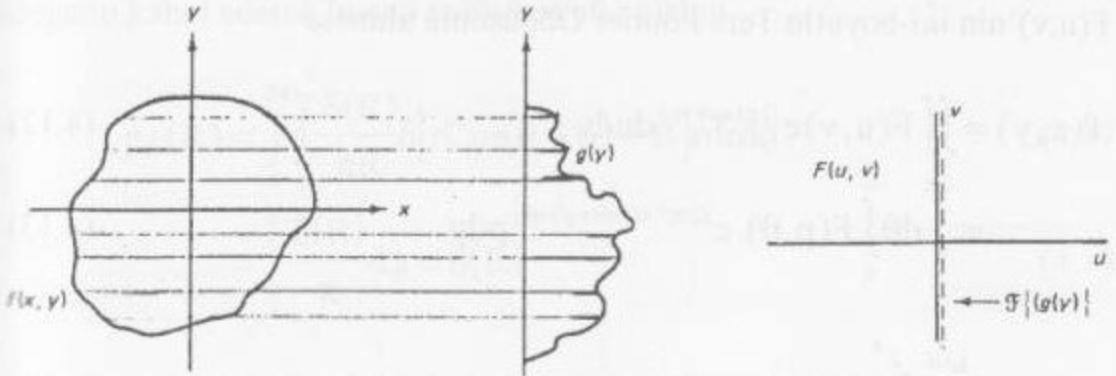
$f(x,y)$ 'nin Fourier Dönüşümü alınır

$$F(u,v) = \iint f(x,y) \cdot e^{-j2\pi[ux+vy]} dx dy \quad (4.3)$$

$u = 0$ alırsak

$$F(0, v) = \int \left(\int f(x, y) dx \right) \cdot e^{-j2\pi v y} dy = F\{g(y)\} \quad (4.4)$$

($g(y)$ nin Fourier dönüşümü)



Şekil 4-15 Merkezi Kesit Teoremi ve Fourier bölgesi gösterimi

Bu teoremi genelleştirerek Şekil 4-16'da gösterildiği gibi herhangi bir θ açısı ve R izdüşüm eksenini için uyguladığımızda aşağıdaki matematiksel formüllerle $F(u, v)$ 'nin Ters Fourier Dönüşümünü alarak $f(x, y)$ 'yi yani matris elemanlarının değerlerini elde etmek mümkündür.

θ ve R için izdüşüm (Şekil 4-16)

$$g_{\theta}(R) = \iint f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dx dy \quad (4.5)$$

$$= \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} f(r, \phi) \delta[r \cos(\theta - \phi) - R] \cdot r dr d\phi \quad (4.6)$$

$f(x, y)$ 'nin iki-boyutlu Fourier Dönüşümü alınır

$$F(u, v) = \iint f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (4.7)$$

Kutupsal Koordinatlarda $F(u, v) = F(p, \beta)$ ise,

burada $u = p \cos \beta$, $v = p \sin \beta$

$$F(p, \beta) = \iint f(x, y) e^{-j2\pi p(x \cos \beta + y \sin \beta)} dx dy \quad (4.8)$$

$$F(p, \beta) = \iiint f(x, y) \delta(x \cos \beta + y \sin \beta - R) \cdot e^{-j2\pi p R} dx dy dR \quad (4.9)$$

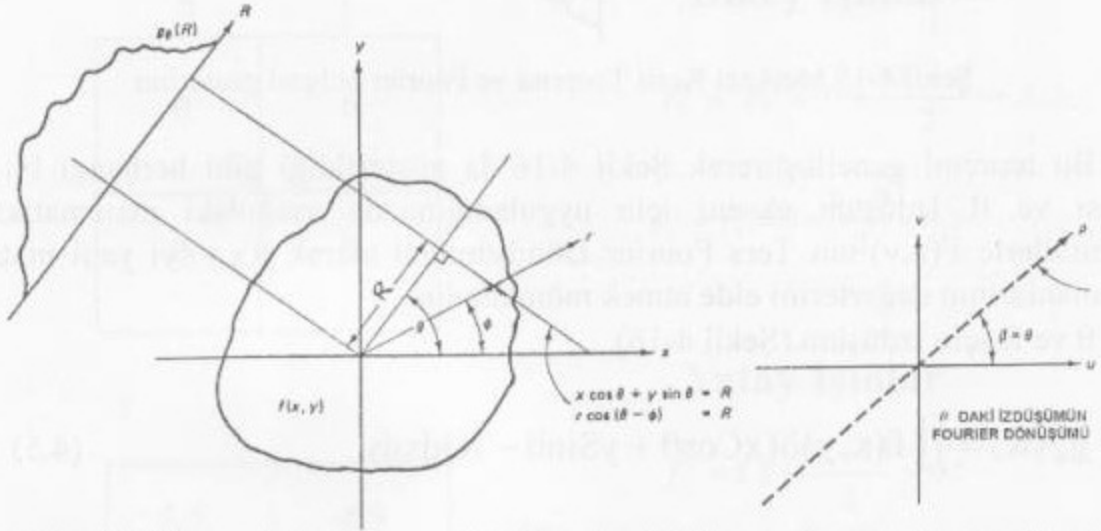
$$F(p, \beta) = \int g_{\beta}(R) e^{-j2\pi p R} dR \quad (4.10)$$

$$F(p, \beta) = \mathcal{F}_1 \{g_{\beta}(R)\} \quad (4.11)$$

$F(u, v)$ 'nin iki-boyutlu Ters Fourier Dönüşümü alınırsa

$$f(x, y) = \iint F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv \quad (4.12)$$

$$= \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^{\infty} F(p, \theta) \cdot e^{j2\pi p(x \cos \theta + y \sin \theta)} p dp \quad (4.13)$$



Şekil 4-16 İki boyutlu fonksiyonun izdüşümü ve iki boyutlu Fourier bölgesi gösterimi

4.3.2.2. Geri İzdüşüm (Back Projection) Yöntemi

BT'lerde İki-Boyutlu Fourier Dönüşüm Yönteminin birçok yaklaşımlar, koordinat dönüşümleri ve İki Boyutlu Ters Fourier Dönüşümü gerektirmesi nedeniyle yeni bir yöntem aranmış ve Geri İzdüşüm Yöntemi bulunmuştur. Şekil 4-17 bu yöntem yardımıyla görüntü oluşturulmasını göstermektedir. Aşağıda ise bu yöntemin matematiksel formülasyonu verilmiştir.

Bilinmeyen bir yoğunluk boyunca ölçülen bir izdüşümün ters izdüşümü

$$b_{\theta}(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR \quad (4.14)$$

Her yöndeki bu izdüşümleri toplarsak:

$$f_b(x, y) = \int_0^{\pi} b_{\theta}(x, y) d\theta \quad (4.15)$$

$$= \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR \quad (4.16)$$

Olaya tersten yaklaşacak olursak, yani merkezde bir delta fonksiyonu ($\delta(r)/\pi r$) olduğunu kabul ederek bunun izdüşümünü bulalım

$$g_{\theta}(R) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \frac{\delta(R)}{\pi R} \delta[r \cos(\theta - \phi) - R] r dr d\phi \quad (4.17)$$

$$= \int_0^{\pi} \frac{\delta(R)}{\pi} d\phi = \delta(R) \quad (4.18)$$

Yani merkezdeki bir delta fonksiyonunun izdüşümü $\delta(R)$ 'dir.
Bu delta fonksiyonunun geri izdüşümü dürtü tepkesini $h_b(r)$ verir.

$$h_b(r) = \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} \delta(R) \delta[r \cos(\theta - \phi) - R] dR \quad (4.19)$$

$$= \int_0^{\pi} \delta[r \cos(\theta - \phi)] d\phi \quad \theta = \frac{\pi}{2} + \phi \quad \text{de}$$

$$= \frac{1}{r} \quad \text{bulunur.}$$

Buradan, geri izdüşümden, görüntüyü yeniden oluşturabiliriz.

$$f_b(x, y) = f(x, y) * * \frac{1}{r} \quad (\text{iki boyutlu katlanma}) \quad (4.20)$$

$$F_b(p, \theta) = \frac{F(p, \theta)}{p} \quad (4.21)$$

Burada $\frac{1}{r}$ 'ye "hayal etkisi" (blurring effect) denir ve görüntüye olan etkisi

Şekil 4-17'de oluşturulan görüntüde açıkça görülmektedir. Burada merkezde bir daire çıkması gerekirken etrafında gölgeler oluşmaktadır.

4.4. BT'de Karşılaşılan Sorunlar

4.4.1. BT'nin Kısıtlamaları

Günümüzde yaygın olarak kullanılmasına rağmen BT'nin bir takım kısıtlamaları mevcuttur.

Bunların içinde en önemli olanı tarama esnasında hastanın almış olduğu radyasyondur. Bir BT taraması esnasında hasta, normal bir röntgen filmi çekimi esnasında aldığı dozdan ortalama 10 kat daha fazla radyasyona maruz kalır.

BT'lerde hataları düzeltmek için (demet güçlendirme, geometrik hatalar, hareket hataları, dedektör hataları, vb.) bazı matematiksel işlemlere ve kalibrasyon ölçümlerine gerek duyulduğundan işlem hızında azalmalar olur.

Ayrıca BT'den elde edilen görüntüler dokuların yalnızca anatomik yapıları hakkında bilgi verdiğinden bazı hastalıkların teşhisinde sistem yetersiz kalmaktadır.

Günümüzde BT'nin bu dezavantajlarını ortadan kaldıran Manyetik Rezonans (MR) sistemi geliştirilmiştir. Ancak teşhiste her iki cihazın kullanımı yeri farklı olduğundan MR'ın, BT'nin yerini alacağı düşünülemez.

4.4.2. X-ışınının Biyolojik Etkileri

X-ışınlarının vücut hücreleri üzerindeki zararlı etkileri uzun zamanda bilinmektedir. Bu etkiler, doğrudan doz alan şahısta kısa veya uzun sürede görülebileceği gibi, birkaç nesil ileride de görülebilir. X-ışınının biyolojik etkileri, Bölüm 2.10'da ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

İnsan vücudunun büyük bir bölümü (H_2O)'dan meydana gelmektedir. X-ışın suyun iyonlaşmasına (Hidrojen Peroksit) sebep olmaktadır. Bilindiği gibi Hidrojen Peroksit insan vücudu için son derece zararlı ve zehirli bir maddedir.

Alınan yüksek dozdaki radyasyon ileride lösemi ve kansere neden olabilmektedir.

X-ışınları, bedensel yararlanmalara yol açmasının yanı sıra hücrelerin kromozom yapılarını bozarak gelecek nesillerin sakat doğmasına neden olmaktadır.

Aşırı yüksek dozda alınan X-ışını toplu ölümlere neden olabilmektedir.

Normal bir BT taraması sırasında alınan radyasyon miktarı müsaade edilen sınırlar içerisindedir.

4.5. Sonuç

Tıpta, diğer bilim dallarında olduğu gibi fayda maliyet analizi yapmak sonuçta insan sağlığını ilgilendirdiği için, kolay olmayıp çok ayrıntılı düşünmeyi gerektirir.

Diğer taraftan, tıbbi sistemlerin maliyetleri, işletme ve bakım onarım giderleri hastanelere büyük mali yükler getirdiğinden bu sistemlerin yaygın olarak kullanımı mümkün olamamaktadır.