

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi, 1972 yılında klinikte kullanılmaya başlanmıştır. Yüksek kalitede kesitsel görüntüler ile ilgi çekmiştir.

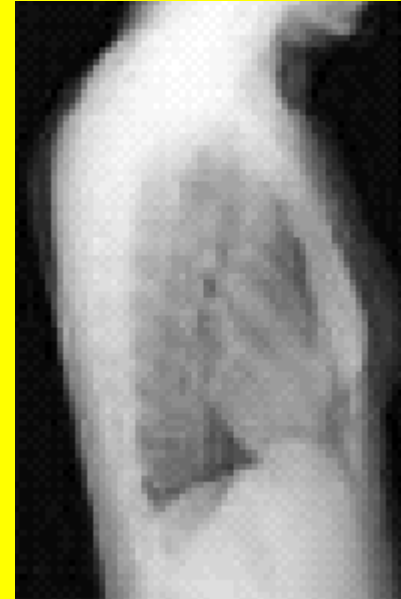
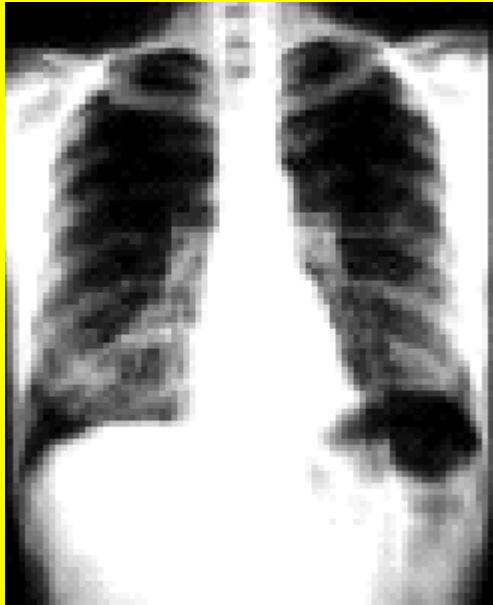
Konvensiyonel sistemlerden büyük farkı dokuların görüntülerinin üst üste binmemiş olmasıdır.

Bu yeni tekniğin avantajı, verdiği yüksek doza karşılık, yumuşak dokuların daha iyi görüntülenmesini sağlayan yüksek düşük kontrast ayırma gücüdür.



Konvansiyonel Radyoloji

Üç Boyutlu anatomik yapıların iki boyutlu görüntüleri elde edilir

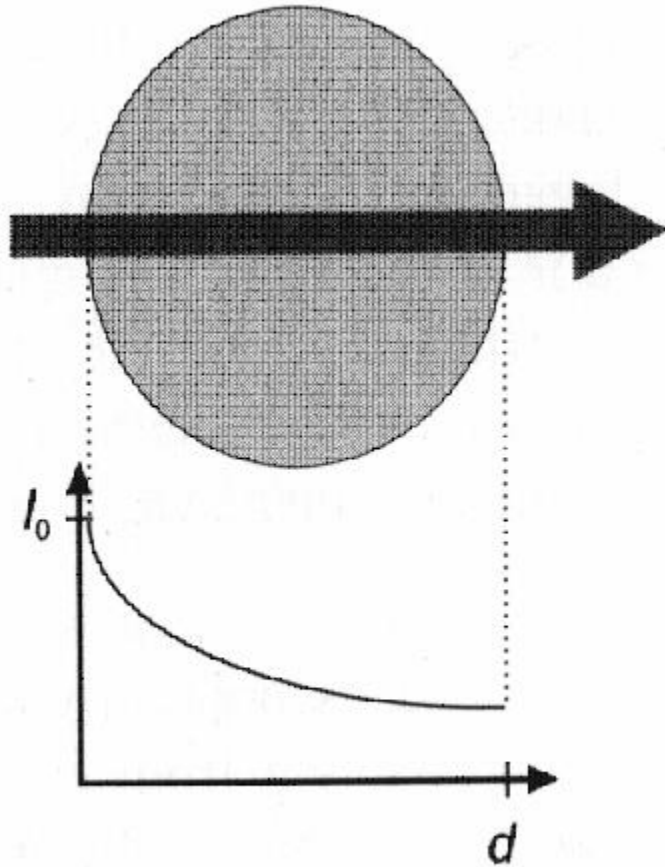


PROBLEM!

- Ayırma gücü > 5 çç/mm
- Görüntü toplama süresi $\ll 1$ saniye
- Doku görüntüleri üst üste biner
- Yüksek saçılmaya bağlı düşük kontrast

Foton Azalımı

Homojen Obje, Monokromatik X-ışın Demeti



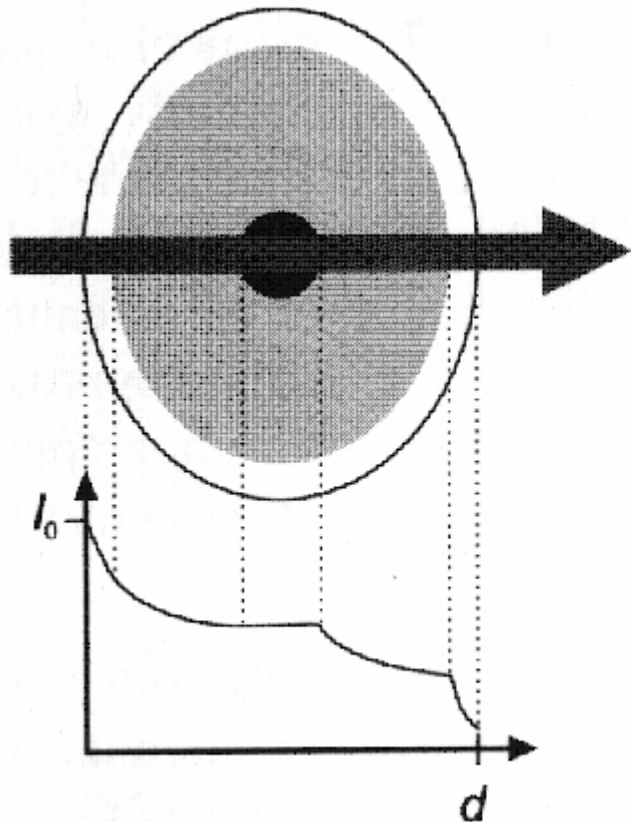
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

Foton Azalımı

Homojen olmayan Obje, Monokromatik X-ışın Demeti



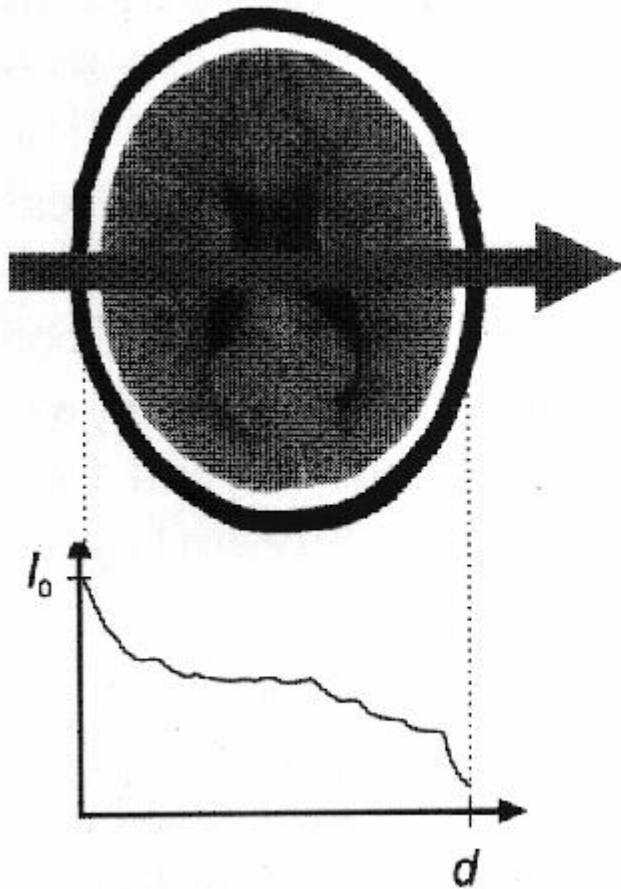
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots} =$$
$$= I_0 \cdot e^{-\left[\sum_{i=1}^n \mu_i d_i\right]} = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu ds}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i d_i$$

$$\mu_i = ?$$

Foton Azalımı

Homojen olmayan Obje, Polikromatik X-ışın Demeti

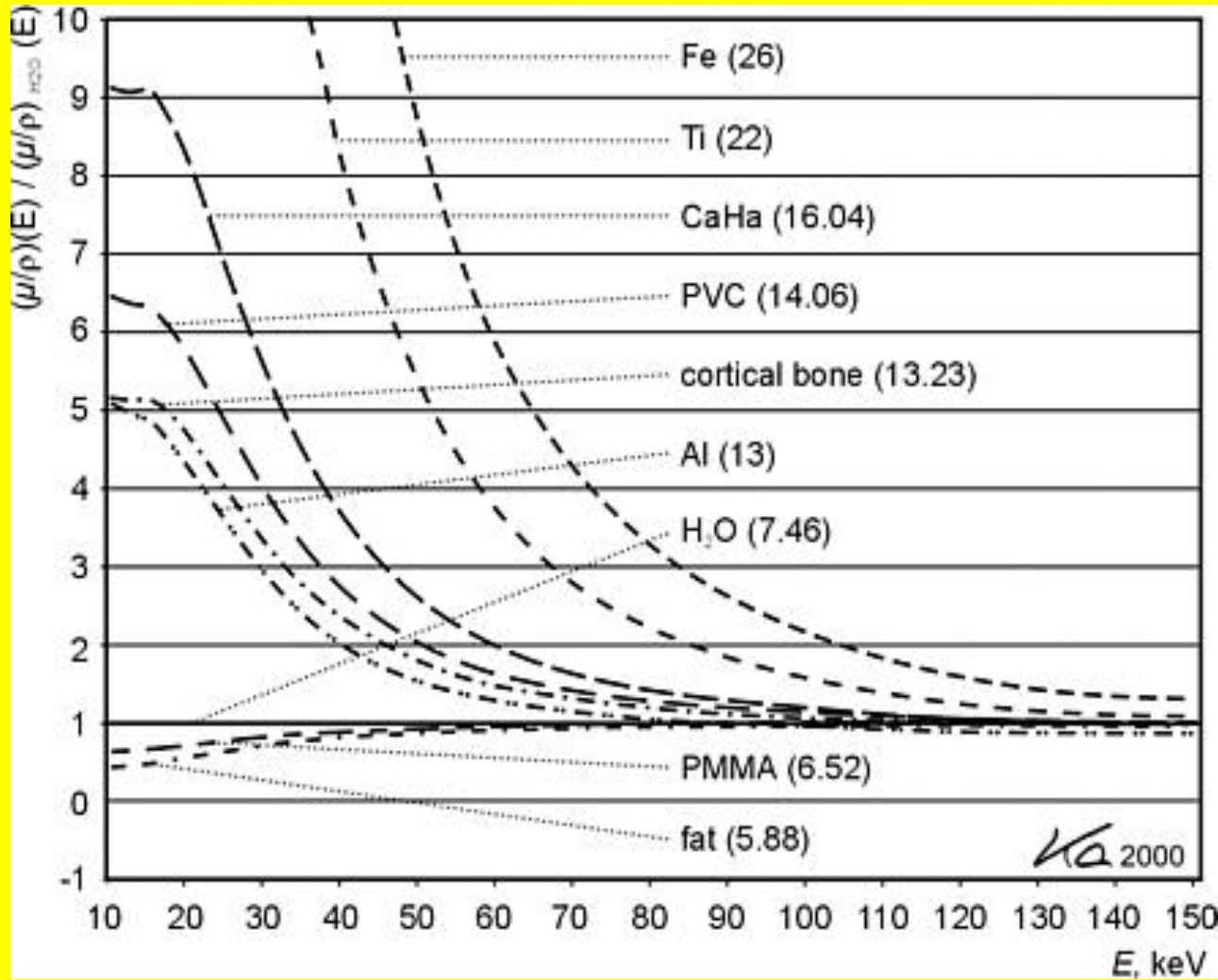


$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$

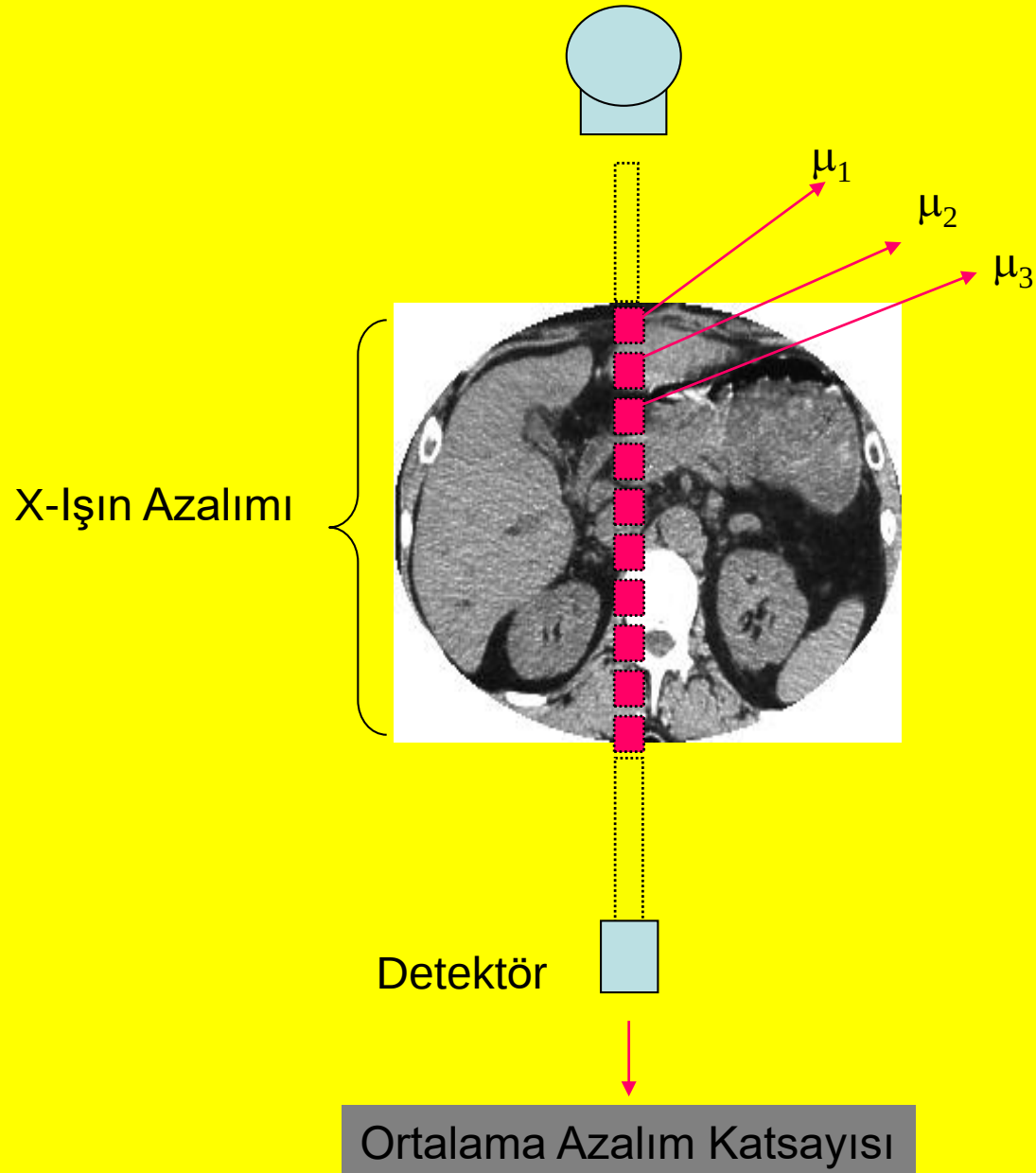
$$\mu(x, y) = ?$$

FARKLI MATERYALLERİN SUYA GÖRE RÖLATİF KÜTLE AZALIM KATSAYILARI



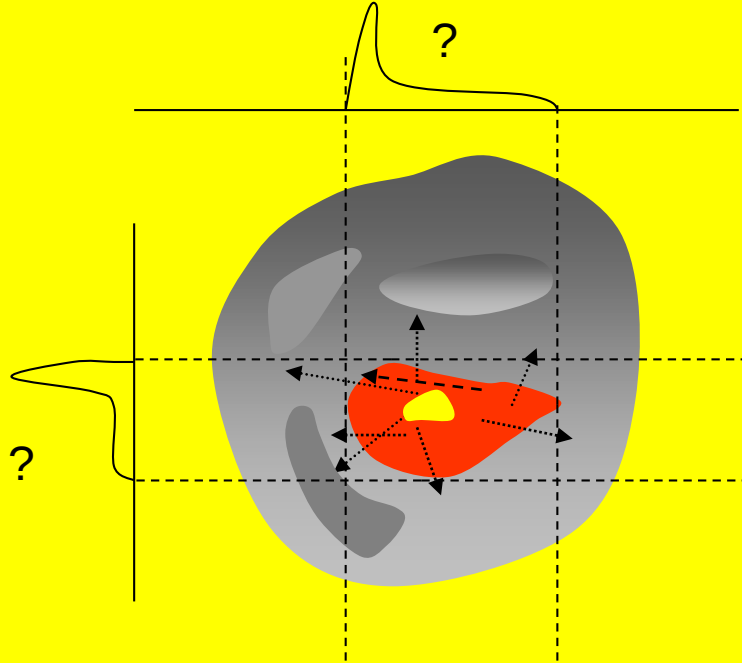
Yüksek enerji bölgesinde kontrast yoğunluk farkları ile domine edilir

X-Işın Görüntüleme Tekniklerinde ne Ölçülüyor?



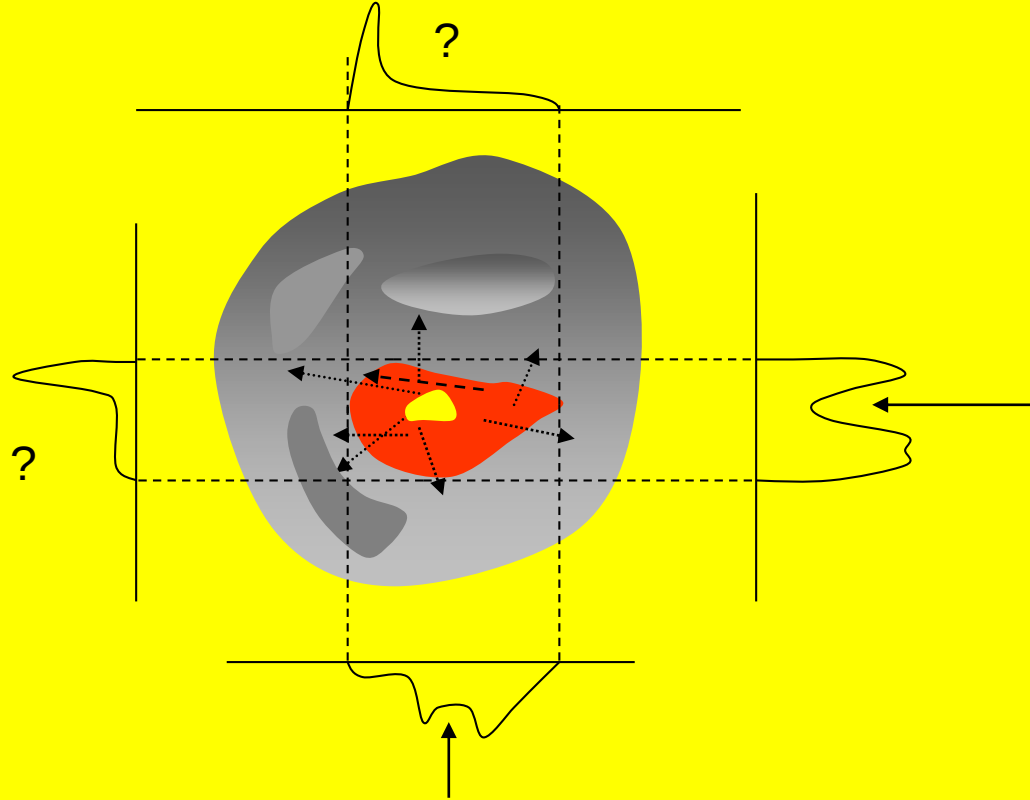
Tomografik Görüntüleme Nedir?

Planer Görüntüler



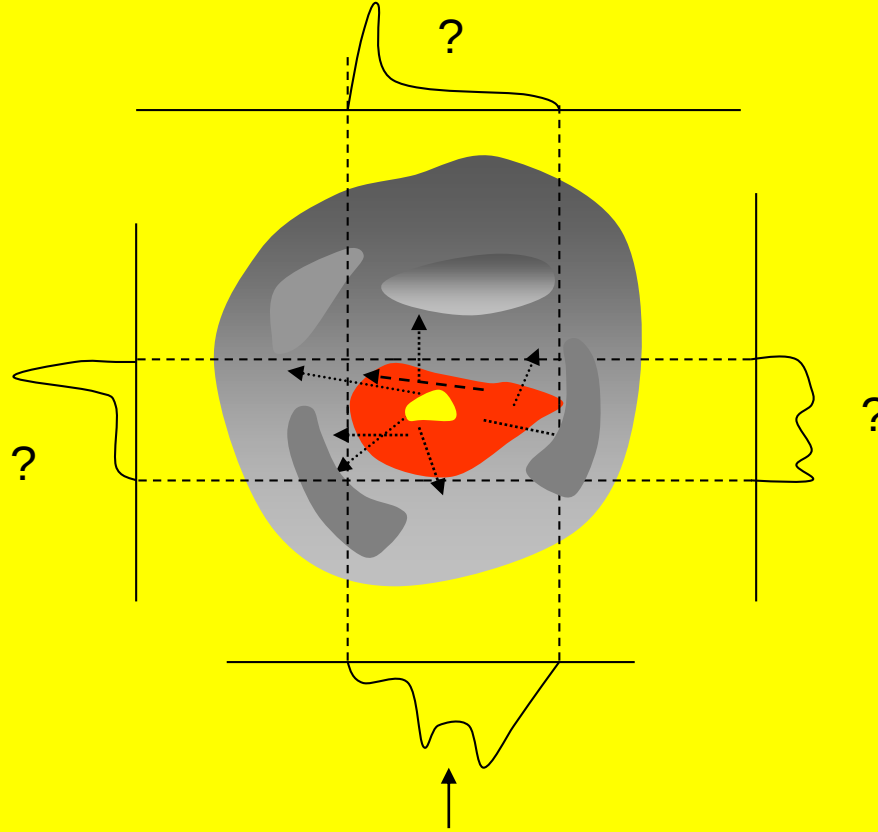
Organ derinliklerinde lezyonların dedeksiyonu

Planer Görüntüler



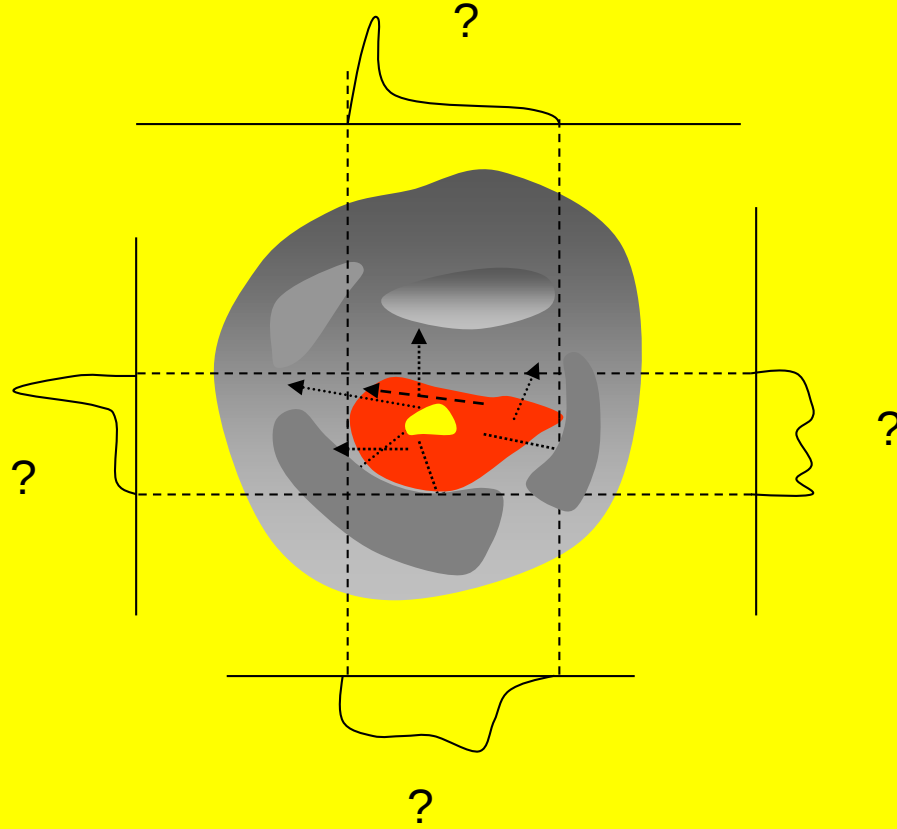
Organ derinliklerinde lezyonların dedeksiyonu

Planer Görüntüler



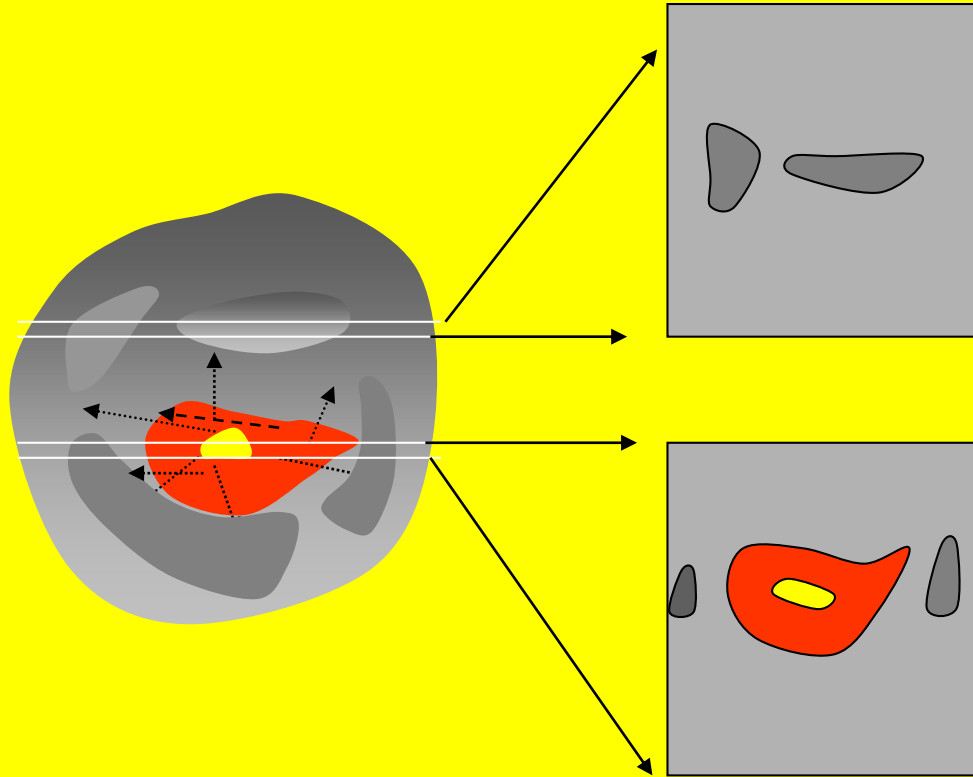
Organ derinliklerinde lezyonların dedeksiyonu

Planer Görüntüler



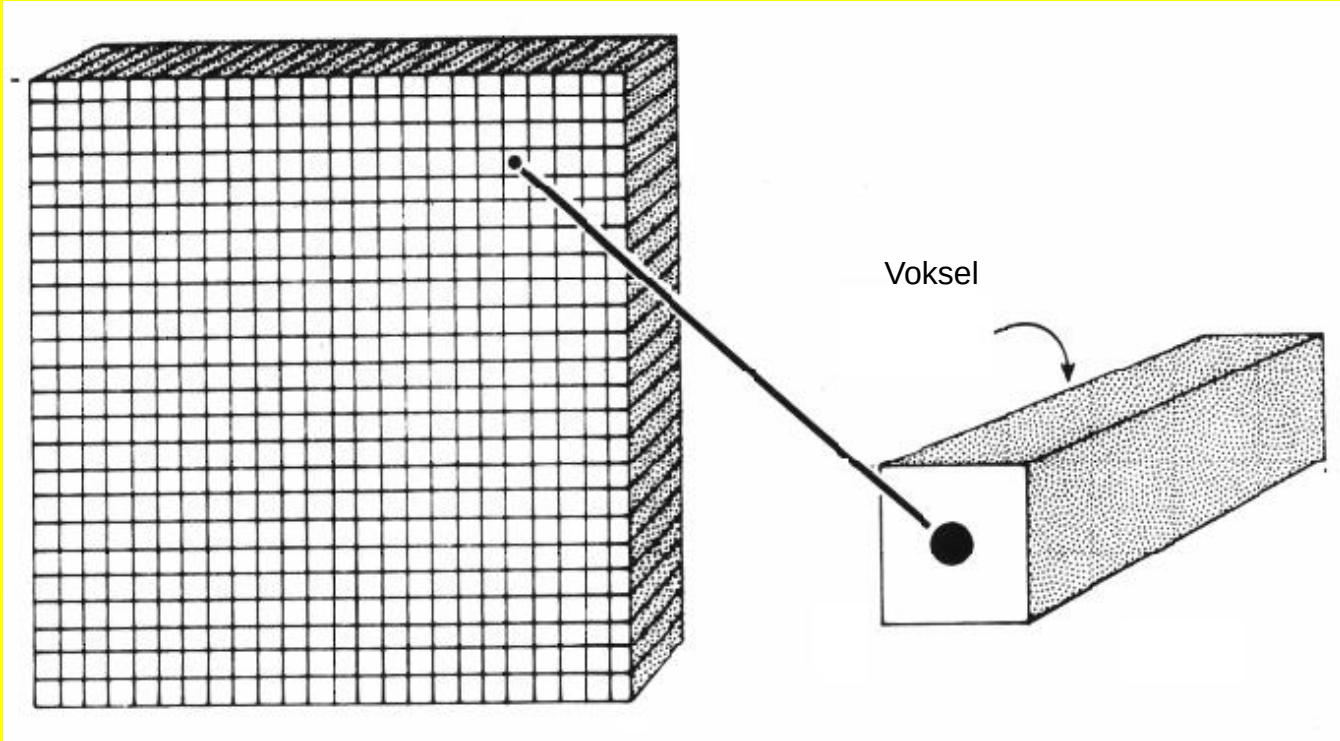
Organ derinliklerinde lezyonların dedeksiyonu

Tomografik Kesitlerin Elde Edilmesi

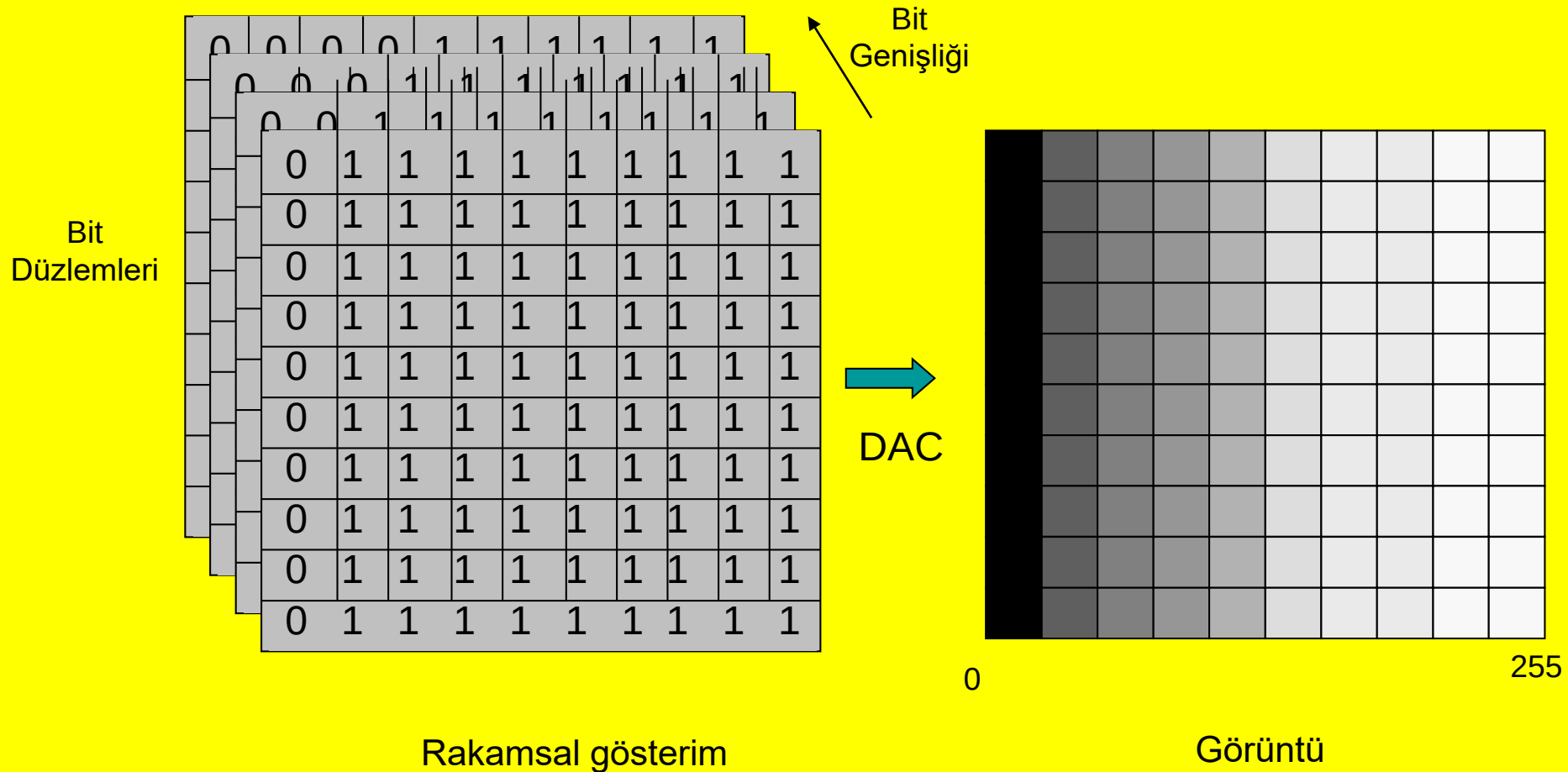


Dijital Görüntü nedir?

Görüntü Matrisi



Rakamsal görüntünün gri seviyelere dönüşümü



Dijital Görüntünün HU Numaralarına Çevrilmesi

Hafızadaki Görüntü

0	0	0	0	0	0	0	0
0	33	20	0	65	53	32	0
1	90	32	13	44	24	31	0
0	50	52	67	77	98	14	0
0	23	81	3	54	53	11	10
0	22	42	3	70	74	51	0
0	34	21	71	62	41	30	7
0	0	21	0	0	0	0	0

μ Değerleri



CT #
Skalası

Gray
Scale

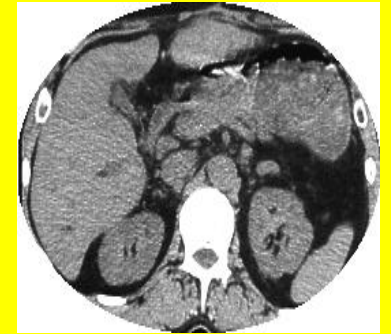
+1000

Pencere

-1000

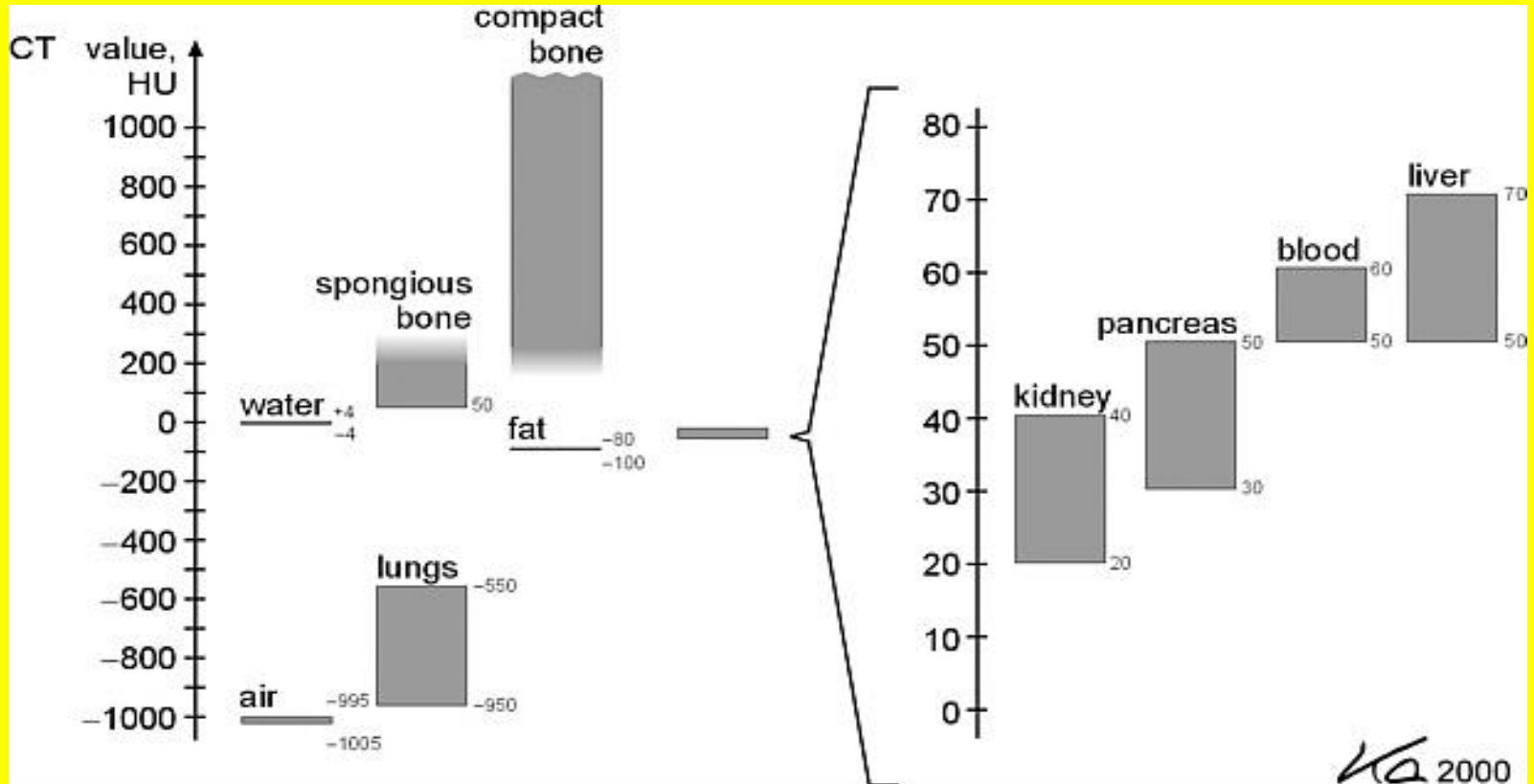


Görüntü



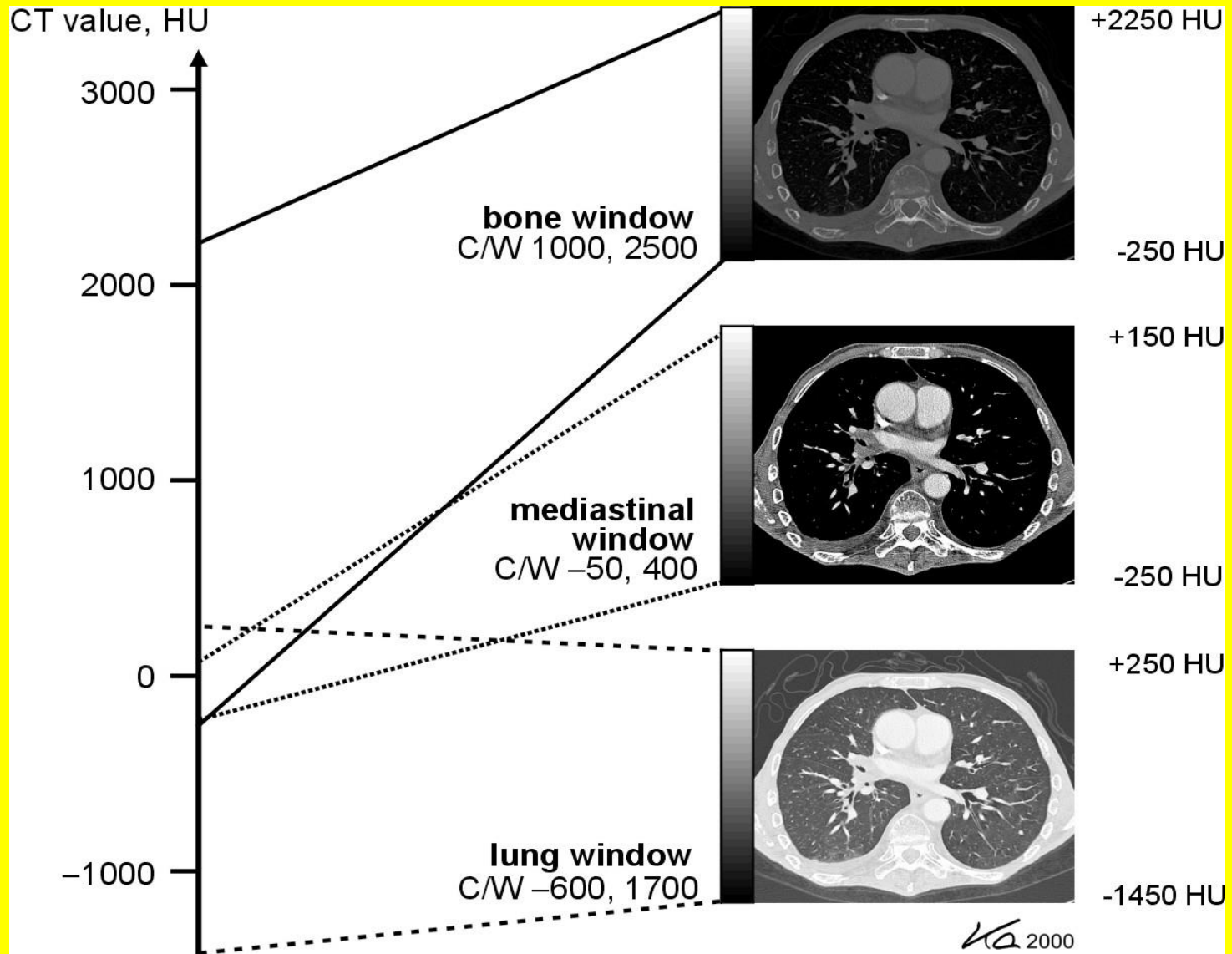
$$\text{CT numarası (HU)} = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} * 1000$$

HOUNSFIELD Skalası



CT numaraları, her hacim elemanında, doku azalım katsayılarını suyun azalım katsayısına göre rölatif olarak karakterize eder

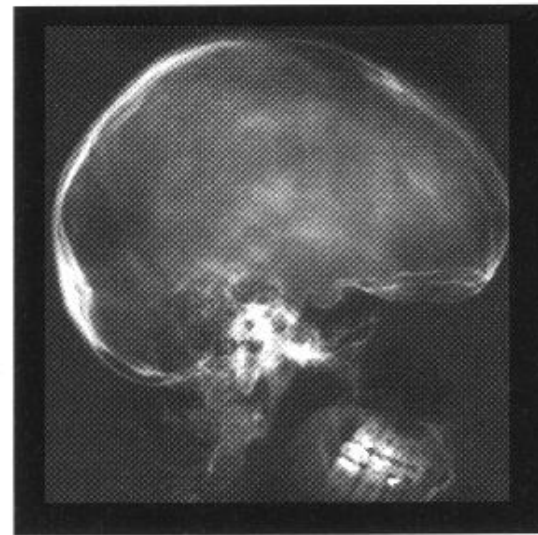
PENCERE İŞLEMİ



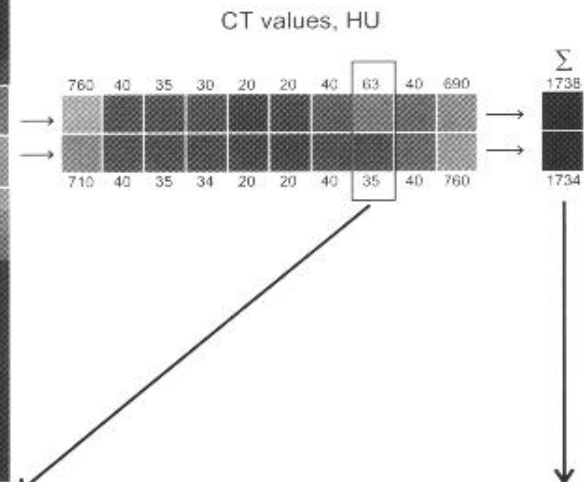
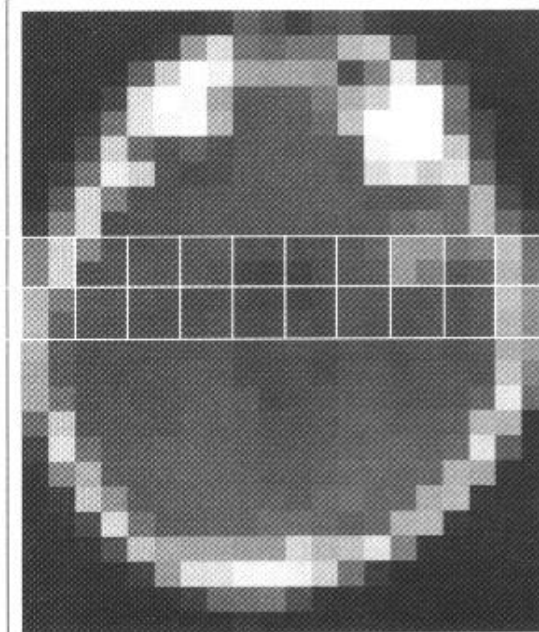
BT'de niçin daha fazla kontrast elde edilir?



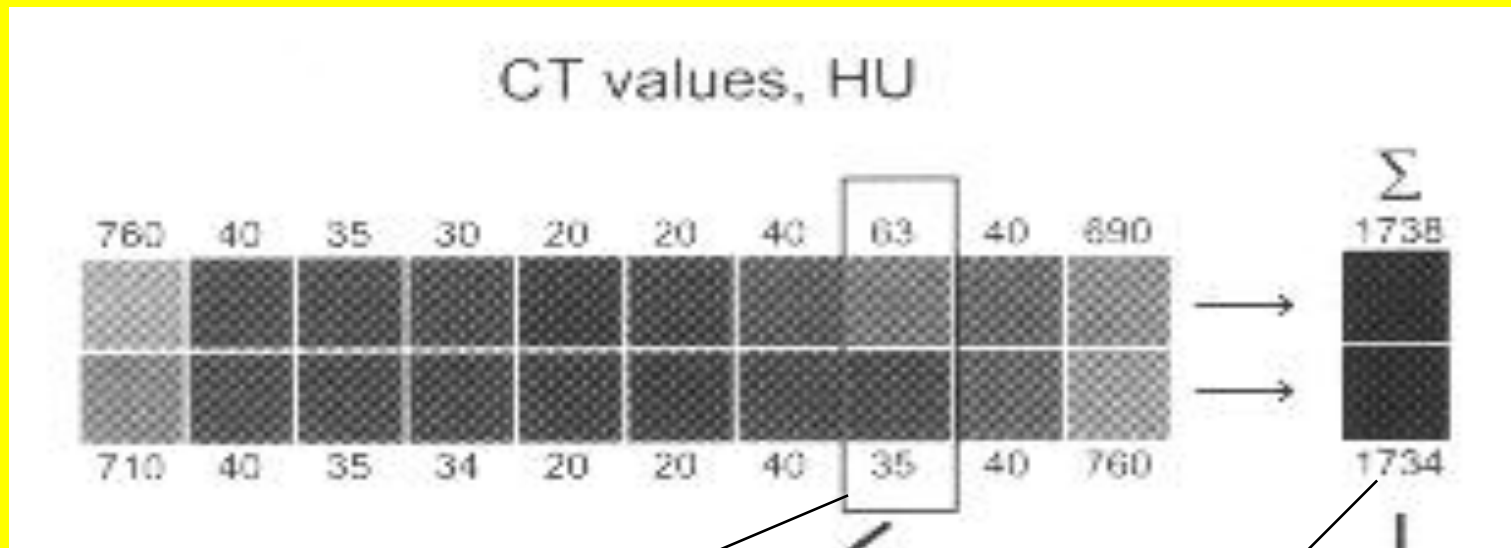
a)



b)



BT'de niçin daha fazla kontrast elde edilir?



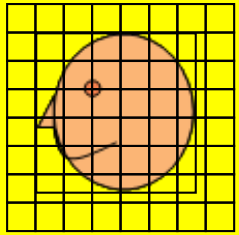
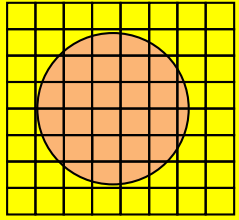
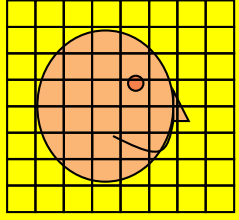
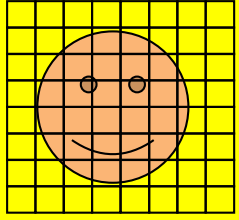
$$\begin{aligned}\text{Kontrast} &= (I_1 - I_2) / (I_1 + I_2) \\ &= (63 - 35) / (63 + 35) \\ &= \%28\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Kontrast} &= (I_1 - I_2) / (I_1 + I_2) \\ &= (1738 - 1734) / (1738 + 1734) \\ &= \%0.11\end{aligned}$$

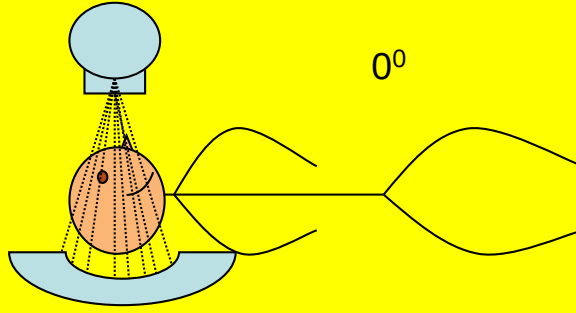
Kesit Görüntülerinin elde edilmesi

Filtre Geriye projeksiyon Tekniđi

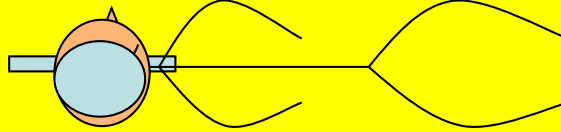
Projeksiyon Bilgilerinin Toplanması ve Geri Yansıtılması



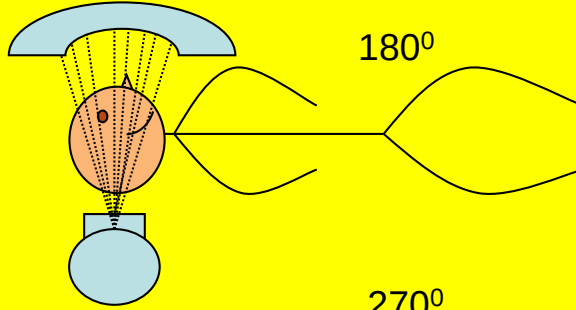
Projeksiyonların Toplanması



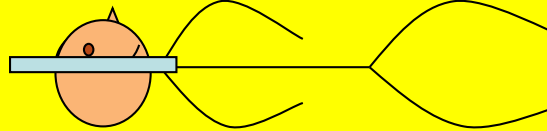
0°



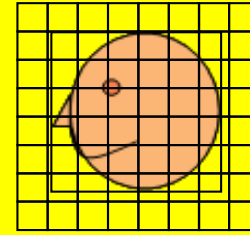
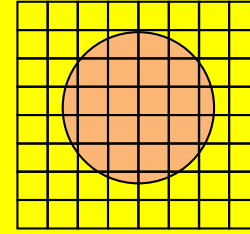
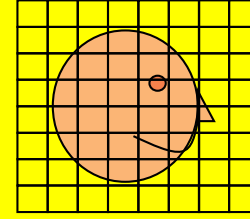
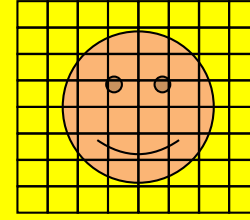
90°



180°

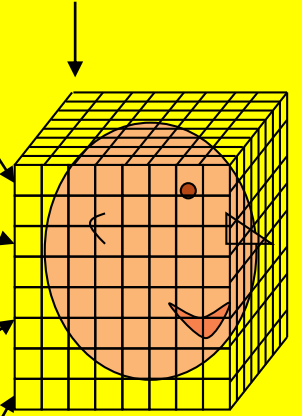


270°

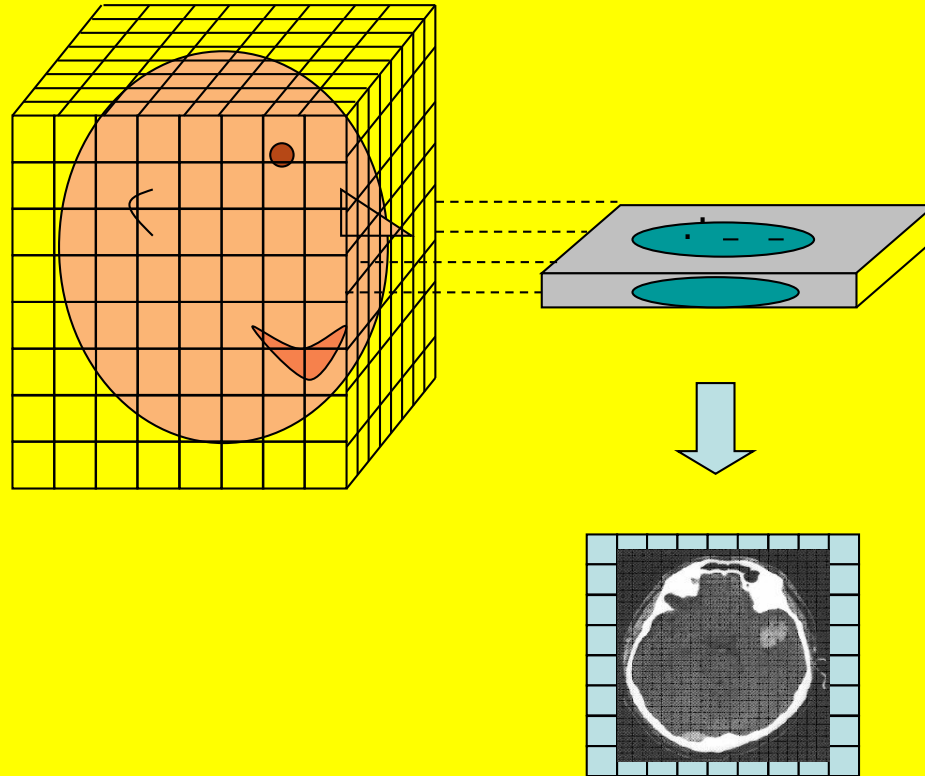


Projeksiyonların Geri yansıtılması

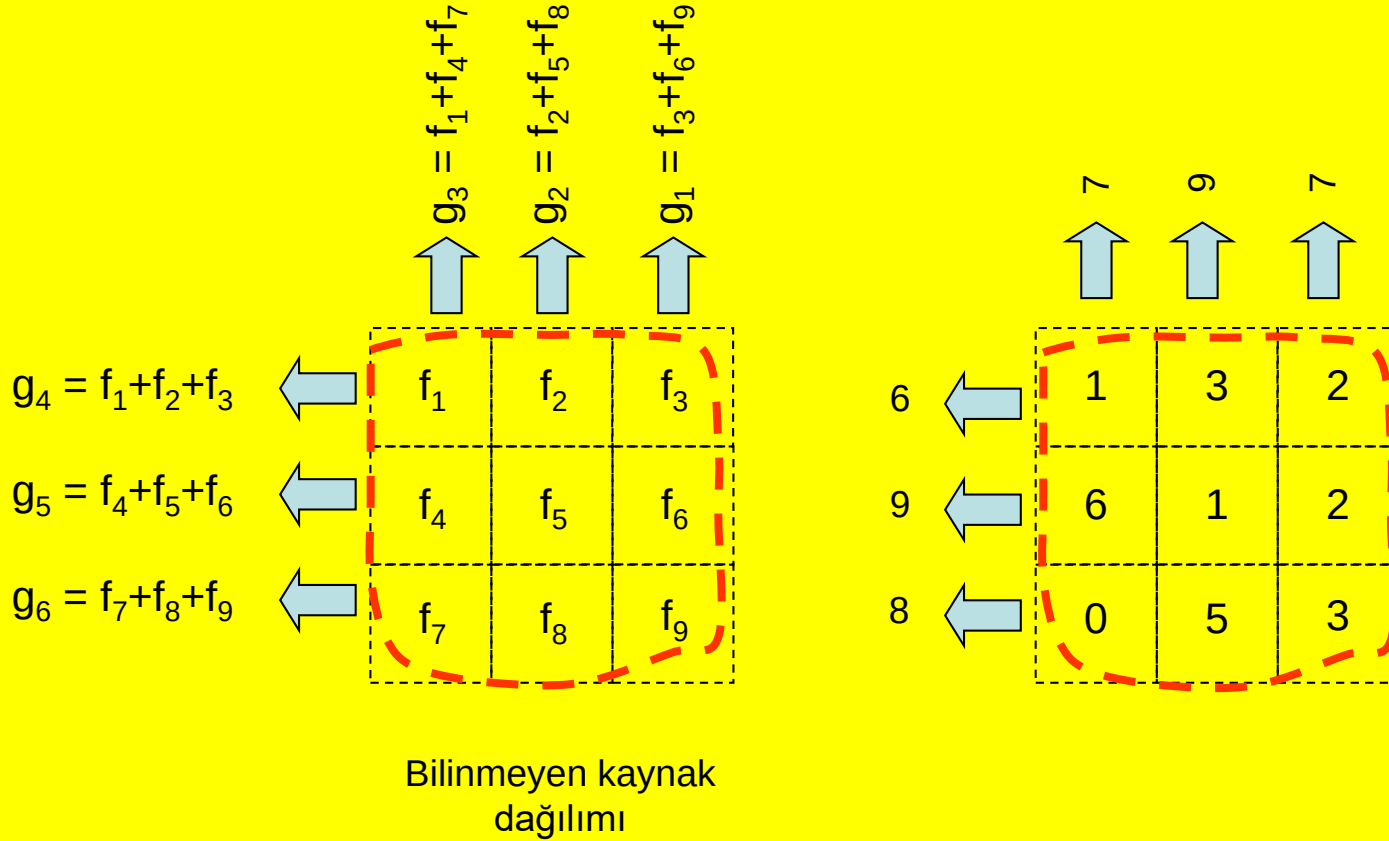
Kesit görüntülerinin elde
Edileceği matriks



Tomografik Kesitleri elde edilmesi



Projeksiyonun prensipleri



0° ve 90° açılarda 3x3 piksellik kesitten alınmış projeksiyonlar.
Her **g** ışını bu ışının geçtiği piksellerdeki sayımların toplamıdır.

Geriye Projeksiyon Prensipli

	g_3	g_2	g_1
			
g_4 	$\frac{g_3+g_4}{2}$	$\frac{g_2+g_4}{2}$	$\frac{g_1+g_4}{2}$
g_5 	$\frac{g_3+g_5}{2}$	$\frac{g_2+g_5}{2}$	$\frac{g_1+g_5}{2}$
g_6 	$\frac{g_3+g_6}{2}$	$\frac{g_2+g_6}{2}$	$\frac{g_1+g_6}{2}$

	7	9	7
			
6 	6.5	7.5	6.5
9 	8	9	8
8 	7.5	8.5	7.5

Kesit görüntülerinin elde
edileceği matris

Her piksel, üzerinden geçen ışınların değerlerini alır ve toplam ışın sayısına bölünür

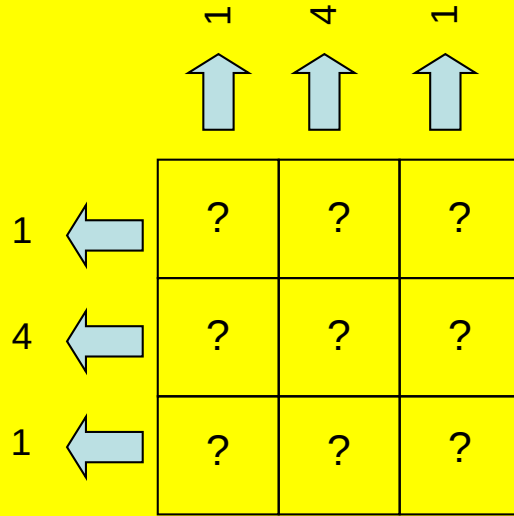
Geriye Projeksiyon Prensipleri

	6	4	7
	↑	↑	↑
7 ←	2	0	5
8 ←	4	3	1
2 ←	0	1	1

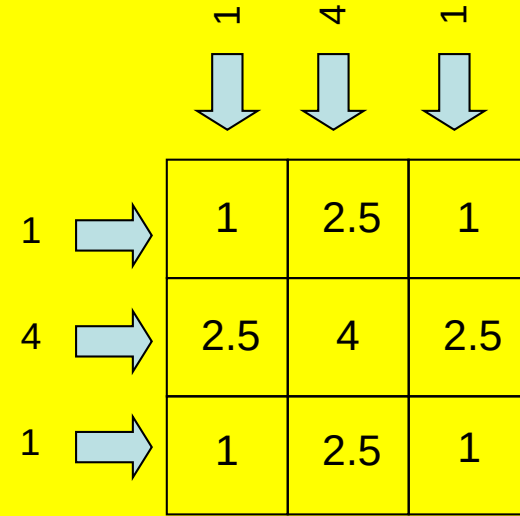
	6	4	7
	↑	↑	↑
3 ←	1	0	2
9 ←	5	4	0
5 ←	0	0	5

0^0 de aynı projeksiyon değerlerini veren iki görüntü farklı olabilir;
Yeterli sayıda projeksiyon toplanmalıdır

Geriye Projeksiyon tarafından oluşturulan Yıldız Artefakt



Projeksiyonlar



Geriye Projeksiyonlar



0	1	0
1	2	1
0	1	0

Orijinal kesit görüntüsü

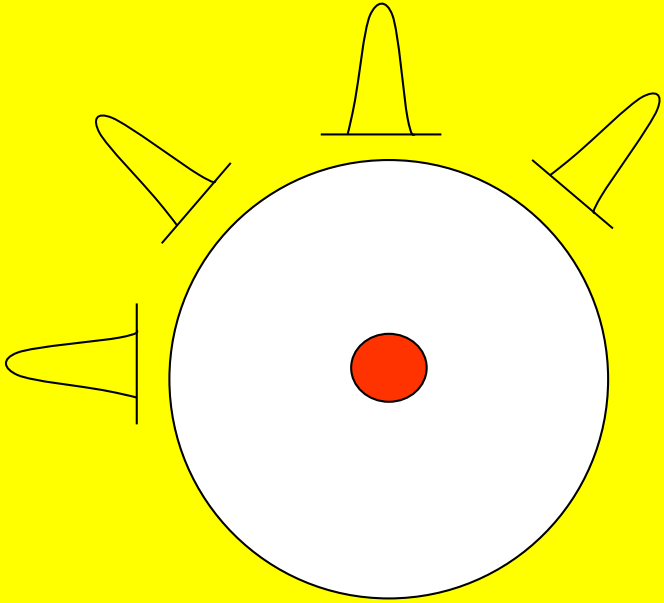
Farklar

1 0.75

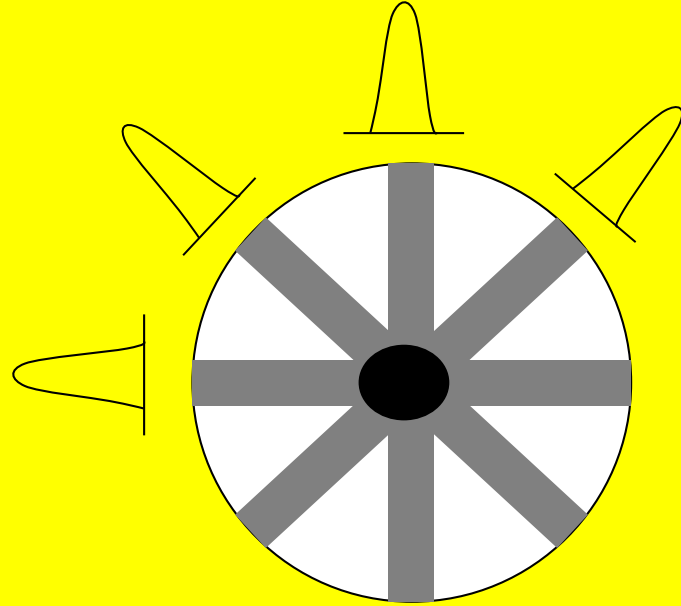
0.5	1.25	0.5
1.25	2	1.25
0.5	1.25	0.5

Maksimum sayıma normalize edilmiş
Geriye Projeksiyonlar

Nokta kaynağın Projeksiyonları ve Geriye projeksiyonlar

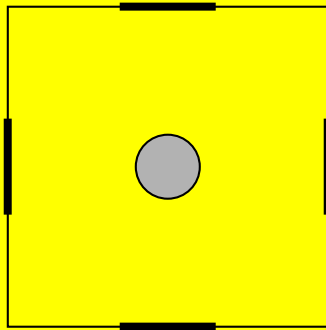
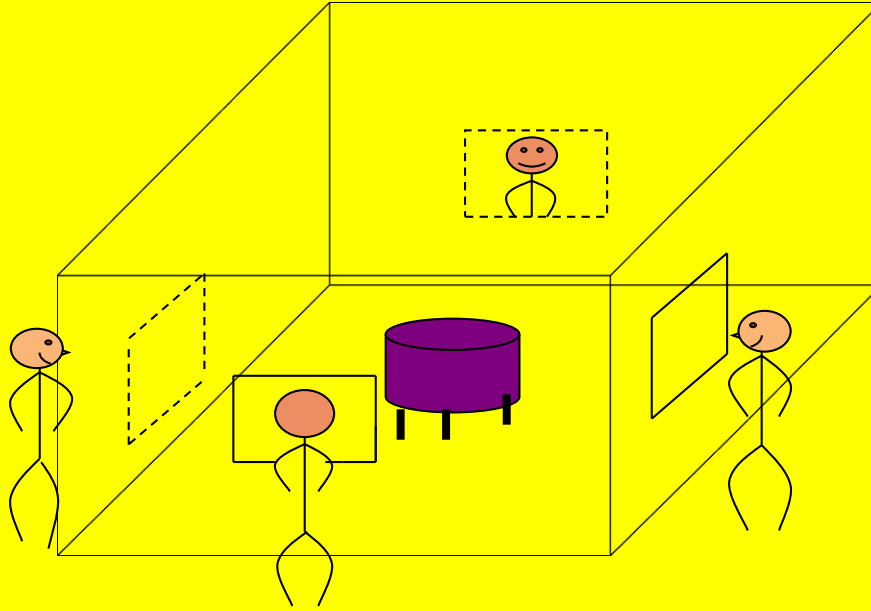


Dört açıda elde edilen projeksiyonlar

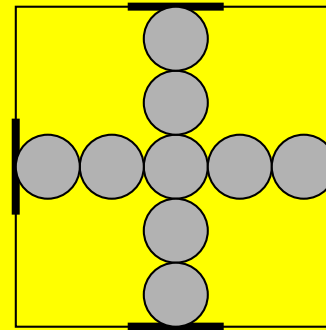


Geriye projeksiyonlar ve Yıldız etkisinin oluşumu

Geriye Projeksiyon !!!!!

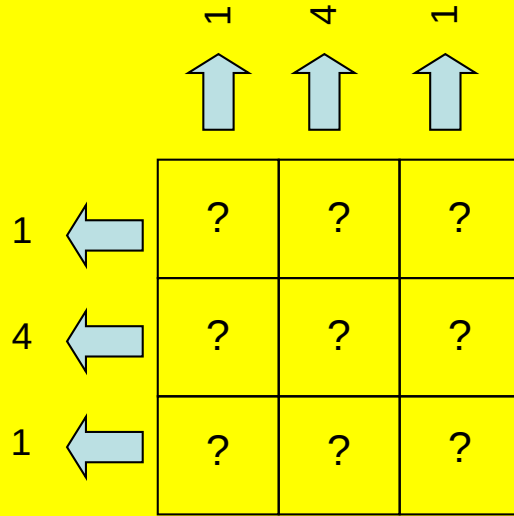


İnsan Beyni



Bilgisayar Beyni

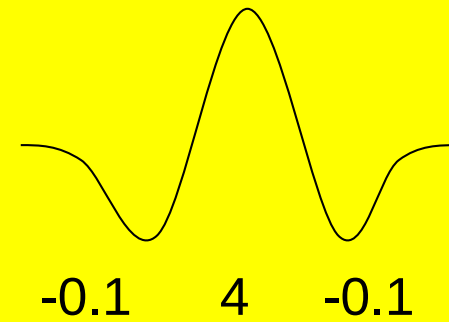
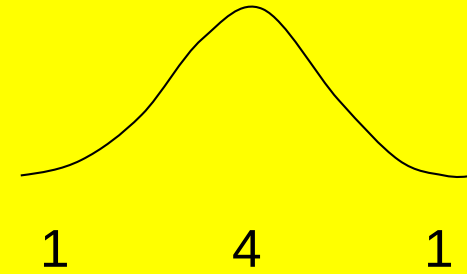
Filtre Edilmiş Geriye Projeksiyon Prensipleri



Projeksiyonlar

0	1	0
1	2	1
0	1	0

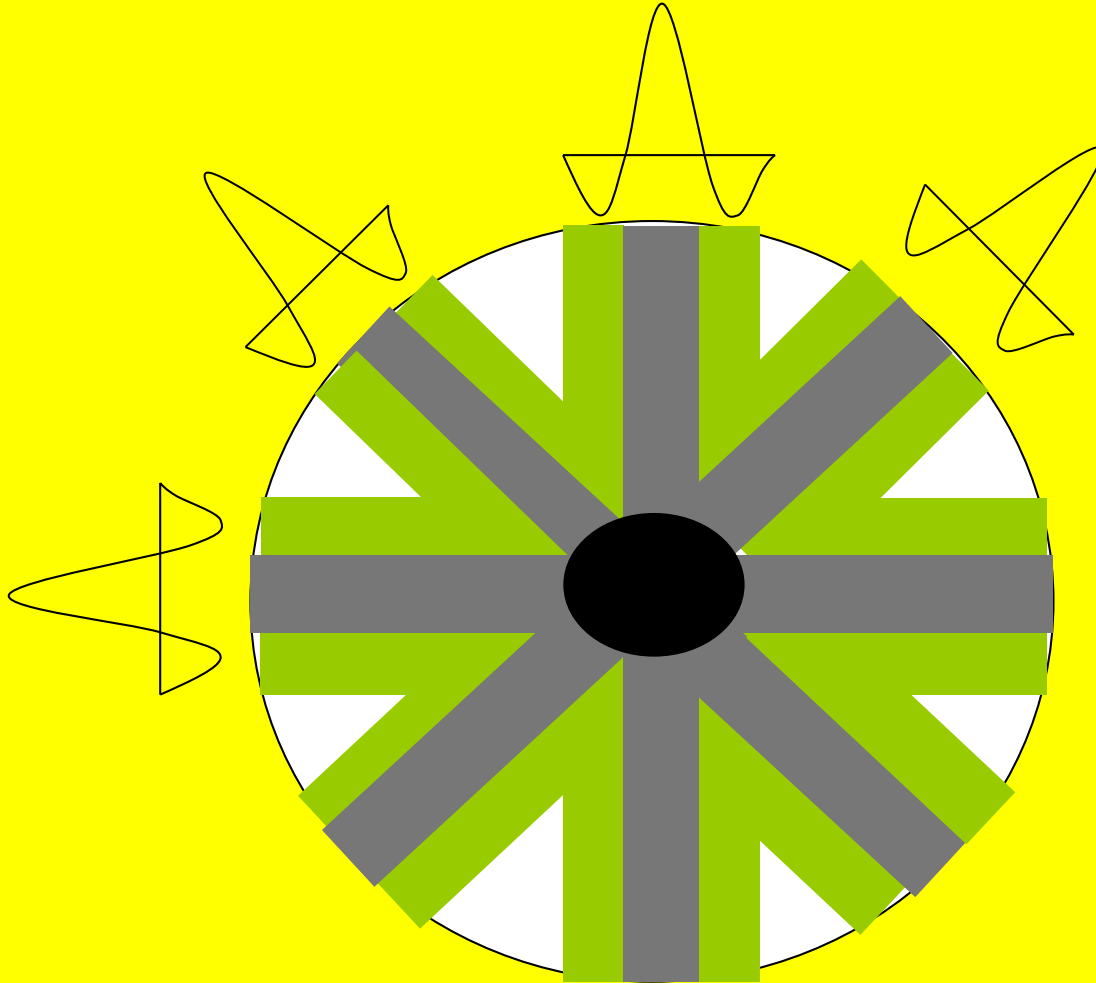
Farklar
1 0.92



Filtre

-0.05	0.97	-0.05
0.97	2	0.97
-0.05	0.97	-0.05

Nokta kaynak için Filtre Edilen Geriye Projeksiyonlar

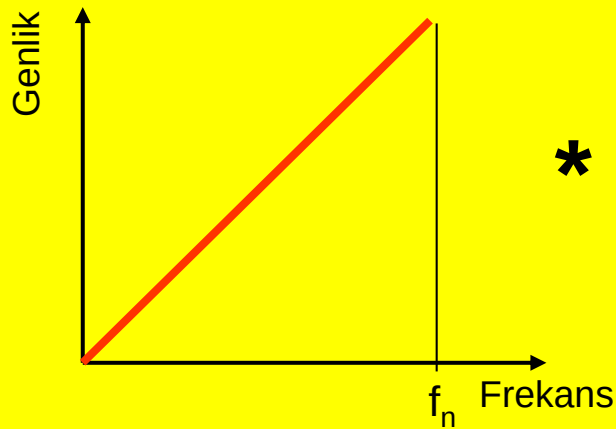


Sayım profili üzerinde filtre işlemi



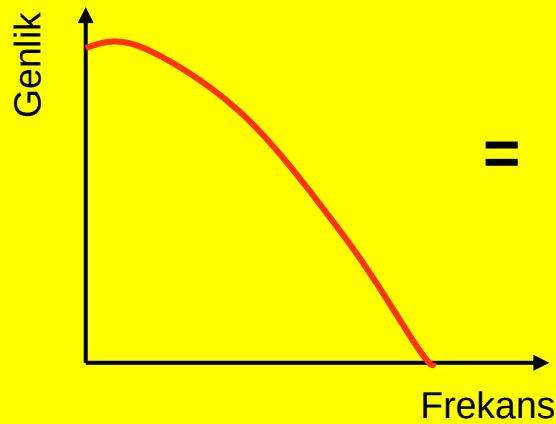
Her sayım noktası
filtrenin ağırlık faktörleri ile
sırayla çarpılır ve sonuçta
hepsi toplanır

Frekans Ortamında Yokuş Filtre ile Pencere Fonksiyonu çarpılır



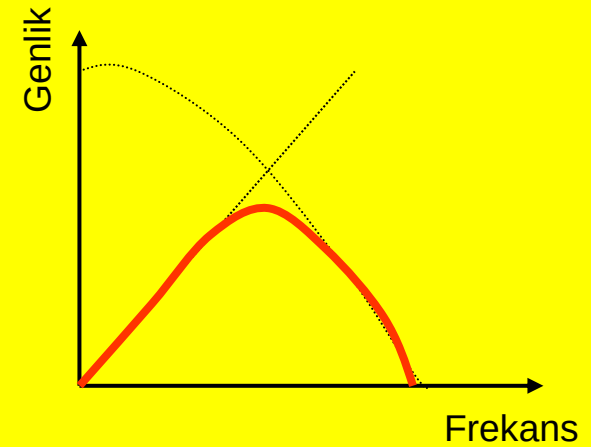
Yokuş (Ramp) Filtre

*



Pencere Fonksiyonu

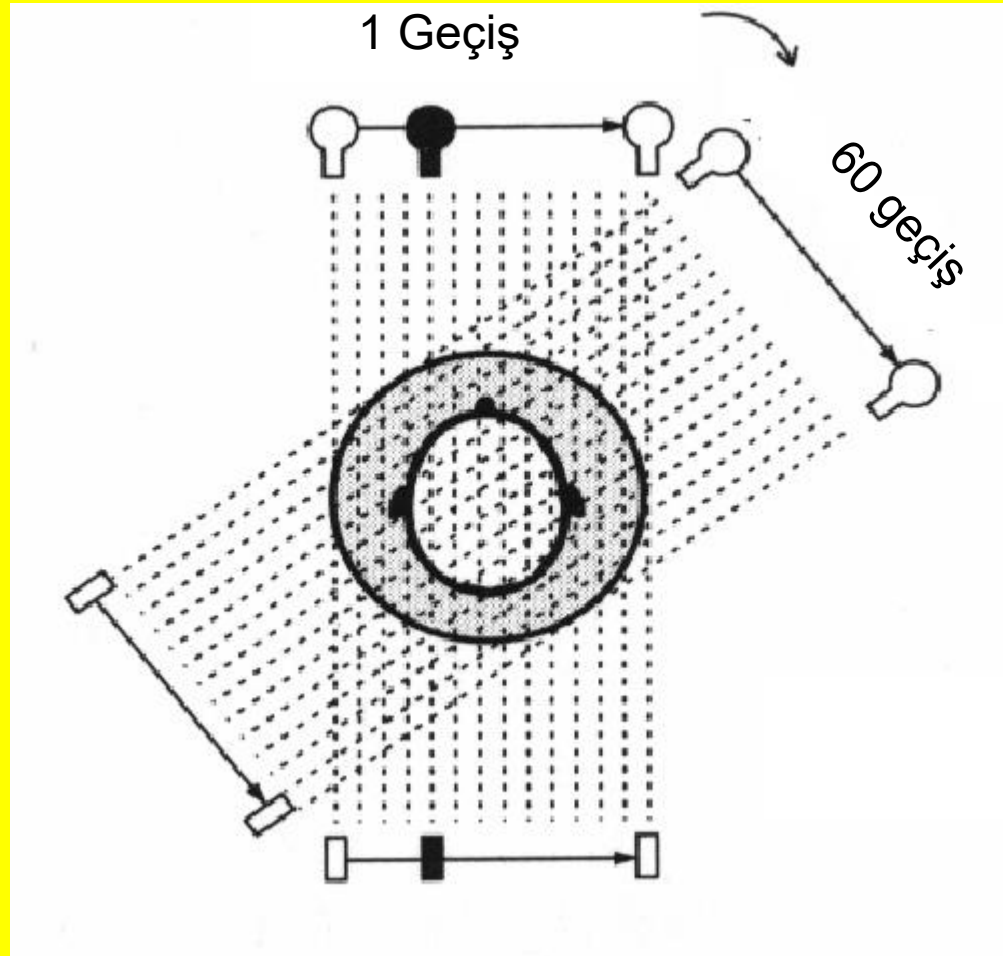
=



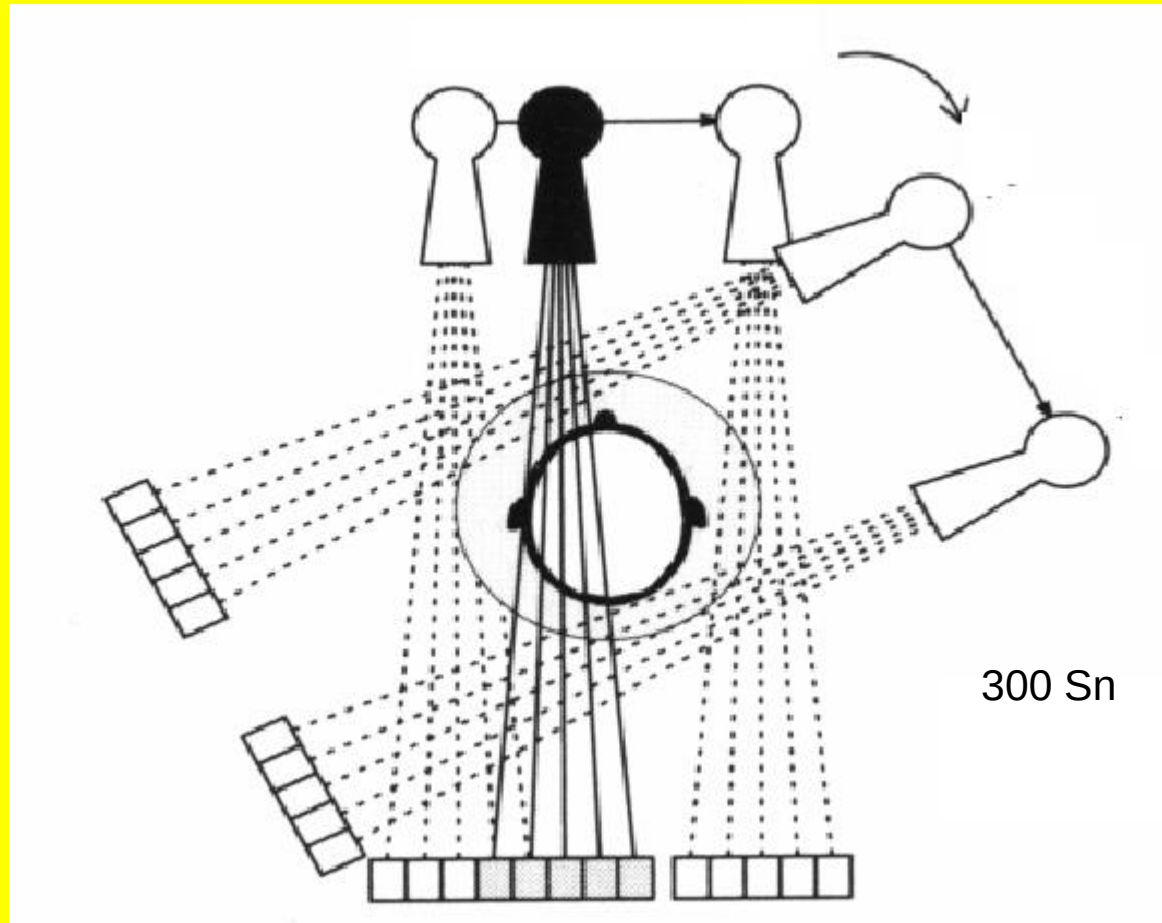
Kesit görüntüsünde
kullanılan filtre

BT Teknologjisi

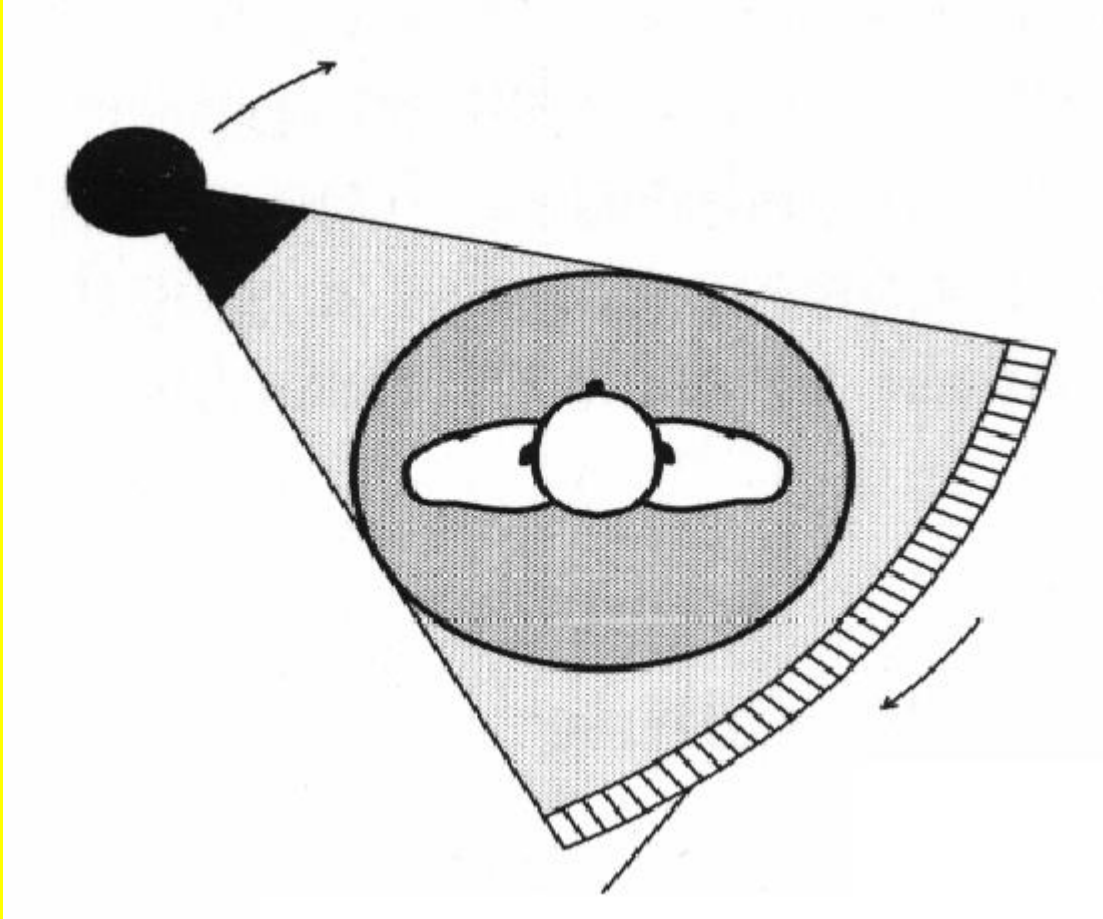
1 Nesil BT Sistemleri



2 Nesil BT Sistemleri



3 Nesil BT Sistemleri



Döner dedektör ringi

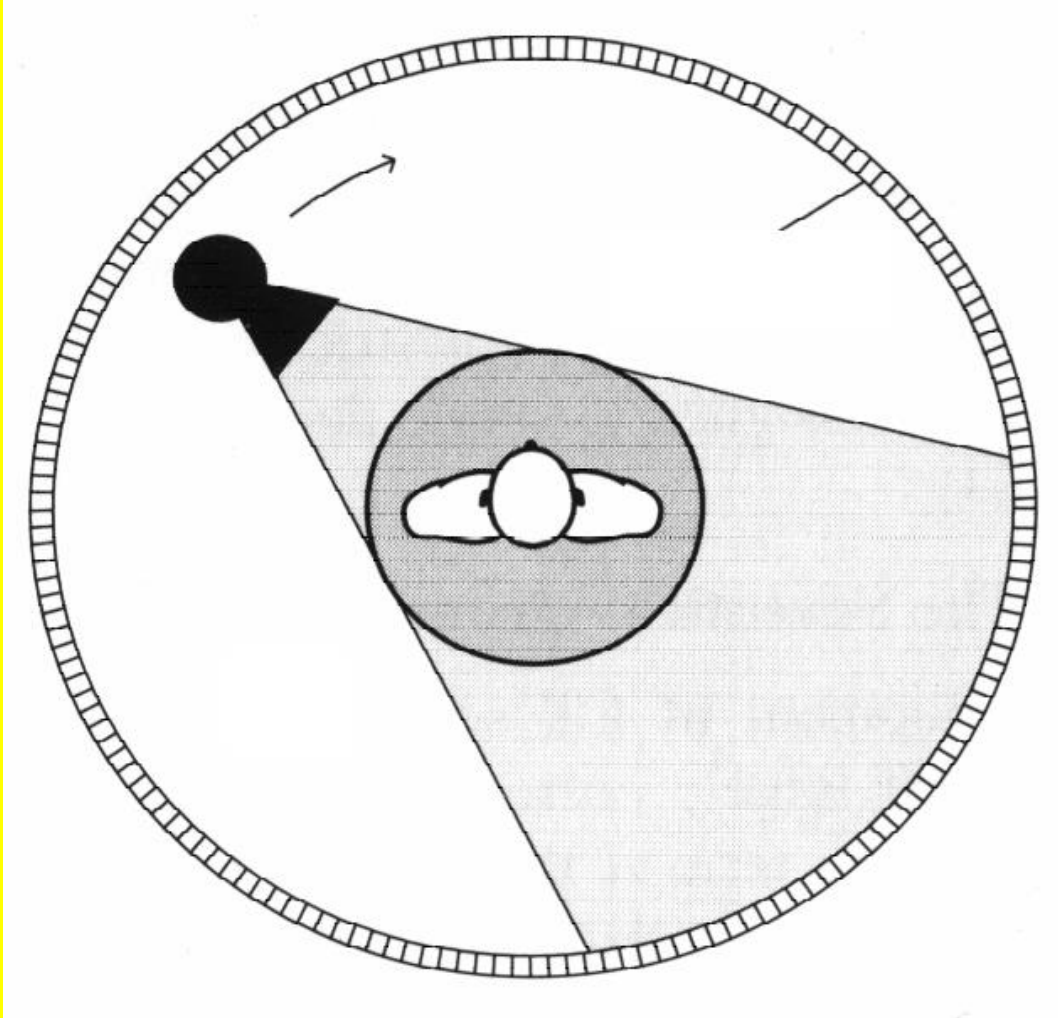
Yelpaze demet

500-1000 Dedektör

Sadece dönme hareketi

Çok hızlı (0.5 Sn / Dönme)

4 Nesil BT Sistemleri



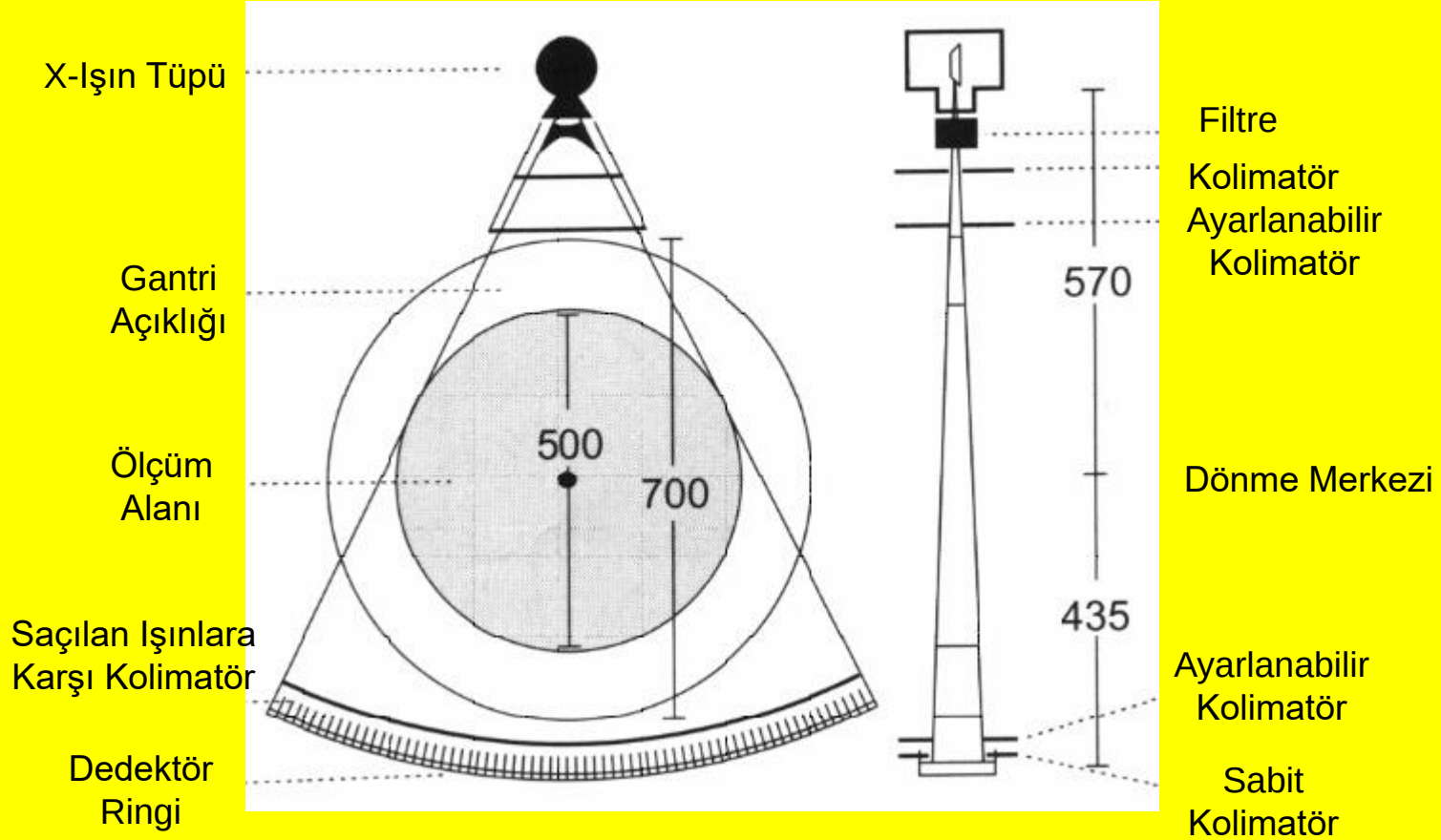
Tüm dedektörler sabit

Sadece tüp hareketi

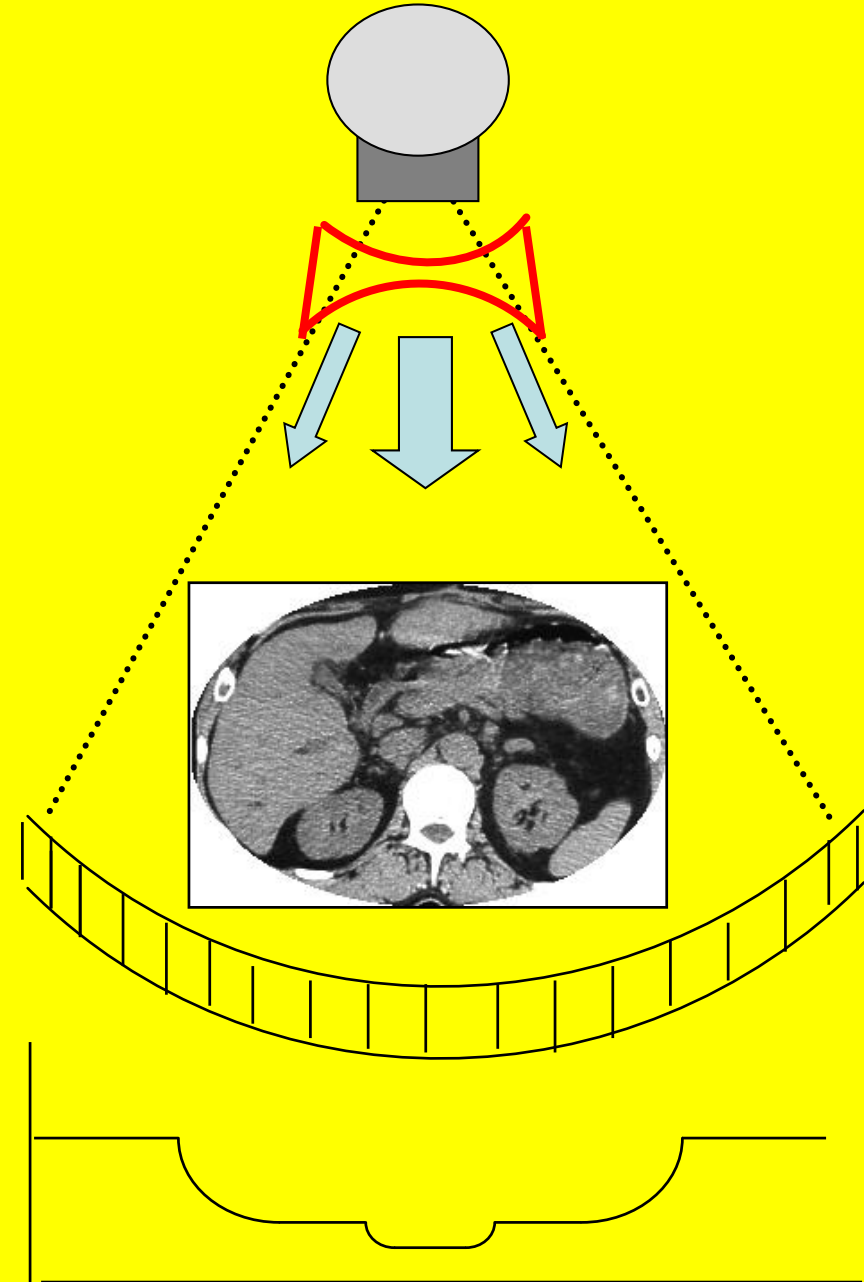
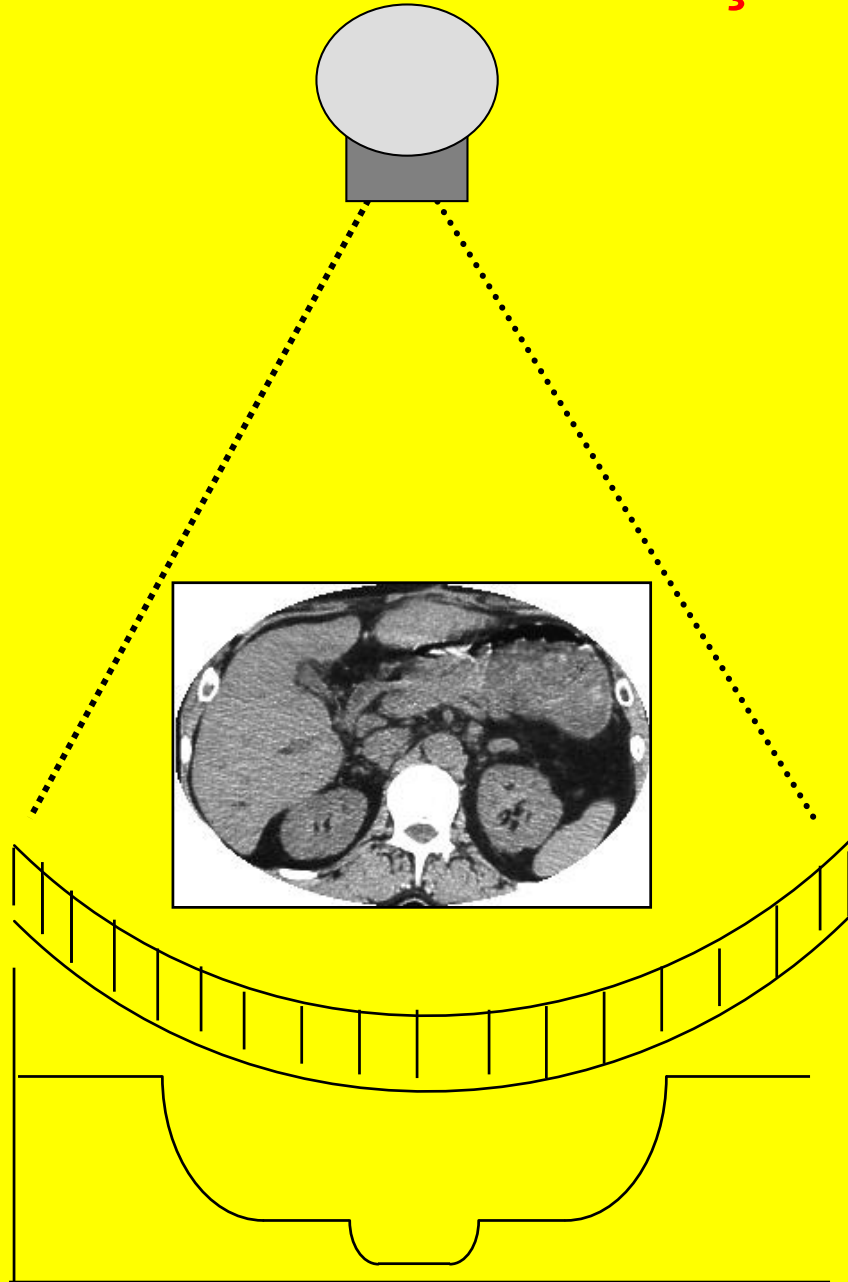
Standart BT Komponentleri

Önden Görünüş

Yandan Görünüş



Demet Şekillendirme Filtresi



DETEKTÖR TİPLERİ

1-Sintilasyon Kristali – Foto Çoğaltıcı Tüp

(CaWO_4 , CsI, BgO, Seramik Sintilatör)

- Fosfor ışıllık(After glow) and FÇ tüp stabilite problemleri
- Yüksek etkinlik fakat farklı intensitelere doğrusal olmayan cevap

2- Sintilasyon Kristali - Fotodiyot Dizisi

Detektör Paketi



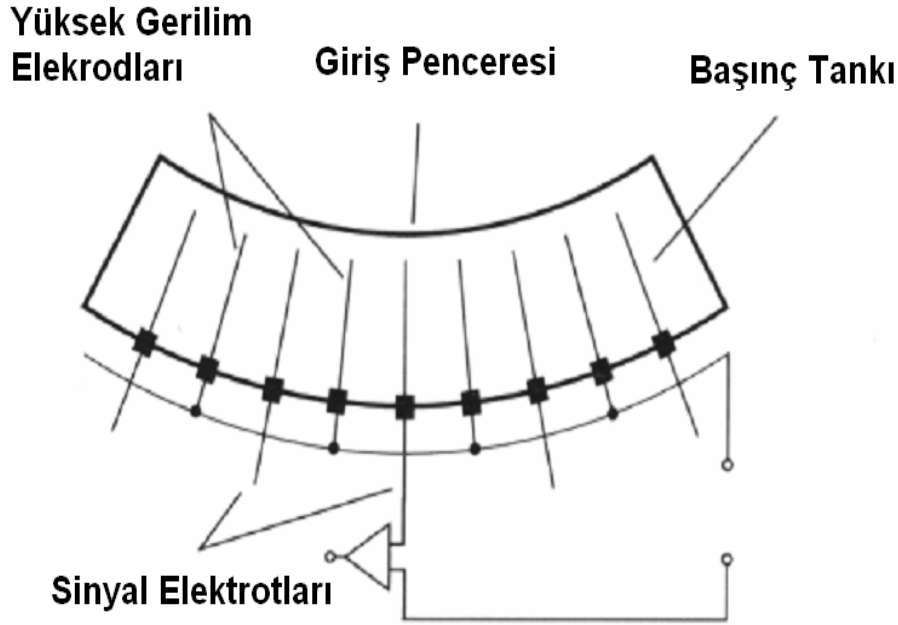
**Sintilasyon Kristali (CsI(Tl))
Fotodiyot
Ön yükselteç**

- Kolay üretimi
- Yakın ve yoğun yapısı
- Sıcaklığa bağımlı

3- Çok Elemanlı Xenon Detektörler

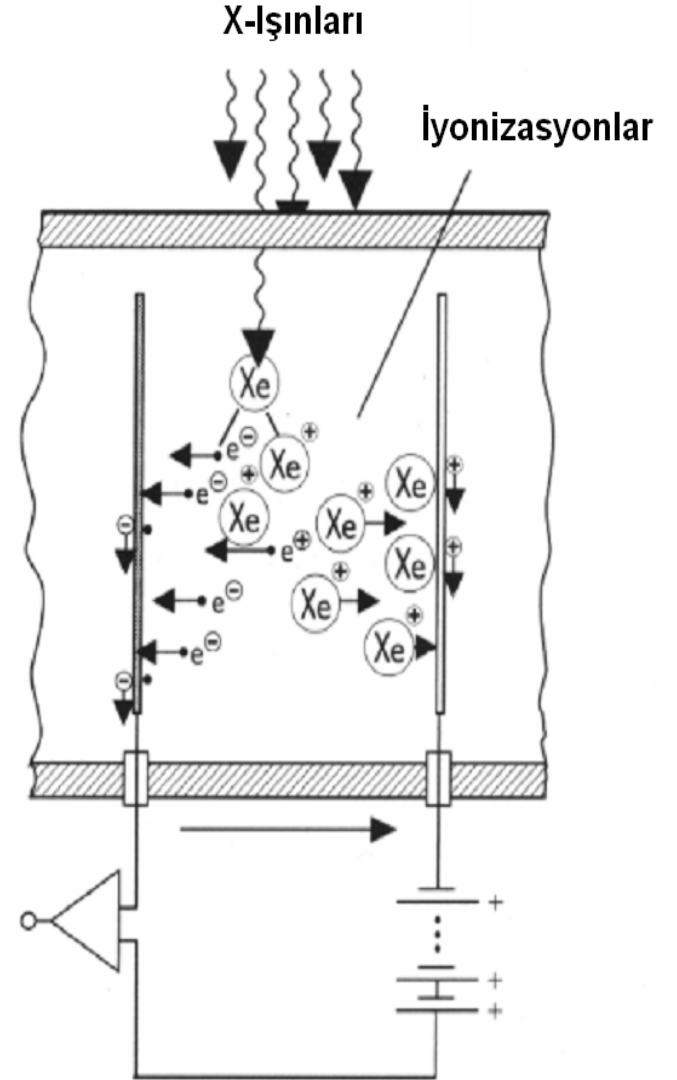
Yüksek sayım hızı fakat düşük etkinlik

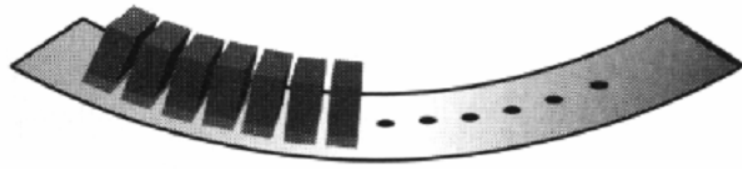
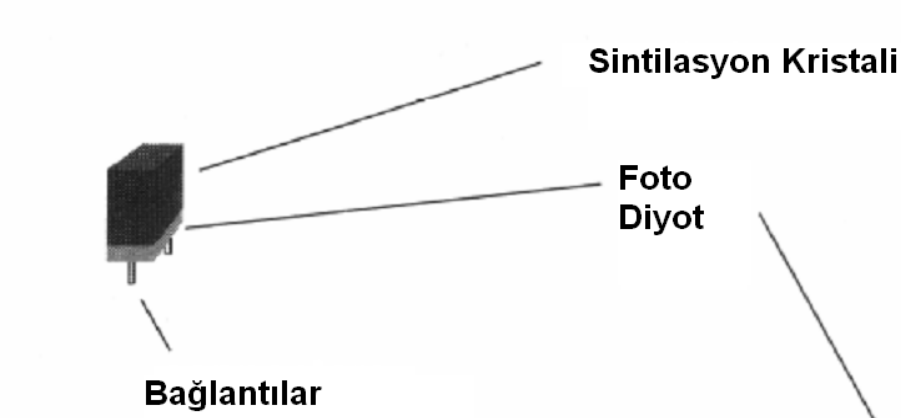
4- Seramik Sintilatör ve Foto Diyot Dizileri



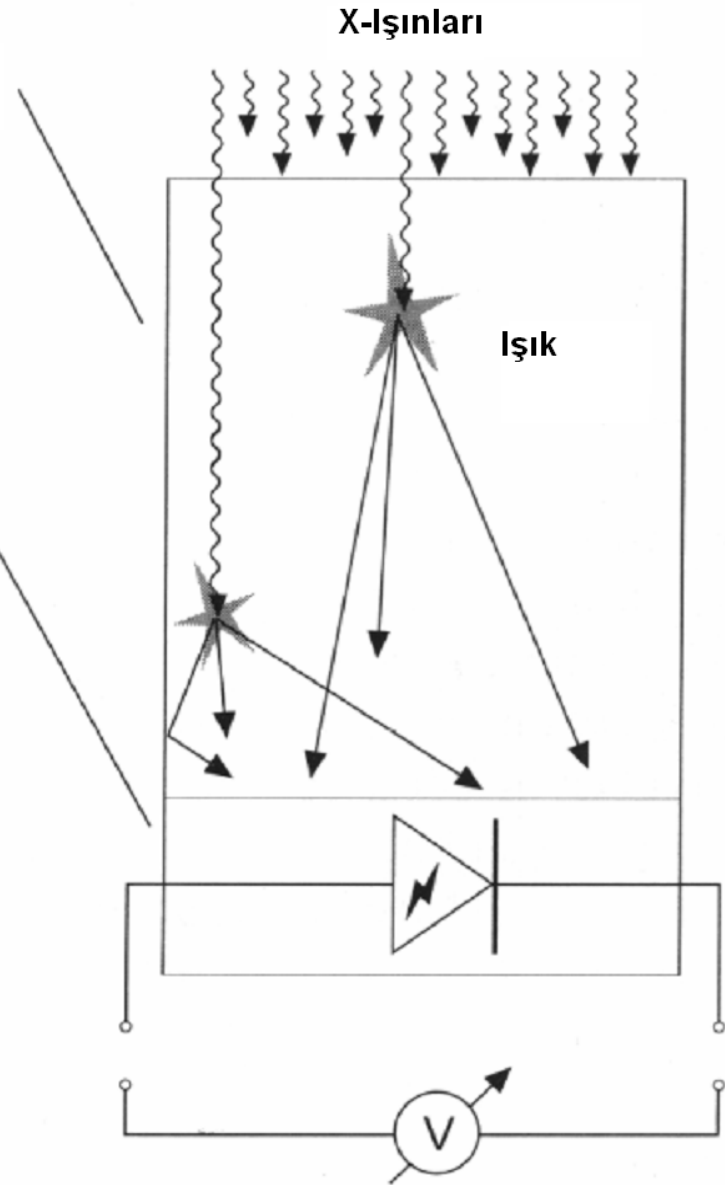
XENON DETEKTÖR

- Üretimi kolay
- Detektör dizisi boyunca sabit hassasiyet
- Düşük Foto Işıllık (afterglow)
- Hızlı sönüm zamanı
- Fakat düşük kuantum etkinlik





SİNTİLAYON DETEKTÖRÜ



Uzaysal Ayırma Gücü

Etkin dedektör genişliği

Örnekleme hızı

Özel Teknikler

Dedektörlerin $\frac{1}{4}$ kadar yer değiştirmesi

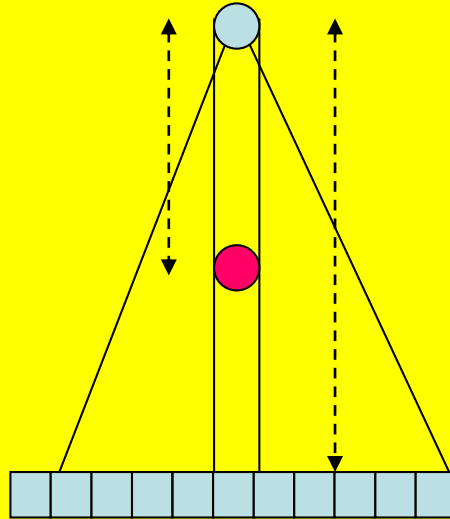
Hareket eden odak noktası

Soğurucu petekler

Uzaysal Ayırma Gücü

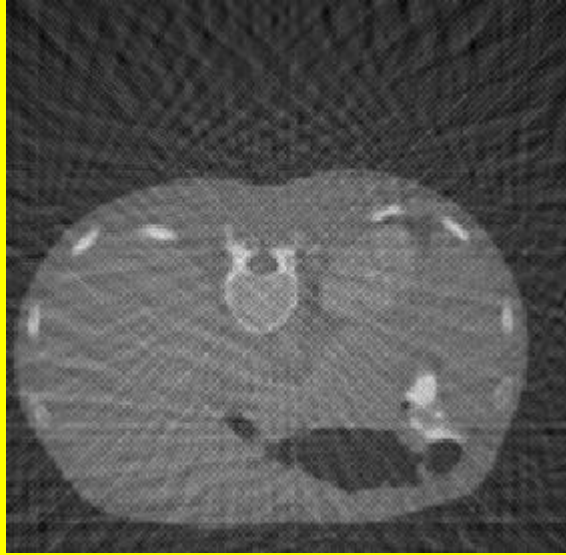
Etkin dedektör genişliği

- Odak Nokta boyutu
- Sistem geometrisi (Odak-dedektör ve odak-obje mesafeleri)
- Dedektör elemanlarının boyutları

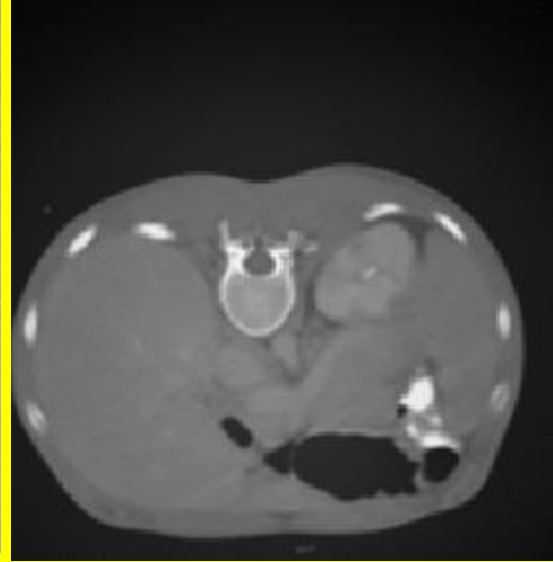


Uzaysal Ayırma Gücü

Projeksiyon Sayısı



128 projeksiyon



1024 projeksiyon

Örnekleme hızı ve tarama zamanı projeksiyon sayısını belirler

Hızlı örnekleme için hızlı tüp rotasyonları gereklidir

Uzaysal Ayırma Gücü

Kesit Algoritması ve kullanılan filtre

Piksel Boyutu

512 x 512 matris ve 30 cm kesit görüntü alanı için

Piksel boyutu 0.6 mm dir. Ayırma gücü sınırı : $1 / 2 \times 0.06 = 8.3$ çç/cm

STANDARD ALGORITHM



Bone ALGORITHM

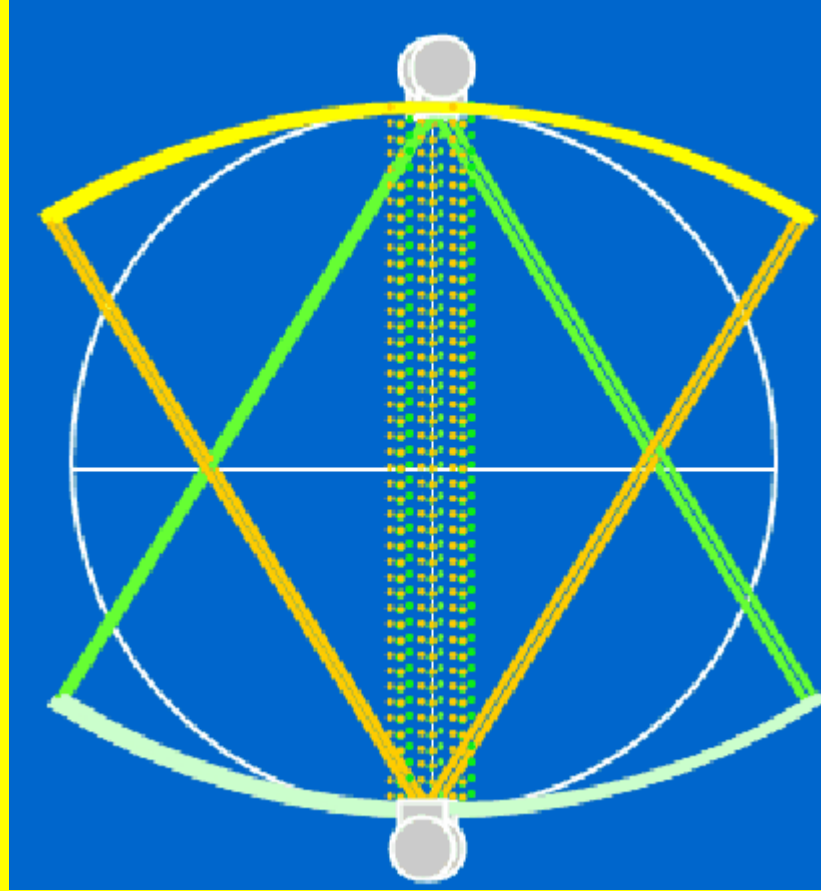


LUNG ALGORITHM



Uzaysal Ayırma Gücü

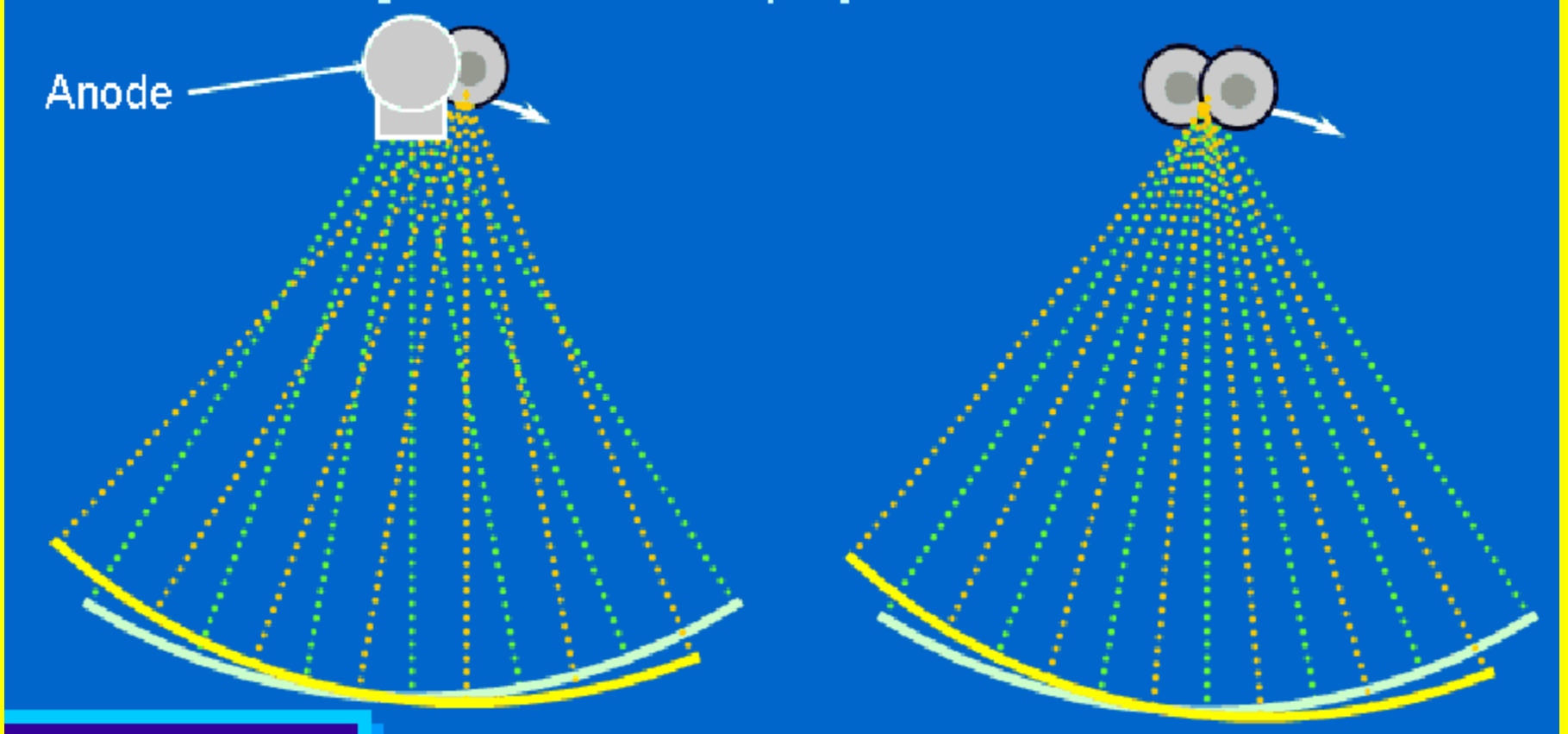
Dedektörlerin $\frac{1}{4}$ kadar yer değiştirmesi



Dedektör merkezi dedektör elemanın genişliğinin $\frac{1}{4}$ kadar izo merkezden kaydırılır
 180^0 zıt projeksiyonlar örnekleme genişliğinin yarısı kadar yer değiştirir

Uzaysal Ayırma Gücü

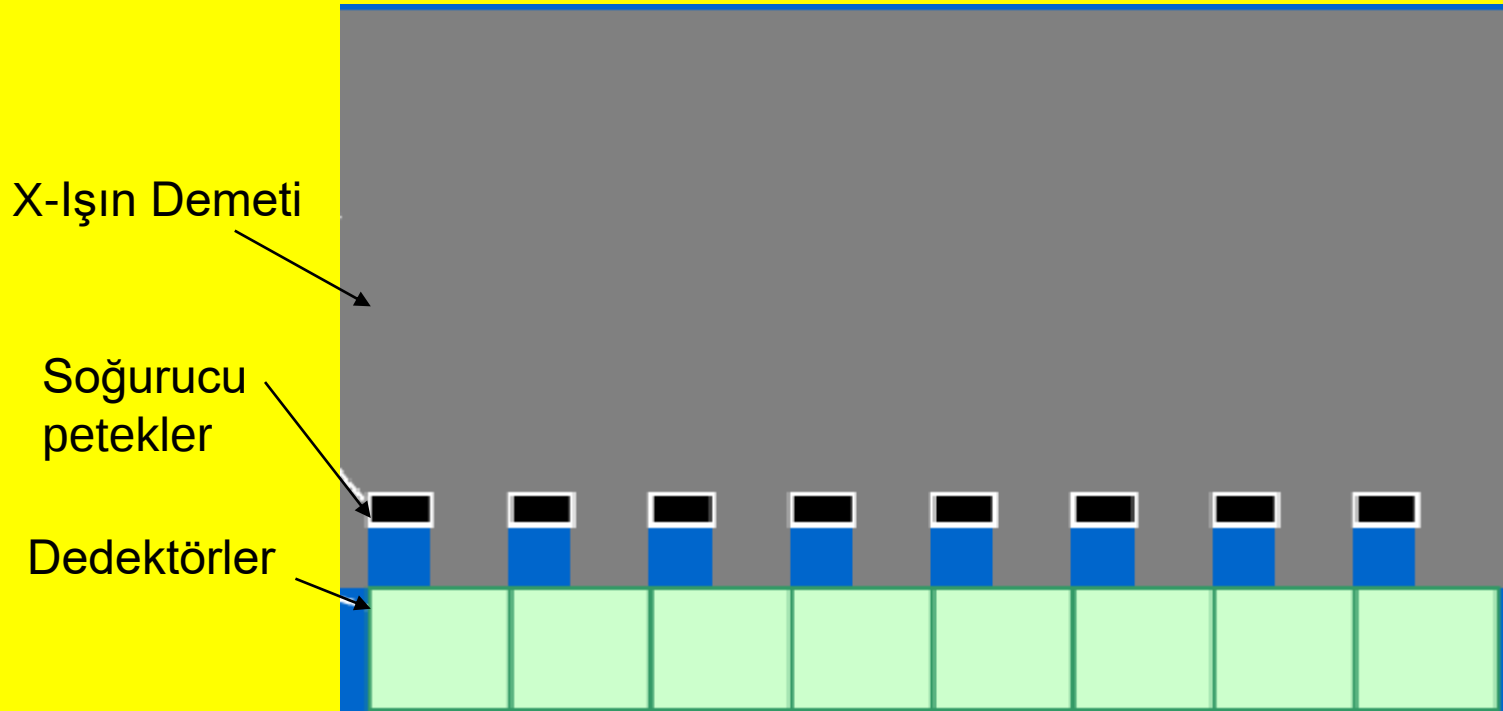
Hareket eden odak noktası



Odak noktasının anot üzerindeki pozisyonu elektromagnetik olarak çok hızlı değiştirilerek projeksiyon sayısı 2 kat artırılır

Uzaysal Ayırma Gücü

Soğurucu petekler



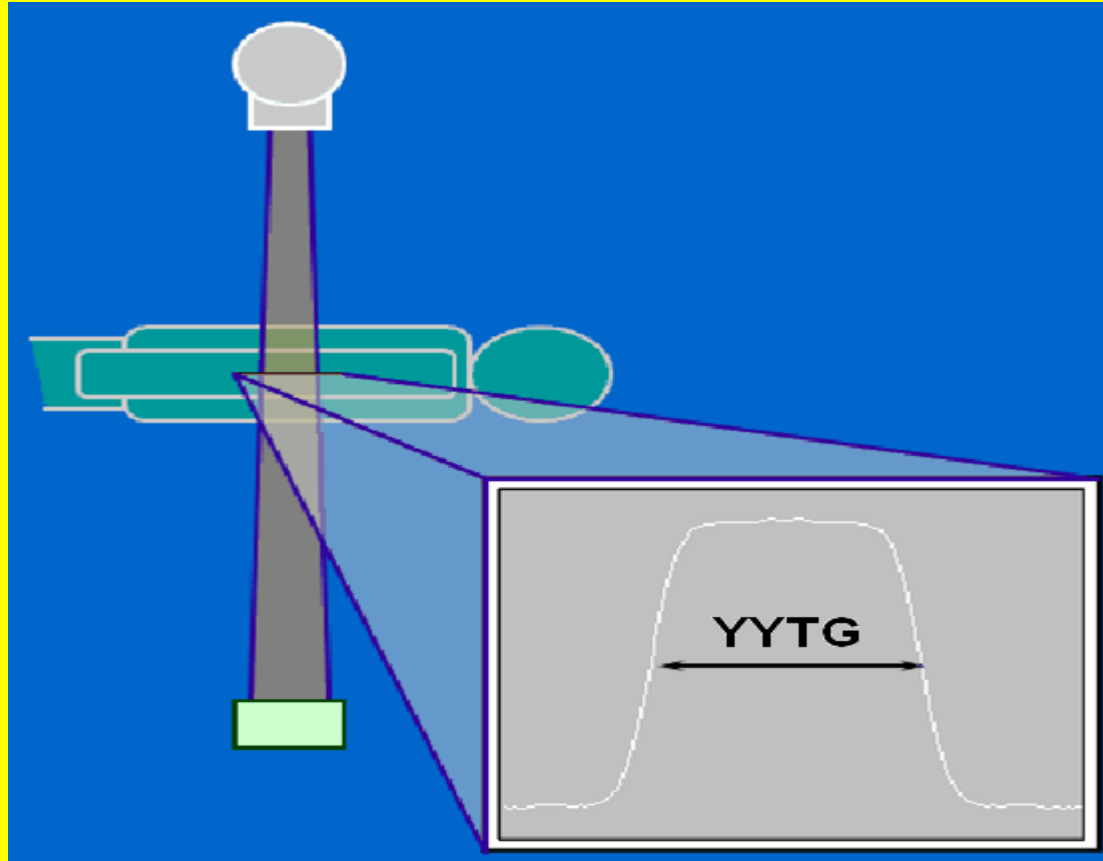
Dedektörün ön kısmında hareket ederek dedektör boyutunun kontrolünü sağlar

Z-ekseni boyunca Uzaysal Ayırma Gücü

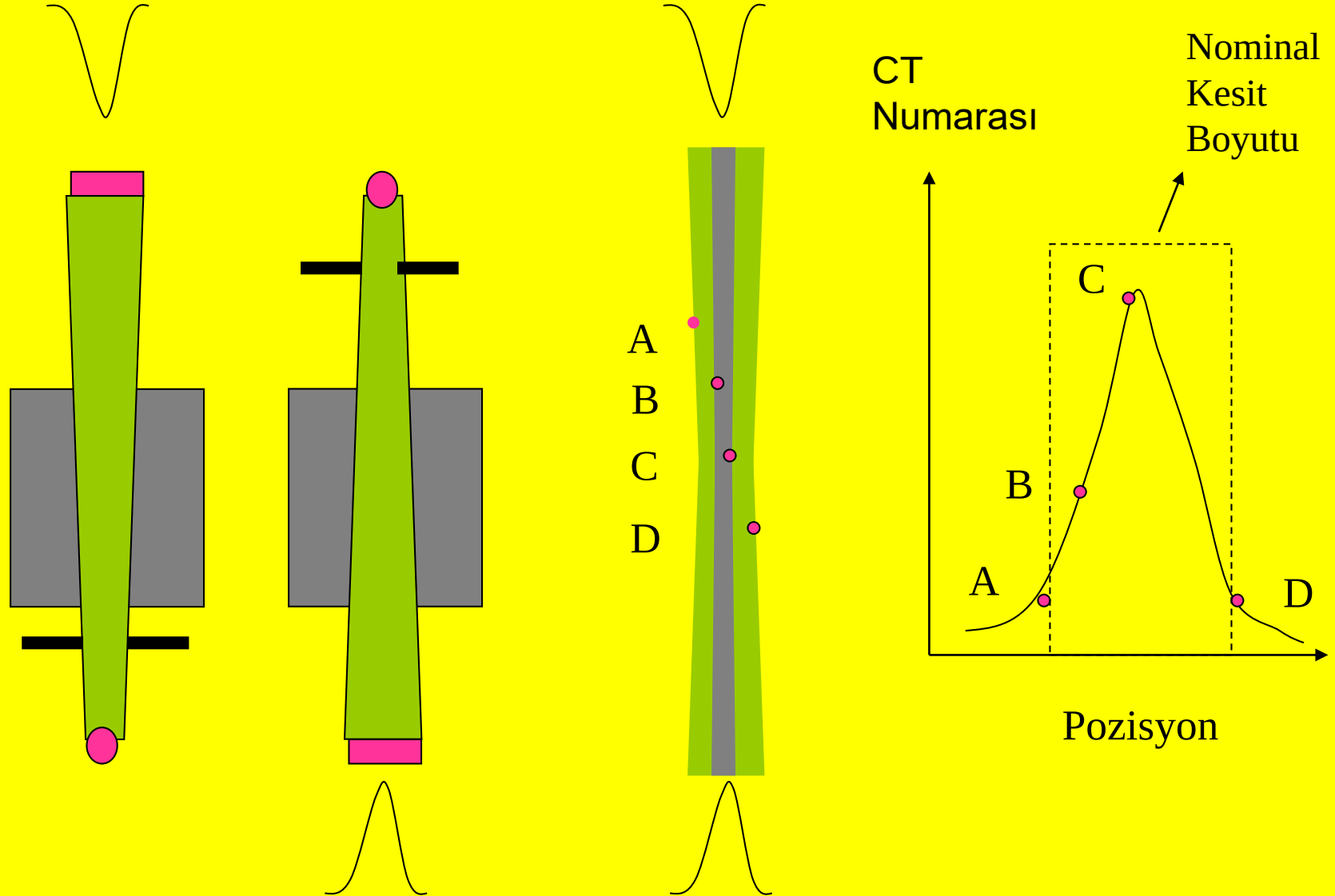
Z- Hassasiyeti

Etkin kesit kalınlığı

Görüntülenen kesit kalınlığı



KESİT HASSASİYET PROFİLİ

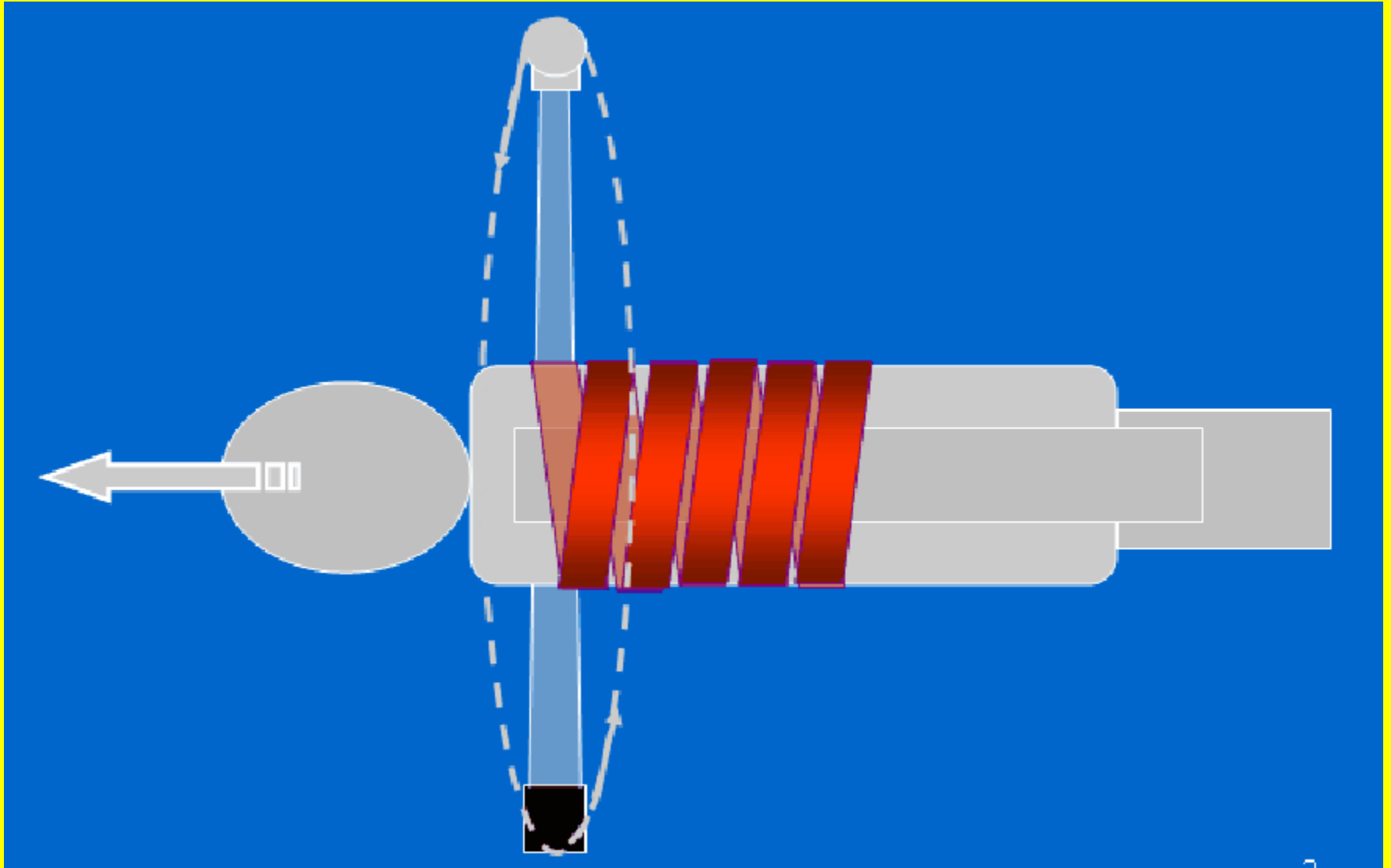


Odak boyutu, detektör genişliği ve kolimatör penumbrasının toplam etkisi

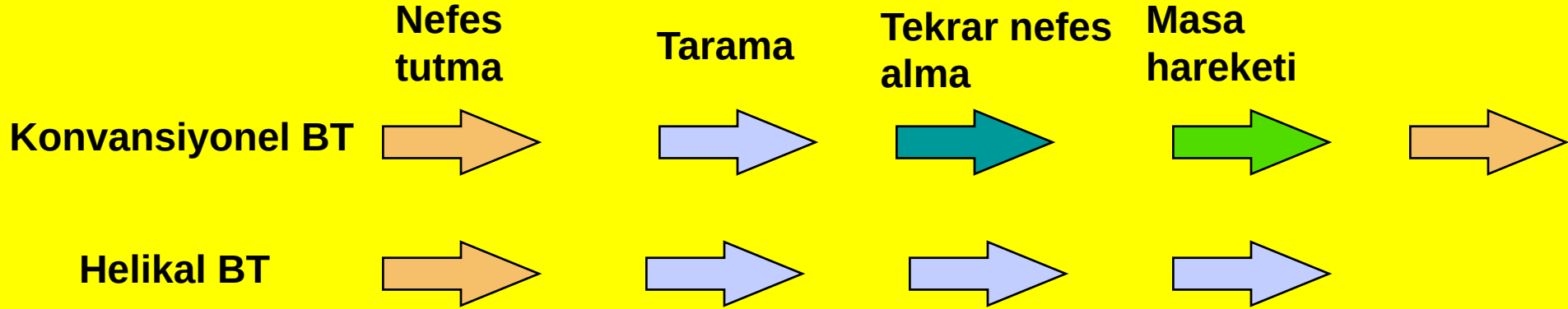
Konvansiyonel BT'nin sınırları

- Tarama düzlemindeki ayırma gücü 1-2 çç/mm
- Z-eksen yönünde iyi olmayan ayırma gücü
- Taramalar arasındaki masa hareketi için geçen süre
- Kesitler arasında hasta hareketi nedeniyle ortaya çıkan hatalı bilgiler

Helikal (Spiral) BT



Helika BT üstünlükleri



- Tek sefer nefes tutarak daha geniş alanların taranması (Hasta hareketine bağlı artefaktların azalması)
- Damarsal yapıların 3 boyut görüntülenmesi
- Taramaların daha hızlı yapılması
- İstenilen noktalar arasında kesit görüntülerinin alınabilmesi
- Kullanılacak kontrast madde miktarının azalması (yaklaşık yarı yarıya)
- Çok daha geniş anatomik kapsama

Pitch faktörü

Her dönüş için masa hareketinin toplam kesit kolimasyonuna oranı
(360° için mm)

$$P = \text{Masa hareketi} / \text{Nominal kesit kalınlığı}$$

Select a pitch factor between 1 and 2

PF < 1 : Kesitlerin üst üste binmesi, artan hasta dozu

PF > 1 : En hızlı şekilde tüm tarama hacminin kapsanması için

PF < 2 : Hasta dozunun azaltılabilmesi için

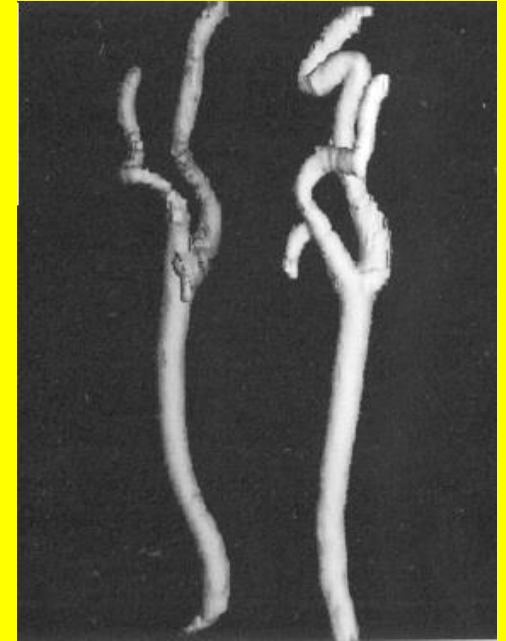
SPIRAL (HELICAL) CT

- **Dezavantajlar**

- **Dozda yükselme:**

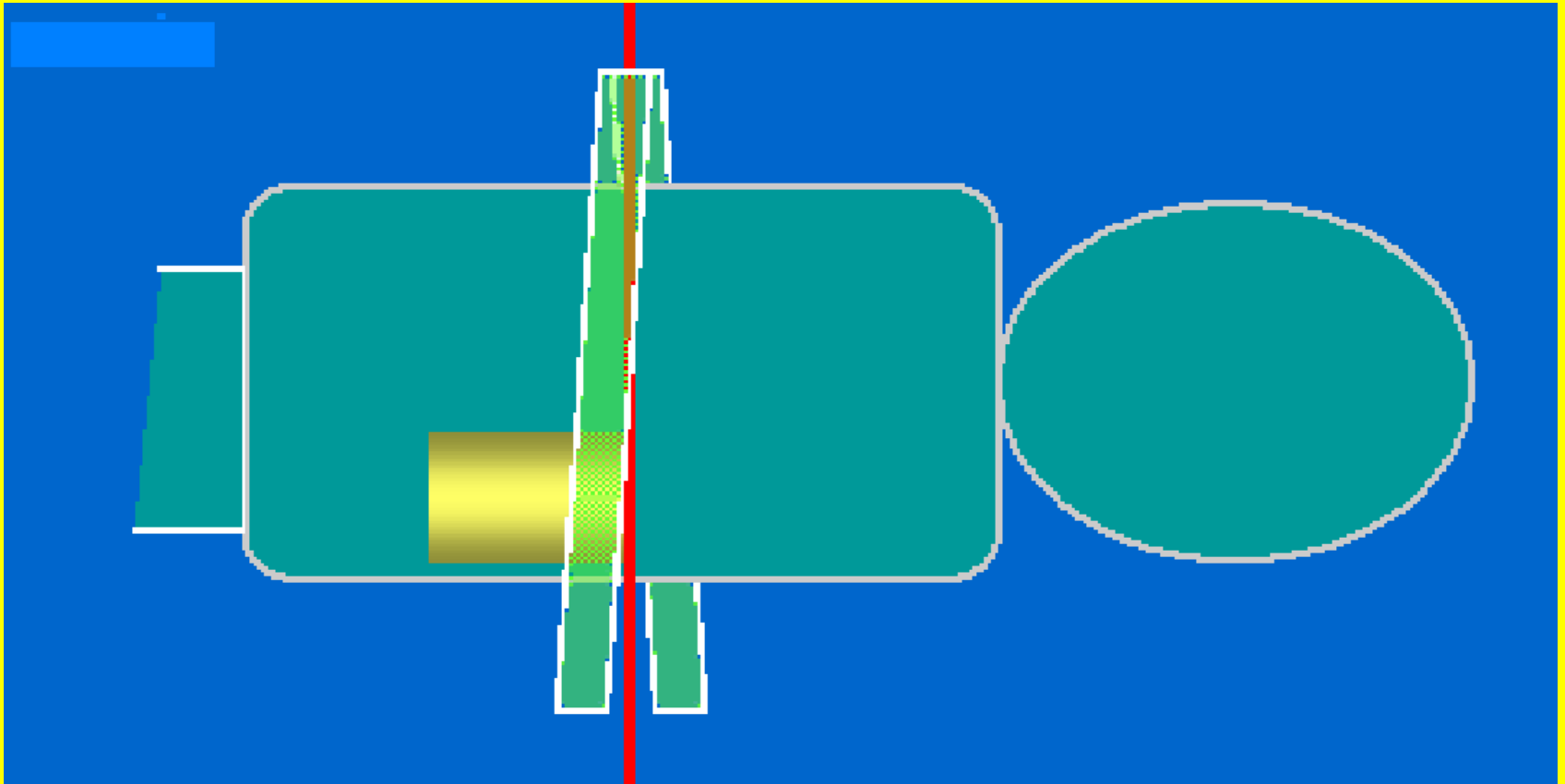
- Cihaz performansı teknisyenin alanı büyütmesine yol açabilir

- **Pitch > 1.5 kullanımı** ve yeniden yapılandırma aralıklarının kesit kalınlığına eşit olması ile düşük kontrast ayırma gücü düşük ve teşhisselliği düşük görüntüler elde edilir
 - **Z-Eksen boyunca uzaysal ayırma gücünde kayıp** özel interpolasyon teknikleri kullanılmadıkça



HELİKAL GÖRÜNTÜ RECONSTRUCTION

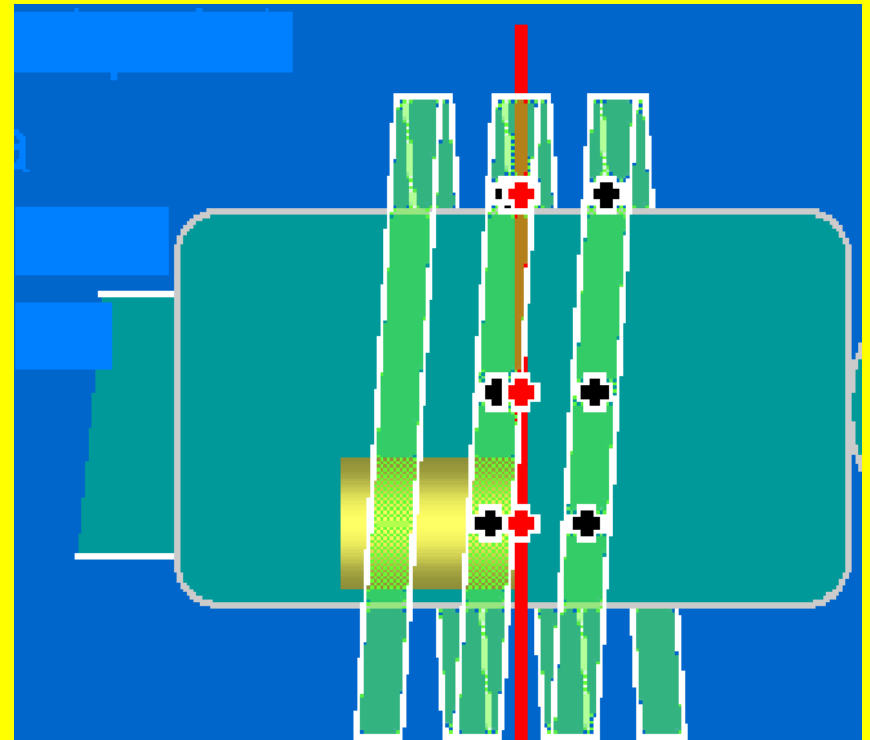
- Her iki taraftan 180°'lik bilgi kullanılır
- Z eksenini boyunca değişen yapılarda görüntüye artifact ekler



HELİKAL İNTERPOLASYON

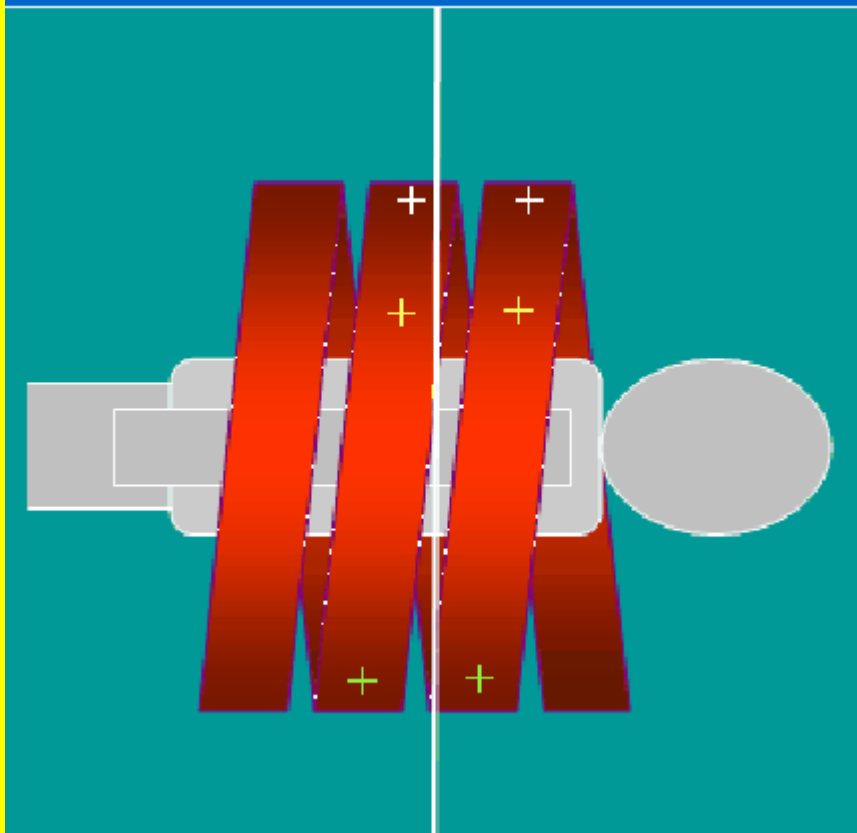
- Z ekseni boyunca değişen yapılar nedeniyle ortaya çıkan artifaktları ortadan kaldırır
- İnterpolasyon bilgisi en yakın iki noktadan alınması nedeniyle elde edilen bilgi o noktadaki gerçek bilgiye en yakın olandır

- ✚ ÖLÇÜLEN BİLGİ
- ✚ İNTERPOLASYON BİLGİ

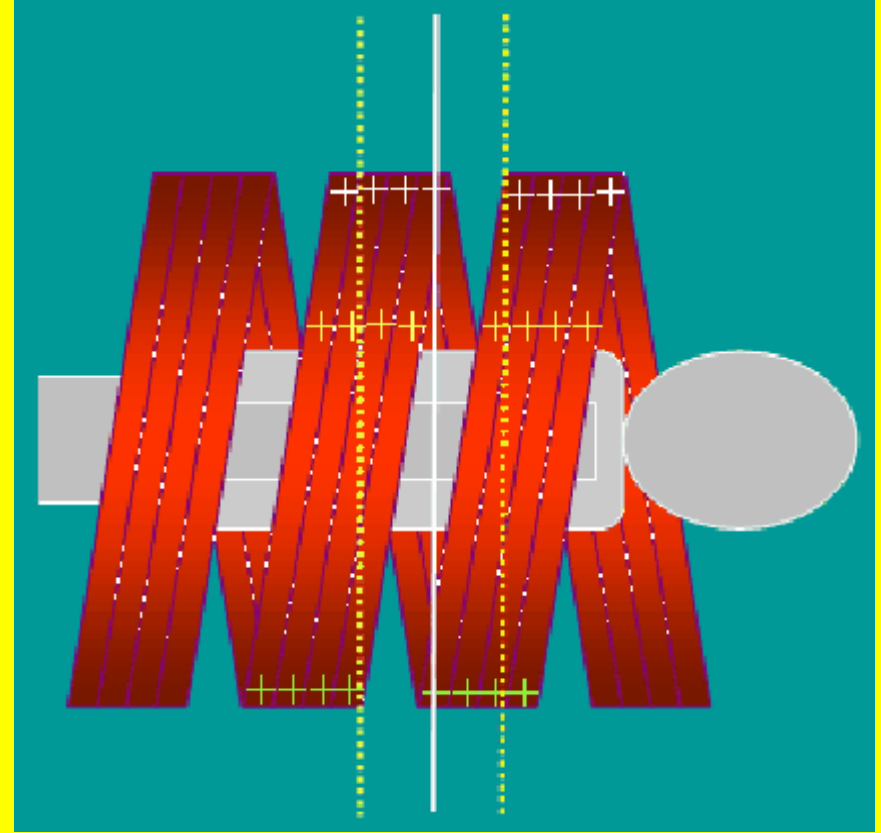


GÖRÜNTÜ RECONSTRUCTION METODLARI

2 NOKTA İNTERPOLASYON

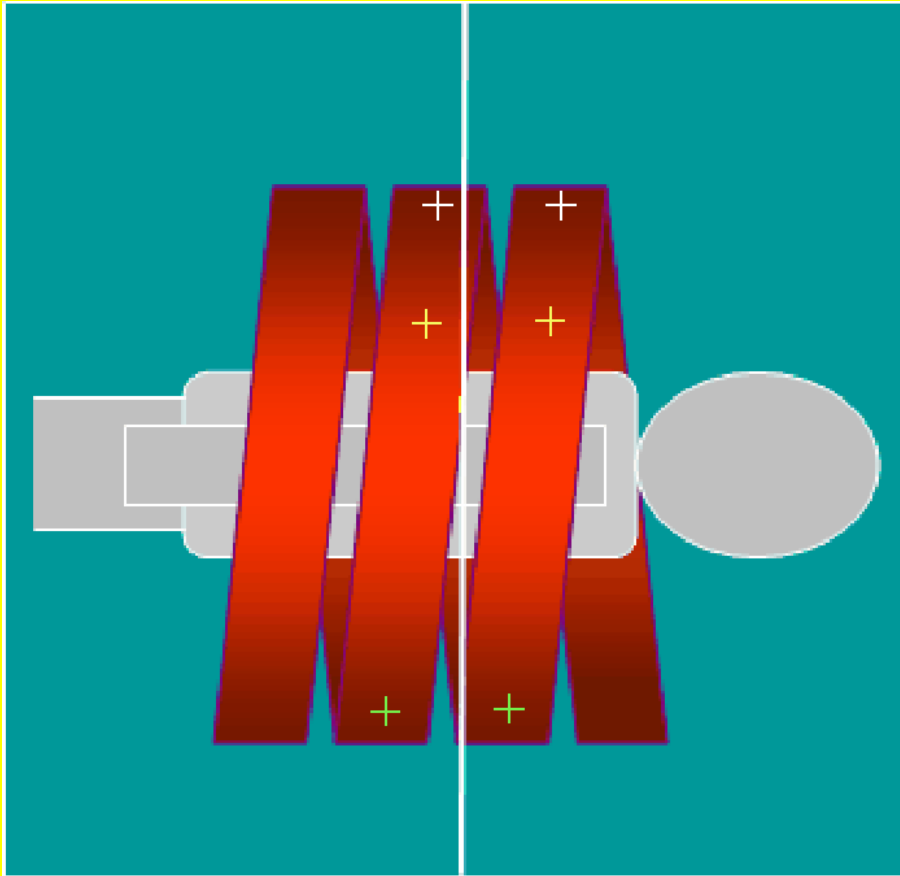


FİLTRE İNTERPOLASYON

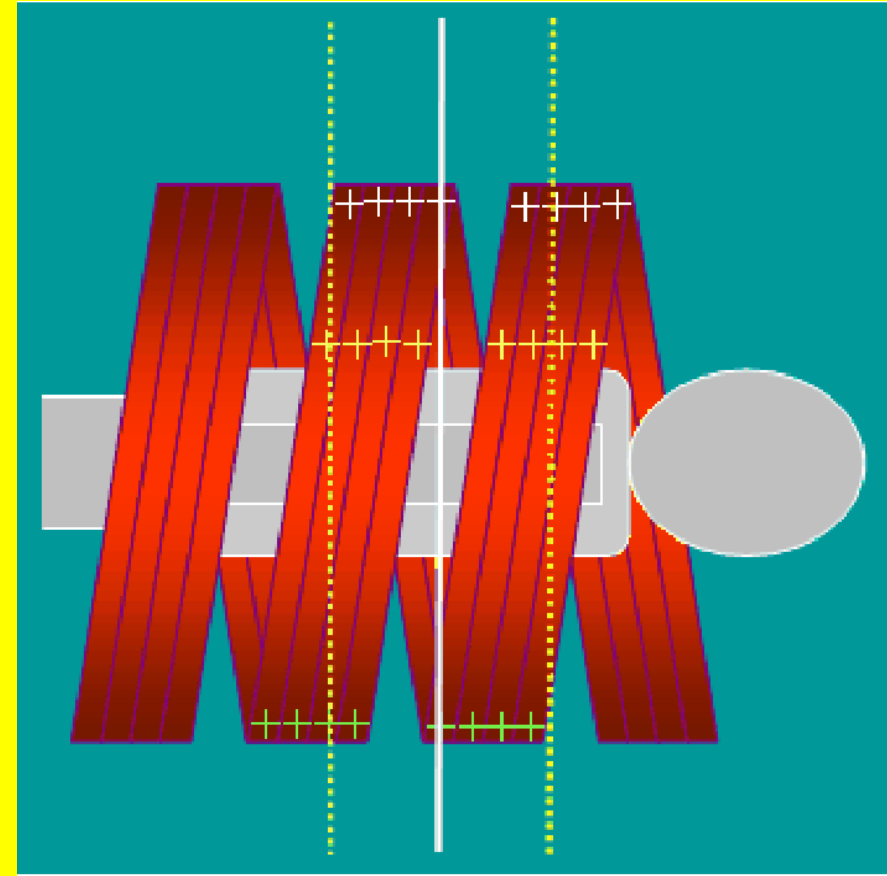


GÖRÜNTÜ RECONSTRUCTION METODLARI

2 NOKTA İNTERPOLASYON

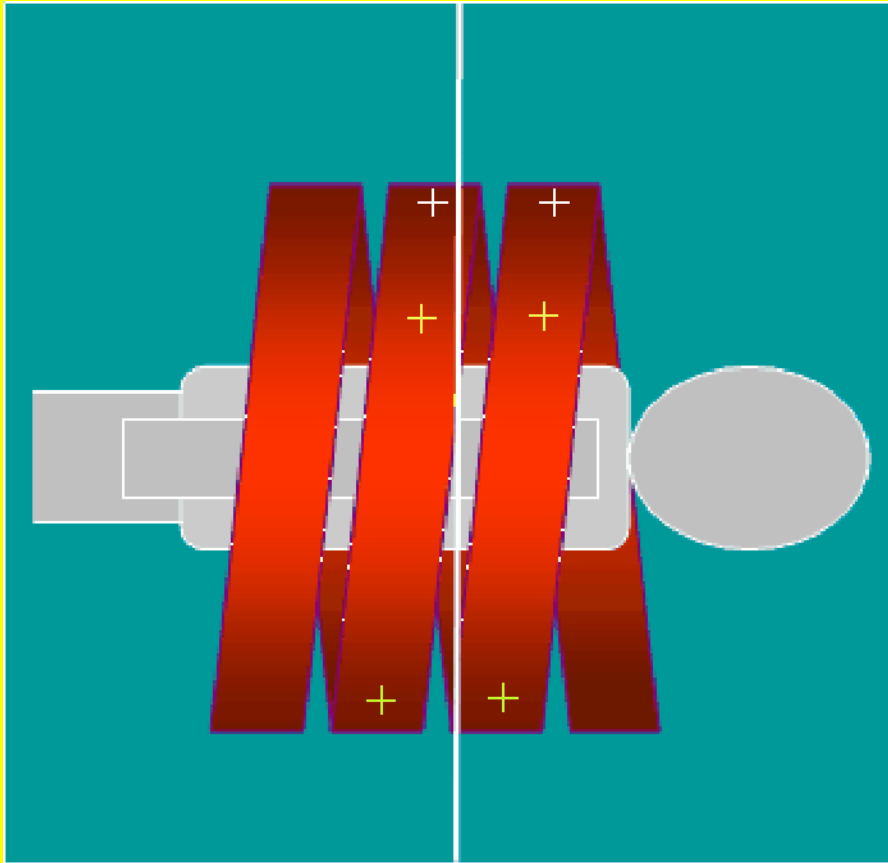


FİLTRE İNTERPOLASYON

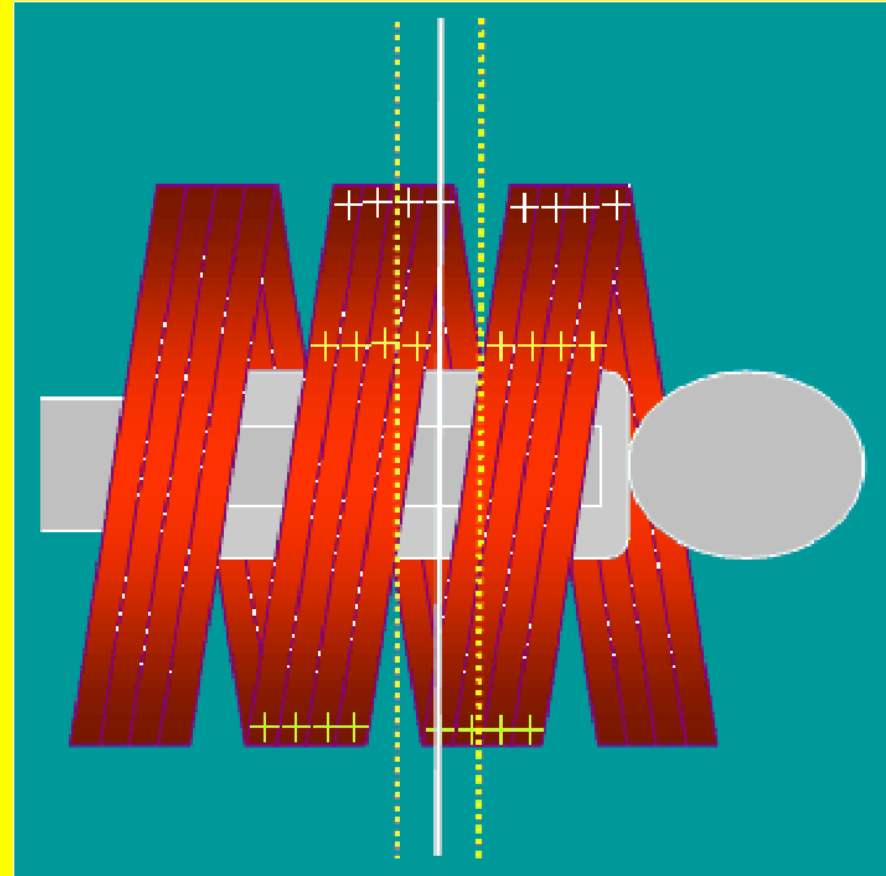


GÖRÜNTÜ RECONSTRUCTION METODLARI

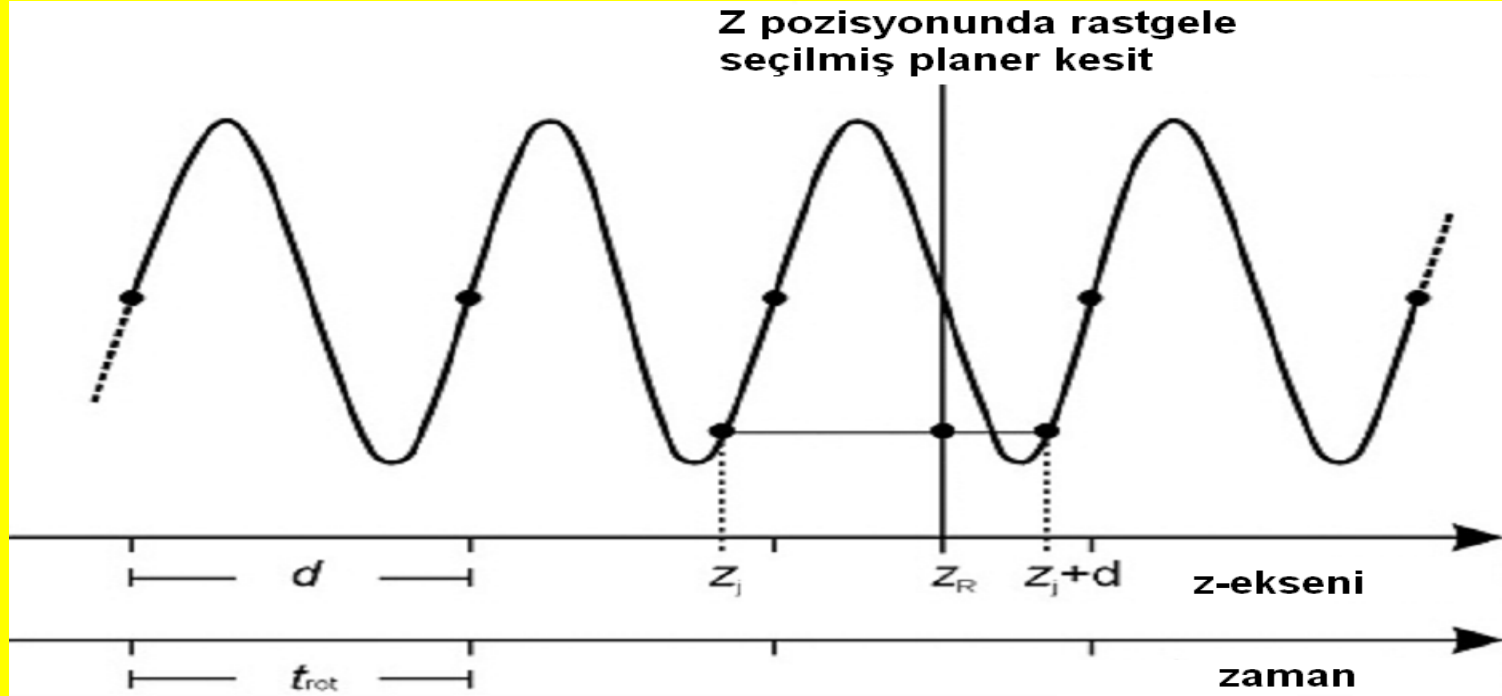
2 NOKTA İNTERPOLASYON



FİLTRE İNTERPOLASYON



SPIRAL CT'DE BİLGİ ÖNİŞLEME(360° LI)



Z –interpolasyonu verilen bir açı için ölçülen bilginin hemen önündeki ve arkasındaki z pozisyonundaki bilgilerden oluşur

$$P_z(i,s) = [1-w] \cdot P_j(i,s) + w \cdot P_{j+1}(i,s)$$

$$w = (z_R - z_j) / d$$

Seçilmiş bir z_r pozisyonu ve s açısı için projeksiyon bilgisi

HELİKAL TARAMADA Z-FİLTERSİ KULLANIMI



a)

360°'lik spiral data da hareket etkisi



b)

Z-Filtresi ile elimine edilmesi

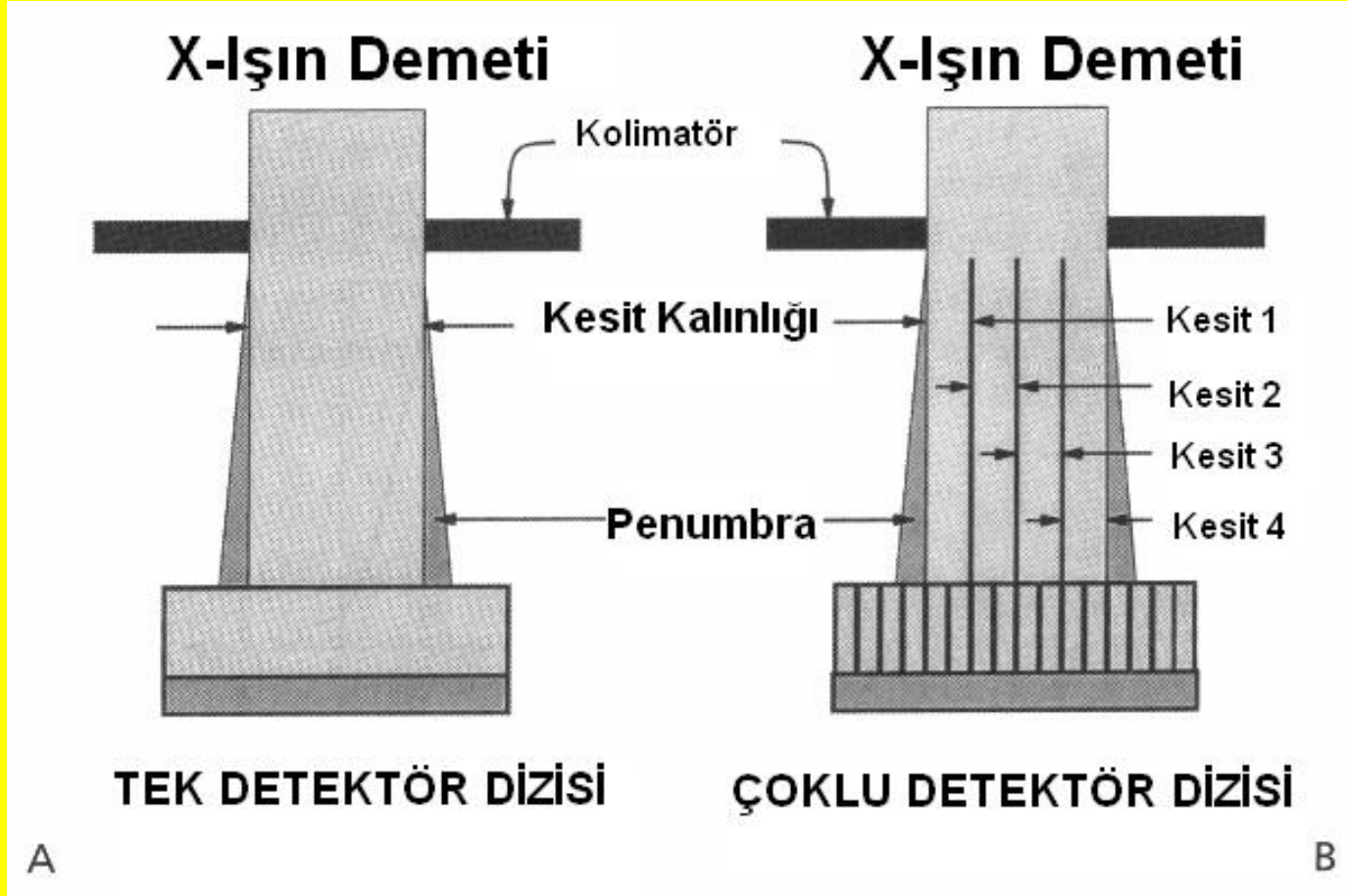
TEK KESİTLİ SİSTEMLERİN SINIRLARI

- Büyük hacim tarama süresi uzundur
- Sadece küçük hacimlerde uzaysal ayırma gücü yön bağımsızdır
- X-ışın tüpünden yetersiz yararlanma

ÇOK KESİTLİ SİSTEMLER

- Büyük hacim tarama süresi kısa
- X-ışın tüpünden etkin yararlanma

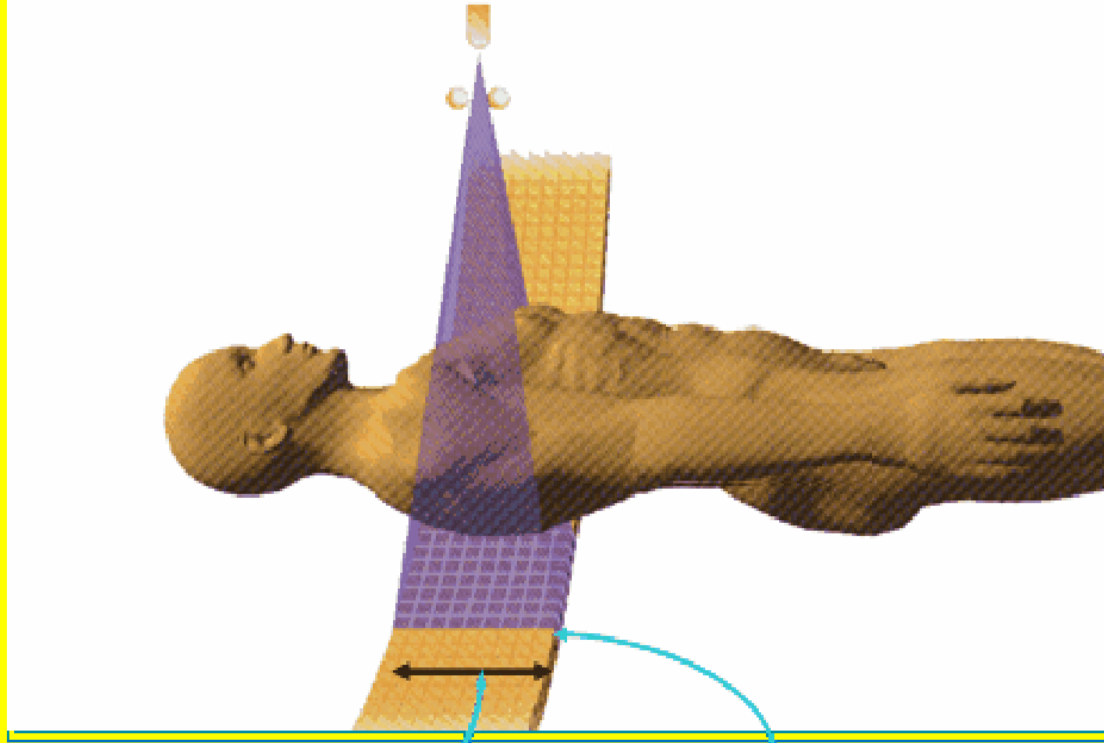
ÇOKLU DETEKTÖR DİZİSİ



A : Tek detektör dizisi. Kesit kalınlığı kolimatör tarafından belirlenir

B : Çoklu Detektör Dizisi. Kolimatör dış sınırları belirler, kesit kalınlığı ise değişik sayıda detektörlerin kombinasyonu ile belirlenir.

ÇOK-KESİT DETEKTÖR TEKNOLOJİSİ

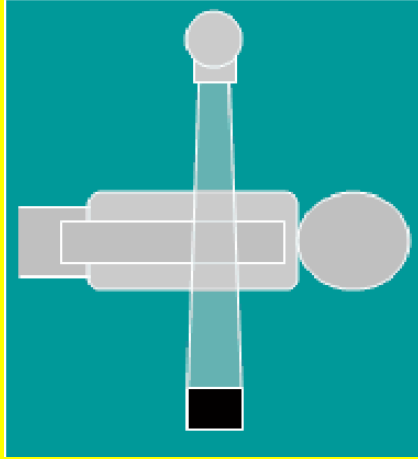


Z Ekseni Boyunca
8-40 detektör dizisi

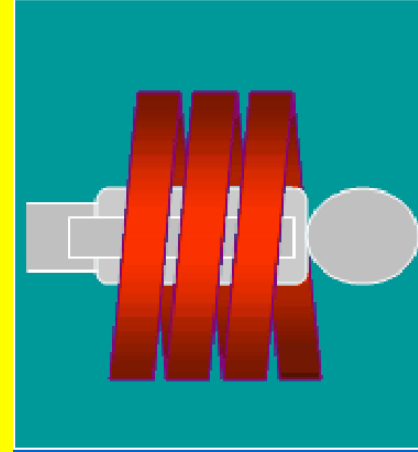
Her dizide 100 detektör

ÇOK-KESİTLİ HELİKAL TARAMA

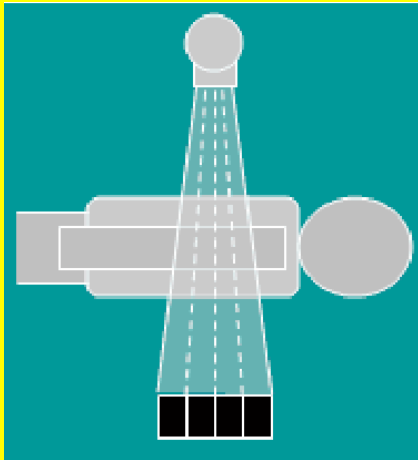
Tek Kesitli
Sistem



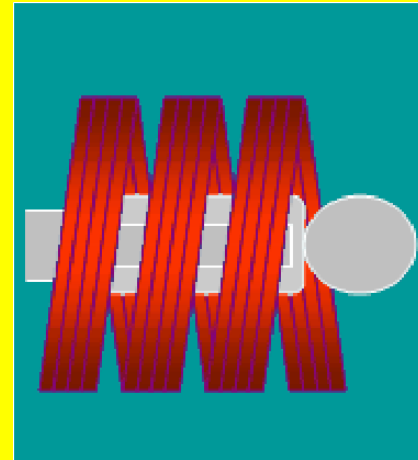
Tek Kesit Helis



Dört Kesitli
Sistem



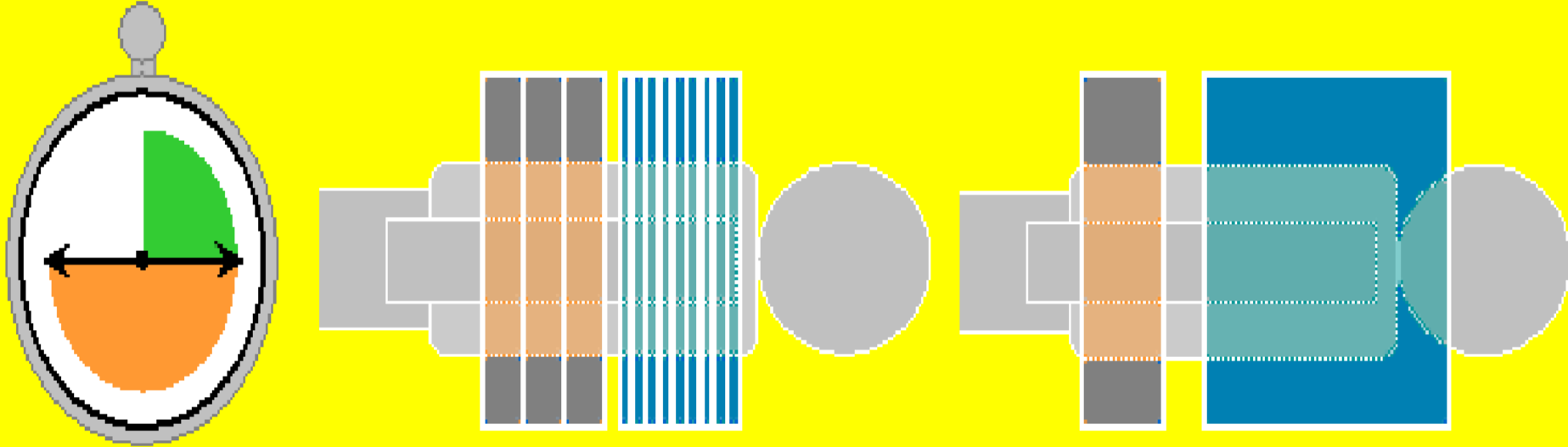
Dört Kesit Helis



ÇOK-KESİTLİ AVANTAJLARI

Tek kesitli ile karşılaştırılırsa;

- Kısa sürede tarama
- İnce kesitler z-ekseni boyunca daha yüksek ayırma gücü verir
- Aynı sürede daha büyük hacimler taranabilir



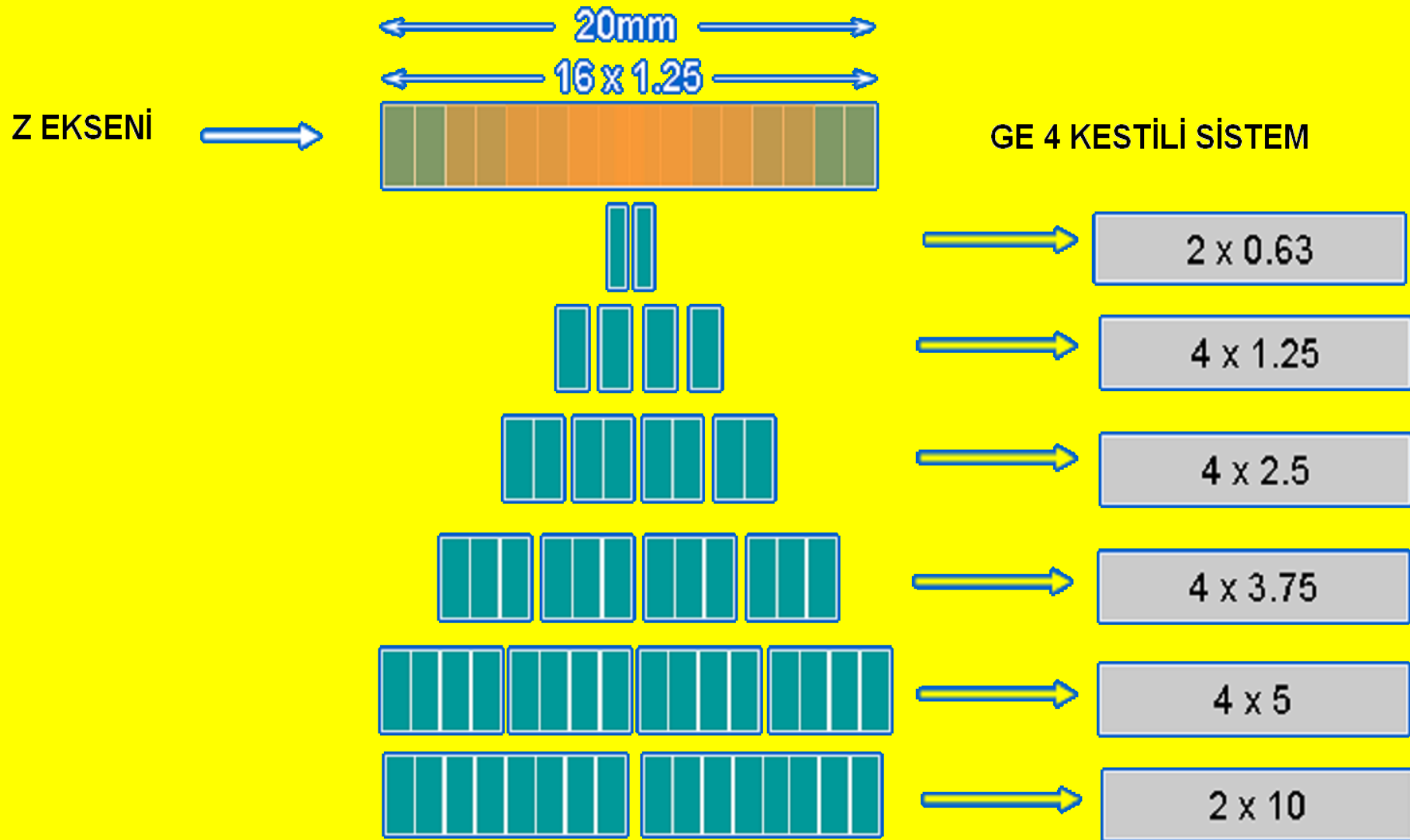
Klinikte bu avantajların kombinasyonları kullanılır

ÇOK-KESİTLİ AVANTAJLARI

- Rotasyon başına daha çok kesit bilgisi;
 - Daha büyük hacimler taranabilir
 - Daha yüksek ayırma gücü elde edilebilir
- Bacaklarda yapılan bir girişimsel incelemede;
 - 4 kesitli bir sistemde rotasyon başına 3mm'lik kesitler kullanılabilirken
 - 16 kesitli bir sistemde rotasyon başına 1 mm'lik kesitler kullanılabilmektedir



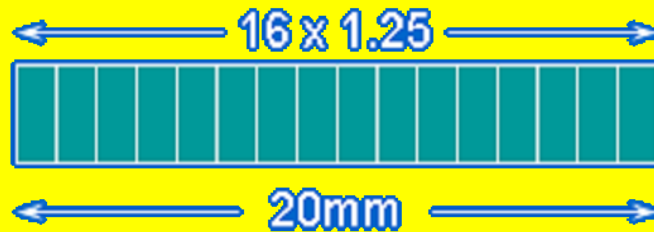
KESİTLİ KALINLIĞI SEÇİMİ



FARKLI FİRMALARIN 4-KESİT KOMBİNASYONLARI



GE



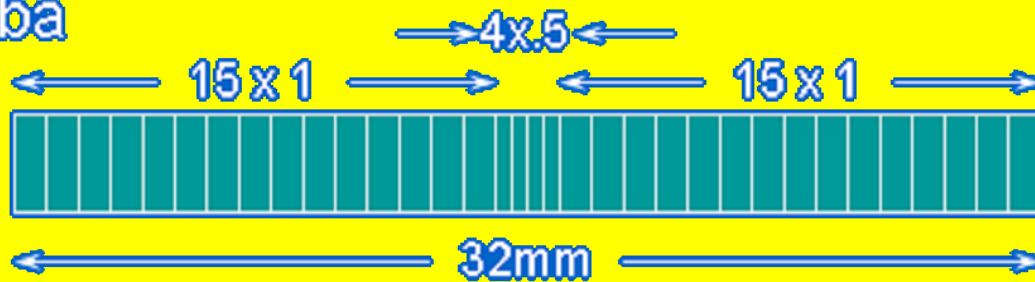
SABİT

Philips/
Siemens



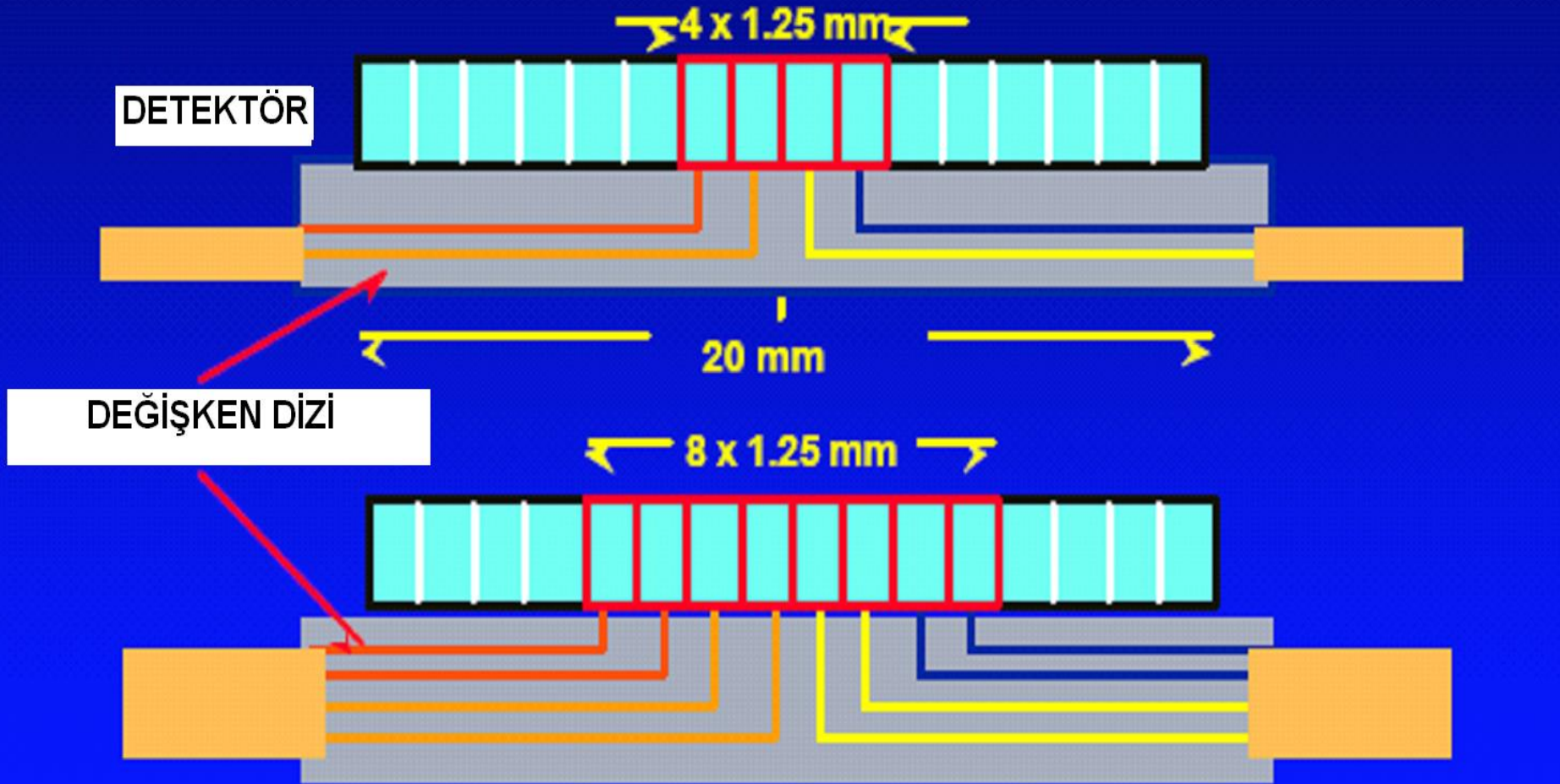
ADAPTİF

Toshiba



KARIŞIK

4-KESİT VS. 8-KESİT

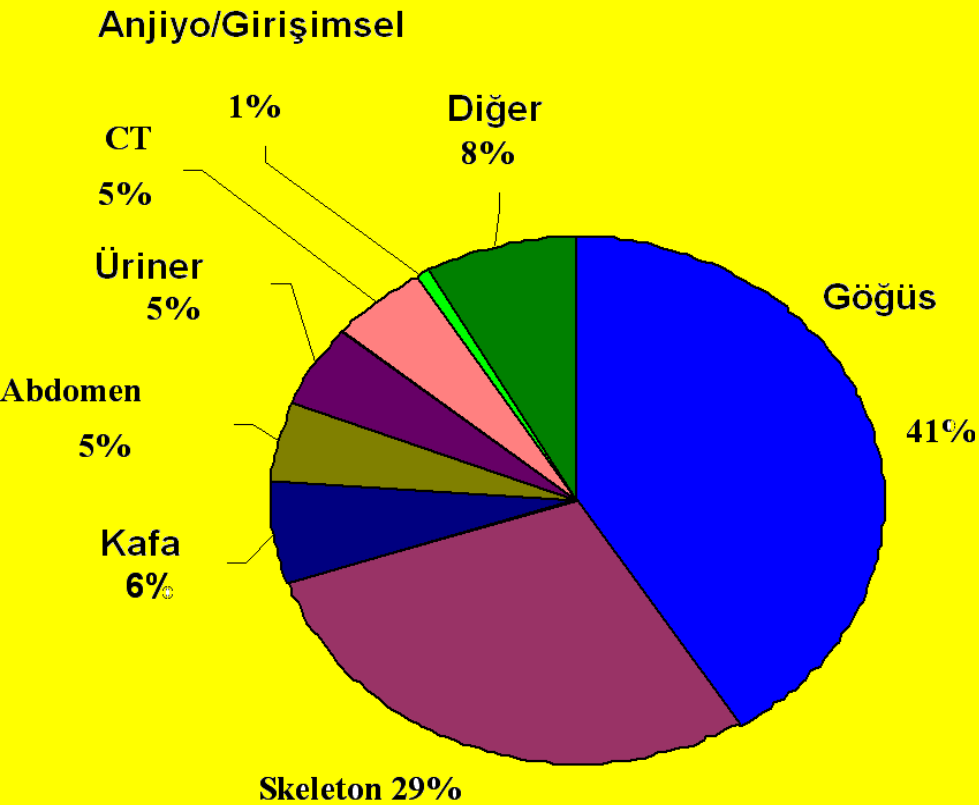


DURUM ANALİZİ

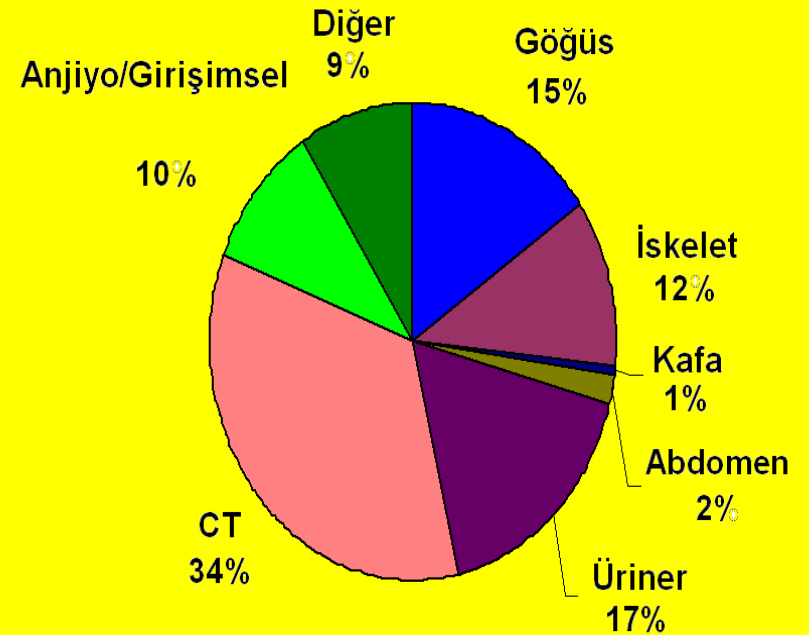
- Diğer modalitelerin tersi CT teknolojisi ve uygulamaları hızla gelişmeye devam etmektedir
- Dünya çapındaki en önemli ve bilinen radyolojik uygulamalardan biridir
- CT kullanımı hızla artmaktadır. Bazı ülkelerde 10 yıl önceki kullanımına oranla % 10-15 artmıştır
- Fakat hasta dozlarında bir düşüş gözlenmemiştir.

UNSCEAR 2000

(A) KULLANIM SIKLIĞI



(B) KOLLEKTİF DOZA KATKI



NEDEN DAHA SIK KULLANIM?

- 20 sene önce bir toraks incelemesi dakikalar sürerken, artık bir nefes tutumunda alınabilmektedir, bu hasta ve çalışanlar için kolaylık sağlamıştır
- CT'de ki teknolojik gelişmeler CT floroskopi ve girişimsel prosedürler imkan sağlamış ve bazı klinik durumlarda ultrason rehberlikli girişimsel incelemelerin yerini almıştır
- Rutin taramaların CT ile yapılması tercih edilemeye başlanmıştır

NEDEN DAHA ÇOK DOZ?

- Radyografinin tersine, çok ışınlama CT'de daha iyi görüntü kalitesi ile sonuçlanır
- Klinik uygulamalarda genellikle gereğinden fazla alan tarama eğilimi vardır
- Modern helikal CT'ler, kesitler arasında boşluk kalmadan görüntü alabilmekte ve kesitler üst üste binebilmektedir
- CT uygulamalarının tekrarı
- Yetişkinler için kullanılan ışınlama parametreleri, pediatrik incelemelerde de kullanılmaktadır
- Pelvis bölgesi(yüksek kontrast bölgesi) için kullanılan ışınlama parametrelerinin abdomen(düşük kontrast bölgesi) için de kullanılması

CT'DEKİ DOZ

- Toraks incelemelerinde ortalama 8 mSv(bir akciğer radyografisinin yaklaşık 400 katı),abdomen incelemelerinde 20 mSv'e kadar çıkmaktadır
- Epidomolojik çalışmalar, CT çalışmalarında dokunun soğurduğu dozun bazen kanser riskini arttıracak seviyeleri aştığını göstermiştir

CT ve RADYOGRAFİDE EFFEKTİF DOZLAR

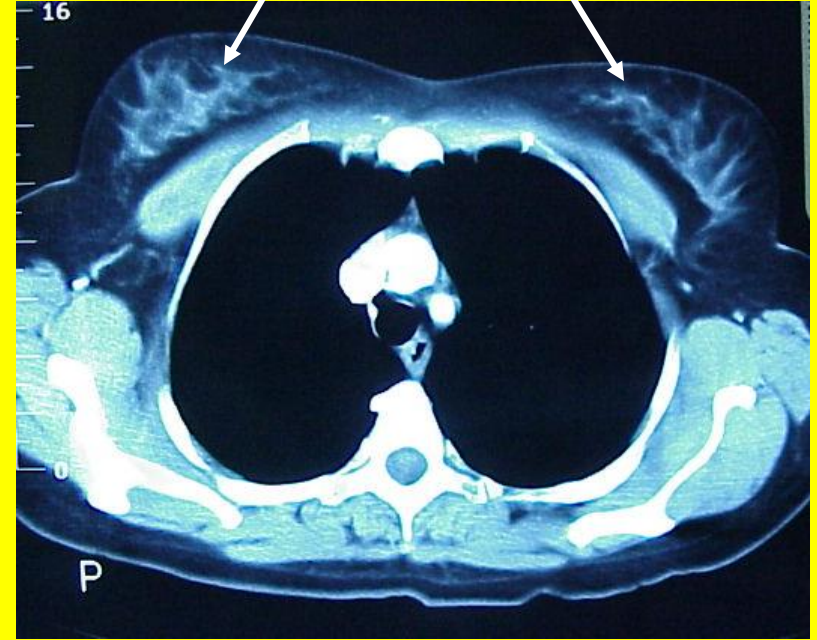
CT ÇALIŞMASI	Effektif doz (mSv)	Radiyografik inceleme	Effektif doz (mSv)
KAFA	2	KAFATASI	0.07
GÖĞÜS	8	GÖĞÜS PA	0.02
ABDOMEN	10-20	ABDOMEN	1.0
PELVİS	10-20	PELVİS	0.7
		Ba Yutma	1.5
		Ba enema	7

KLİNİK UYGULAMADA İLGİLENİLEN BÖLGE DIŞINDA DİĞER BÖLGELERİN ALANDA BULUNMASI

Göz Lensi



Meme Dokusu



CT'DE DOZ DÜŞÜRME YAKLAŞIMLARI

- mA'in düşürülmesi
- Sürenin düşürülmesi
- Pitch arttırılması
- kVp düşürülmesi