

Bilgisayarlı Tomografi Fiziği



Dr.Nail Bulakbaşı
Yakın Doğu Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

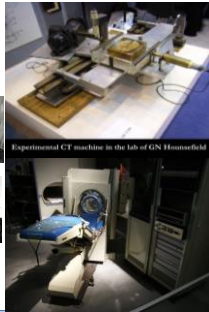


Konular

- Giriş ve Tarihçe
- BT cihazının yapısı
- Görüntü eldesi
- Temel görüntüleme parametreleri
- Çözünürlük ve etkileyen parametreler
- Radyasyon dozu
- Artefaktlar

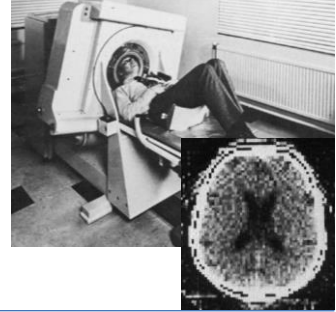
Tarihçe

- Tomografi Yunanca tomos (kesit) ve graphia (görüntü)
- Teori 1963
 - Allan MacLeod Cormack
- Uygulama 1967-1971
 - Sir Godfrey N. Hounsfield
- 1979 Nobel Tıp Ödülü



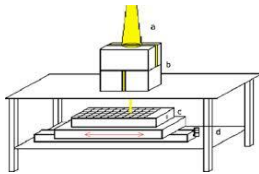
Tarihçe

- 1971 EMI BT
 - Tarama : 4,5 dk
 - Görüntü : 20 dk
 - 128 x 128 matriks
 - 3x3 mm piksel
- 1973 Mayo Clinic
- 1976 Hacettepe



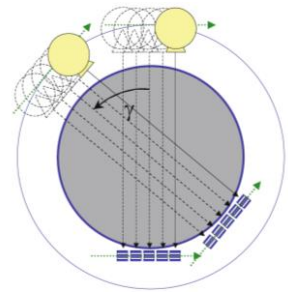
Birinci jenerasyon (1972)

- Çevirme-döndürme (translate-rotate)
- Pencil-Beam x-ışını
- Karşısında tek bir detektör
- Her açıda objeye lineer tarama (Translate)
- 1°'lik açı ile 180°'lik dönüş (Rotate)
- Kesit süresi 4.5 dk



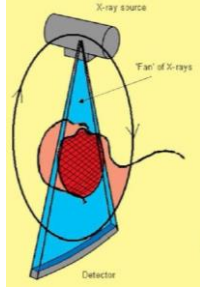
Birinci jenerasyon (1972)

- Çevirme-döndürme (translate-rotate)
- Pencil-Beam x-ışını
- Karşısında tek bir detektör
- Her açıda objeye lineer tarama (Translate)
- 1°'lik açı ile 180°'lik dönüş (Rotate)
- Kesit süresi 4.5 dk



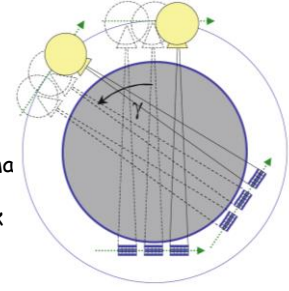
İkinci jenerasyon (1979)

- Çevirme-döndürme (translate- rotate)
- Fan-beam X-ışını + ince kolimatör
- Lineer dizili birden fazla dedektör
- Her açıda tek tarama (Translate)
- 10°'lik açı ile 180°'lik dönüş (Rotate)
- Kesit süresi 18 sn



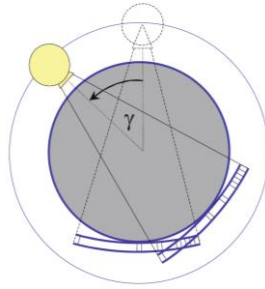
İkinci jenerasyon (1979)

- Çevirme-döndürme (translate- rotate)
- Fan-beam X-ışını + ince kolimatör
- Lineer dizili birden fazla dedektör
- Her açıda tek tarama (Translate)
- 10°'lik açı ile 180°'lik dönüş (Rotate)
- Kesit süresi 18 sn



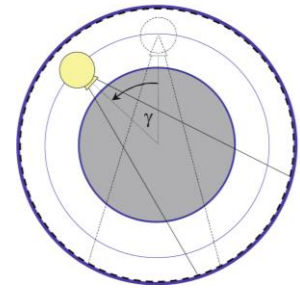
Üçüncü jenerasyon (1983)

- Döndürme-döndürme (rotate-rotate)
- Fan-beam X-ışını + ince kolimatör
- Konveks dedektörler
- Tüp ve dedektörler senkron 360° döner
- Tek dönüşüde birden fazla kesit
- Kesit süresi 2-4 sn



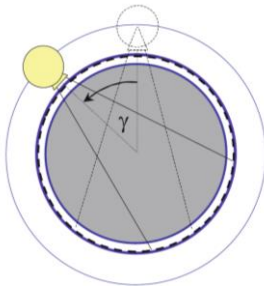
Dördüncü jenerasyon (1989)

- Döndürme-sabit (Rotate-stationary)
- Spiral/Helikol BT
- >360° dönen fan-beam X-ışını + ince kolimatör
- "gantry" boyunca dizilmiş ve sabit dedektörler
- Kesit süresi 1-2 sn



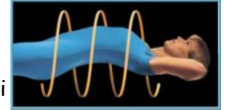
Dördüncü jenerasyon (1989)

- Döndürme-sabit (Rotate-stationary)
- Spiral/Helikol BT
- >360° dönen fan-beam X-ışını + ince kolimatör
- "gantry" boyunca dizilmiş ve sabit dedektörler
- Kesit süresi 1-2 sn



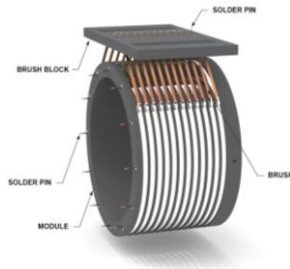
Helikal hareketi sağlayan etmenler

- Slip-ring teknolojisi
- Solid-state dedektörler
- Arttırılmış önbellek kapasitesi
 - 1000 dedektörde 1000 örnekleme/rotasyon
 - 2 Mbyte/sn veri transferi ve depolanması
- Tüp soğutma algoritması
 - Max mAs ile helikal tarama arasındaki tüp soğuma zamanını belirler
 - "Focal tract cooling"
- Yüksek voltajlı güç kaynağı (jeneratör)



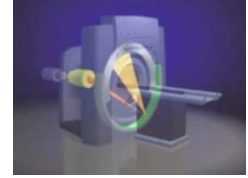
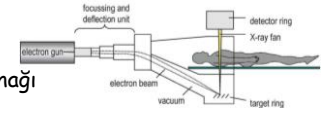
Slip-ring teknolojisi

- Tüp ve dedektörlerin kabloları gantrinin $>360^\circ$ dönüşünü engeller
- 3 bileşenden oluşur
 - Paralel dönen halkalar
 - Sabit değme noktaları
 - İletken fırçalar
- Tipleri
 - Yüksek voltaj ringi
 - Tüp ve jeneratör voltajı
 - Dijital veri ringi
 - Düşük voltaj ringi
 - Kontrol sistem voltajı



Beşinci jenerasyon (1985)

- Sabit-sabit
- EBT
- Sabit elektron kaynağı
- Dönen W anoda odaklanır
- Yelpaze X ışın demeti
- "gantry" boyunca dizilmiş ve sabit dedektörler
- Kesit süresi 17-50 ms



Altıncı jenerasyon (1991/1998)

- Slip-ring teknolojisi
- $>360^\circ$ dönen fan-beam X-ışını + ince kolimatör
- ÇDBT (MDCT)
- ÇKBT (MSCT)
- 2 veya daha fazla sayıda sabit dedektör dizisi
- Kesit süresi <1 sn

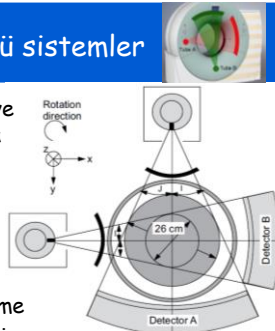


2000'ler

- 2004: 64 kesit cihaz
 - $0.5 \times 64 = 32$ mm genişlik
 - Matris: 1024×1024
 - Dönüş hızı: 0.33 sn
 - 64 kesit/dönüş
 - Kesit kalınlığı: 0.5 mm
 - Rekonstrüksiyon hızı: 20 görüntü/sn
- 2008: 320 kesit cihaz
 - $0.5 \times 320 = 160$ mm genişlik
 - Matris: 1024×1024
 - Dönüş hızı: 0.27 sn
 - 256-320 kesit/dönüş
 - 4 sn tüm vücut BT
 - 0.25 sn kardiyak BT
 - BT dozu <1 mSv
 - DSA dozu 3 mSv

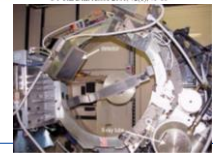
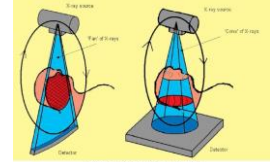
Çift tüplü sistemler

- 90° dik 2 X-ışın tüpü ve iki dedektör aynı anda çalışır
- Dönüş hızı: 0.33 sn
- 64 kesit/dönüş
- TÇ: $0.33/4 = 83$ ms
- Kalp hızı sınırı yok
- Fonksiyonel görüntüleme
- Dual enerji kullanılabilir
- Daha düşük doz



Yedinci jenerasyon (2002)

- Cone-beam X-ışını
- Flat sabit dedektör
- Amaç
 - Oluşan X-ışınından daha fazla yararlanmak
 - Isıyı azaltmak
- Farklı FT
- Farklı rekonstrüksiyon algoritmaları
- Mikro-BT



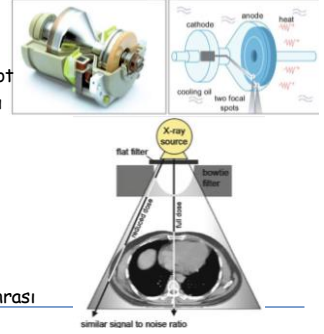
BT cihazının yapısı

- Gantri
 - X-ışın tüpü
 - Jeneratör
 - Dedektör
- İşlemci
 - Bilgisayar
 - Kabinetler
 - Monitör



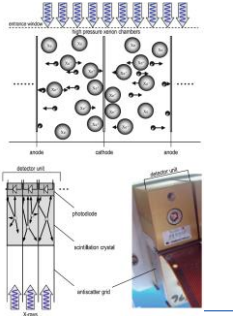
BT cihazının yapısı

- Tüp
 - Daha geniş flaman
 - Birden fazla fokal spot
 - Daha küçük anod açısı (7° - 10°)
 - 3.5-5 milyon HU
- Filtre
 - Düz
 - Bowtie
- Kolimatör
 - Dedektör öncesi \pm sonrası



Detektör tipleri

- Xenon:
 - X ışını sıkıştırılmış xenon gazında iyonizasyona neden olur ve elektrik sinyali üretir
- Solid state:
 - X ışını düştüğünde ışık salınımı olur ve elektrik sinyali üretir (4. jenerasyon ve ÇKBT'de kullanılırlar)

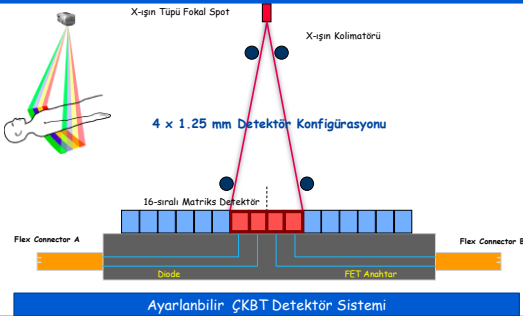


Detektör geometrisi

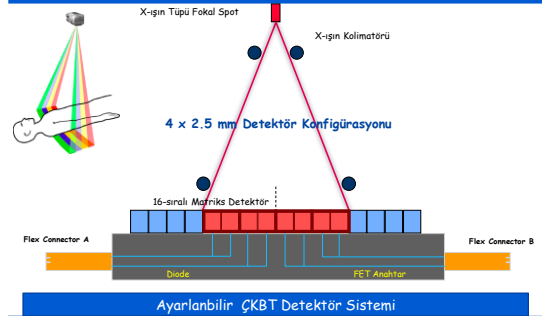
- Matrix dedektör: Paralel sıralanmış eşit genişlikteki dedektör dizilimi
- Adaptif dedektör: Santralden periferere doğru genişleyen dedektör dizileri
- Hibrid dedektör: Matrix ve adaptif birarada



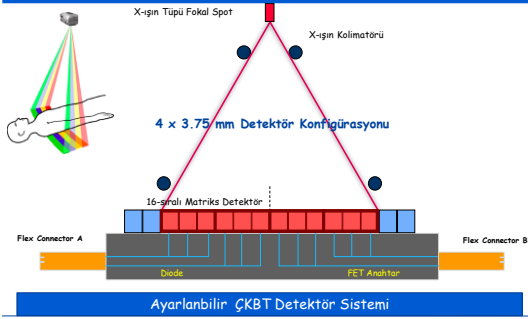
Detektör konfigürasyonu



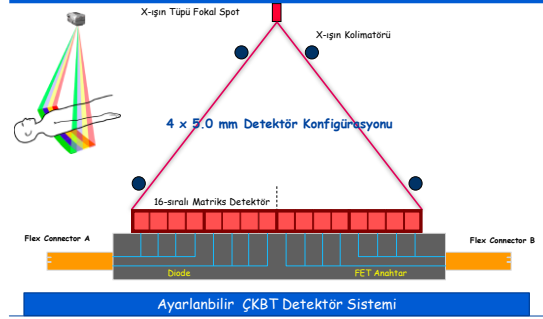
Detektör konfigürasyonu



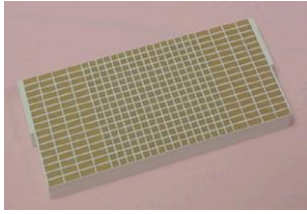
Detektör konfigürasyonu



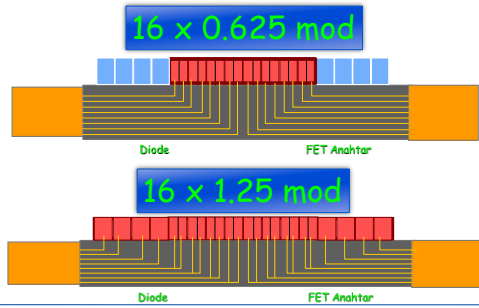
Detektör konfigürasyonu



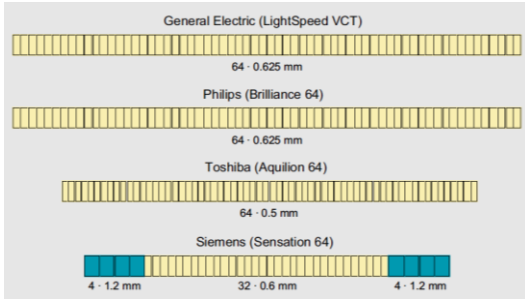
Hibrid detektör



Hibrid detektör



Firmalara göre 64 detektör tipleri



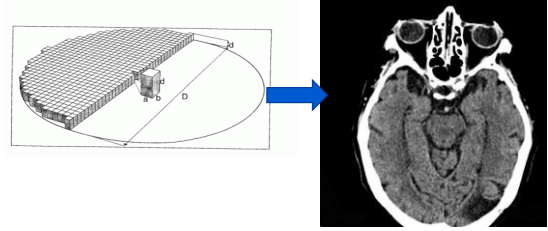
Detektör geometrisi

- Detektörler arasındaki yaklaşık 0.06mm kalınlıktaki ışını emen ama bilgi üretmeyen septa nedeniyle ÇKBT'lerde ve özellikle matrix dizilimde detektör etkinliği düşüktür
- Bu da hastaya verilen radyasyon dozunun fazla olması anlamına gelmektedir. Ancak ÇKBT' de ışın kolimasyonunun fokal spot boyutuna oranı yüksek olduğundan umbra/penumbra oranı da yüksektir
- Genel olarak detektör sıra sayısı arttıkça x- ışını kullanım etkinliği arttığından radyasyon dozu azalır

Nasıl görüntü elde edilir?

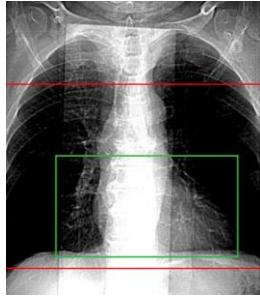
- Kolime edilmiş x-ışın demeti hastadan geçerken
 - Fotoelektrik etki
 - Compton saçılması
- Her noktanın x-ışını zayıflatma değeri detektörlerce ölçülür
- Ölçümlerin bilgisayarda işlenerek sayısal değerlerin karşılığı olan gri tonlarla boyanması.
- Kesit: BT numaralarından meydana gelen harita.
- 2 boyutlu olan görüntü aslında 3 boyutludur
 - 3B = kesit kalınlığı ve resmin her yanında eşit

Nasıl görüntü elde edilir?



Görüntüleme Alanı (FOV=Field of View)

- Objenin boyutuna göre seçilir
- Matris sabitse FOV büyütüldükçe geometrik çözünürlük azalır
- Matris sayısını değiştirmeden geometrik çözünürlüğü azaltmayı önlemeye yönelik büyütme işlemine odaklama (zooming) ya da hedefleme (targeting) denir.

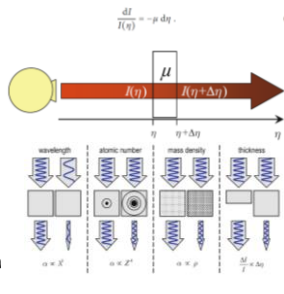


Odaklama (zooming)

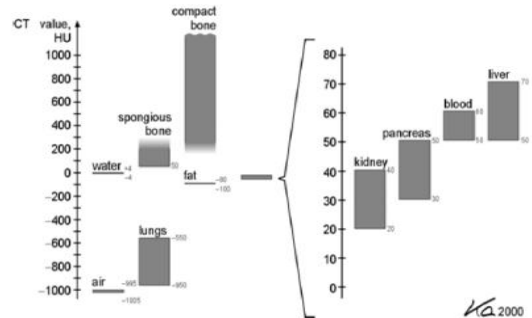
- Büyütmeden farklı → geometrik çözünürlük ↓
- Rekonstrüksiyon odaklama
 - Ham görüntü üzerinde işaretlenen bölgenin yeniden değerlendirilerek oluşturulması işlemidir.
 - Görüntünün rezolüsyonu artırılabilir.
- İnterpolatif odaklama
 - Ham görüntü üzerinde işaretlenen bölgenin tüm pikselleri bilgisayar tarafından genişletilir
 - Komşu piksel aralıkları da çevre piksel değerlerinin aritmetik ortalaması alınarak tamamlanır

Atenuasyon

- X ışın şiddetinin azalmasıdır
 - Hiperdens
 - Hipodens
 - İzodens
- Lambert-Beer yasası
 - $\Delta I = -\mu \cdot I \cdot \Delta s$
- Atenuasyon birimi Hounsfield ünitesi (HU)
 - Suyun lineer atenuasyon katsayısı

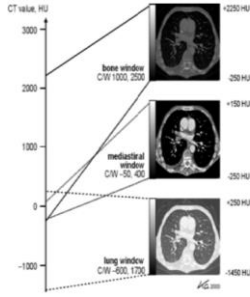


Dokuların HU Değerleri

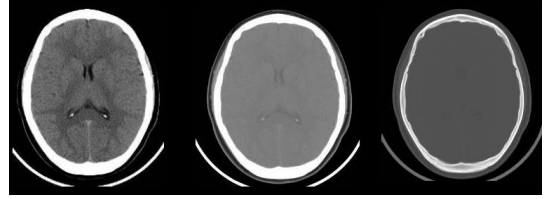


Pencereler

- Pencere genişliği (Window Width)
 - Siyah ve beyaz arası HU sayısı
 - Görüntü kontrastını ifade eder
 - Daha dar pencere daha yüksek kontrast
- Pencere ortası (Window Level)
 - Ortak gri HU değeri



PENCERE DÜZEYLERİ



Temel görüntüleme parametreleri

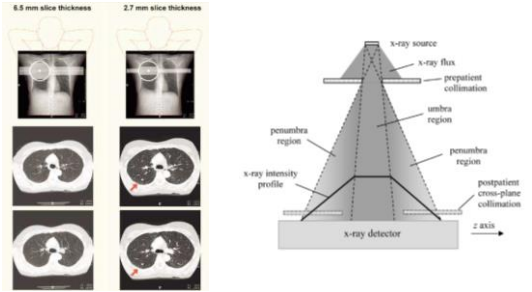
Kesit tarama

- Kolimasyon
- kVp, mAs
- Rotasyon zamanı
- Çözünürlük
- Rekonstrüksiyon algoritması
- Matriks
- Filtre

Hacim tarama

- Rekonstrüksiyon intervali
- İnterpolasyon algoritması
- Pitch
- Efektif kesit kalınlığı
- Rotasyon zamanı
- Dedektör aralığı
- Doz etkinliği

Kolimasyon



İnce kolimasyon

Getiri

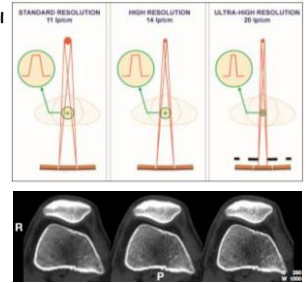
- Uzaysal çözünürlük ↑
- Parsiyel volüm ↓
- Daha iyi 3D ve MPR
- Çizgisel artefakt ↓

Götürü

- Gürültü ↑
- Kontrast çözünürlük ↓
- İnceleme süresi ↑
- Kesit sayısı ↑

Çözünürlük

- İki parametreye bağlı
 - Fokal spot
 - Sekonder kolimasyon
- Getiri
 - Uzaysal çözünürlük ↑
 - Zamanı etkilemez
- Götürü
 - Gürültü ↑
 - Çekim öncesi belirlenir
 - Değiştirilemez



mAs & kVp

Getiri

- mAs ↑
 - Gürültü ↓
 - Kontrast çözünürlük ↑
- kVp ↑
 - Gürültü ↓
 - Geçirgenlik ↑

Götürü

- mAs ↑
 - Hasta dozu ↑
 - Tüp ısısı ↑
- kVp ↑
 - Hasta dozu ↑
 - Kontrast çözünürlük ↓

Rotasyon zamanı

- Tüpün 360°'lik bir dönüşü için geçen süre
- Kısalıkça hareket artefaktı azalır
- Uzaklıkça daha yüksek mAs verilebilir

Rekonstrüksiyon algoritması

- Veri toplama → Matematiksel filtre → Görüntü
- Kemik, yumuşak doku, v.s. Algoritma
- Getiri
 - Doku veya vücut bölümüne en uygun görüntü
 - Rekonstrüksiyon süreleri aynı
 - Görüntü transfer süresi değişmez
- Götürü
 - Farklı filtreler uygulanırsa rekon süresi uzar

Matriks

- Piksel boyutu (mm) = FOV (mm) / Matriks sayısı
- Değişken matriksin getirisi
 - İstenilen piksel boyutu → Optimal uzaysal çözünürlük
 - Matriks azalırsa rekon süresi azalır
 - >512x512 matriks çok gerekli değil
- Yüksek matriksin götürüsü
 - Rekon süresi uzar
 - Arşiv gereksinimi artar

Matriks

- Piksel boyutu = $500 / 512 = 0.98\text{mm} \rightarrow 1 \times 1$
- Zoom fonksiyonu kullanılırsa (örneğin 2)
- $PB = \text{Scan FOV} / M \times Z = \text{Recon FOV} / \text{Matrix}$
- Piksel boyutu = $500/512 \times 2 = 0.49 \text{ mm} \rightarrow 0,5 \times 0,5$

RECOMMENDED IMAGE RECONSTRUCTION MATRIX

Scan Mode	Scan FOV (mm)	Resolution	Slice thickness (mm)	Zoom	Matrix needed	Matrix used
Std. head (B filter)	250	standard	5	1.2	300	340
Std. body (B filter)	430	standard	5	1.2	535	512
HR lungs (C filter)	430	high	1	1.3	820	768
UHR IAC (D filter)	250	ultrahigh	0.5	1	1000	1024

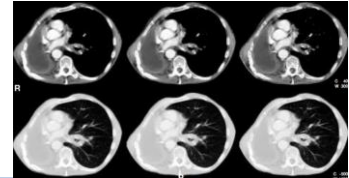
Filtre

Getiri

- Keskinleştirme
- Yumuşatma
- Çekim önce ve sonrasında uygulanabilir

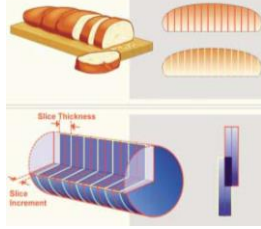
Götürü

- Çekim sonrası yapıldığında 1 ms/imaç zaman



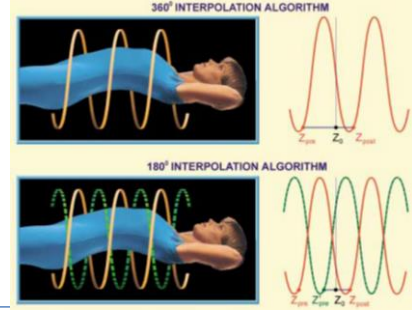
Rekonstrüksiyon intervalı

- Ardışık 2 kesit arası
 - KK aynı
 - Overlapping
- Rİ azaldıkça
 - Overlapp ↑ → MPR ve 3D için iyi
 - Parsiyel volüm ↓ → Lezyon yakalama olasılığı ↑
 - Kesit sayısı ↑ → Rekon süresi ↑



Matematiksel overlapping ile doz arttırılmadan Z eksenindeki çözünürlük arttırılabilir

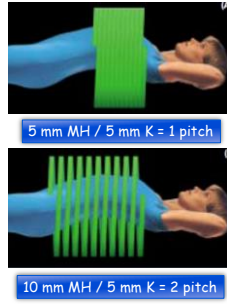
İnterpolasyon algoritması



Pitch (Helikal BT)

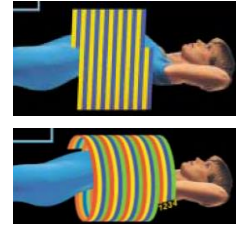
$$P = \frac{\text{Masa hareketi (mm)/rotasyon}}{\text{Kolimasyon (mm)}}$$

- KK = Kolimasyon
- Pitch > 1
 - ↓ uzaysal çözünürlük
 - ↓ hasta dozu
- Pitch < 1 (overlapping)
 - ↑ uzaysal çözünürlük
 - ↑ hasta dozu



Pitch (ÇKBT)

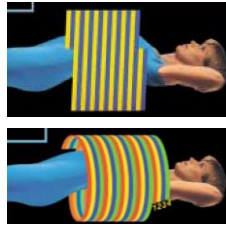
- KK = Tüp + Dedektör kolimasyonu
- Kolimatör pitch:
 - Tipik değerleri 0.75, 1, 1.25...
- Dedektör pitch:
 - Tipik değerleri 4, 6, 12..



Pitch (ÇKBT)

$$P = \frac{\text{Masa hareketi (mm)/rotasyon}}{\text{Kolimasyon (mm) x Dedektör sayısı}}$$

- 64 dedektörlü bir BT'de
 - 0.625 mm kolimasyon
 - 60 mm masa hareketi
 - $P = 60 / 0.625 \times 64 = 1.5$



SAR

- Kesit alış oranı (Slice acquisition rate)
- SAR = (Kesit sayısı/rotasyon) / Rotasyon süresi
- SAR = 4 / 0.5 sn = 8 kesit/sn
- SAR = 64 / 0.5 sn = 128 kesit/sn

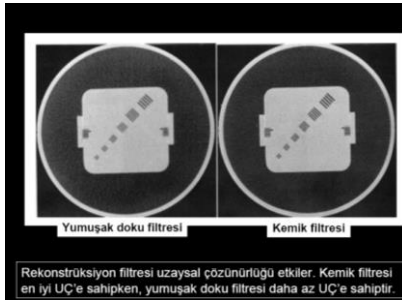
Çözünürlük

- Uzaysal (spatial) çözünürlük
 - Birbirine komşu farklı yapıyı ayırt edebilme gücü
- Kontrast çözünürlük
 - Farklı yoğunlukları ayırt edebilme gücü ,
 - Dokular arasındaki HU değerlerindeki farklılık

Uzaysal çözünürlük

- Piksel boyutu: Daha küçük PB; UÇ ↑
- Kesit kalınlığı: Daha küçük KK; UÇ ↑
- Fokal Spot: Daha küçük FS; UÇ ↑
- Dedektör genişliği: Daha küçük DĞ; UÇ ↑
- Pitch: Daha düşük pitch; UÇ ↑
- FOV: Daha küçük FOV; UÇ ↑
- Matriks: Daha büyük matriks; UÇ ↑
- Rekon filtresi: Kemik filtre; UÇ ↑
- Hasta hareketi: Daha az HH; UÇ ↑

Uzaysal çözünürlük



Kontrast Çözünürlük

- mAs (tüp akımı X tarama zamanı)
 - mAs artarsa: foton sayısı ↑, SNR ↑ ve KÇ ↑
 - mAs'ın iki katına çıkması ile SNR %41 ↑, KÇ de ↑
 - mAs artarsa doz da ↑
- Piksel boyutu (FOV)
 - Hasta boyutu ve diğer tüm parametreler sabit kalırsa; FOV artışı ile piksel boyutları ↑ ve herbir vokselde geçen X-ray sayısı ↑ ve KÇ de ↑

ÇKBT

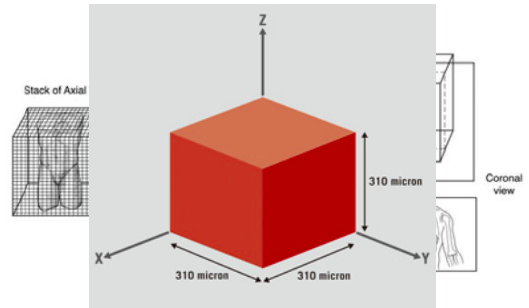
Getiri

- Daha geniş alan daha hızlı taranır
- Daha hızlı çekim, daha az artefakt
- Daha ince kesit, daha yüksek rezolüsyon
- X-ışınının daha etkin kullanımı, daha az radyasyon?
- Değişik kalınlıklarda rekonstrüksiyon
- İzotropik görüntüleme, daha iyi MPR ve 3D görüntüleme

Götürü

- Veri miktarı artar
- Arşiv gereksinimi artar
- Çok fazla kesit MPR gerektirir
- Gürültü artar
- Yüksek kalite ince kesit incelemede doz artar

MPR



MPR

Getiri

- Spesifik yapılar daha iyi ortaya konabilir (optik sinir)
- Lezyon ve anatomik yapıların uzanımı daha iyi ortaya konur

Görütü

- Görüntü detayı aksiyal görüntülere göre daha azdır
- Görüntü kalınlığı detaya etki eder ve detayların kaybına yol açabilir

Radyasyon dozu

- Hastanın etkin dozu (ve riski) hastaya yüklenen total enerji miktarı ile doğru orantılıdır.
 - PA AC : 120kV-5mAs
 - BT: 120kV-200mAs
- Tüp akımı ve tarama zamanı ile ↑
- Tüp voltajını 80'den 140'a çıkardığımızda hasta dozu 5 kat ↑

Radyasyon dozu

- Helikal BT'de pitch 1.0 olduğunda radyasyon dozu konvansiyonel BT'deki aralıksız taramaya eşittir
- Hasta dozu pitch değeri ile ters orantılıdır
 - 1.5 pitch 1.0'e göre dozu %67 azaltır
 - 2.0 ise yarı yarıya azaltır
- ÇKBT'de hasta dozu, ekspozur değerleri ve tarama uzunluğu (kesit kalınlığı x kesit sayısı) aynı kalmak koşuluyla helikal BT'dekine eşittir

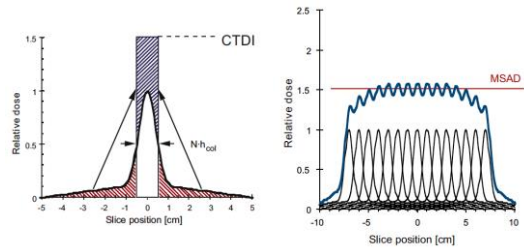
BT doz tanımlamaları

- Direkt grafide çıkış/giriş dozu = 1/100-1000
- BT'de 360° X-ışını → doz dağılımı homojen
- Dar kolimasyon olsa da penumbra ve saçılan radyasyona bağlı kesit dışı enerji depolanması ↑
- Birden fazla kesit alındığında tüm kesitler aynı zamanlı doz almadığından, alınan total doz direkt grafidekinden farklı olur
 - CTDI: BT doz indeksi → lokal dozu ölçer
 - DLP: Dose-length product → total dozu ölçer
 - Efektif doz: Farklı yöntemlerde alınan dozu karşılaştırmayı sağlar

CTDI: BT doz indeksi (mGy)

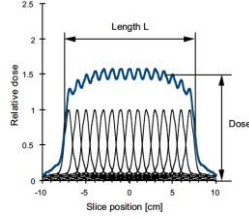
- Temel doz tanımlayıcı
 - Z aksı boyunca tek rotasyonda alınan doz
 - Belli bir noktadaki doz integralinin nominal ışın kalınlığına oranı
 - MSAD: Çok kesit doz ortalaması = $CTDI_{vol}$
 - Tek doz ortalamasından alınan dozu hesaplar
- $$CTDI = \frac{1}{N \cdot h_{col}} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz$$
- N=kesit sayısı
 - h_{col} =Kolimasyon kalınlığı
 - D(z)=Doz integrali
 - p=Pitch
 - MSAD=CTDI x (1/p)
 - $CTDI_{vol}$ =CTDI_w x (1/p)

CTDI v.s. MSAD



DLP: Dose-length product (mGy.cm)

- Tüm seride alınan doz
- $DLP = CTDI_{vol} \times L$
 - İntensite ($CTDI_{vol}$)
 - Yaygınlık (L)
- Tek kesit
 - $L = n \cdot TF + N \cdot h_{col}$
- Çok kesit
 - $L = (TF/t_{rot}) \cdot p \cdot N \cdot h_{col}$



Efektif doz

- Parsiyel radyasyona bağlı organ dozunun tüm vücudun aldığı eşdeğer doza çevrimi
- $E \approx DLP \times f$
- f birimi mSv/mGy.cm
- 0.025 → baş
- 0.060 → boyun (baş modu)
- 0.100 → boyun (vücut modu)
- 0.175 → vücut

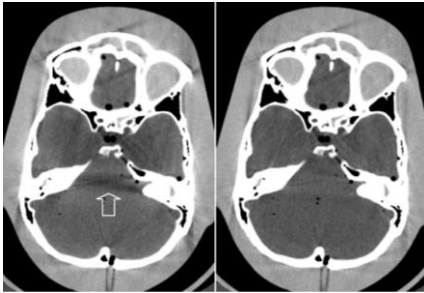
Artefaktlar

Fizik	Hasta	Tarayıcı
Beam hardening (Işın sertleşmesi)	Metal	Ring (halka)
Cupping	Hareket	Spiral/Helikol
Çizgi ve bantlar	Tam olmayan projeksiyon	Cone Beam (Yelpaze demeti)
Parsiyel Volüm		Merdiven basamağı
Foton Açlığı		Zebra
Undersampling		

Işın sertleşmesi

- Sebep: Farklı enerjide fotonlardan oluşan X ışını demeti bir objeyi geçerken, düşük enerjili fotonlar hızlı absorbe olduklarından demetin ortalama enerjisi artar yani sertleşir
- Biçim: Bu etki sonucunda yumuşak doku-kemik gibi farklı yoğunlukdaki oluşumlardan geçen ışın daha koyu dansiteli çizgilenme artefakta yol açar

Işın sertleşmesi



Işın sertleşmesi

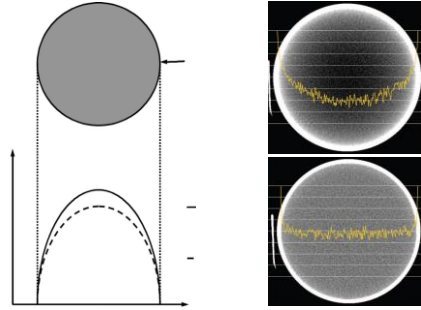
- Çözüm:
 - Filtreler ile (bowtie) X ışınının homojenitesi ↑
 - İnce kesit, yüksek kVp
 - Düzeltim ve rekonstrüksiyon yazılımları
 - Pozisyon düzenlemeleri
 - IV Kontrastlı incelemede %0.9 NaCl katkısı



Cubbing

- Neden: Objenin merkezinde ışın sertleşmesi
- Biçim: Ortada dansite azalır (Yalancı subdural kanama bulgusu)
- Çözüm:
 - Filtreler ile (bowtie) X ışınının homojenitesi ↑
 - İnce kesit, yüksek kVp
 - Düzeltim ve rekonstrüksiyon yazılımları

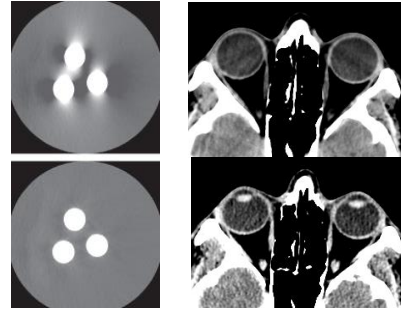
Cubbing



Parsiyel volüm artefaktı

- Sebep: Eğer bir voksel içinde birden fazla farklı doku varsa, tüm dokuların ortalama dansitesi alınıp piksele yansıtılır
- Biçim: Görüntülerde çizgilenmelere neden olur
- Çözüm:
 - Kesit kalınlığını azaltmak
 - Bindirmeli (overlapping) kesit alınması
 - Bilgisayar algoritmaları (ince aralıklı retro-rekonstrüksiyon)
 - Volüm artefaktı azaltma teknik / yazılımları

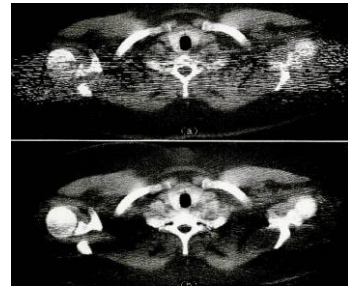
Parsiyel volüm artefaktı

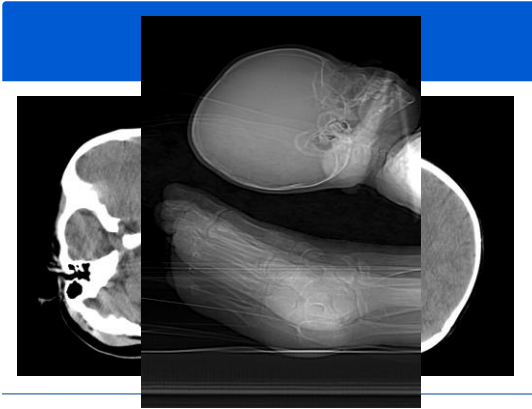


Foton açlığı artefaktı

- Sebep: Yüksek dansiteli uzun ve kalın alanlardan (omuz gibi) geçen X ışınlarının atenuasyonun artması ile dedektöre az sayıda foton ulaşması
- Biçim: Özellikle omuz bölgesinde horizontal çizgilenme
- Çözüm:
 - Otomatik tüp akımı modülasyonu ile hastanın kalın olan bölümlerinde doz otomatik olarak artırılırken, ince kısımların da fazla doz alması önlenir
 - Adaptif filtrasyon ile rekonstrüksiyon sırasında yüksek atenuasyonlu bölgelerde atenuasyon profili yumuşatılır

Foton açlığı artefaktı





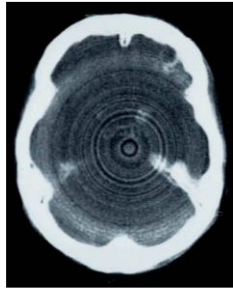
İnkomplet projeksiyon

- Neden: Hastanın herhangi bir bölümü FOV dışında kalırsa bilgisayar bu bölümle ilgili inkomplet bilgi elde eder.
- Biçim: Görüntüde bulanıklık ve çizgilenmeler oluşur.
- Çözüm: FOV alanı düzeltilir



Ring artefaktı

- Sebep: Her bir dedektör görüntünün anüler bir parçasını gördüğü için, tek bir dedektörün bozulması bu artefakta neden olur
- Biçim: Halka şeklinde artefakt
- Çözüm: Dedektör kalibrasyonu



ÇKBT Halka artefaktı

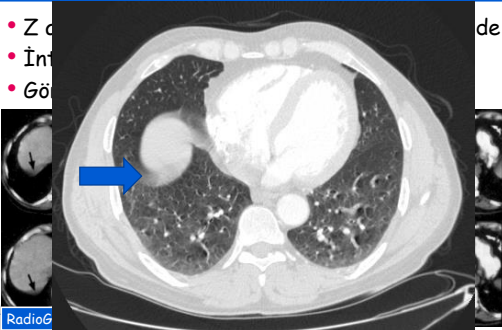
- Neden: ÇKBT sisteminde aksiyal trama modunda tek dedektör dizisinin kullanımına bağlı dedektörler arasındaki homojenite dengesinin bozulması
- Çözüm:
 - Kalibrasyon
 - Helikal mod kullanımı



Radiology 2005; 236:756-761

Helikal BT artefaktı

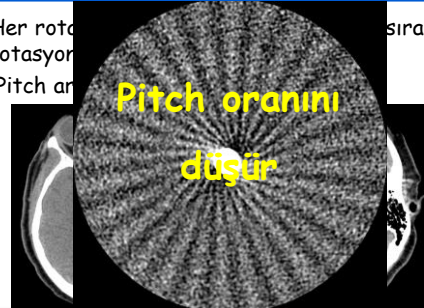
- Z d
- İnt
- Gö



Radiog

Yeldeğirmeni

- Her rota
- rotasyon
- Pitch an



Radiographics 2004; 24:1679-1691

Zebra artefaktı

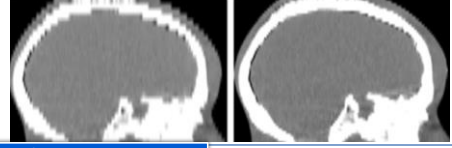
- Neden: Yüksek pitch kullanımı gibi z aks rezolüsyonunun bozulduğu durumlarda görülür
- Çözüm: Pitch değerini azaltmak



RadioGraphics 2004; 24:1679-1691

Merdiven basamağı artefaktı

- Neden:
 - Geniş kolimasyon kullanımı
 - Overlapping rekon yokluğu
- Çözüm:
 - Kesit kalınlığının azaltılması



RadioGraphics 2004; 24:1679-1691