

Computed Tomography

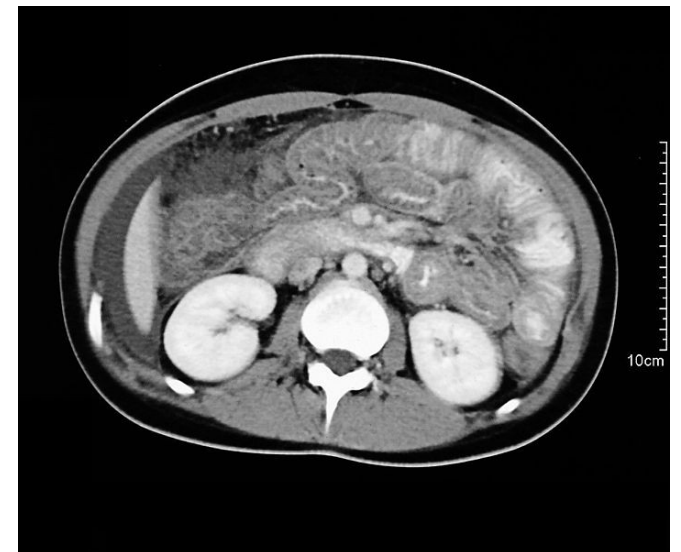


Gliederung

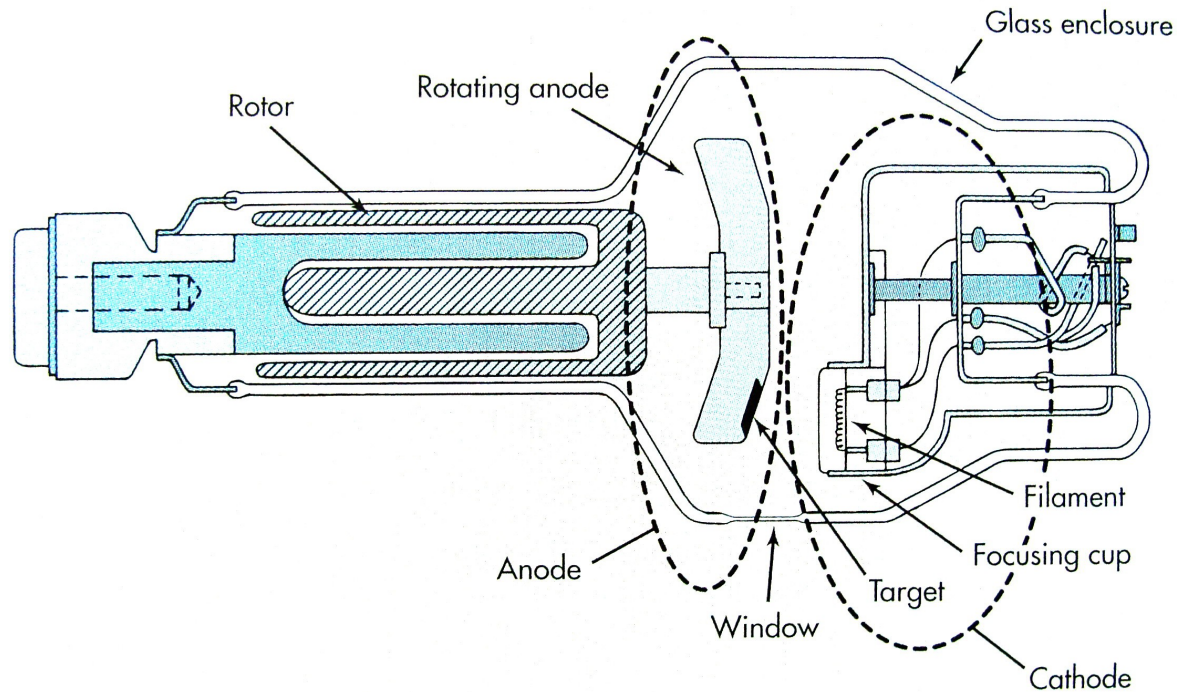
- Motivation
- Strahlungsquelle
- Interaktion mit Materie
- Tomographie
 - Detektoren
 - Kollimatoren
 - Bild-Rekonstruktion mit CT
- Generationen der CT
- Zusammenfassung

Motivation

- Die Röntgenstrahlung wurde am 8. November 1895 von Wilhelm Conrad Röntgen entdeckt
- 100 eV – 100 keV
- Computed Tomographie wurde 1970 von Sir Godfrey Hounsfield entdeckt
- Hoher Weichteilkontrast durch digitale Analyse
- Tumore, Knochenbrüche, Operationsvorbereitungen



Strahlungsquelle



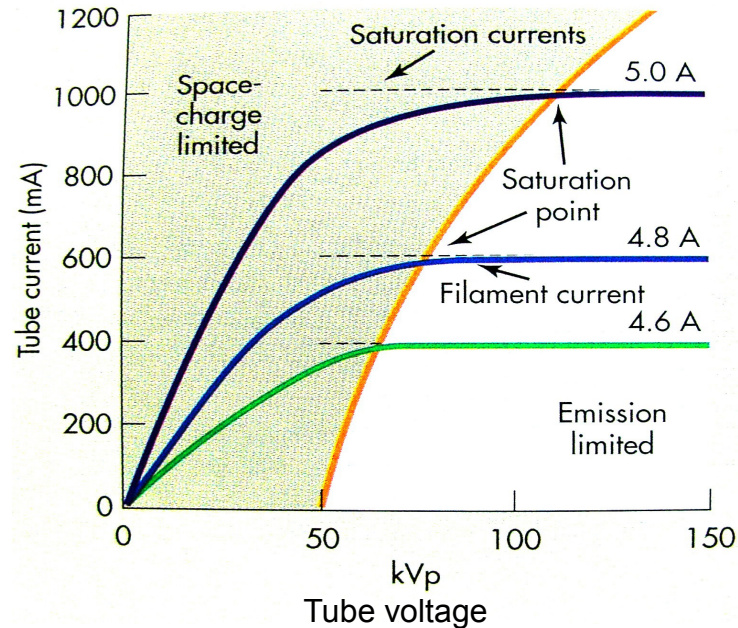
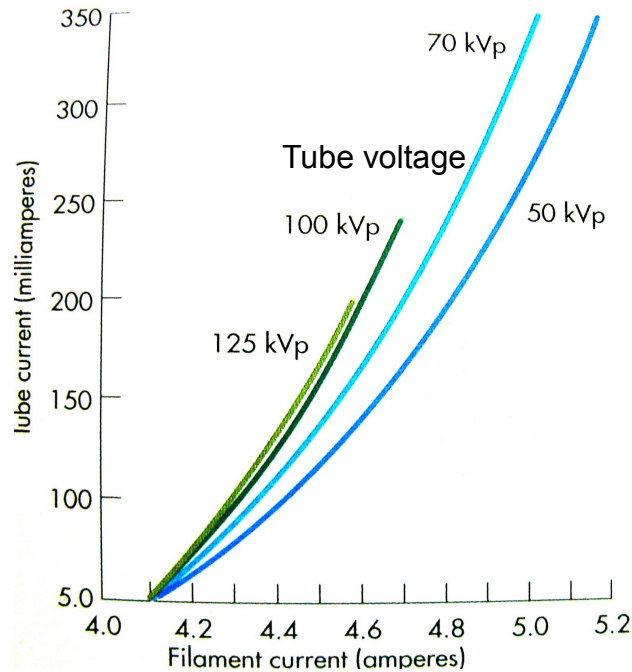
Heizspannung löst Elektronen aus Filament (Blei mit Thorium) aus

Die Anode ist eine rotierende Scheibe, um Hitze besser abzuleiten

Die Röntgenstrahlen (100eV – 100keV) verlassen die evakuierte Einfassung über ein Fenster. Strahlung in andere Richtungen wird durch Schutzabdeckungen (Blei) absorbiert.

2 Filamente sorgen für einen *groben* und *detaillierten* Modus des Scans.

Strahlungsquelle



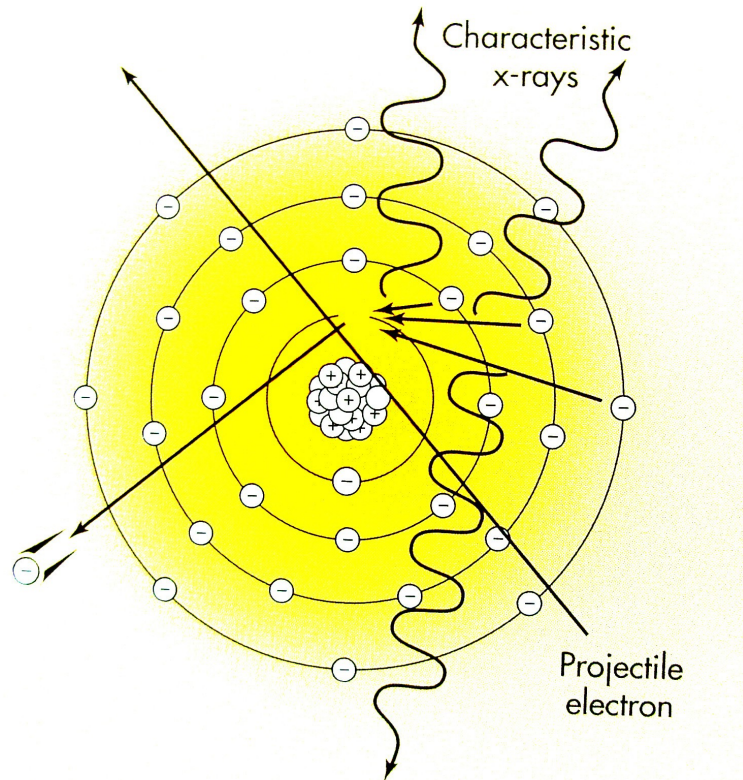
Strom der Röntgenröhre hängt von Filament-Heizstrom und Röhren-Spannung ab

Sättigungswert bei festem Heizstrom und hohen Spannungen, da alle Elektronen abgezogen werden.

Kleine Spannungen führen zu Raumladungs-Wolken um Kathode

Strahlungsquelle

Charakteristische Röntgenstrahlung



K-Schalen-Elektronen werden ausgeschlagen

Elektronen höherer Schalen rücken nach

Unterschied in Energie wird emittiert:

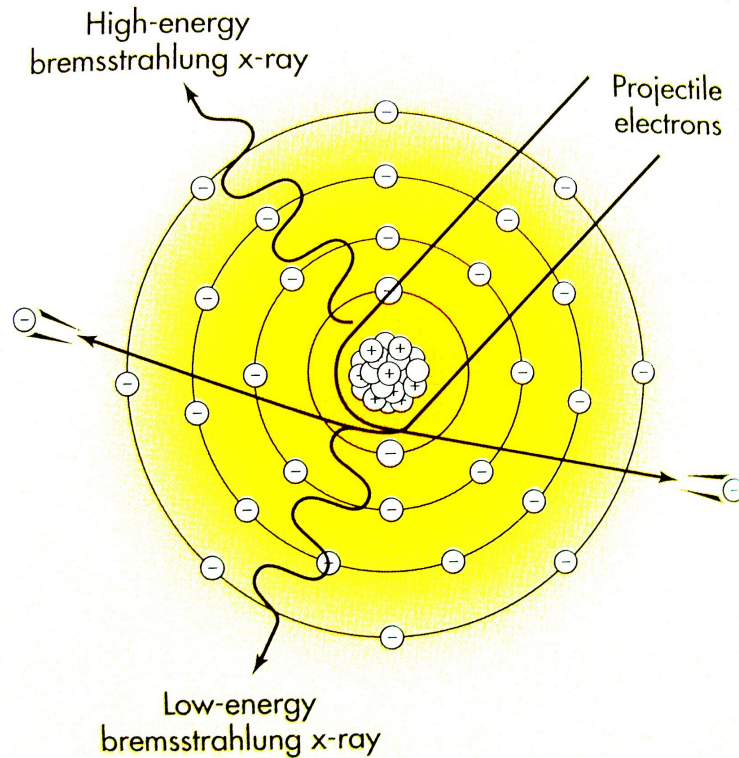
$$\nu_K = R_\nu (Z - 1)^2 \left(\frac{1}{n_f^2} - \frac{1}{n_s^2} \right)$$

$$R_\nu = 3.2898e15 \text{ Hz}$$

K-Übergang (Blei) ~ 69 keV , L-Übergang (Blei) ~ 12 keV

→ Nur K-Schalen-Übergänge wichtig für Röntgen-Untersuchungen!

Strahlungsquelle



Bremsstrahlung

Interaktion mit Kern ändert
Richtung/Geschwindigkeit

Aus Energieunterschied
entsteht Bremsstrahlung

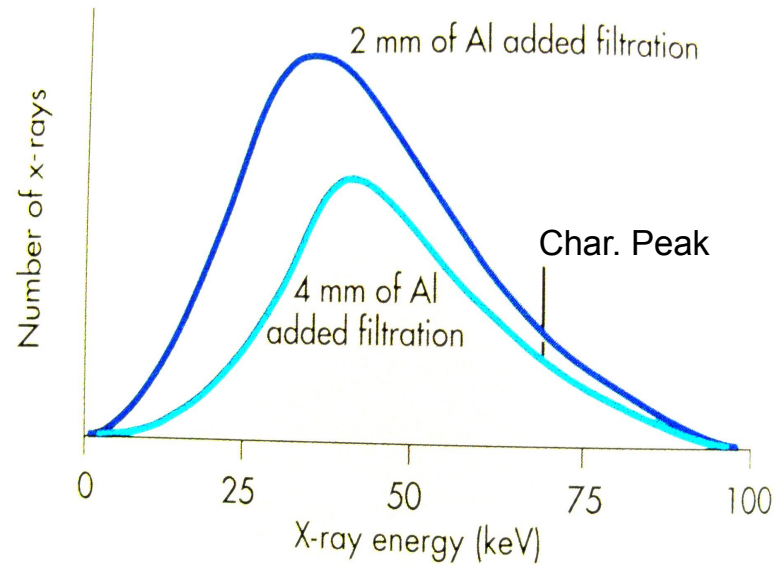
Jede kinetische Energie kann
Bremsstrahlung erzeugen

Beispiel zur Verteilung:

Bei 100 kVp ~ 75% Bremsstr.

Unter 70 kVp ~ 100% Bremsstr.

Strahlungsquelle

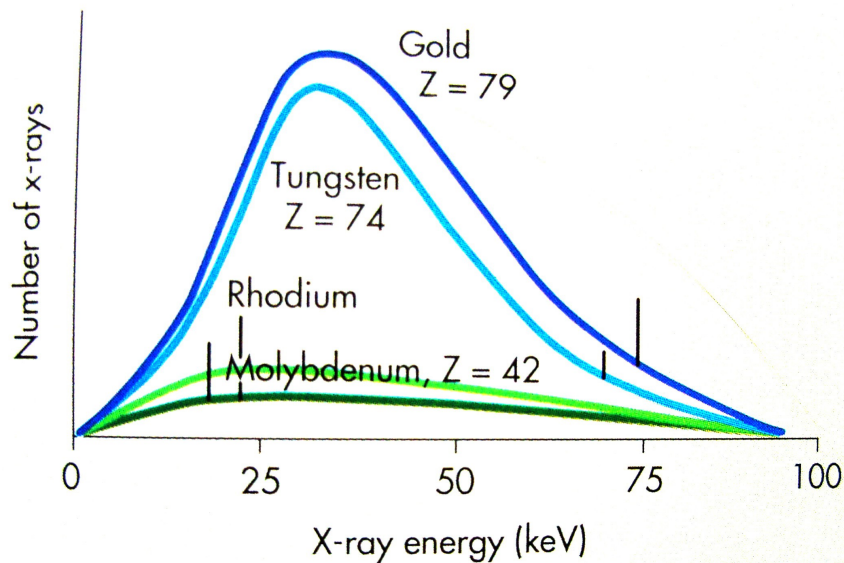


Spektrum

Breite → *Qualität* (→ *kVp[peak]*)
Volumen → *Quantität*

Durch Filter wird das Spektrum *gehärtet*

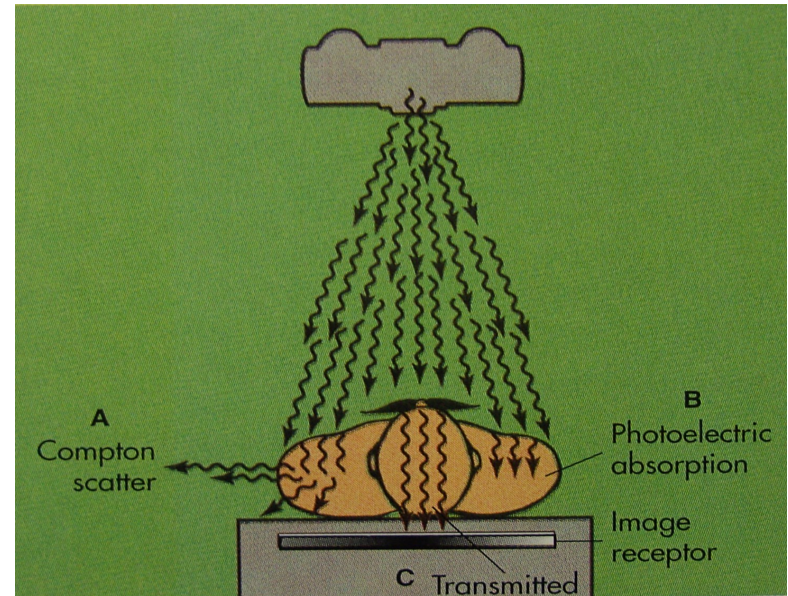
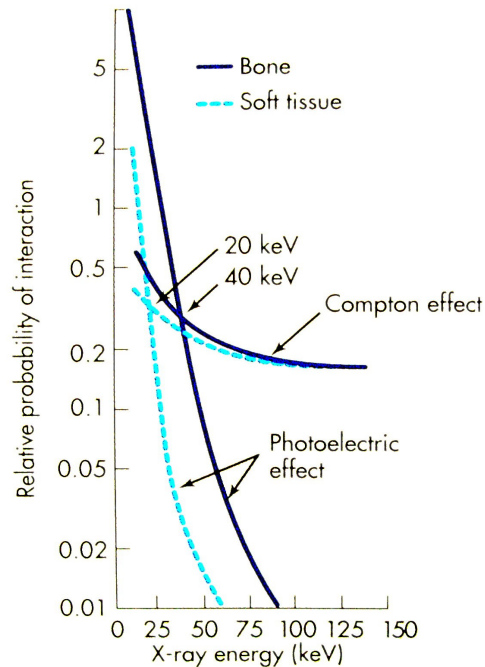
Steigende Z → char. Peak
weiter rechts und mehr
Strahlung



Interaktion mit Materie

Zur Bildproduktion wichtig:

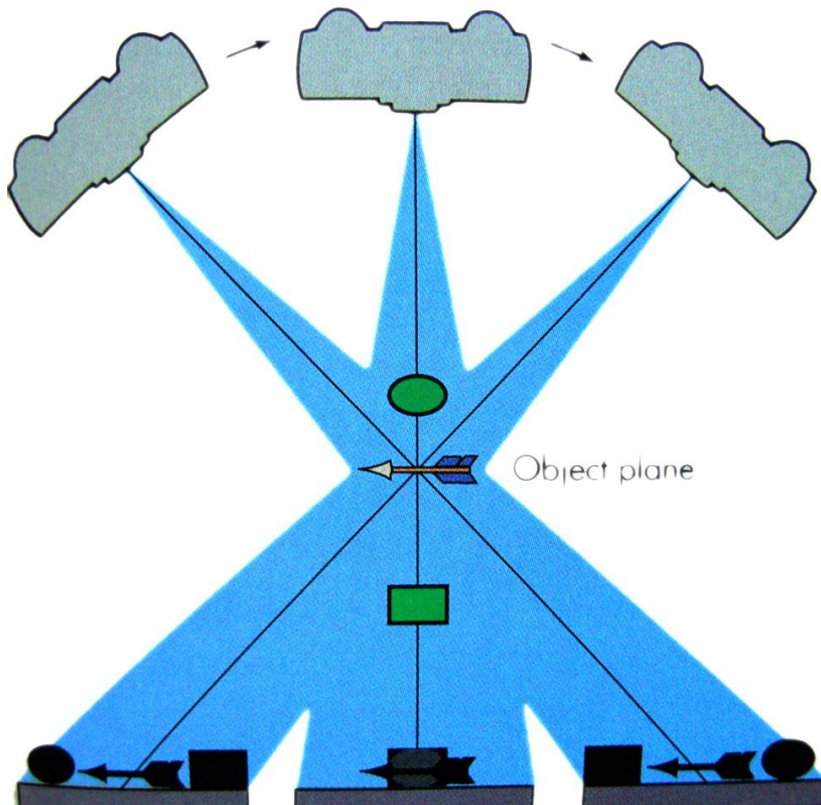
- Photoeffect → Weiß
- Compton-Streuung → Grau
- Ungestreute Transmission → Schwarz
- Thomson-Streuung → Grau



Höhere Röhrensparnungen
→ Comptonstreuung überwiegt
→ weniger Kontrast
→ niedrigere Strahlenbelastung

Niedrigere Röhrensparnungen
→ Photoeffekt überwiegt
→ mehr Kontrast
→ höhere Strahlenbelastung

Tomographie



Radiography ist einfache Projektion eines Volumens auf eine Fläche

Einfache Tomographie verwendet mehrere Winkel, für ein Bild

→ Kontrast beim Drehpunkt ist scharf

CT bildet nicht axial ab, sondern rastert das Volumen *scheibenweise axial* durch

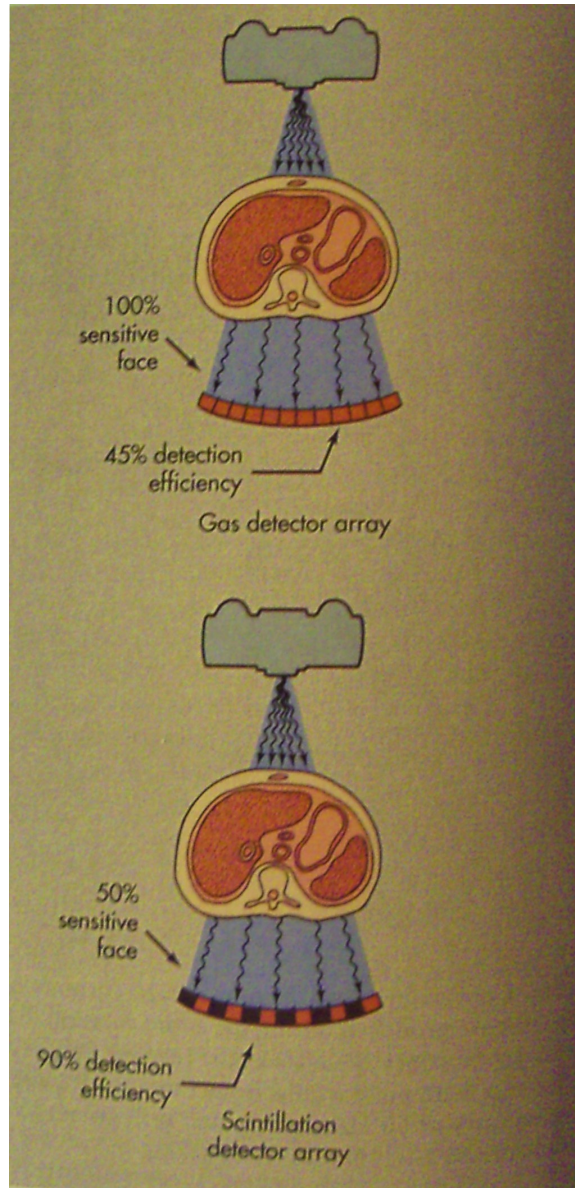
Detektiert wird mit

Scintillator (NaI, BGO, CsI, CdWO₄)
+ Photodiode

Xenon-Gaskammer

Zur Auswertung wird ein Computer benötigt

Detektoren



Gas-Kammern

Keine blinden Flächen

Intrinsische Detektoreffizienz ~45 %

→ 45% Detektoreffizienz

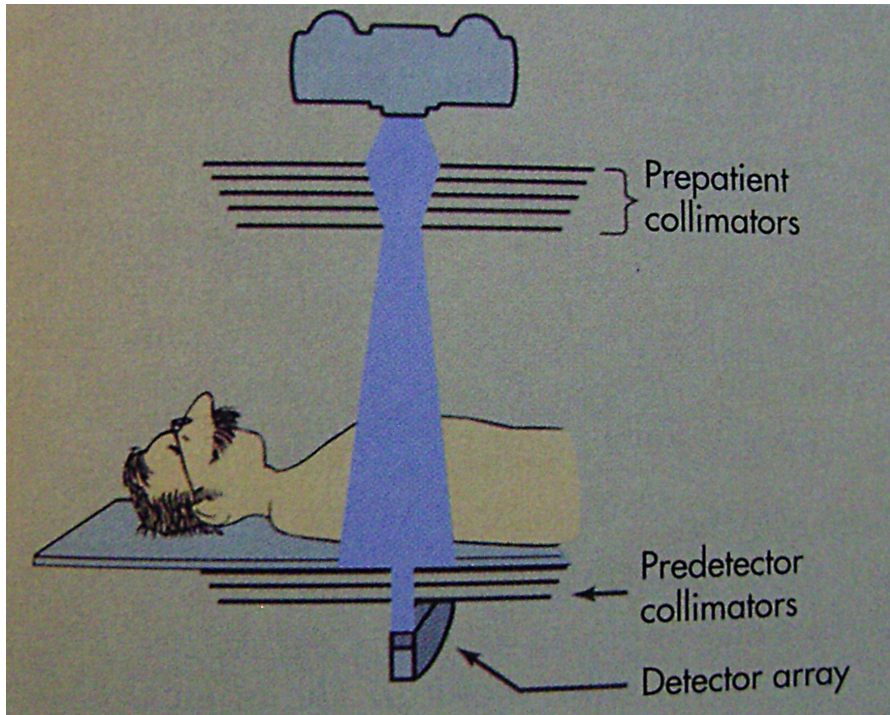
Scintillatoren

Intrinsische Detektoreffizienz ~90 %

Zwischenabstände erforderlich ~50%

→ 45% Detektoreffizienz

Kollimatoren



Compton-Streuung verringert Kontrast!

Filter härten Strahl

→ niederenergetische Strahlung entfernt

Kollimator vor Patient schirmt

→ Strahlungs-dosis wird verringert

Kollimator nach Patient ordnet ein

→ Möglichst nur senkrechte Strahlung wird detektiert

Bild-Rekonstruktion

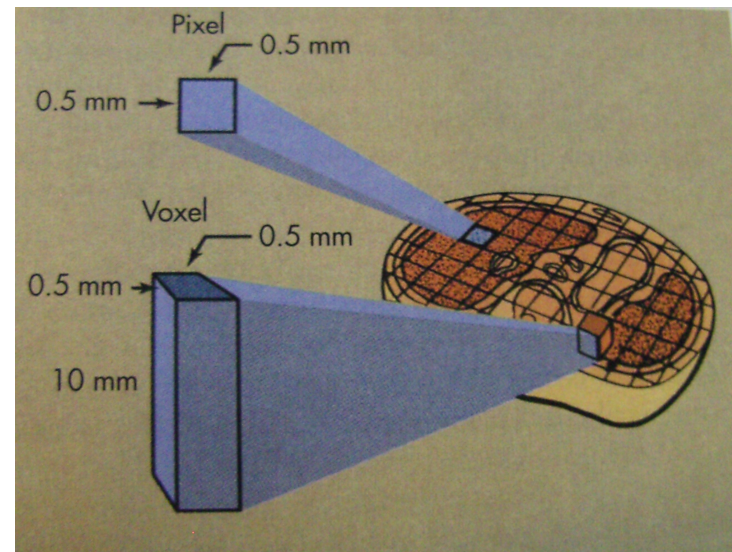
Die gescannte Schicht wird unterteilt in Pixel

Üblich: 512 * 512 Pixel

Beispiel: 20 cm Durchmesser → 0.4 mm/pixel

Je Pixel:

Intensitätszahl → Hounsfield-unit (HU)



Normiert wird von -1000 bis +1000 und 0 = Wasser

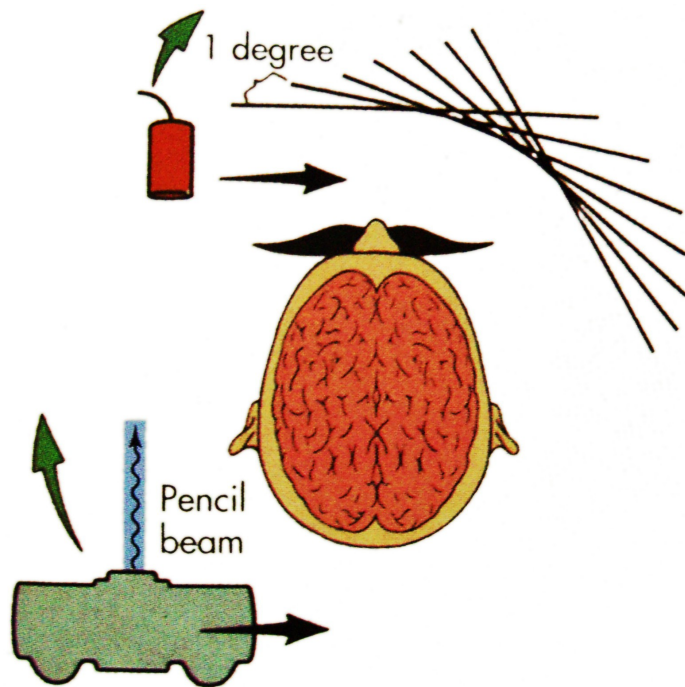
$$HU = k \left(\frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \right)$$

k: HU-Bereich

μ : Dämpfungskoeffizient

Generationen der CT

1. Generation



Verfahren

Fein kollimierte Röntgenstrahlen

Einzelne Detektorzelle

Detektor und Strahlenquelle bewegen sich synchron

Strahl tastet eine Schicht ab, bevor er 1° rotiert

Bis 180° wird dies alle 1° wiederholt

Nachteile

Lange Zeitdauer (bis 5 min)

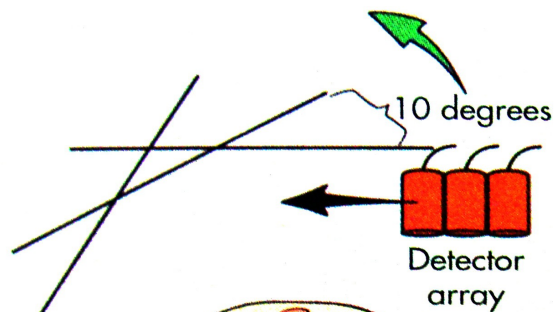
Lange Strahlenbelastung

Evtl. Unschärfe

Generations der CT

2. Generation

Verfahren



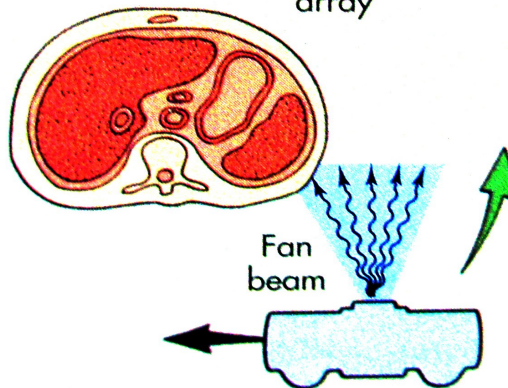
Aufgefächerter Strahl

5-30 Detektoren

Detektor und Strahlenquelle bewegen sich synchron

Rastert mehr Volumen pro Translation

Bis 180° wird dies alle 10° wiederholt (→ 30 s)



Nachteile

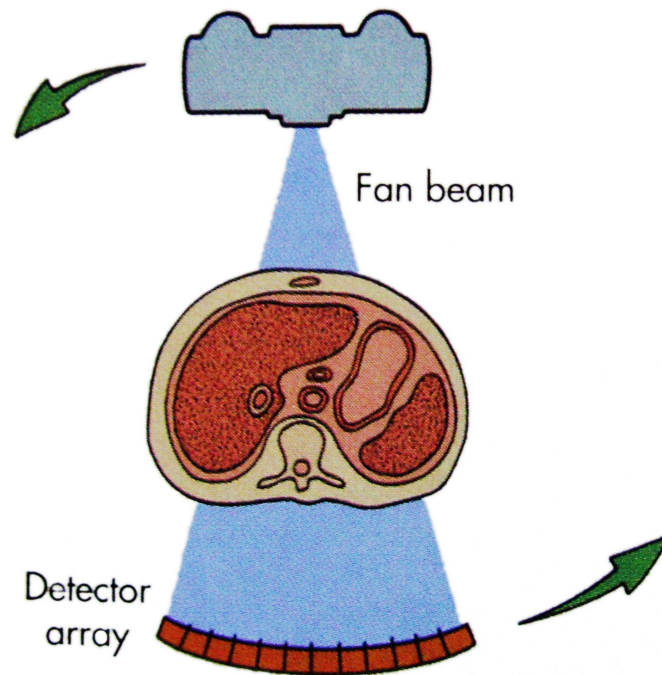
Höhere Streustrahlung durch Fächer

Strahlintensität an den Fächerenden wird stärker detektiert

++ über Kollimator behebbar

Generationen der CT

3. Generation



Verfahren

Aufgefächerter Strahl

Fächer $\sim 30^\circ - 60^\circ$ bestrahlt komplettes Volumen

Detektor und Strahlenquelle bewegen sich synchron

Keine Translation, nur noch Rotation

→ Bild unter 1 s

Nachteile

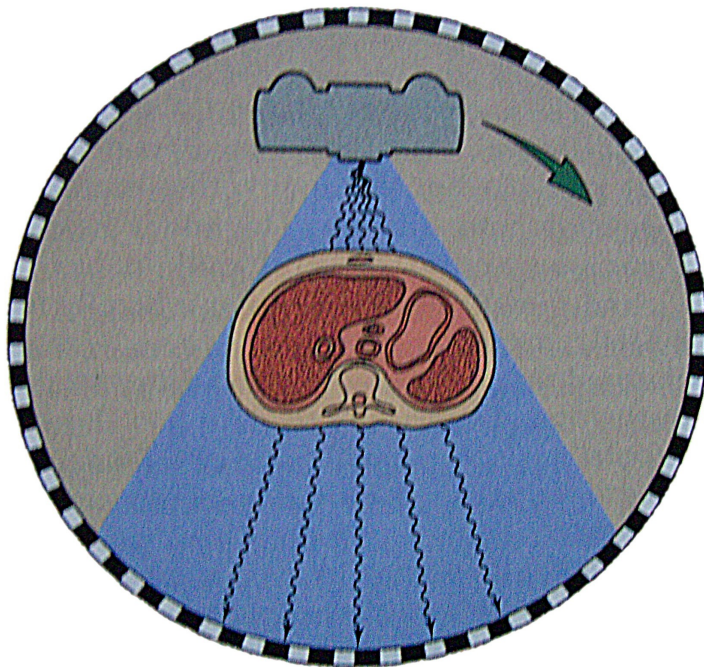
Defekte Detektorzellen → Ringartefakte

++ Durch Computeralgorithmen behebbar

Generationen der CT

4. Generation

Verfahren



Detektor nun stationär (bis zu 8000)

Nur noch Strahlungsquelle rotiert

Detektor und Strahlenquelle bewegen sich synchron

Keine Ringartefakte mehr

→ Bild unter 1 s

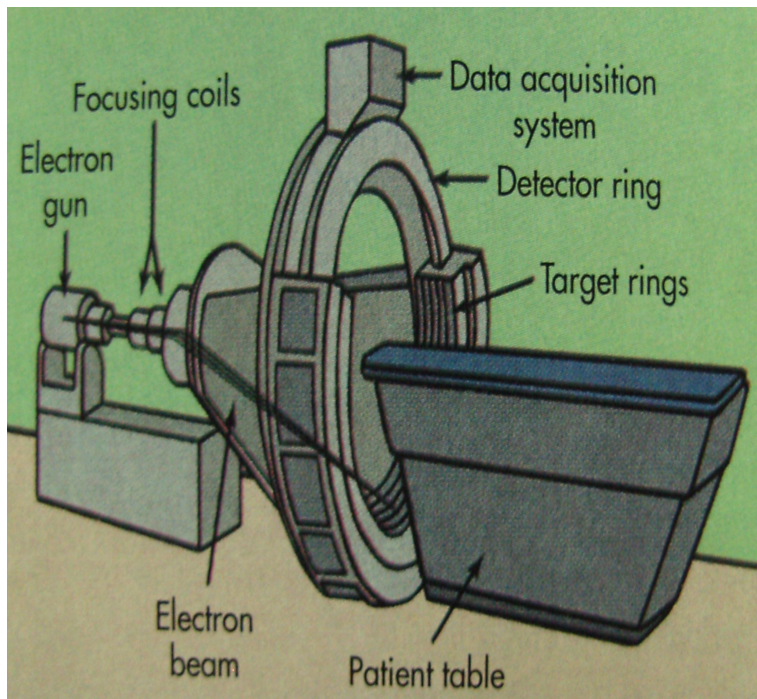
Nachteile

Höhere Strahlungsbelastung

Höhere Baukosten

Generationen der CT

5. Generation



Verfahren

Elektronenstrahl wird auf Target-Ring gelenkt

4 Elektronenstrahlen gleichzeitig

Keine sich bewegenden Teile

Keine Ringartefakte mehr

→ Bilder mehrerer Schichten ~ 50ms

Nachteile

Höherer technischer Aufwand

Höhere Baukosten

Zusammenfassung

Der CT gehört heute zum wichtigsten Arbeitsmittel des Radiologen

Röntgenstrahlen werden durch einen Körper auf Detektoren geschossen

Entsprechend der Absorptionskoeffizienten interagieren die Strahlen anders auf Gewebe/Knochen

Vorwiegend beteiligt ist Thomson-, Comptonstreuung und Photo-Effekt

Aus unterschiedlichen Winkeln wird eine Dichte-Matrix (HU) erstellt

Mithilfe der letzten Generationen können Bilder in ms-Bereich erstellt werden