

Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

Minimalisierung
der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

Erhöhung der
Bildqualität
(Bildschärfe)

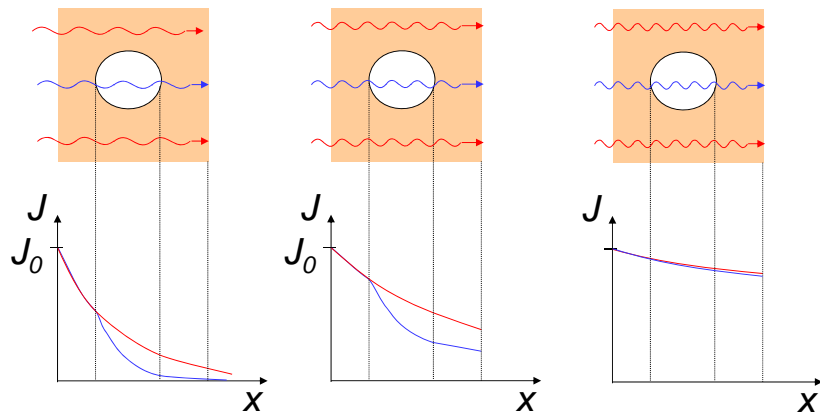
Fokus

Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

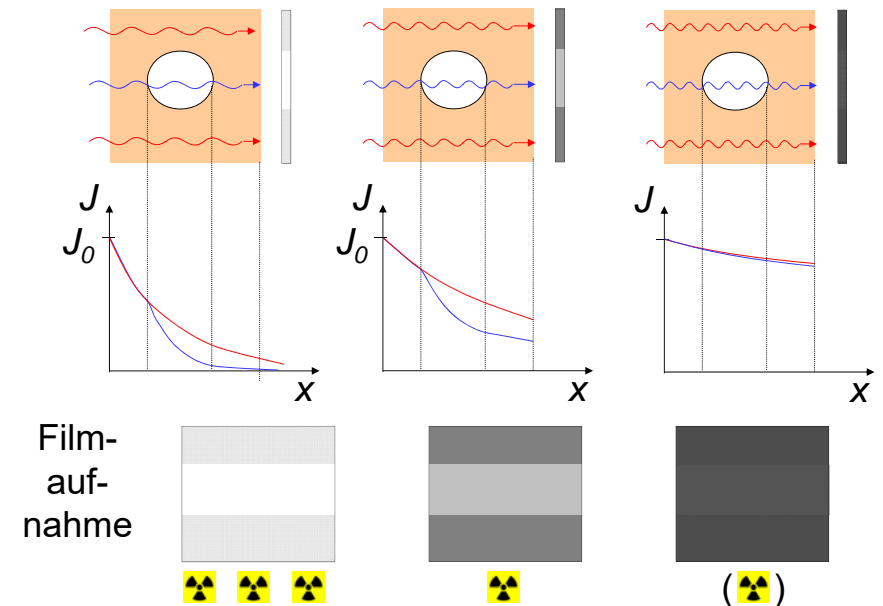
weiche Str.

harte Str.

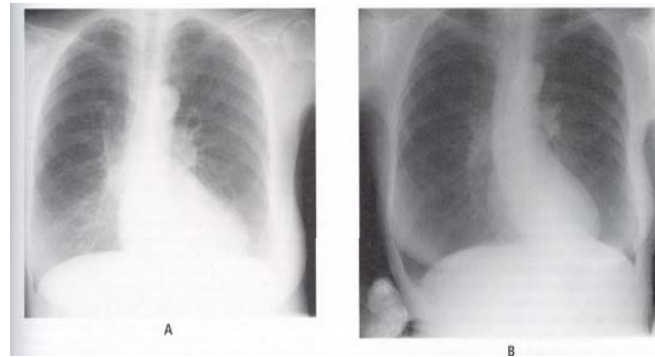


weiche Str.

harte Str.

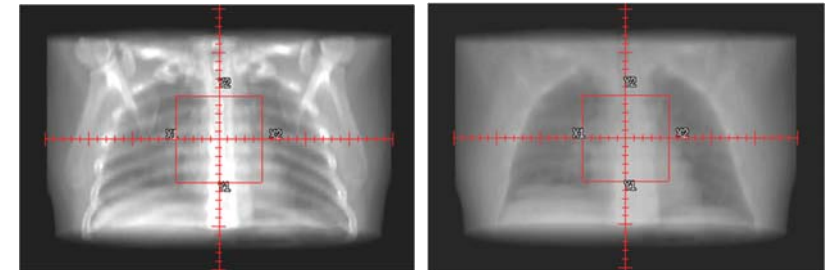


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

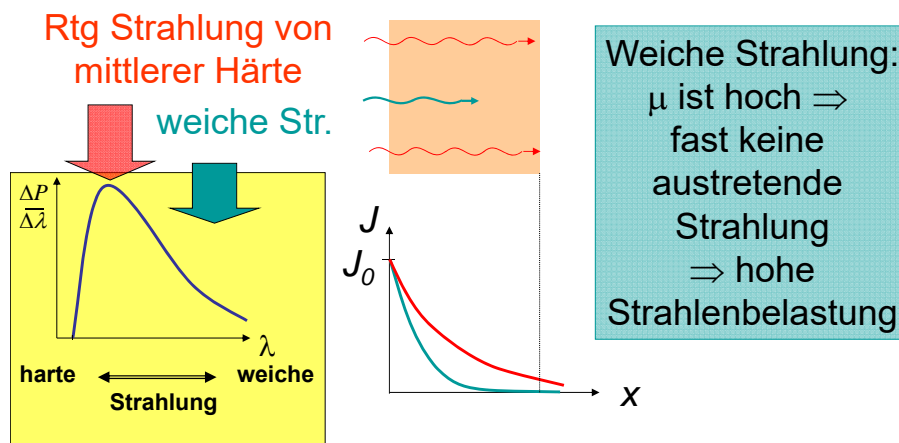
2 MeV

Photoeffekt: 36 %
Compton: 51 %
Paarbildung: 0 %

Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %

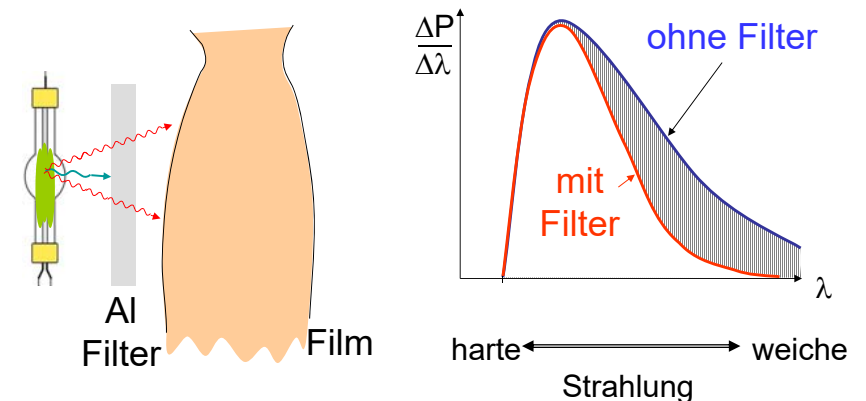
Anwendung eines Filters:

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung
Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlichen E_{Photon} unterschiedlichen μ



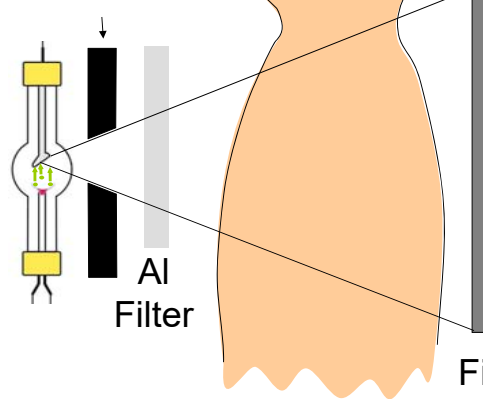
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



Kollimator

Bleikollimator



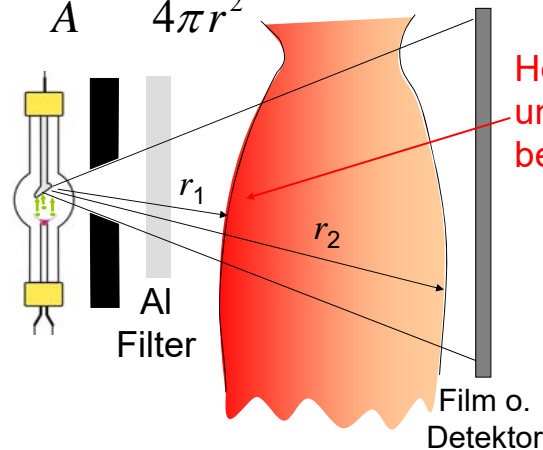
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:
-Strahlenschutz
-Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor



Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$



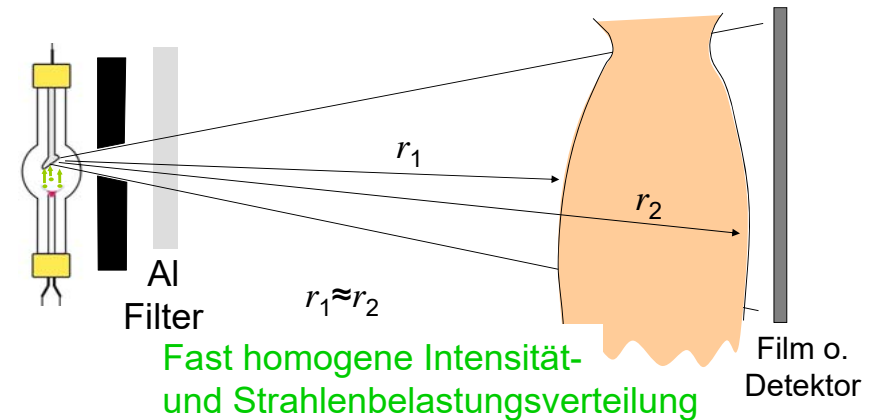
Hohe Intensität und Strahlenbelastung

$r_1 \ll r_2$

Film o. Detektor

Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$

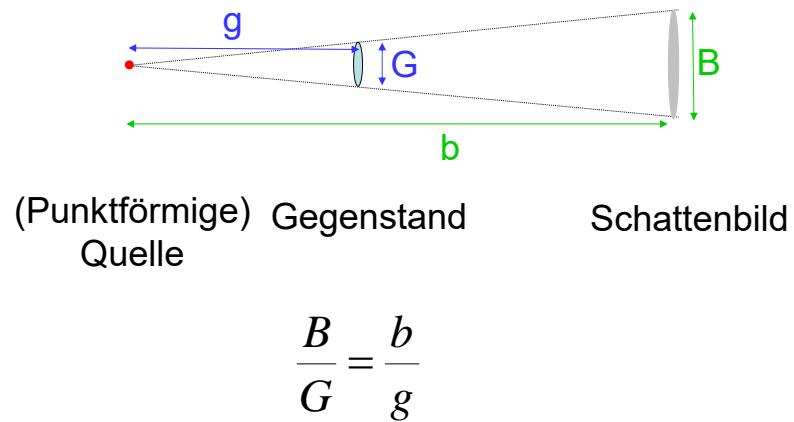


Fast homogene Intensität- und Strahlenbelastungsverteilung

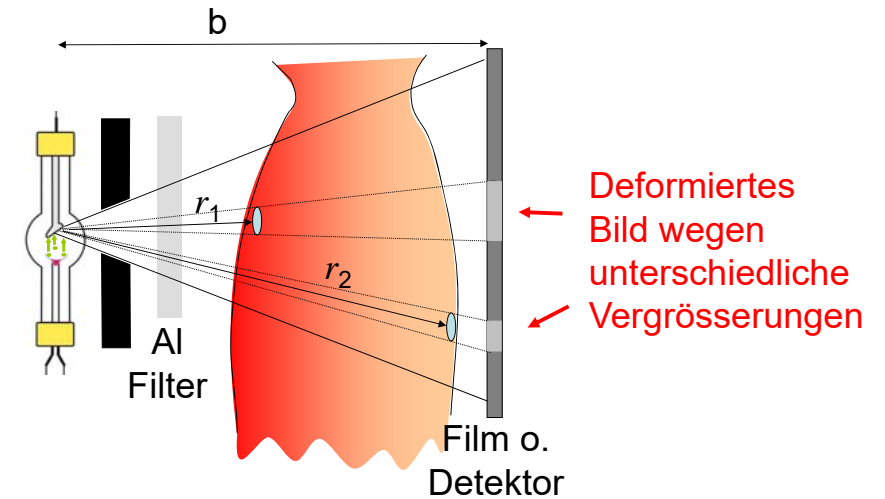
$r_1 \approx r_2$

Film o. Detektor

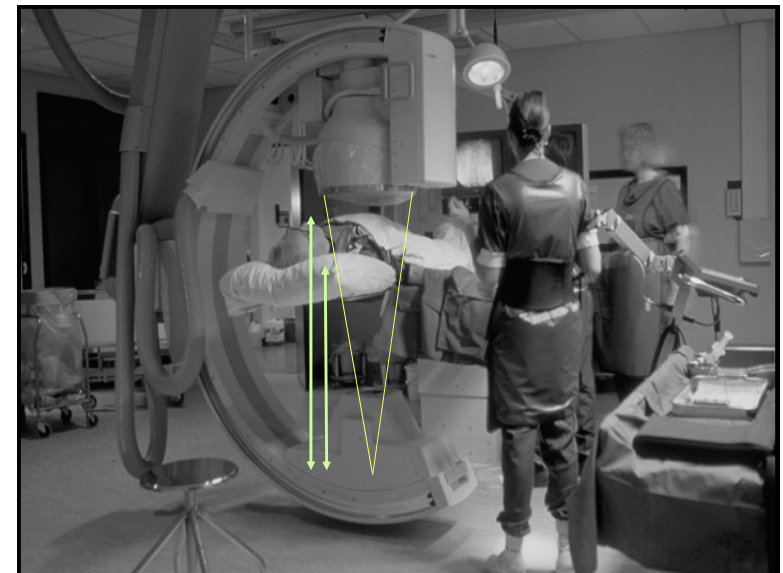
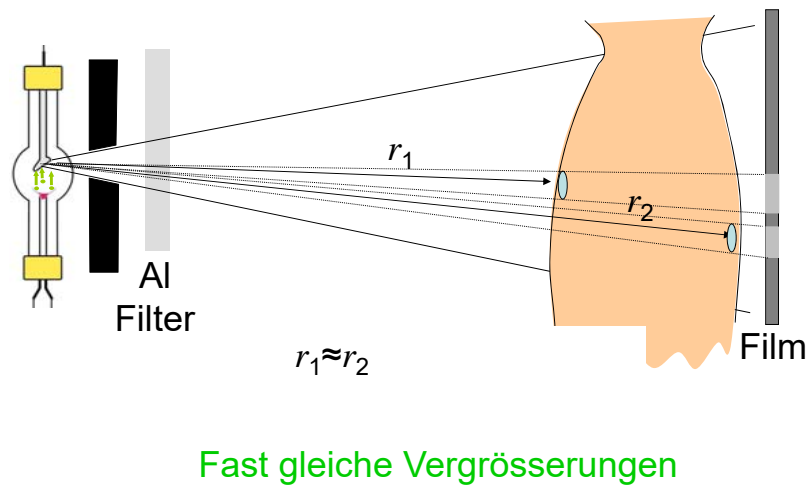
Vergrößerung des Schattenbildes



Abstand und Bildqualität

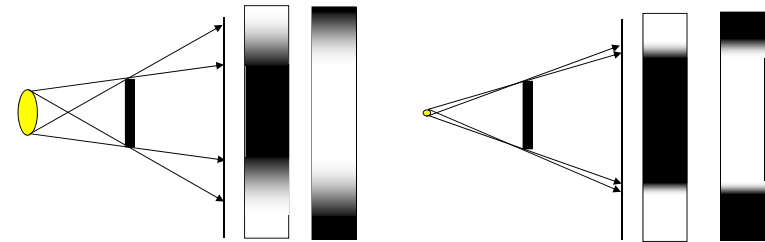


Abstand und Bildqualität





Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

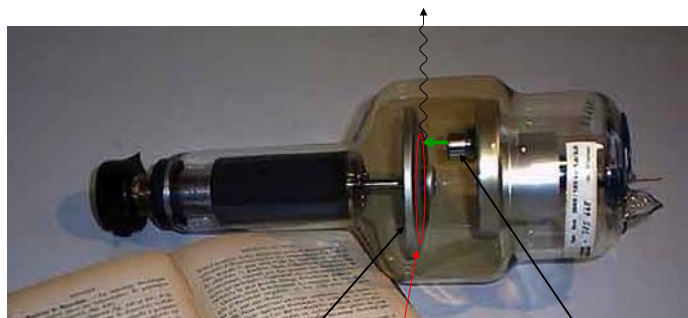


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



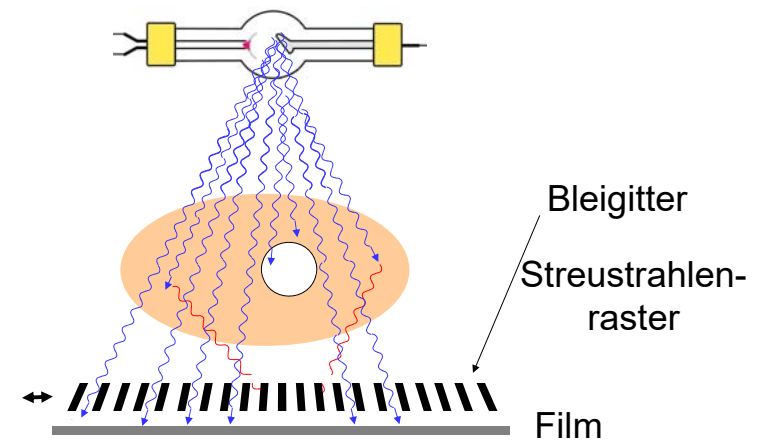
Drehanode

Kathode

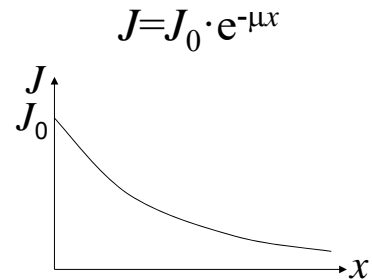
Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke



Kontrastmittel

Positives Kontrastmittel:

mehr Absorption

$\mu \uparrow$ $\mu_m \uparrow$ $Z_{\text{eff}} \uparrow$

Jod ($Z=53$)

Blutgefäß
(Angiographie)

Barium ($Z=56$)

Magen, Darm
in Form von BaSO_4

$$\tau_m = \text{const} \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$$

Angiographie





Kontrastmittel

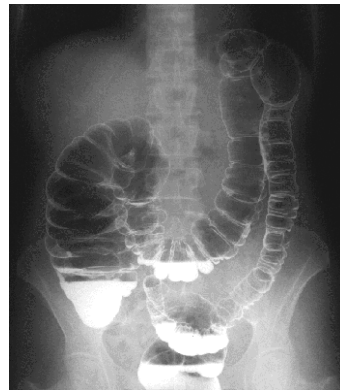
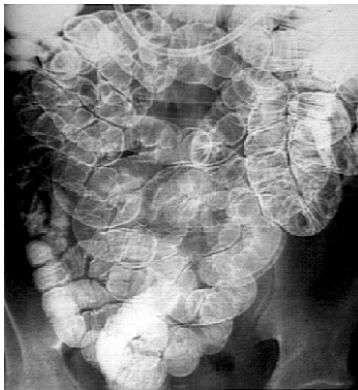
Negatives Kontrastmittel:

wenige Absorption $\mu \downarrow$ $\mu_m - Z_{\text{eff}}$
Luft, CO₂ (Gase) in Darm

Doppelkontrast: gleichzeitige Anwendung von einem positiven und einem negativen Kontrastmittel.

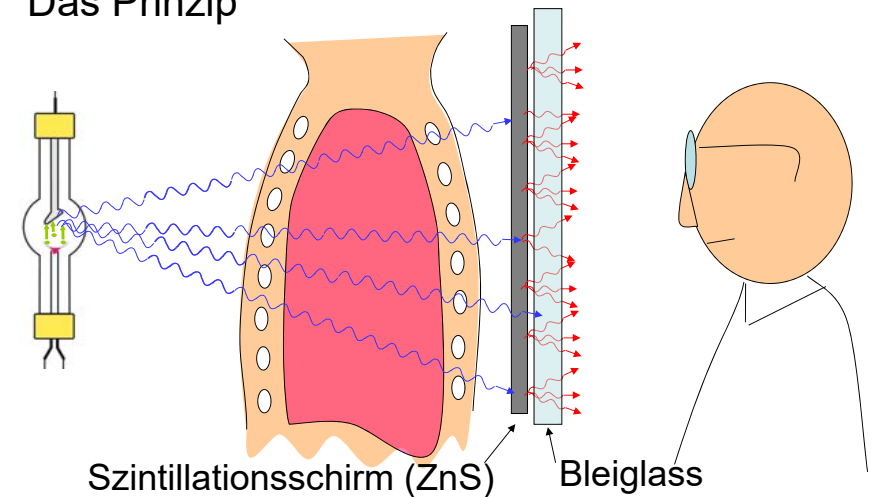
BaSO₄ + Luft in Darm.

Doppelkontrastaufnahmen



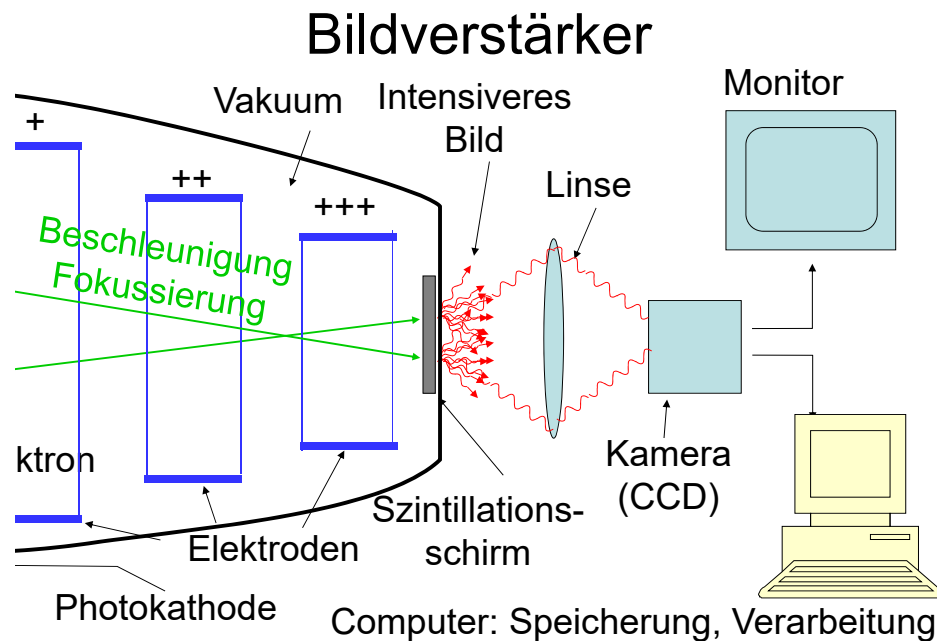
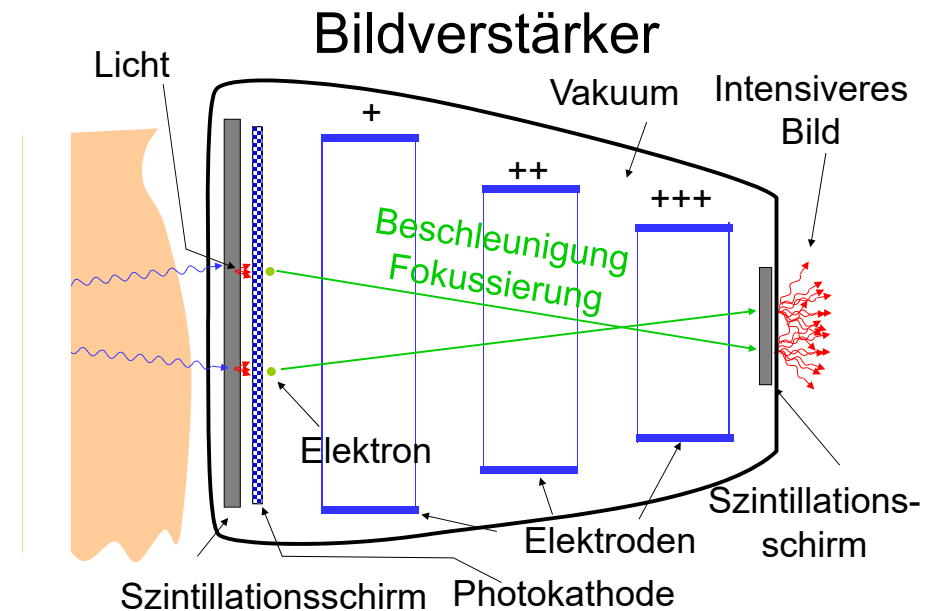
Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



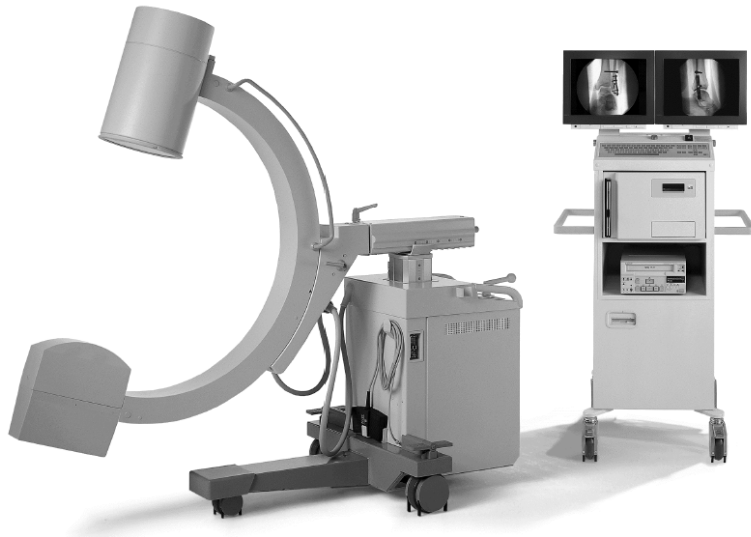
- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)

⇒ Bildverstärker



Vorteile

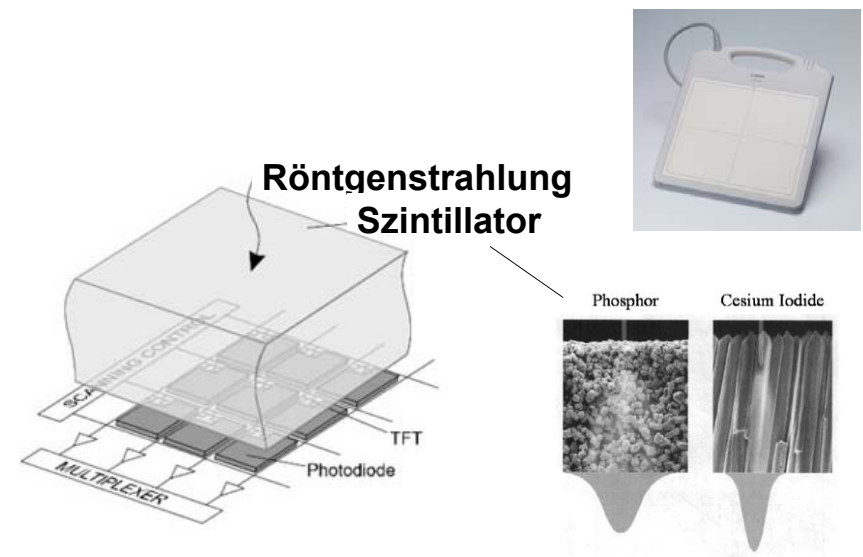
- Niedrigere Röntgenstrahlungsintensität ist notwendig: **reduzierte Strahlenbelastung** (Patient und Arzt!)
- Kein dunkler Raum ist notwendig
- Die Bilder können digitalisiert gespeichert und später manipuliert werden (zB. DSA)



Direkte digitale Röntgentechnik

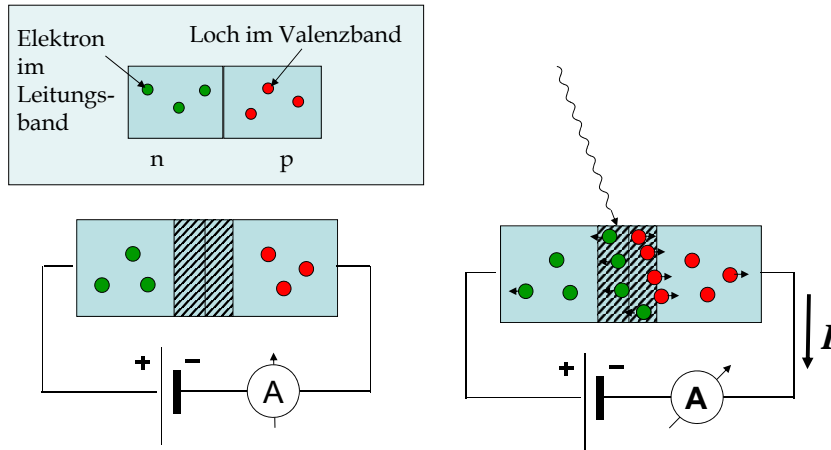


Indirekte Halbleiterdetektoren

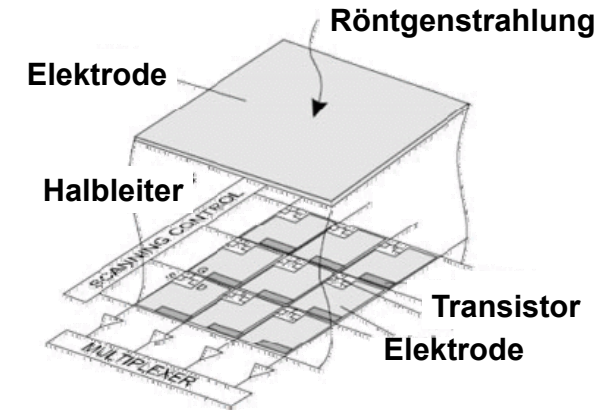


Direkte Detektierung mit Halbleitern

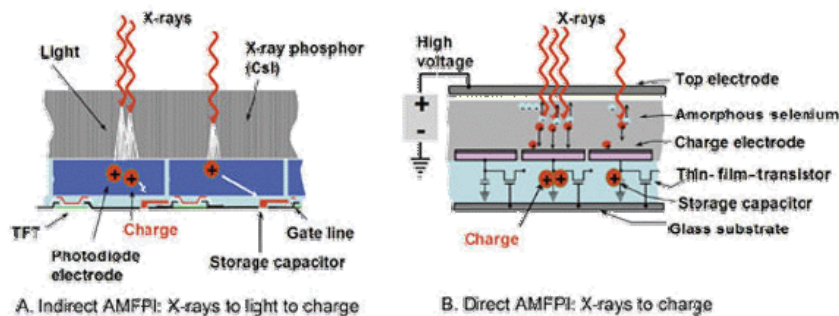
Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:



Halbleiterdetektor in Röntgendiagnostik



Vergleich von direkten und indirekten Halbleiterdetektoren

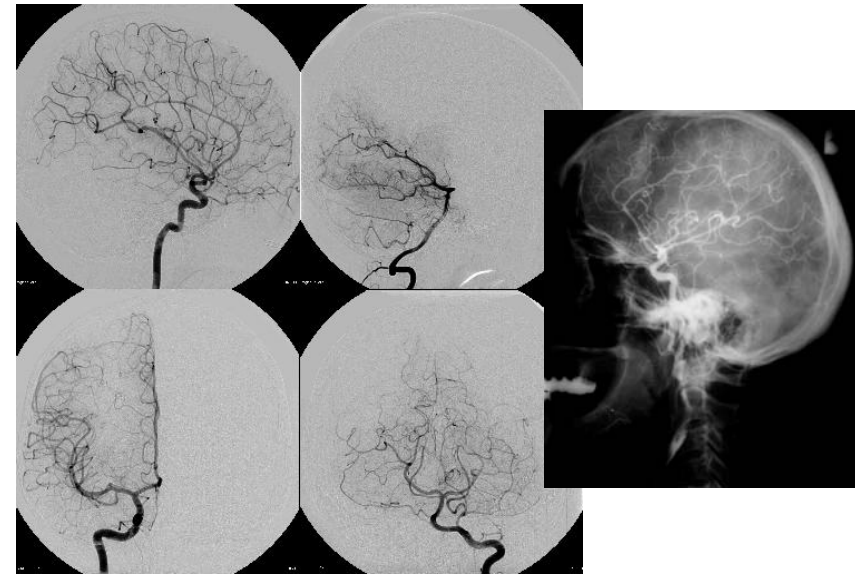
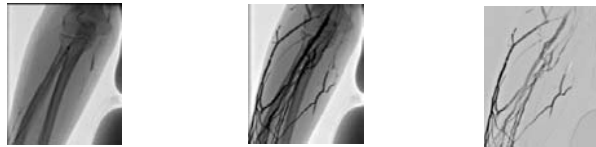


Direkte digitale Röntgentechnik

- Vorteile
 - digitale (Nach)verarbeitung
 - kontrast
 - grauwertspreizung (Fenster)
 - Filter: Rauschunterdrückung
 - Bildspeicherung, (PACS picture archiving and communication systems)
 - elektronische Weitergebung der Bilder (Internet) (Patient in VS, Arzt in India!)

Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

- Basisbild (\Rightarrow digitalisiert gespeichert)
- Eingabe des Kontrastmittels (zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.

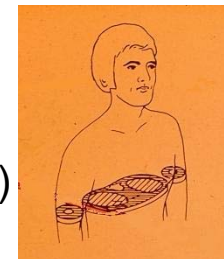


CT

- Computed tomography (Computer-Tomographie)
tomos=Schicht (griechisch)

Τομος

\Rightarrow Tomographie = Schichtaufnahme
Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht wird abgebildet.



Klassifizierung der tomographischen Verfahren

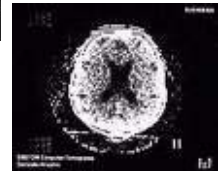
| Absorptions- tomographie | Emissions- tomographie |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • MRI • Optische (?) | <ul style="list-style-type: none"> • PET • SPECT |

Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
– 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

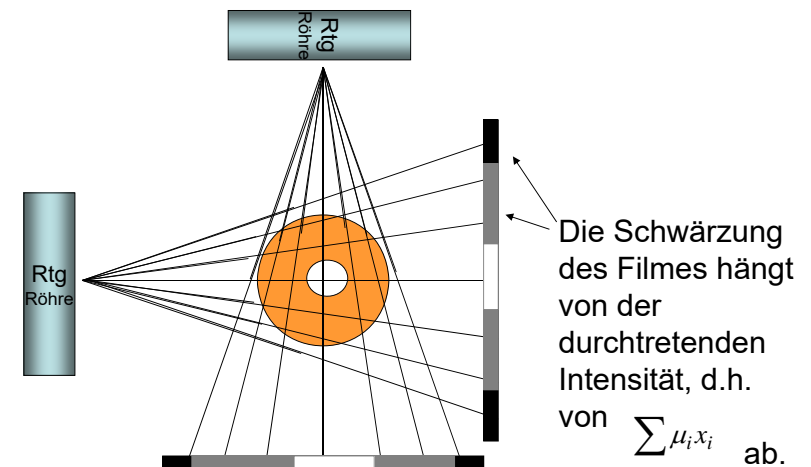
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

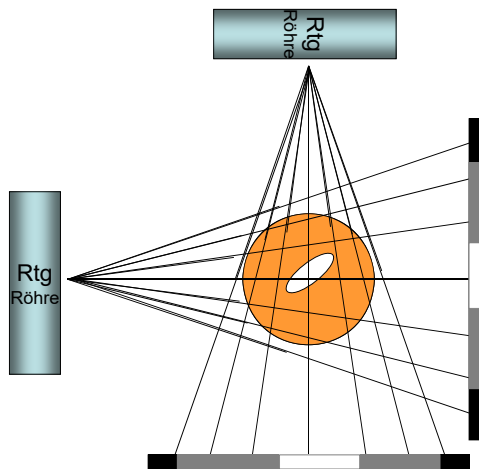
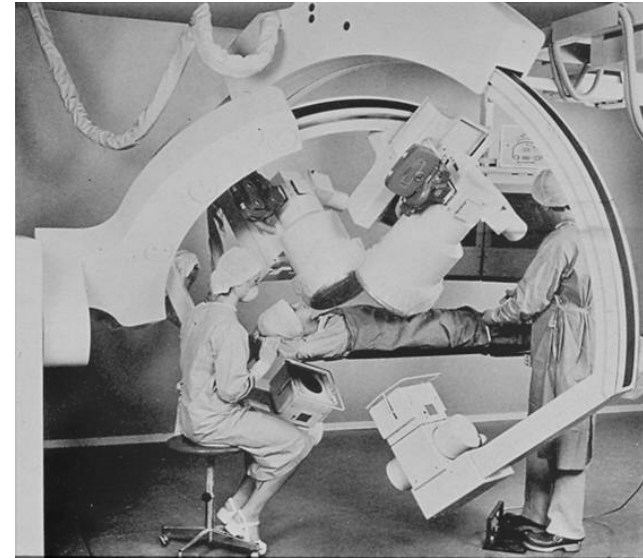
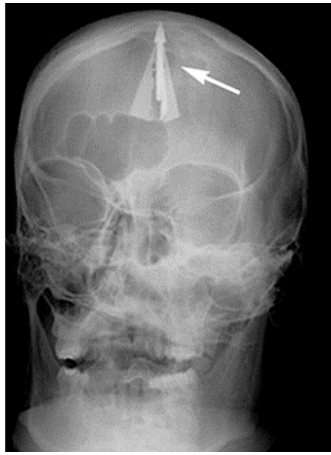


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

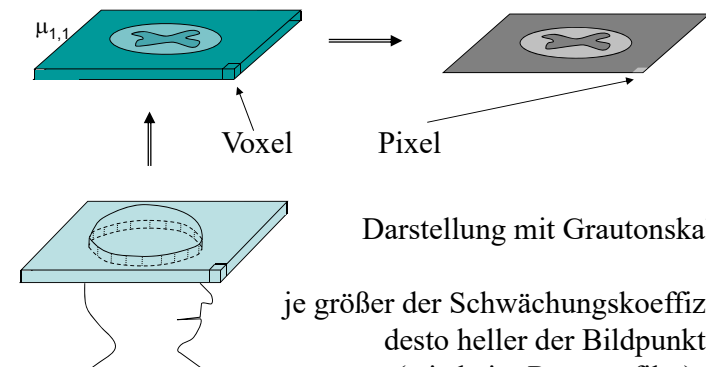
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe





Bei komplizierten Gegenstände: Aufnahmen aus vielen Richtungen, Auswertung nur mit Computer möglich => CT

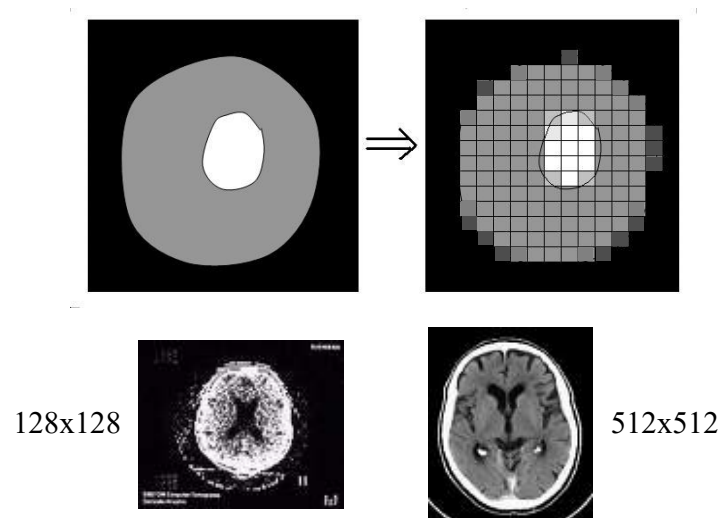
Voxel-Pixel



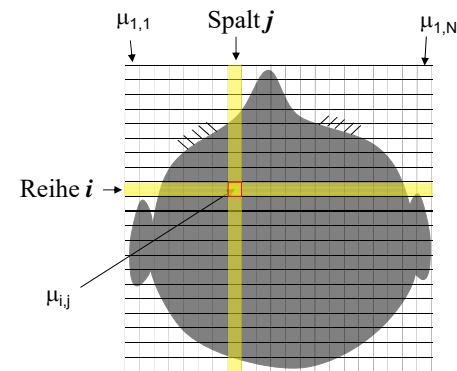
Darstellung mit Grautonskala

je größer der Schwächungskoeffizient (μ)
desto heller der Bildpunkt
(wie beim Röntgenfilm)

Auflösung



Grundprinzip der Computertomographie



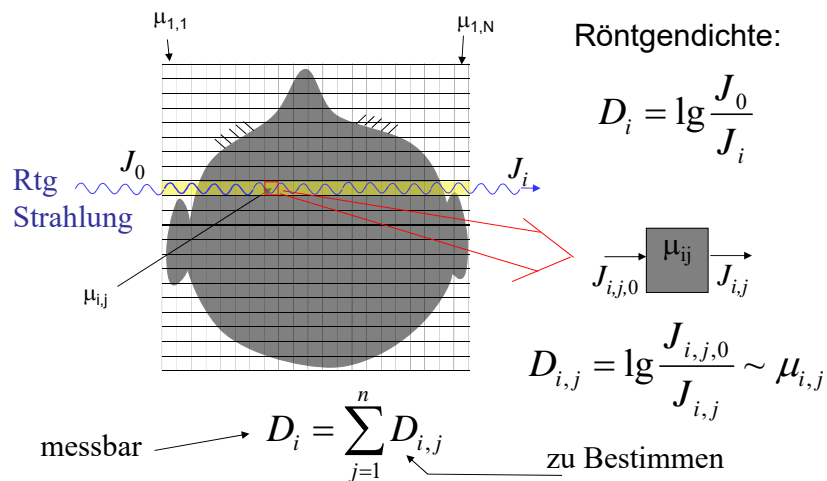
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> die Einzelheiten die kleiner als die Kästchengröße sind, werden nicht aufgelöst.

$\mu_{i,j}$ ist der Schwächungskoeffizient des j -ten Elementes in der Reihe i .

$N \times N$ Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion



Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)

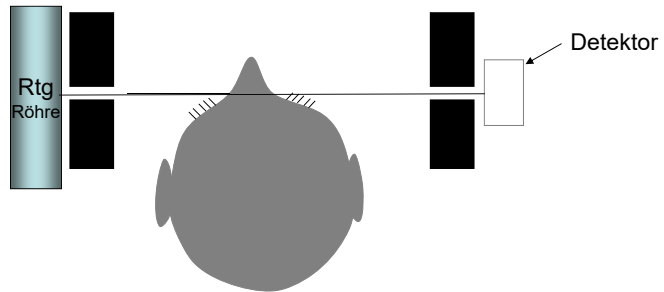
eine Aufnahme: N Messwerte

um $N \times N$ unbekannten zu bestimmen $N \times N$

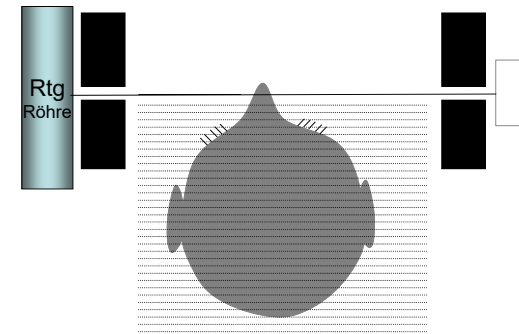
Messwerte sind notwendig

=> Aufnahmen aus mehreren Richtungen

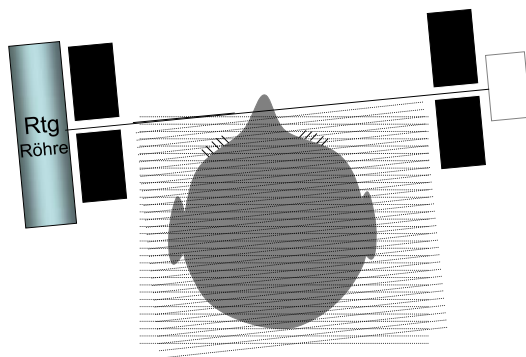
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

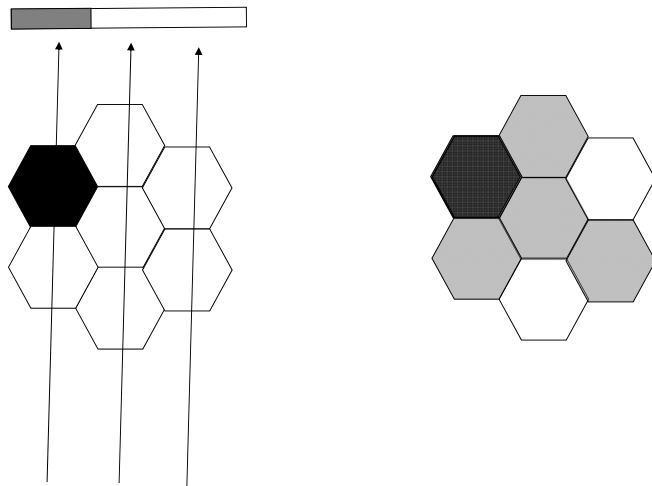
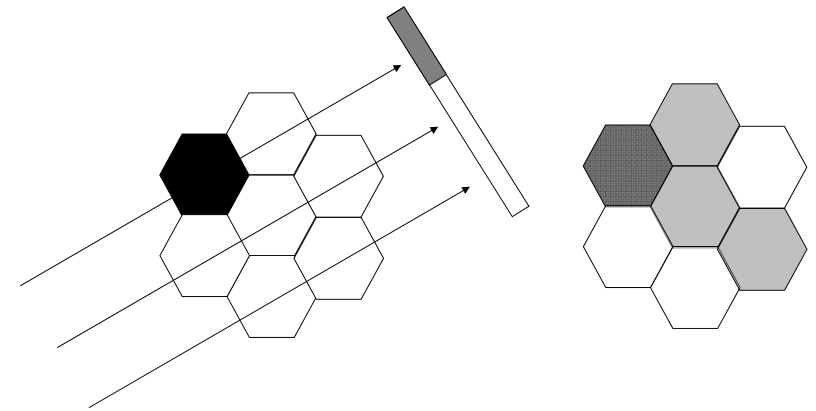
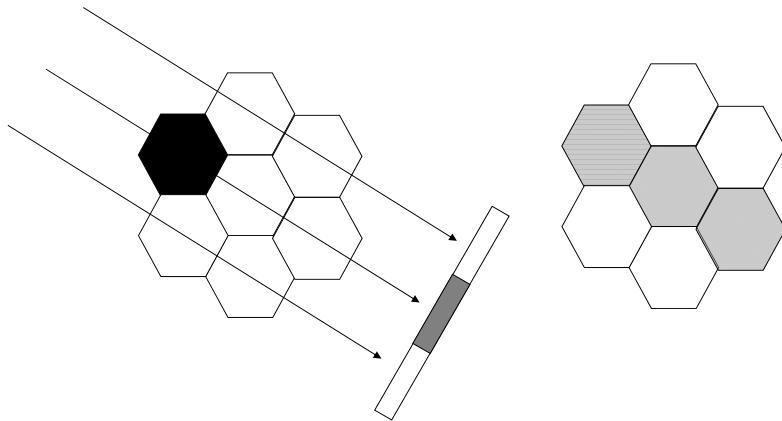
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

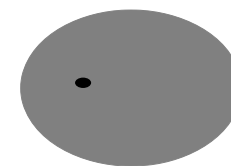
Prinzip der Rückprojektion



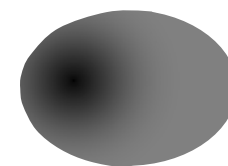
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Bild

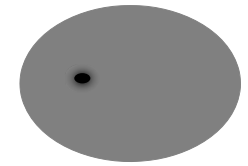


Bild nach
Filtrierung