

# 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)

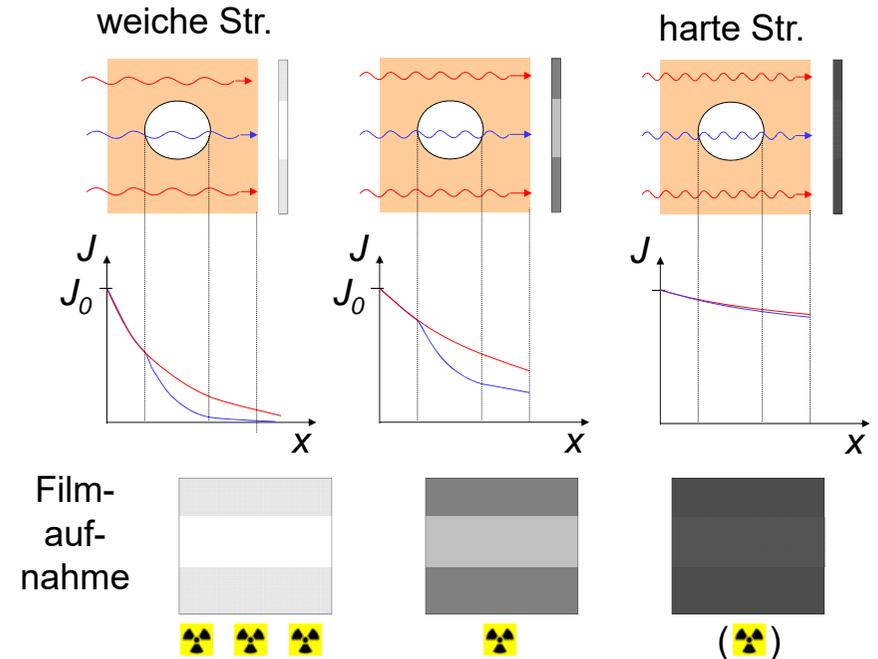
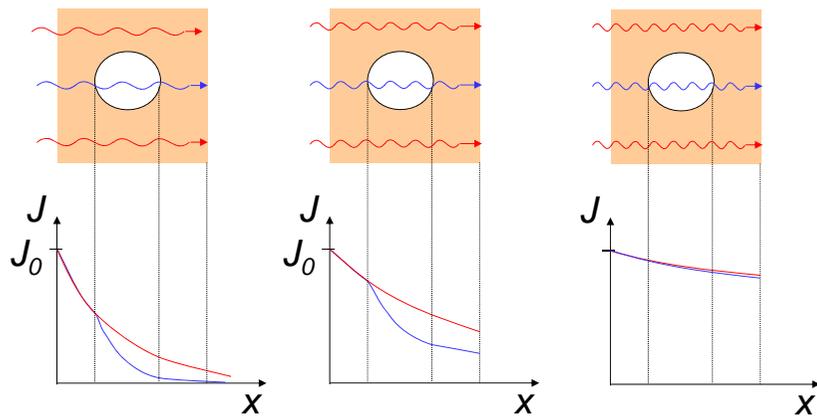
Fokus

Streustrahlungsraster

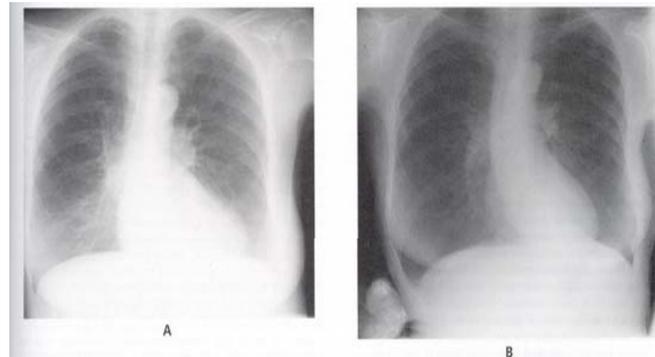
## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

weiche Str.

harte Str.

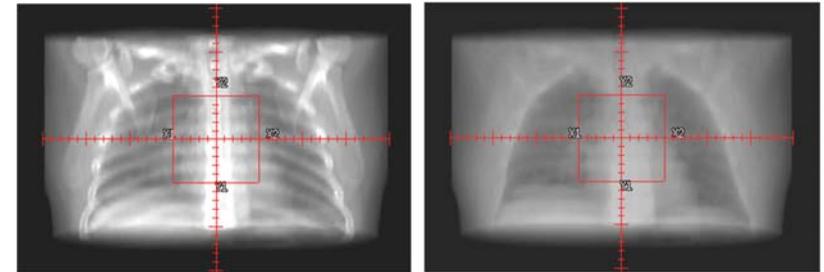


## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

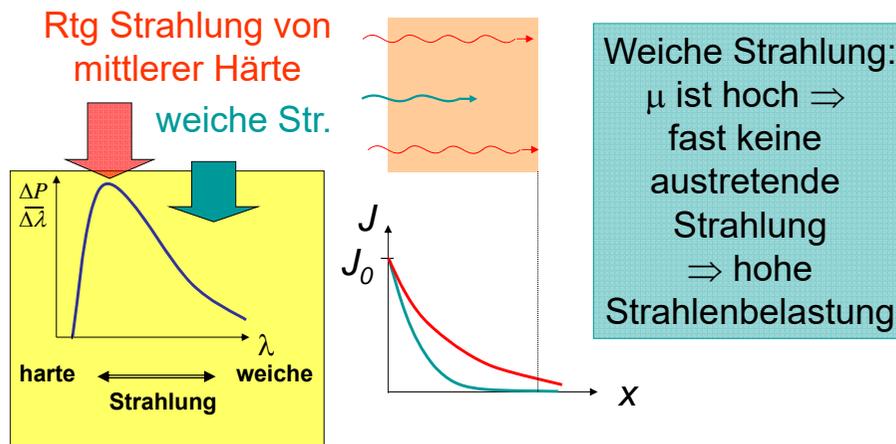
2 MeV

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

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

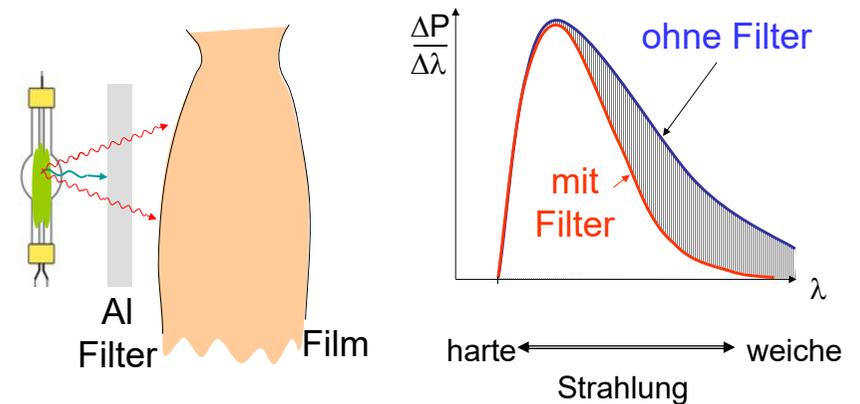
## Anwendung eines Filters:

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



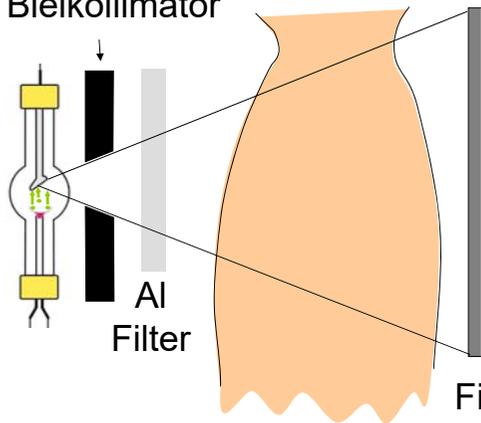
## Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



# Kollimator

Bleikollimator



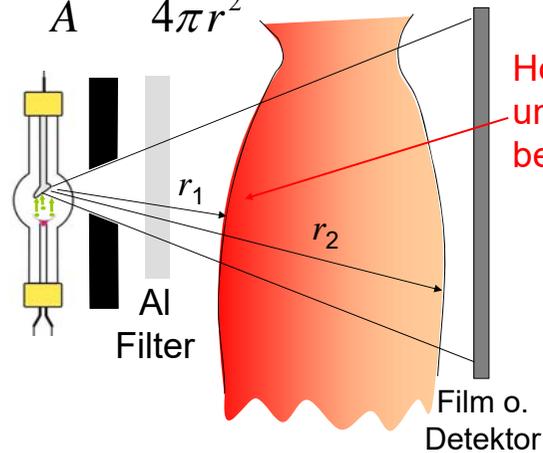
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:  
 -Strahlenschutz  
 -Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor



# Abstand und Strahlenbelastung

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



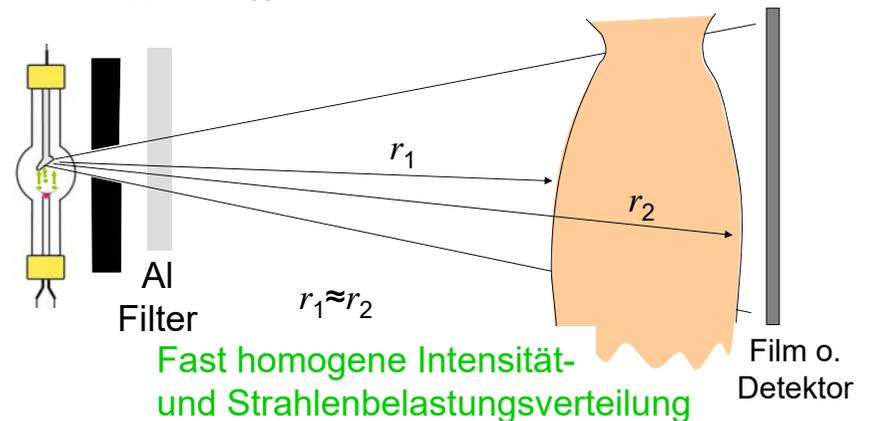
$r_1 \ll r_2$

Hohe Intensität und Strahlenbelastung

Film o. Detektor

# Abstand und Strahlenbelastung

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

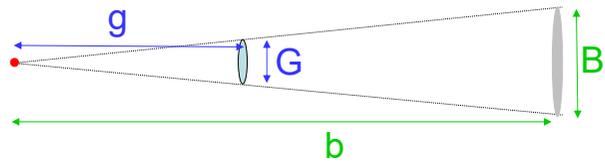


$r_1 \approx r_2$

Fast homogene Intensität- und Strahlenbelastungsverteilung

Film o. Detektor

## Vergrößerung des Schattenbildes

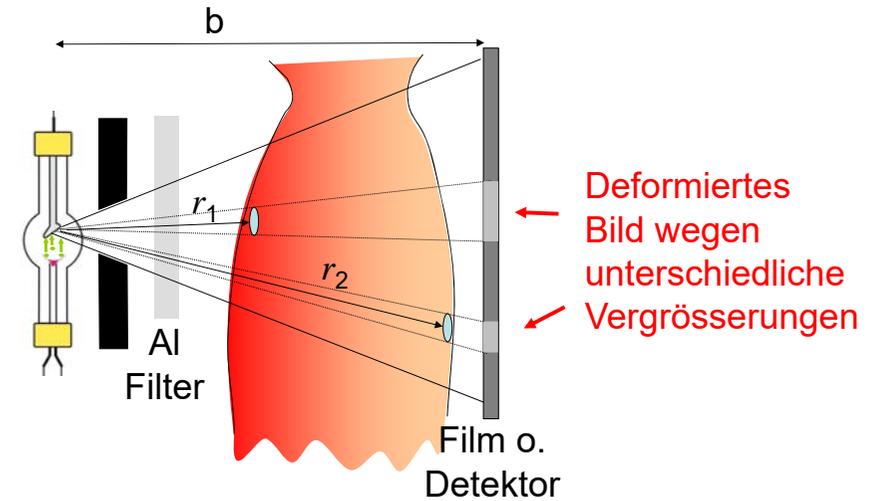


(Punktförmige) Gegenstand  
Quelle

Schattenbild

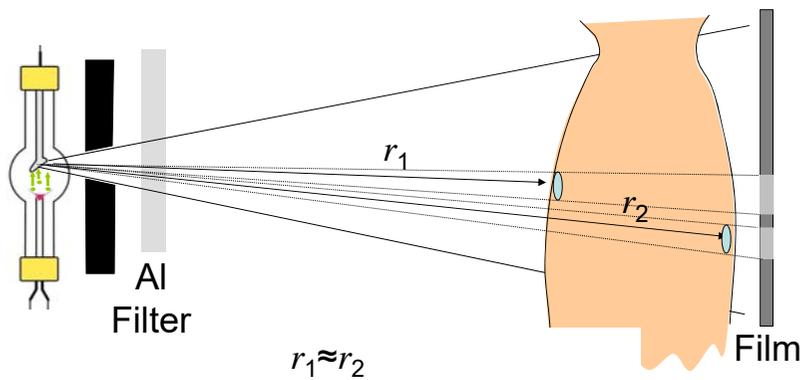
$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g}$$

## Abstand und Bildqualität

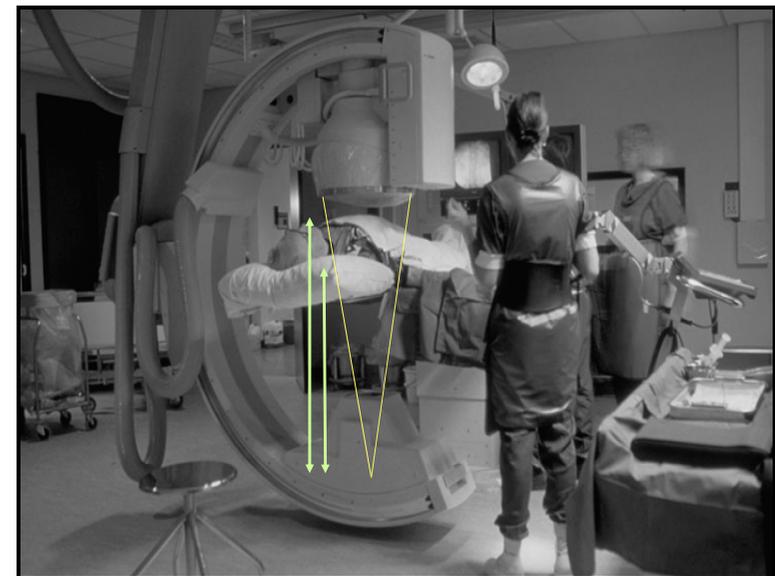


Deformiertes  
Bild wegen  
unterschiedliche  
Vergrößerungen

## Abstand und Bildqualität

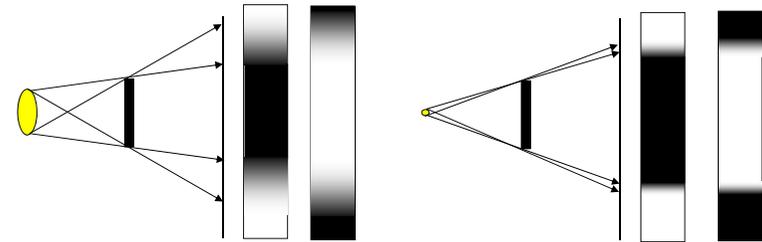


Fast gleiche Vergrößerungen



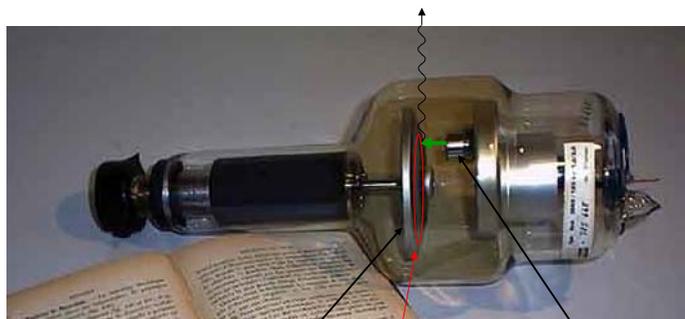


## Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)  
 kleinerer Fokus  $\Rightarrow$  konzentrierte Wärmebelastung der Anode  
 $\Rightarrow$  Kühlung, Drehanode

## Drehanode-Röntgenröhre



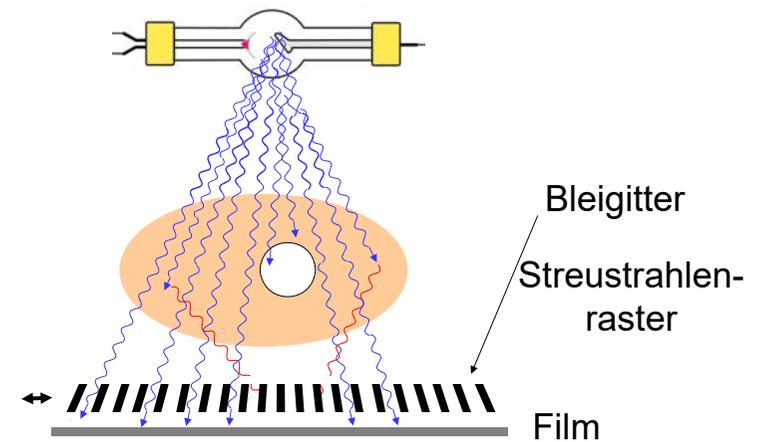
Drehanode

Kathode

Wärme ist verteilt

Kühlung!

## Minimalisierung der Streustrahlung

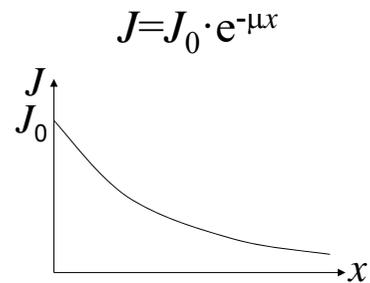


Bleigitter

Streustrahlengitter

Film

## 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  $\text{BaSO}_4$

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

## Angiographie



## Kontrastmittel



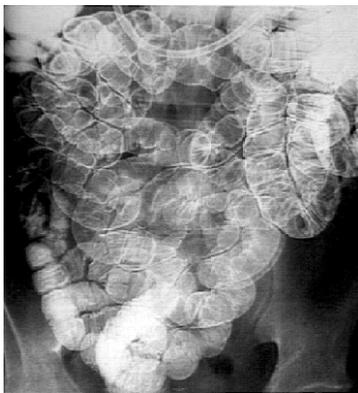
Negatives Kontrastmittel:

wenige Absorption  $\mu \downarrow$   $e \downarrow$   $\mu_m - Z_{\text{eff}}$  -  
Luft, CO<sub>2</sub> (Gase) in Darm

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

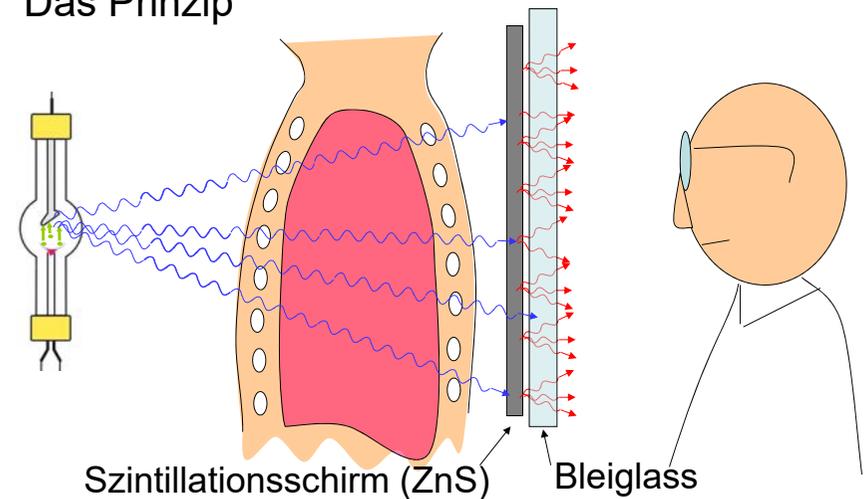
BaSO<sub>4</sub> + Luft in Darm.

## Doppelkontrastaufnahmen



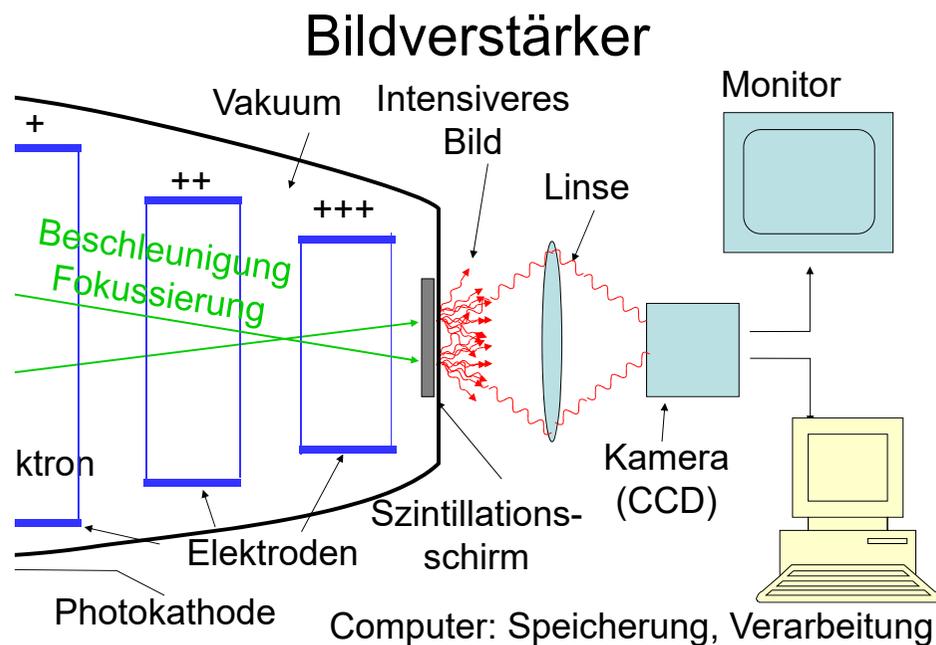
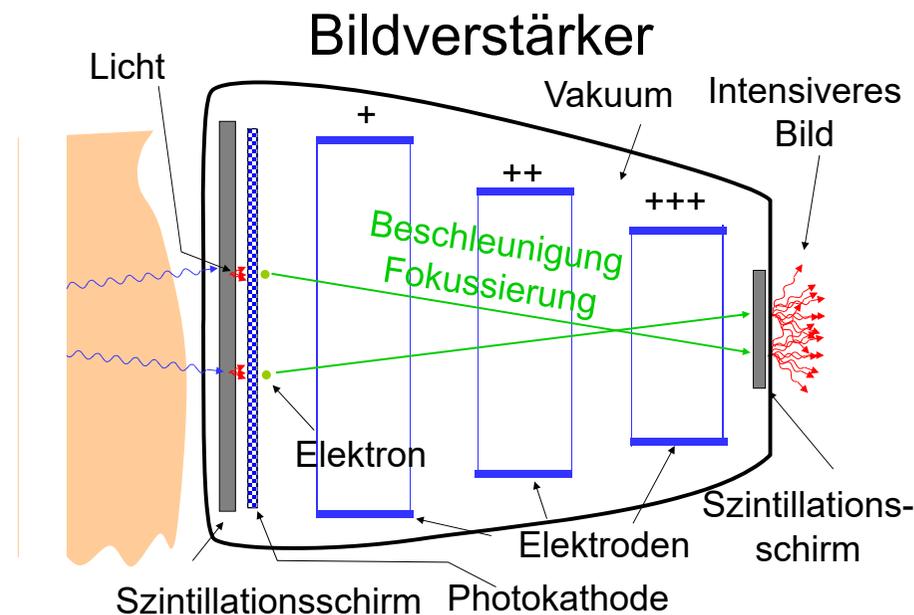
## Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



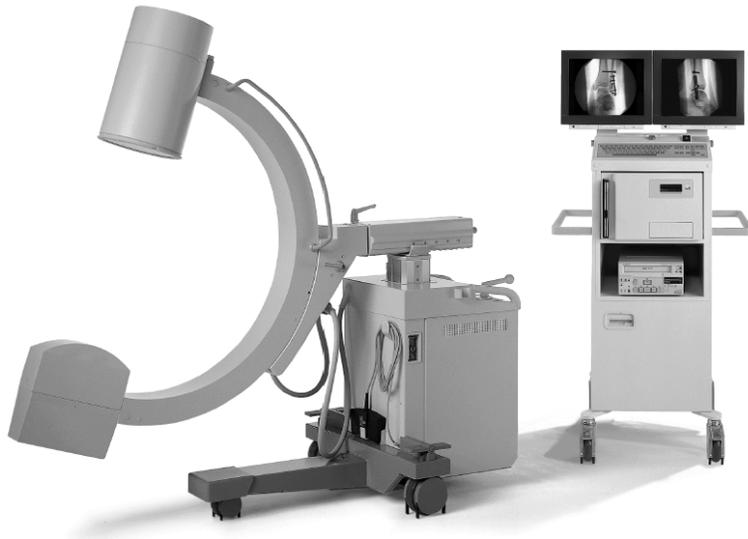
- Vorteile:
  - keine Entwicklungszeit
  - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
  - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
  - schwaches Licht (dunkler Raum)

⇒ Bildverstärker



## Vorteile

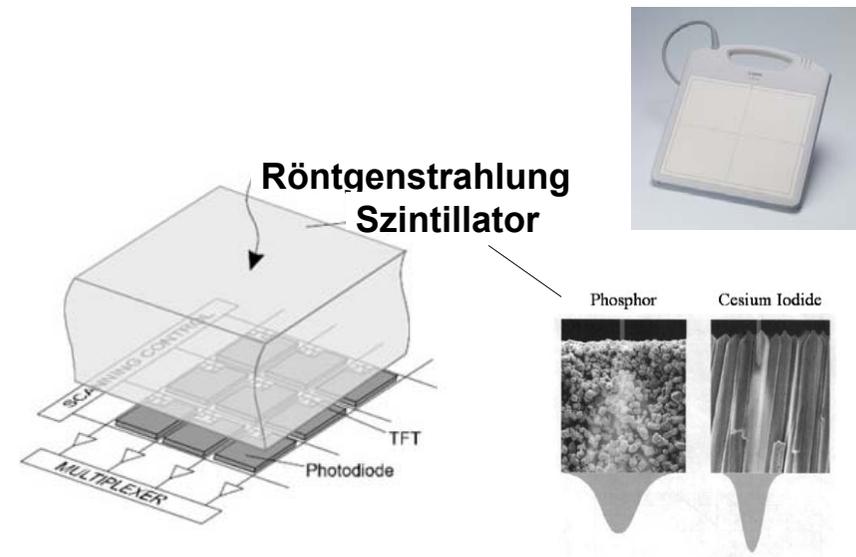
- Niedrigere Röntgenstrahlungsintensität ist notwendig: **reduzierte Strahlenbelastung** (Patient und Arzt!)
- Kein dunkler Raum ist notwendig
- Die Bilder können digitalisiert gespeichert und später manipuliert werden (zB. DSA)



## Direkte digitale Röntgentechnik

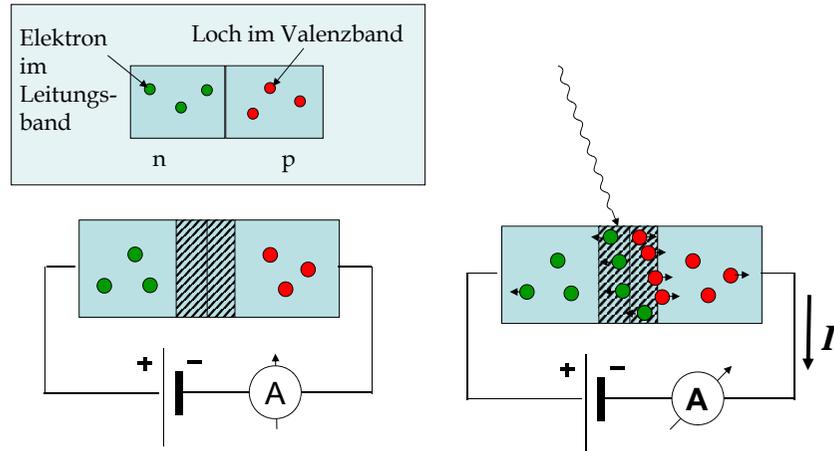


## Indirekte Halbleiterdetektoren

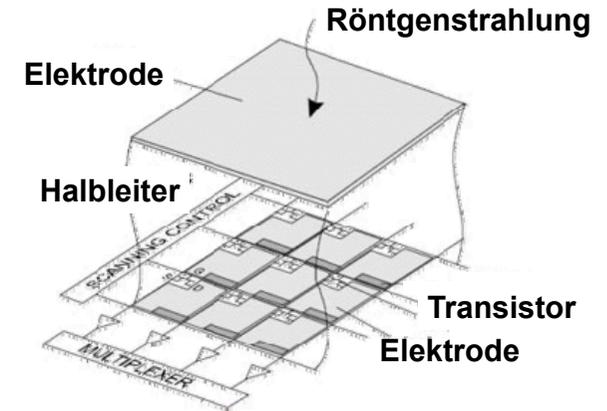


# Direkte Detektierung mit Halbleitern

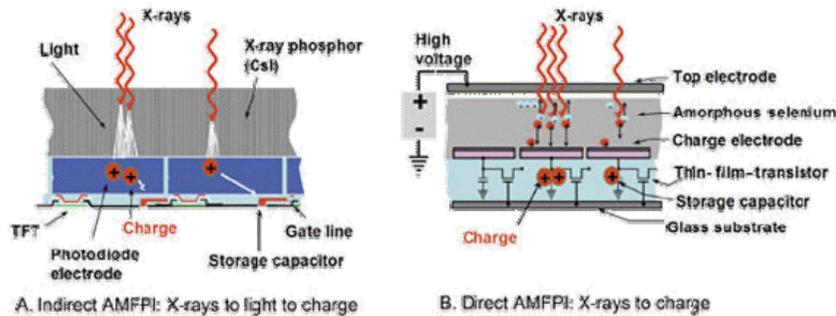
Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:



# Halbleiterdetektor in Röntgendiagnostik



# Vergleich von direkten und indirekten Halbleiterdetektoren

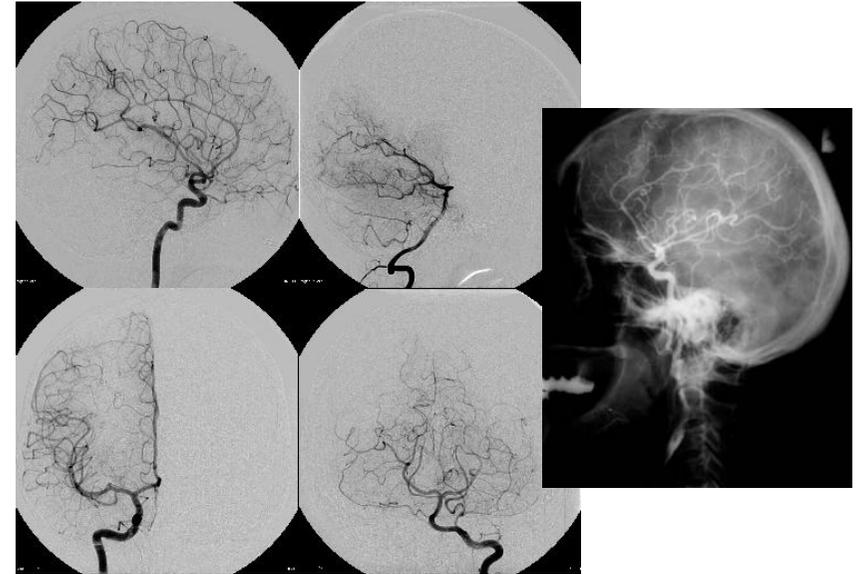


# Direkte digitale Röntgentechnik

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



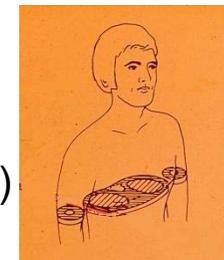
## CT

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

Τομοσ

⇒ Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht wird abgebildet.



# Klassifizierung der tomographischen Verfahren

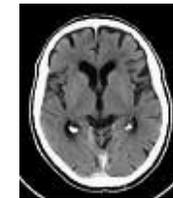
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
<ul style="list-style-type: none"> <li>• MRI</li> <li>• Optische (?)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• PET</li> <li>• SPECT</li> </ul>

# Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield  
und Allan M. Cormack

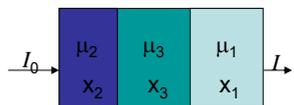


- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice  
– 2006: 64 Schichten



# Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

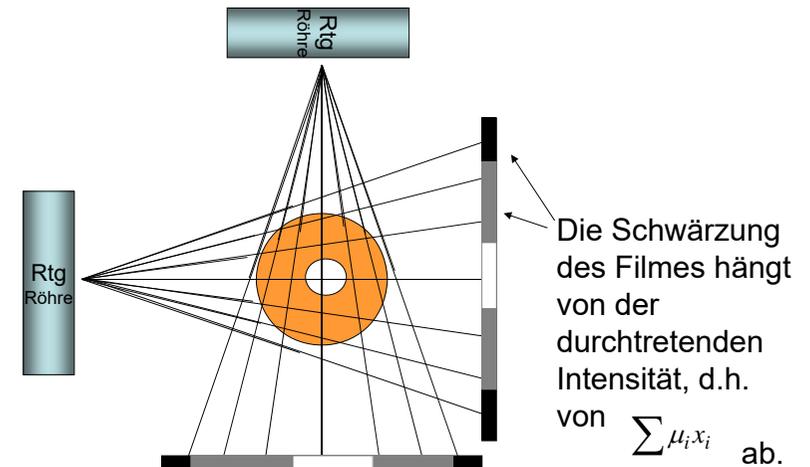
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

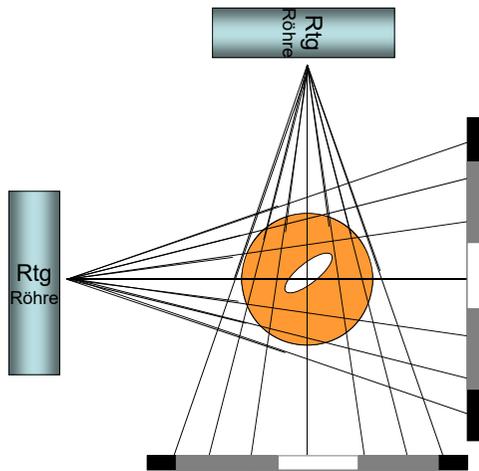
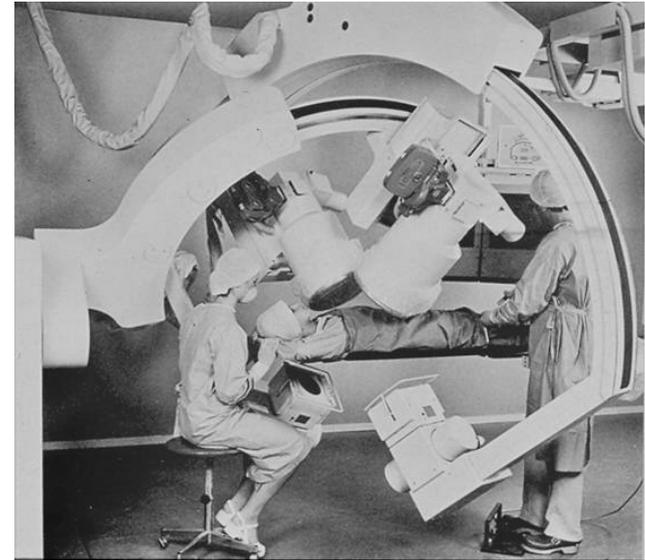


Summationsbild:  
= konventionelles  
Röntgenbild

Gibt information über die  
durchschnittlichen  
Schwächung

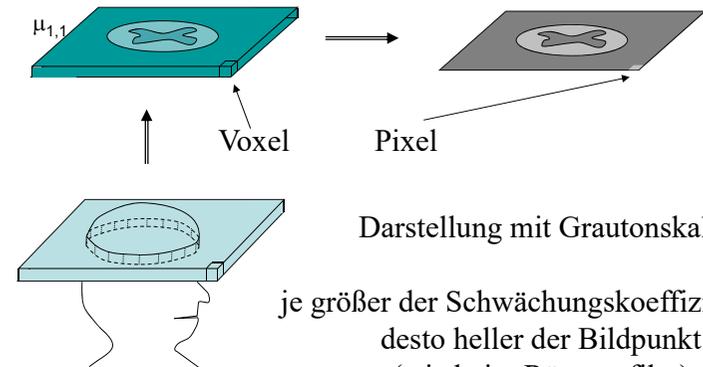
Keine Information über  
der Verteilung der  
absorbierenden Stoffe





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

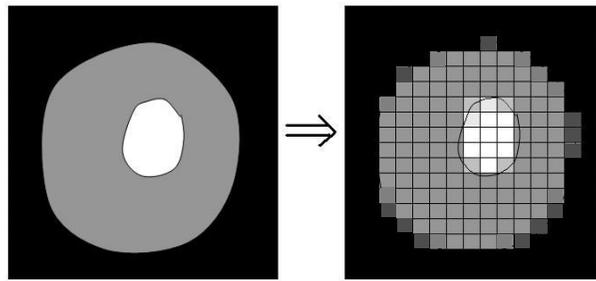
## Voxel-Pixel



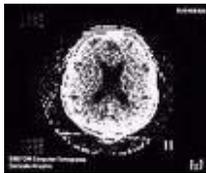
Darstellung mit Grautonskala

je größer der Schwächungskoeffizient ( $\mu$ )  
desto heller der Bildpunkt  
(wie beim Röntgenfilm)

## Auflösung

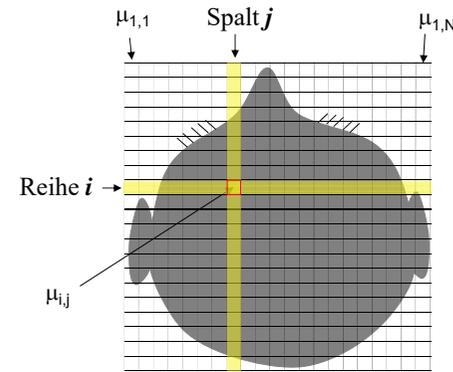


128x128



512x512

## Grundprinzip der Computertomographie



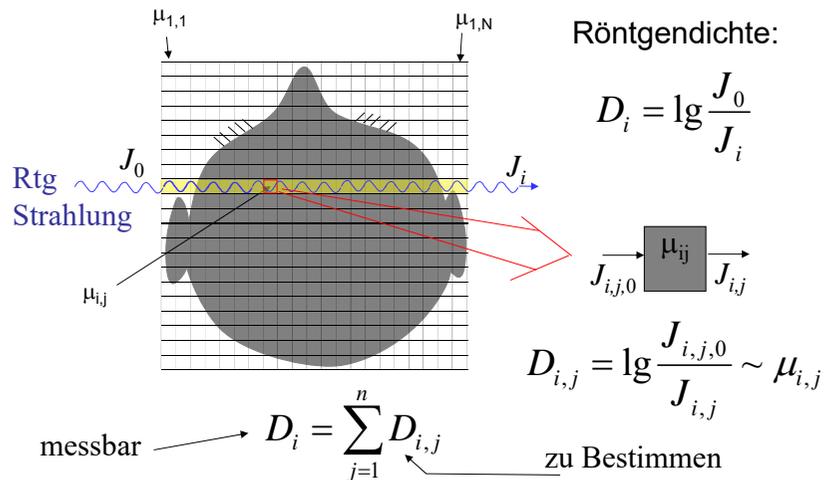
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

=> 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  $\mu_{i,j}$ )

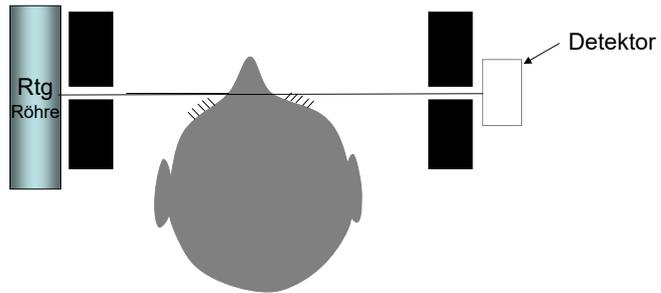
eine Aufnahme:  $N$  Messwerte

um  $N \times N$  unbekanntes zu bestimmen  $N \times N$

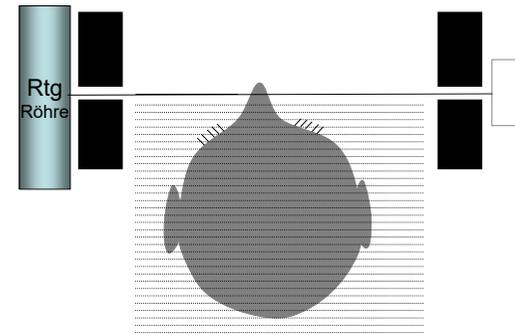
Messwerte sind notwendig

=> Aufnahmen aus mehreren Richtungen

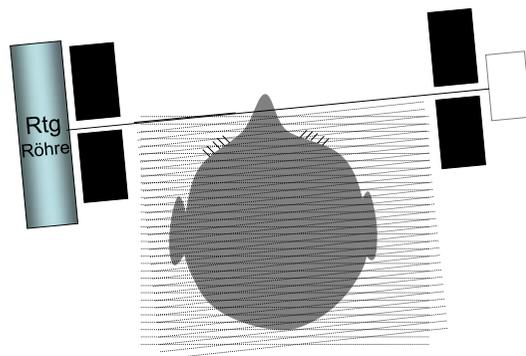
## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

## Bildrekonstruktion

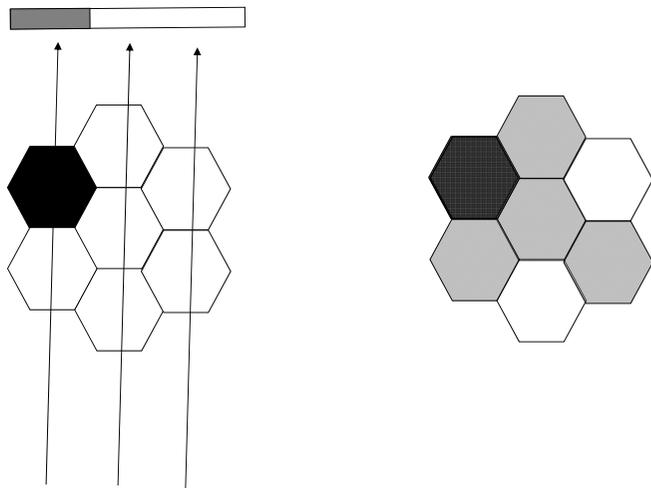
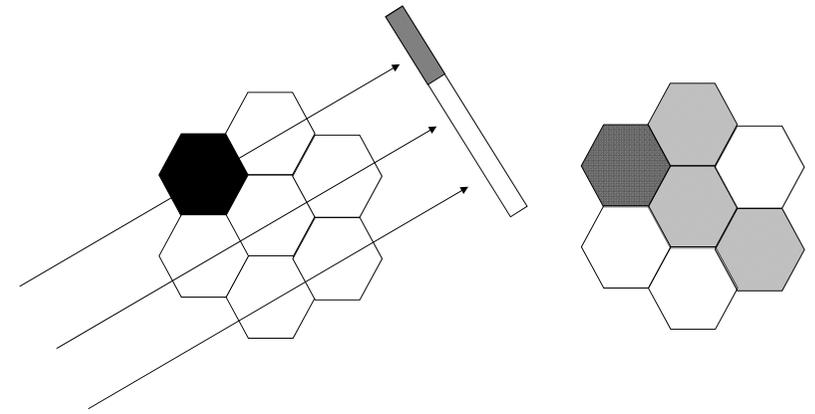
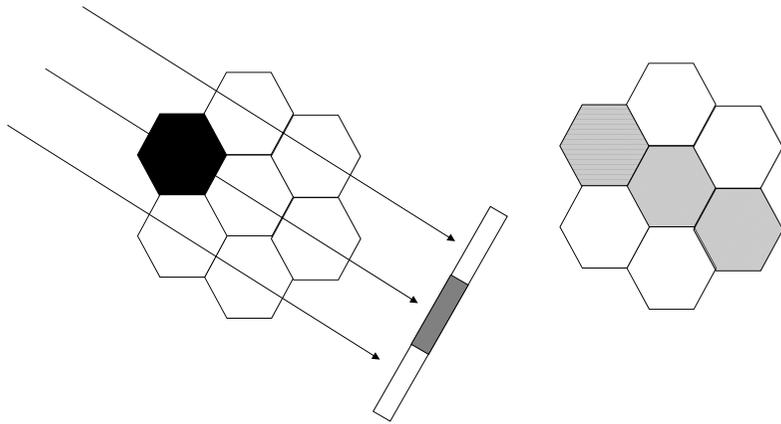
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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: **Filterung**

