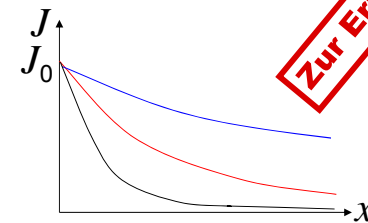


# Röntgendiagnostik

1. Grundlagen der Röntgendiagnostik  
Technische Aspekte der Röntgendiagnostik
2. Spezielle Techniken:  
Bildverstärker (Fluoroskopie)  
direkte digitale Techniken, DSA,
3. CT

## Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung: Unterschiedliche Strahlungsabsorption der verschiedenen Gewebe.



**Zur Erinnerung**

Luft  
Weichteilgewebe  
Knochen

Minimalisierung  
der Strahlendosis

Filter  
Kollimator

Optimale  
Härte der  
Strahlung

Abstand

Erhöhung der  
Bildqualität  
(Bildschärfe)

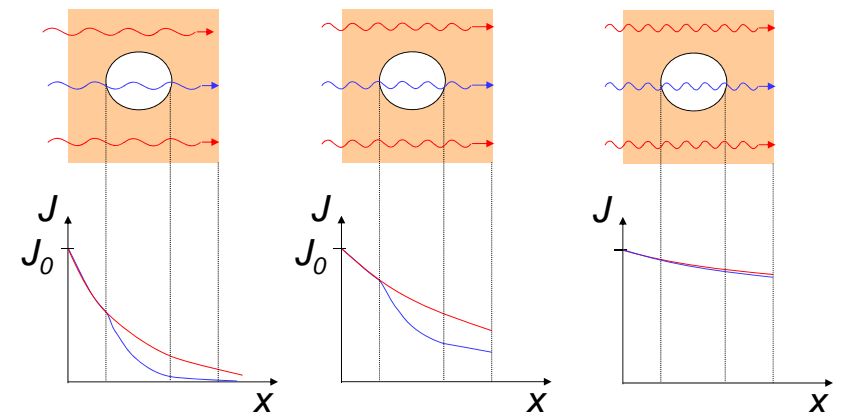
Fokus

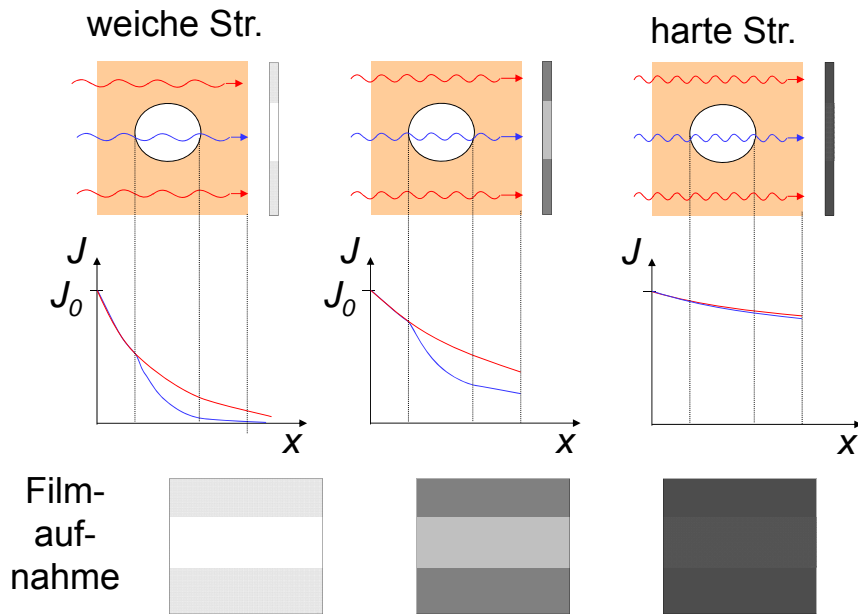
Streustrahlungsraster

## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

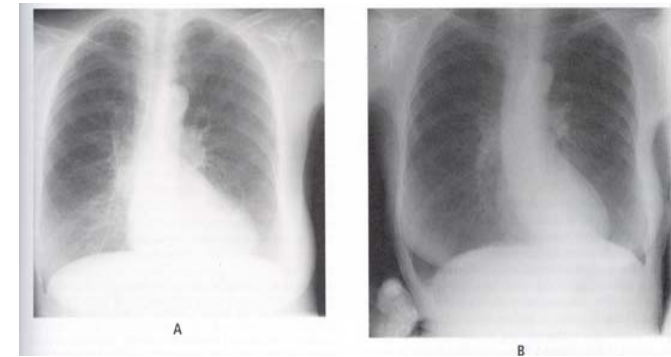
weiche Str.

harte Str.



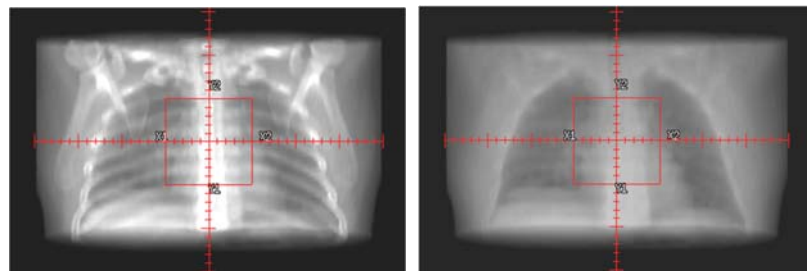


## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

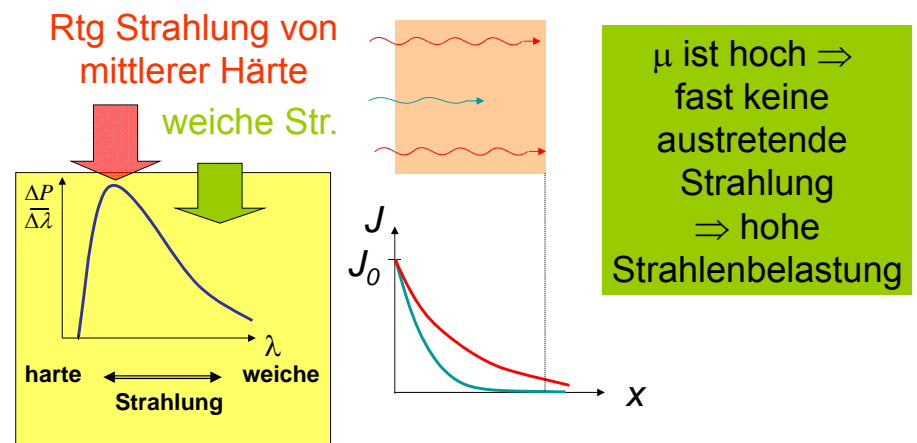
2 MeV

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

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

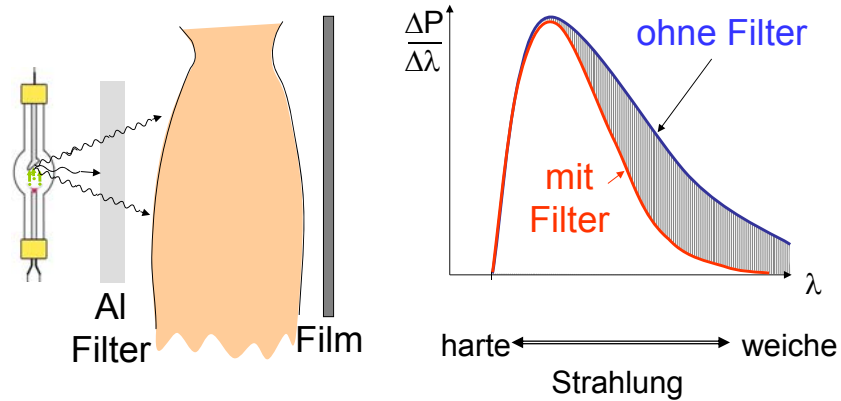
## Absorption der weichen und harten Röntgenstrahlung

Kontinuierliches Emissionsspektrum  $\Rightarrow$  Photonen mit unterschiedlichen  $E_{\text{Photon}}$  unterschiedlichen  $\mu$

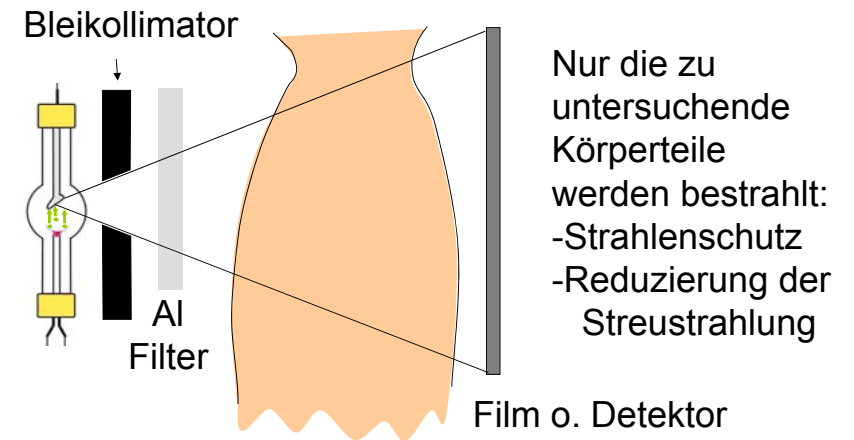


# Anwendung von Filtern

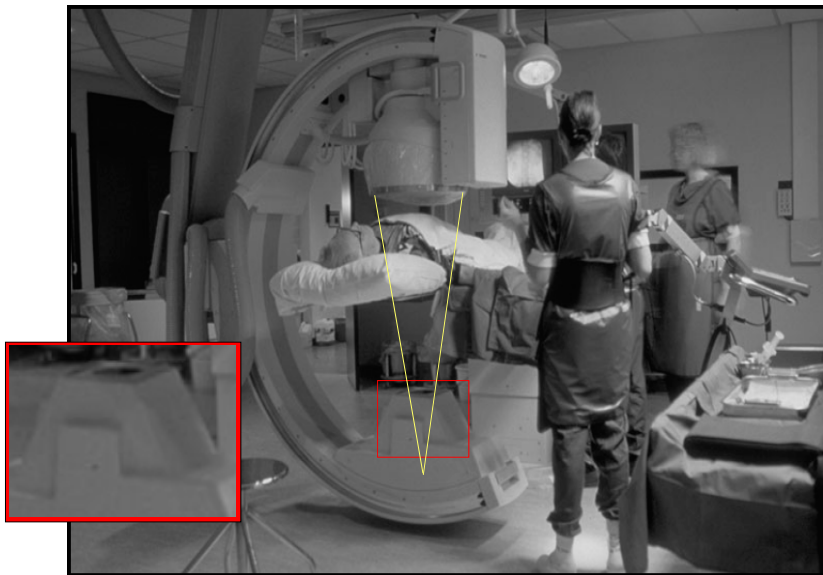
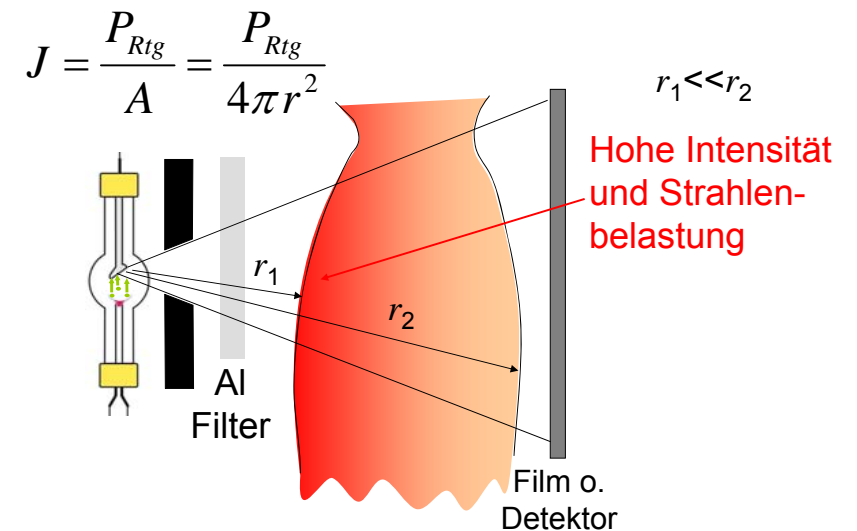
Die weiche Röntgenstrahlung muß vor dem Patient ausgefiltert werden!



# Kollimator

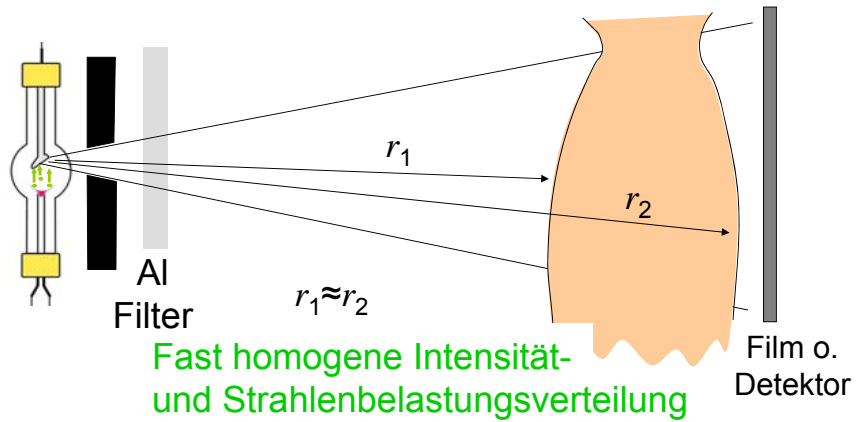


# Abstand und Strahlenbelastung

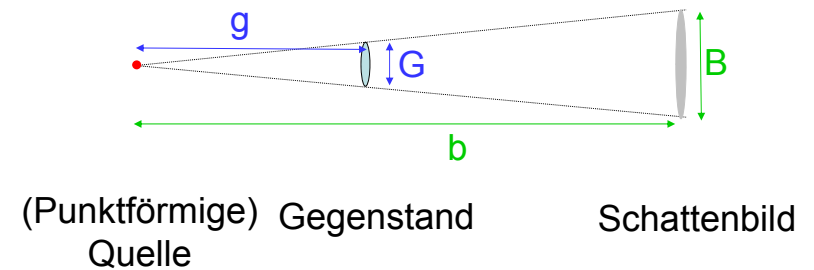


## Abstand und Strahlenbelastung

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

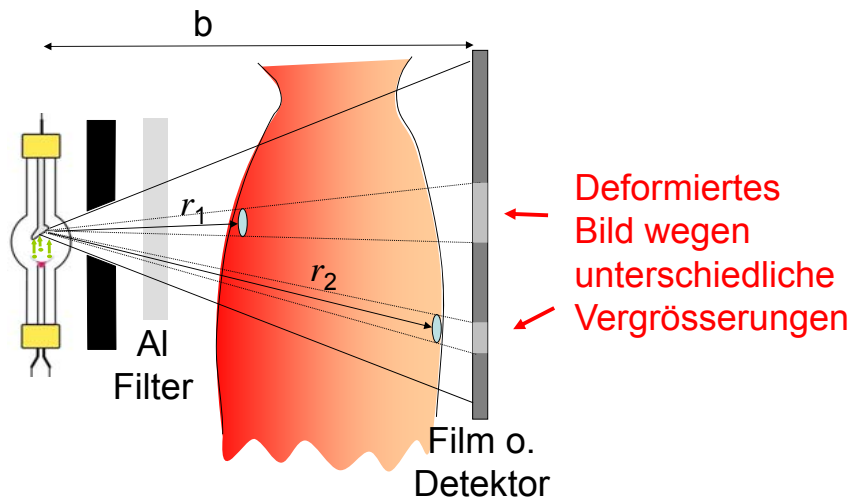


## Vergrößerung des Schattenbildes

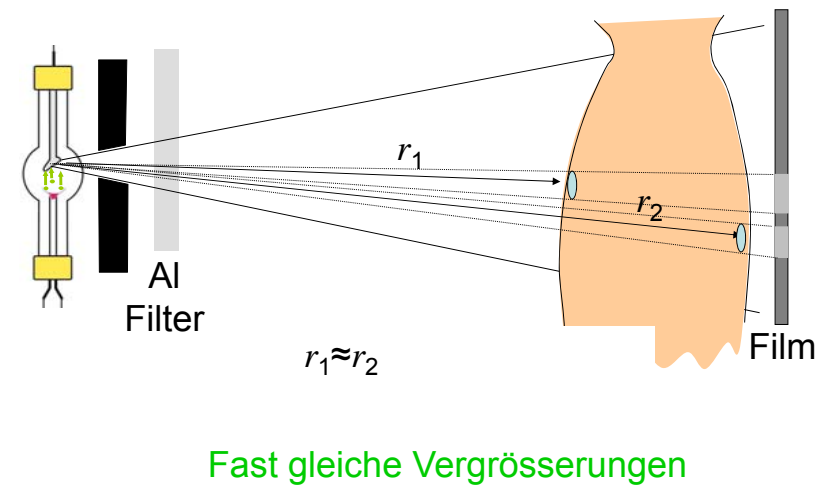


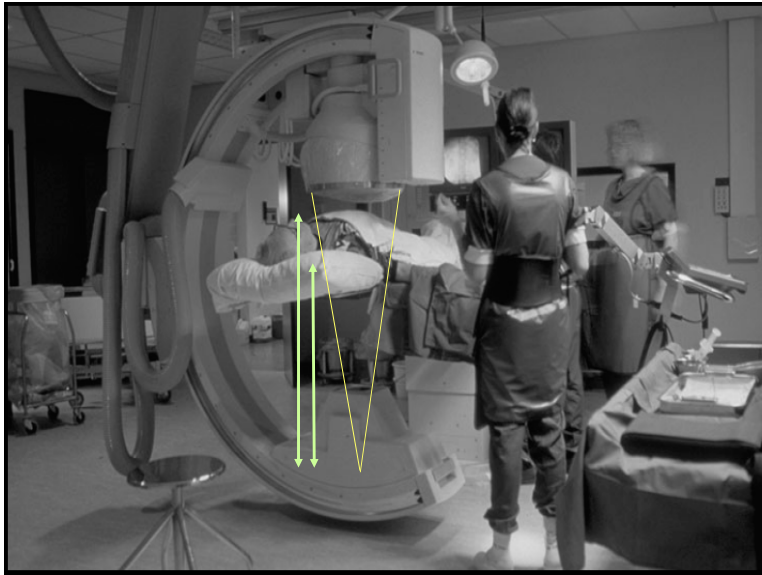
$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g}$$

## Abstand und Bildqualität

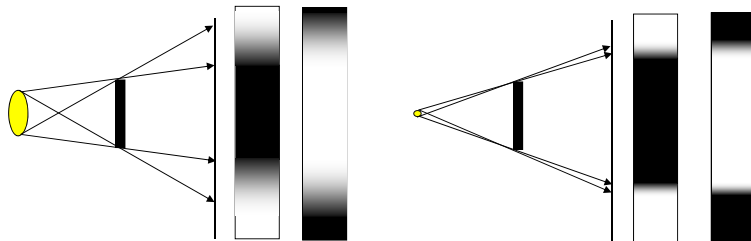


## Abstand und Bildqualität





## Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

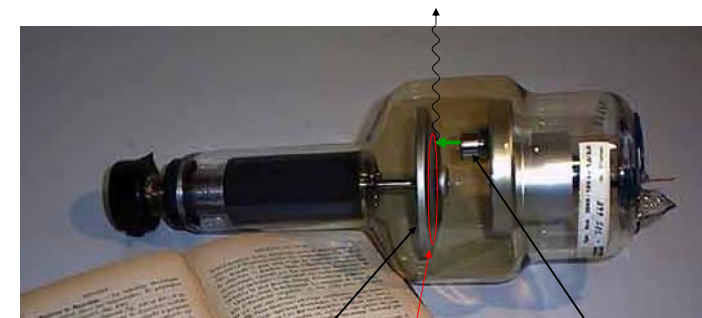


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus  $\Rightarrow$  konzentrierte Wärmebelastung der Anode

$\Rightarrow$  Kühlung, Drehanode

## Drehanode-Röntgenröhre



Drehanode

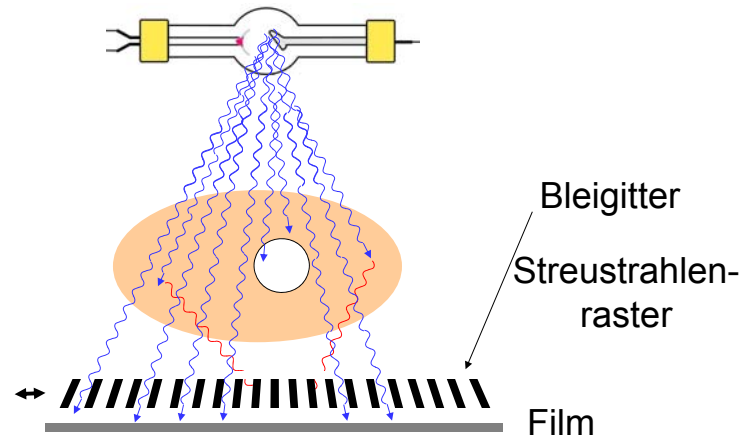
Kathode

Wärme ist verteilt

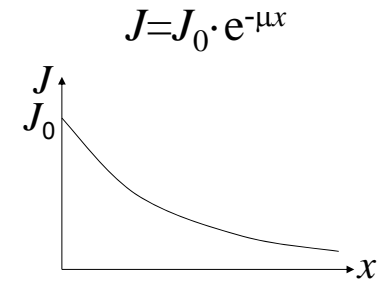
Kühlung!



## Minimalisierung der Streustrahlung



## Rolle der Schichtdicke

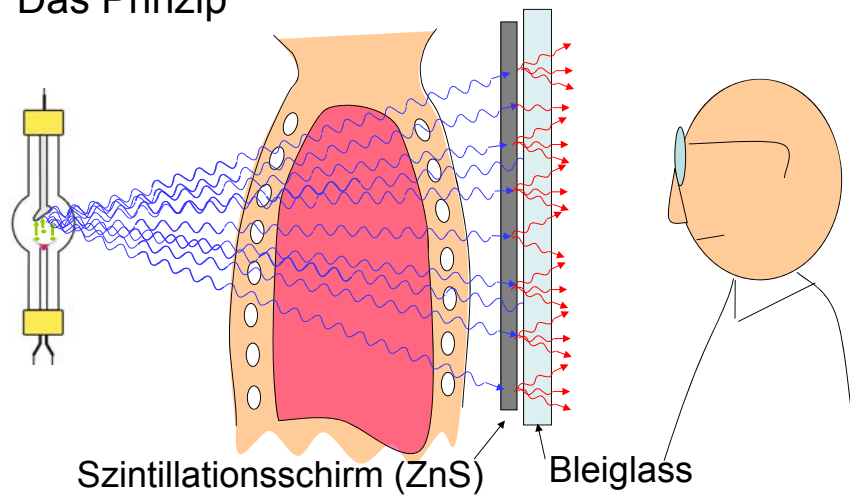


## Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

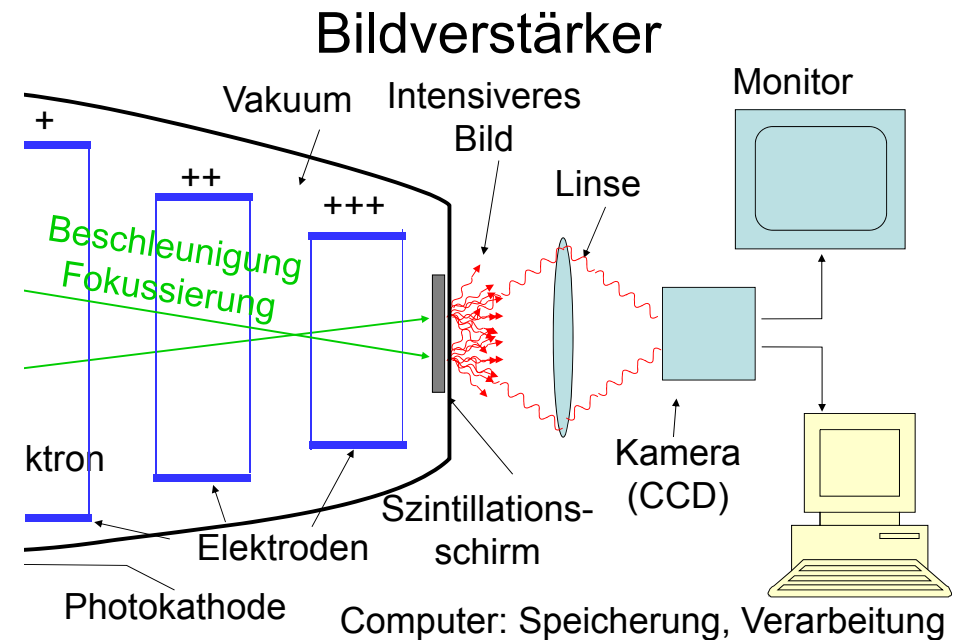
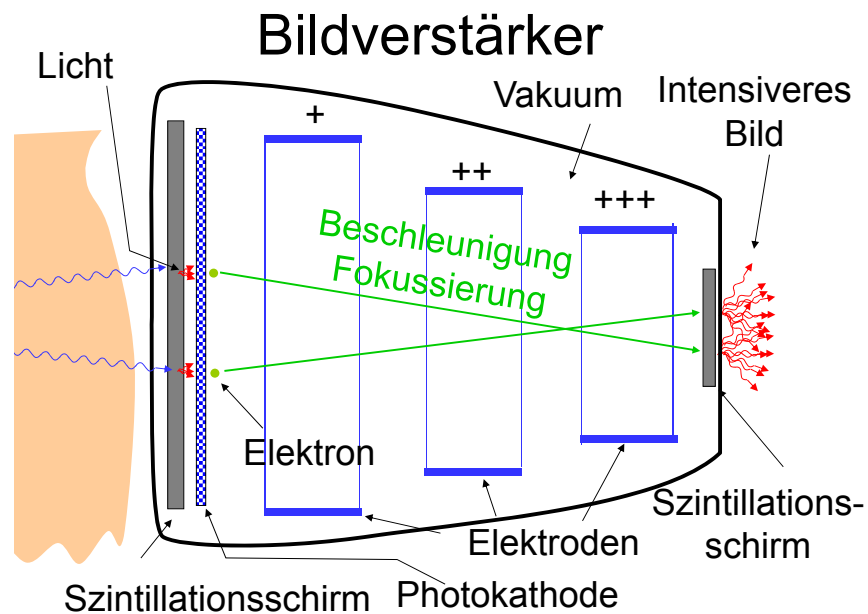
# Konventionelle Fluoroskopie

## Das Prinzip



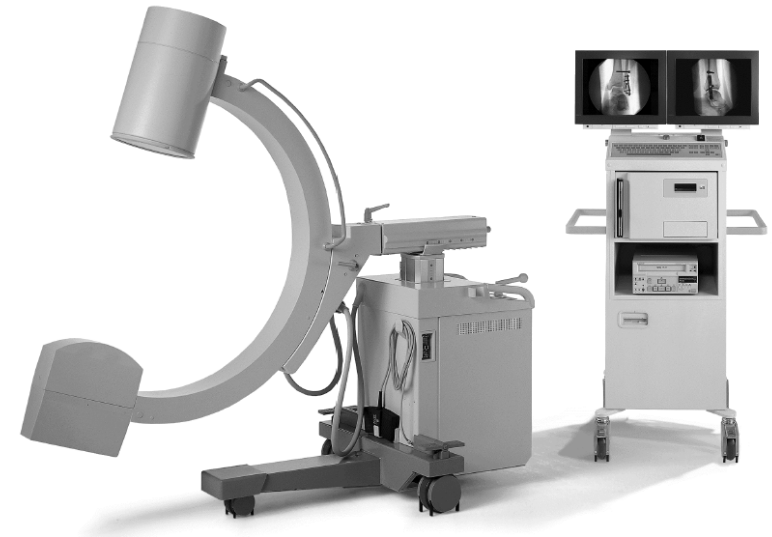
## Vorteile - Nachteile

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



Digitaler Detektor  
"Flat Panel" Detektor



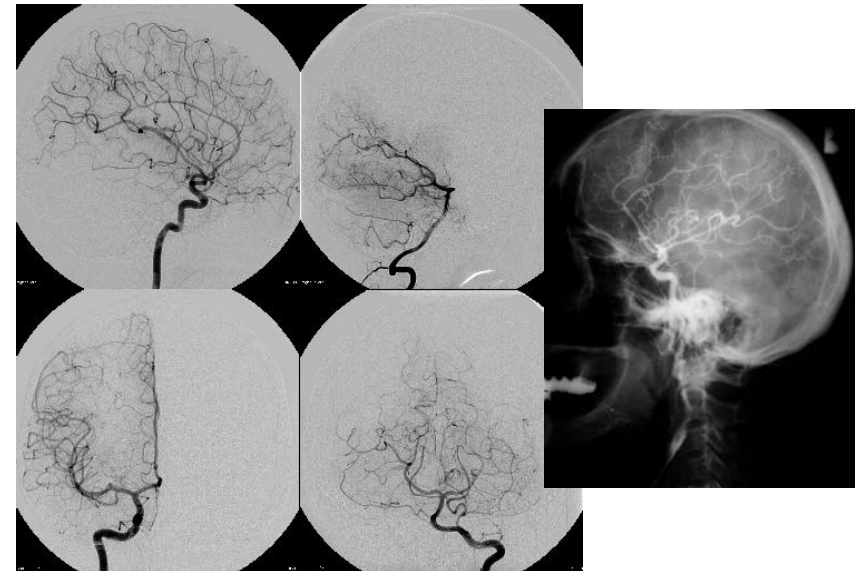
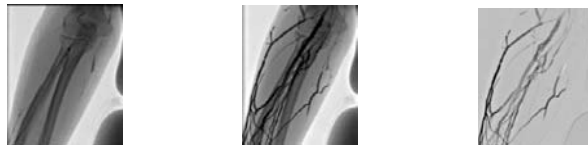


## Direkte digitale Röntgentechnik

- 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 Substraktionsangiographie (DSA)

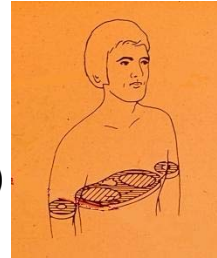
- Basisbild ( $\Rightarrow$  digitalisiert gespeichert)
- Eingabe des Kontrastmittels (zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.





## CT

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



Τομος

=> 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>

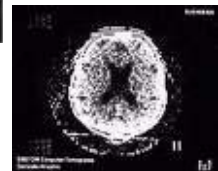
## Geschichte der Tomographie

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

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



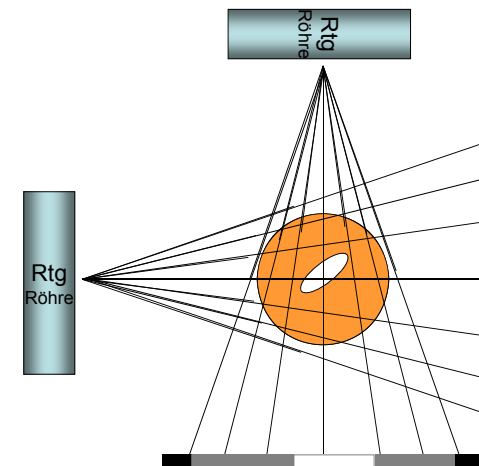
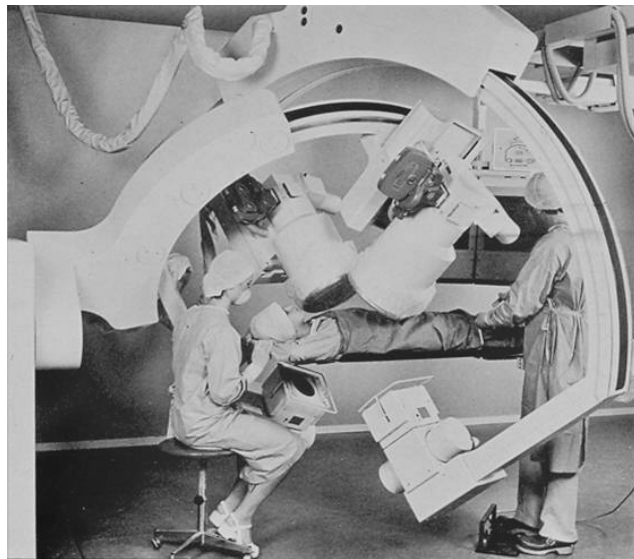
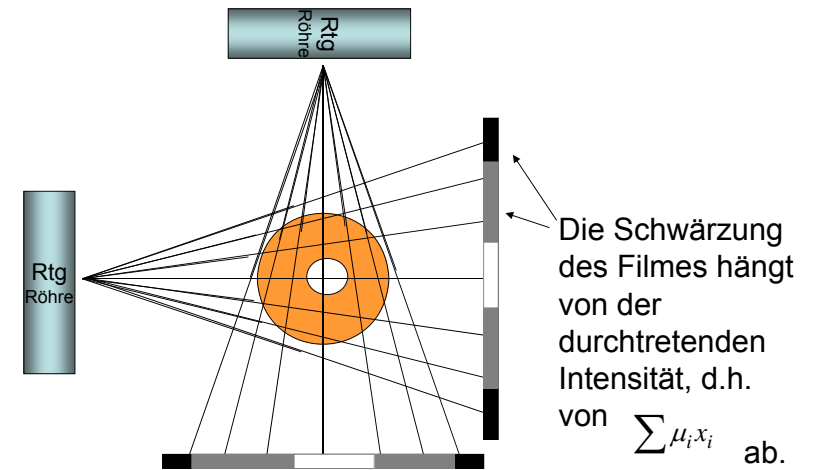
Summationsbild:  
= konventionelles  
Röntgenbild



Gibt information über die  
durchschnittlichen  
Schwächung

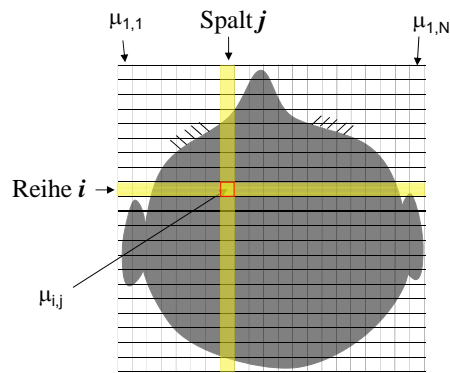


Keine Information über  
der Verteilung der  
absorbierenden Stoffe



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

## Grundprinzip der Computertomographie



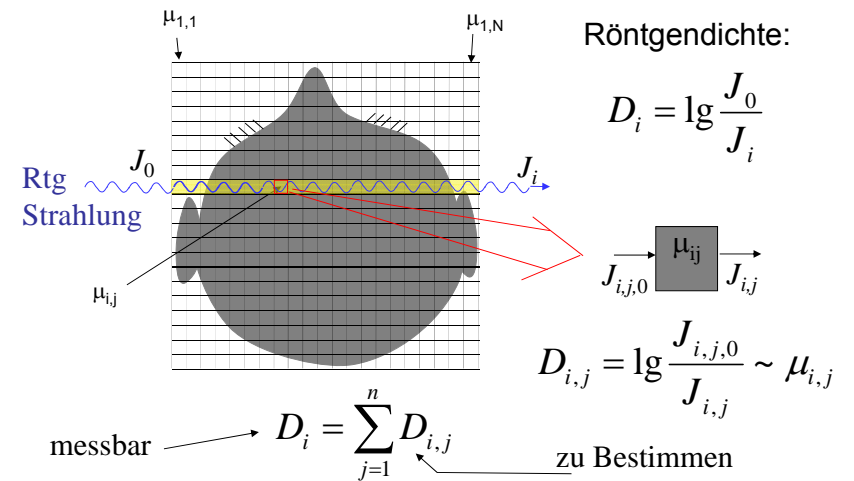
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

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

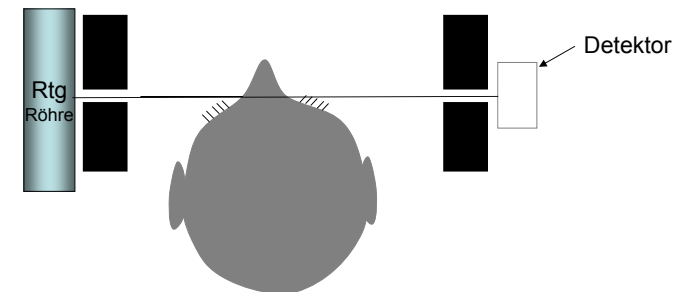
eine Aufnahme:  $N$  Messwerte

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

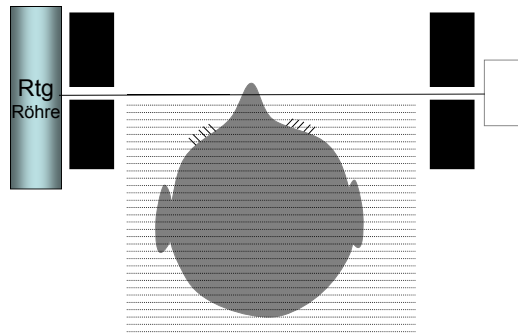
Messwerte sind notwendig

=> Aufnahmen aus mehreren Richtungen

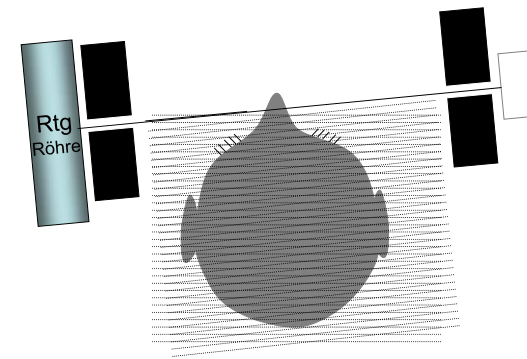
## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

## Bildrekonstruktion

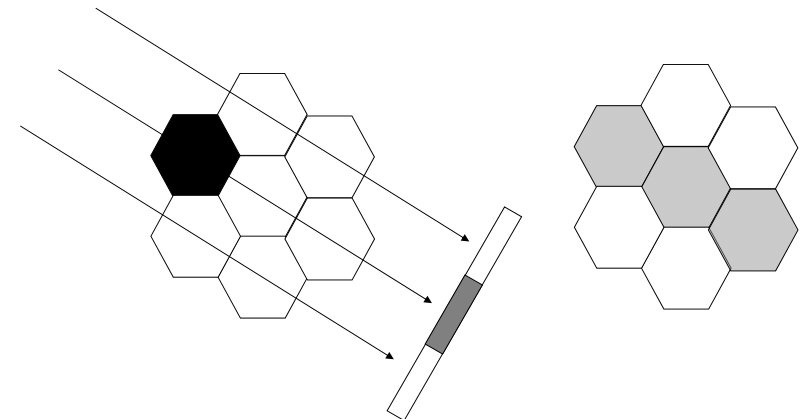
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

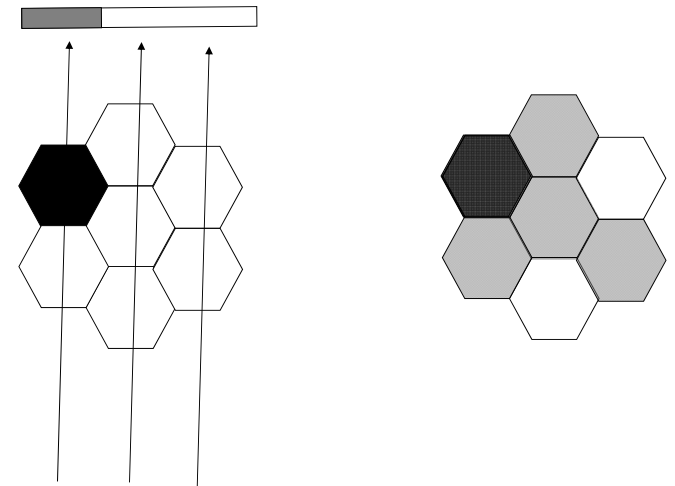
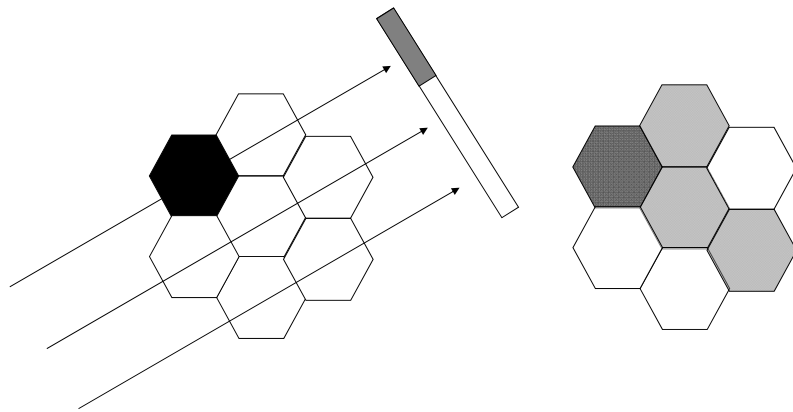
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

## Prinzip der Rückprojektion



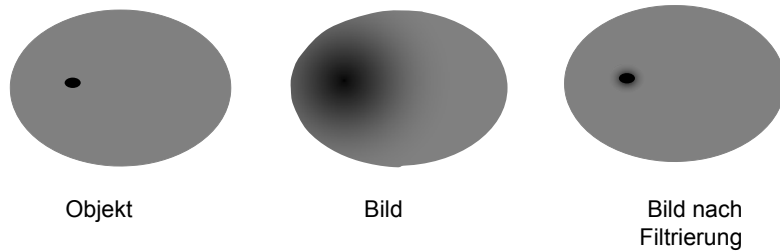




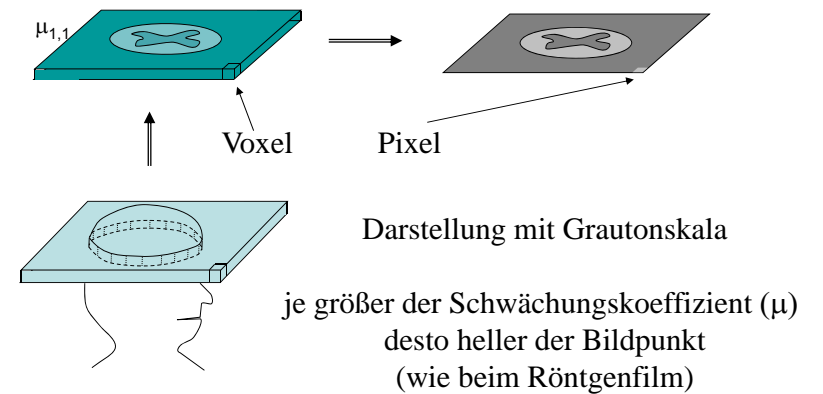
## Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

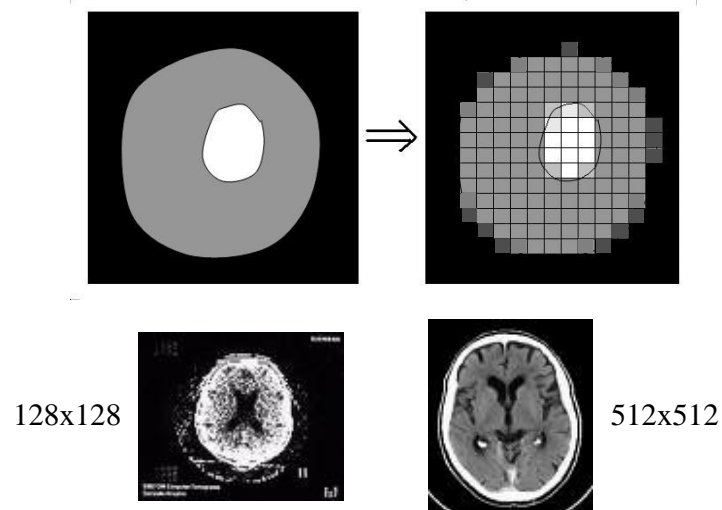
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



## Voxel-Pixel



## Auflösung



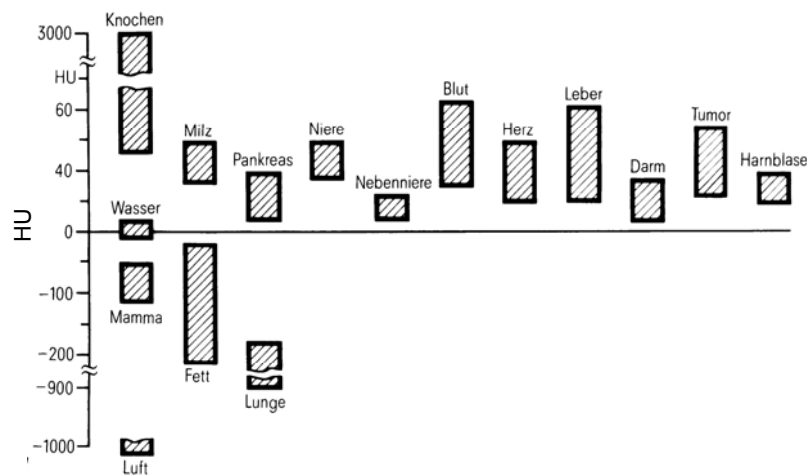
## Hounsfield Skala (CT Wert)

$$HU = \frac{\mu - \mu_{\text{wasser}}}{\mu_{\text{wasser}}} 1000$$

relative Skala  
für  $\mu$

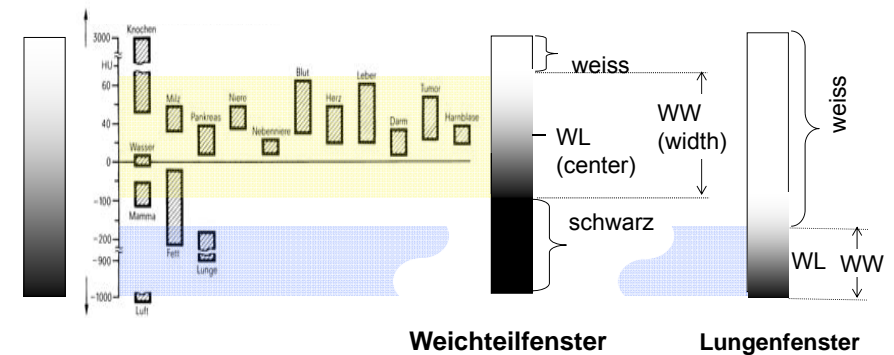
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	$\approx 0$
Lunge	<0

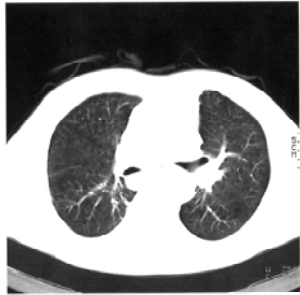
## CT Werte von einigen Gewebe



## Fensterung

### Grautonskala



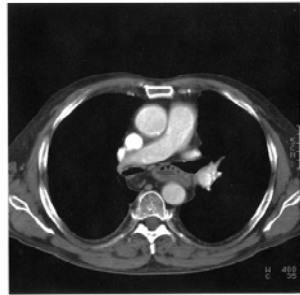


## Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

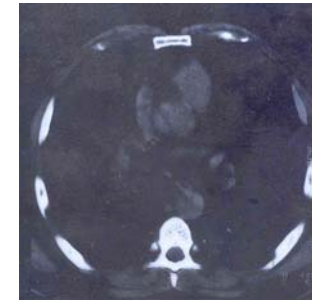


## Weichteilfenster

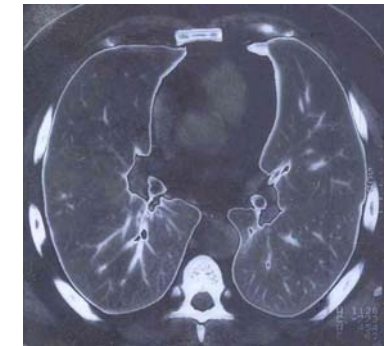
Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ... 235)

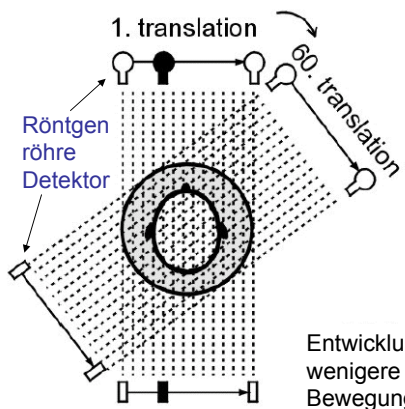


## Doppelfenster

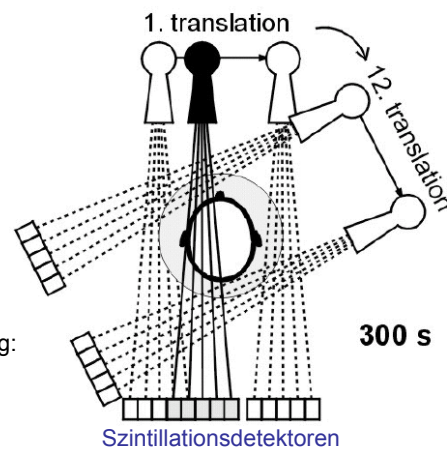


## Technische Realisierung, Generationen

### I. Generation

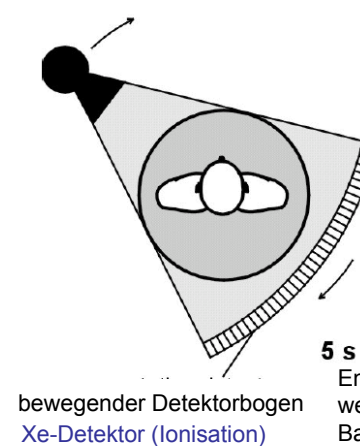


### II. Generation

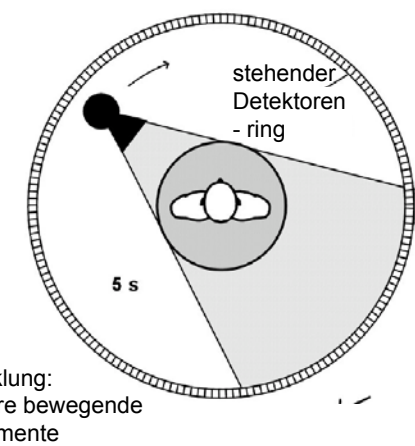


## Technische Realisierung, Generationen

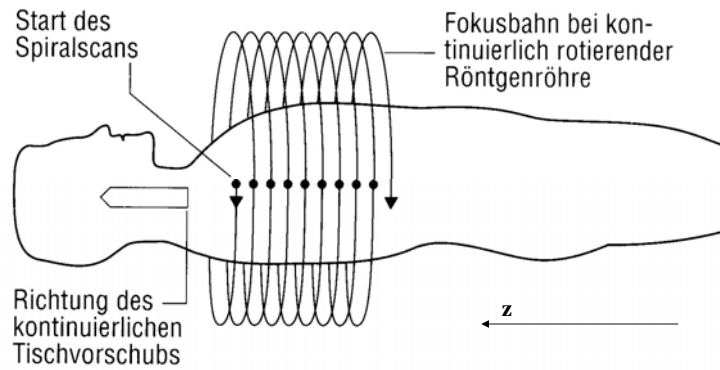
### III. Generation



### IV. Generation

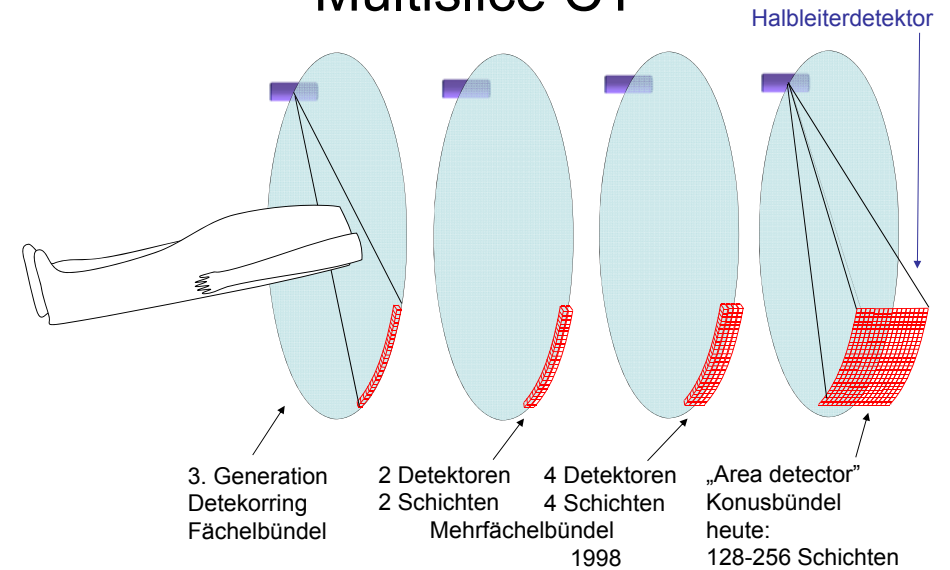


## Generationen: spiral CT

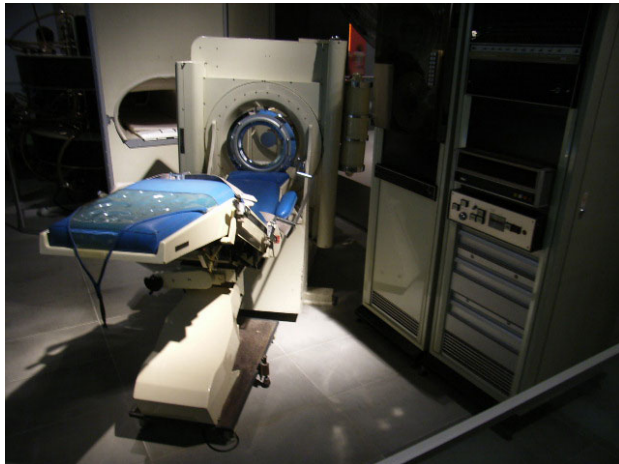


Das schichtbild kann man in einem beliebigen  $z$  Position gerechnet werden.

## Multislice CT



## Erste Generation CT



## Moderne CT (3. o. 4. Generation)



## 16 Schichten-CT



## CT

Einstellung  
mit Laser-  
lichtstrahlen



## Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



21. Feb. 2011.

256 Schichten CT  
für Kardiologische  
Untersuchungen



## Entwicklung der CT-Aufnahmen

Jahr	Zeit (s)/ Aufnahme	Schicht Dicke	Anzahl d. Schichten
1980	10	10	25-30
1985	5	8-10	30-45
1990	1	3-5	100
1995	0,75	3	100
1999	0,5	1-3	220
2003	0,4	0,5-0,75	400-1200
2004	0,33	0,5-0,75	600-2500

## 3D Darstellung

Bei einem modernen multislice CT:

einige 100 Schichtaufnahmen !!

Große Datenmenge!

Es kann nicht Schicht zu Schicht betrachtet werden =>

Dreidimensionale (3D) Darstellung

## 3D Darstellung

### Surface rendering

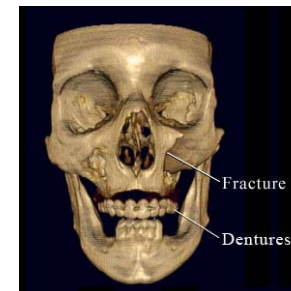
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

### Volume rendering

Die Volumenelemente haben unterschiedliche Durchsichtbarkeit, abhängig von ihrem CT-Wert (Weiche Gewebe transparent, Knochen fast intransparent.)

(!)

## Surface rendering



# Volume rendering



Eine drehende Version findet  
man hier:  
[http://www-  
graphics.stanford.edu/software/  
volpack/movies/colorhead.mpg](http://www-graphics.stanford.edu/software/volpack/movies/colorhead.mpg)

Danke für Ihre Aufmerksamkeit!

