

# Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

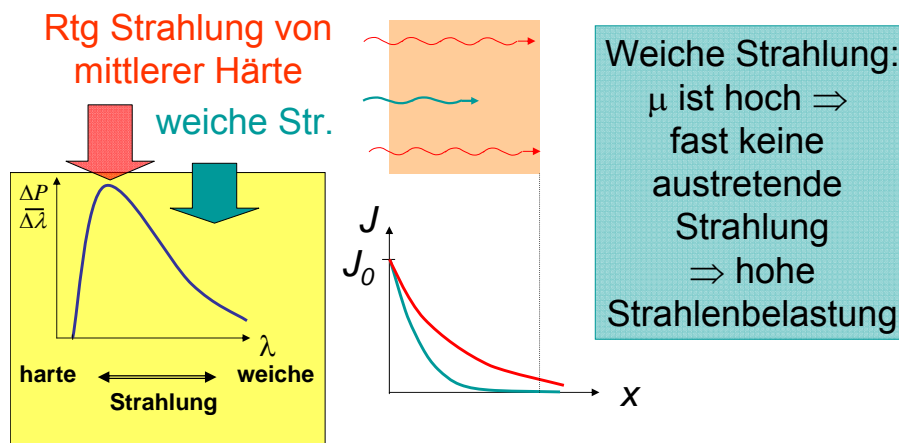
Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

- Minimalisierung der Strahlendosis
  - Filter
  - Kollimator
  - Abstand
- Erhöhung der Bildschärfe
  - Fokus
  - Streustrahlungsraster

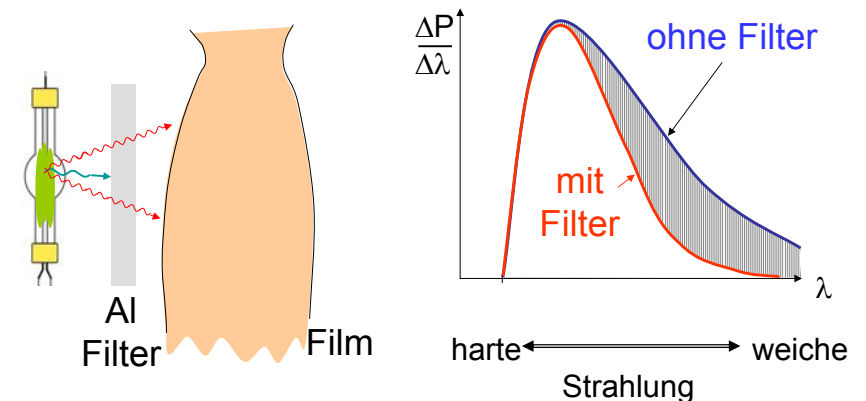
## Anwendung eines Filters:

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



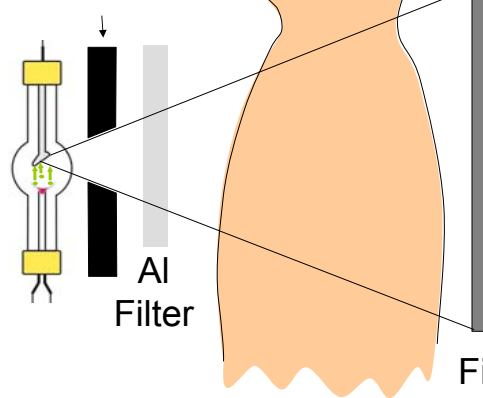
## Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem  
 Patient ausgefiltert werden!



# Kollimator

Bleikollimator



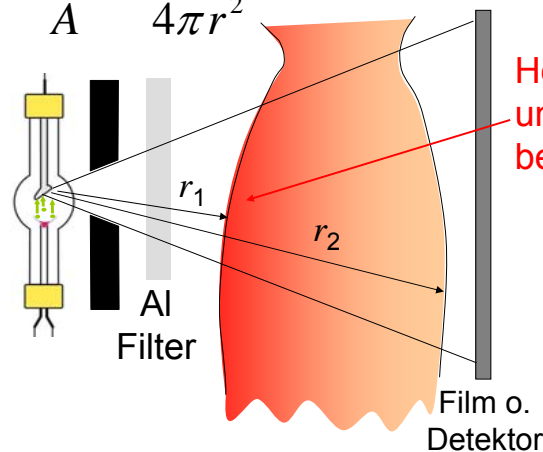
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:  
-Strahlenschutz  
-Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor



## Abstand und Strahlenbelastung

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



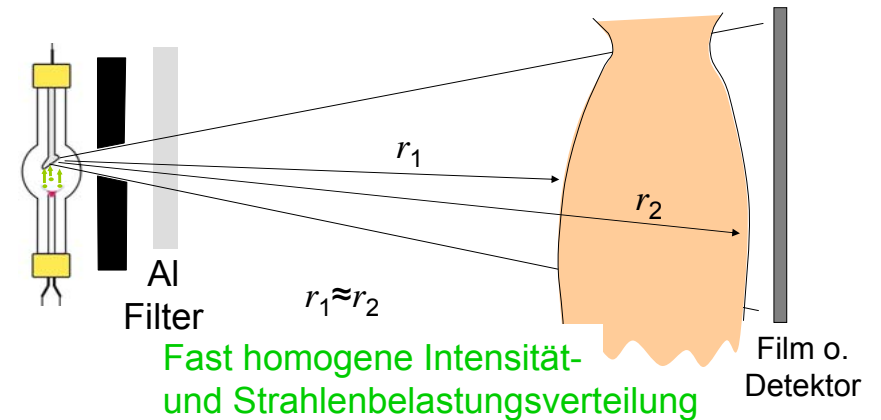
$r_1 \ll r_2$

Hohe Intensität und Strahlenbelastung

Film o. Detektor

## Abstand und Strahlenbelastung

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

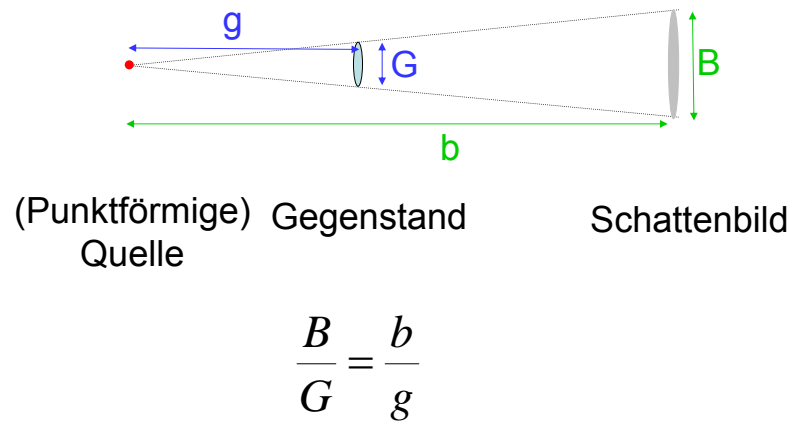


$r_1 \approx r_2$

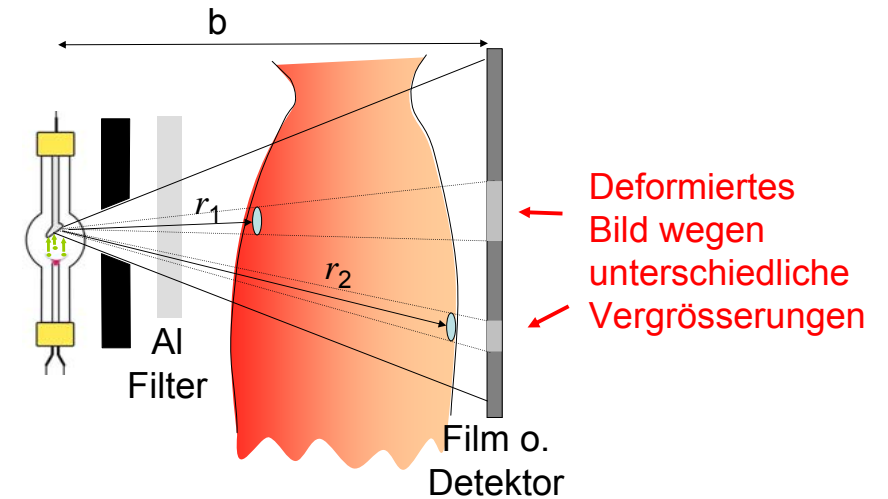
Fast homogene Intensität- und Strahlenbelastungsverteilung

Film o. Detektor

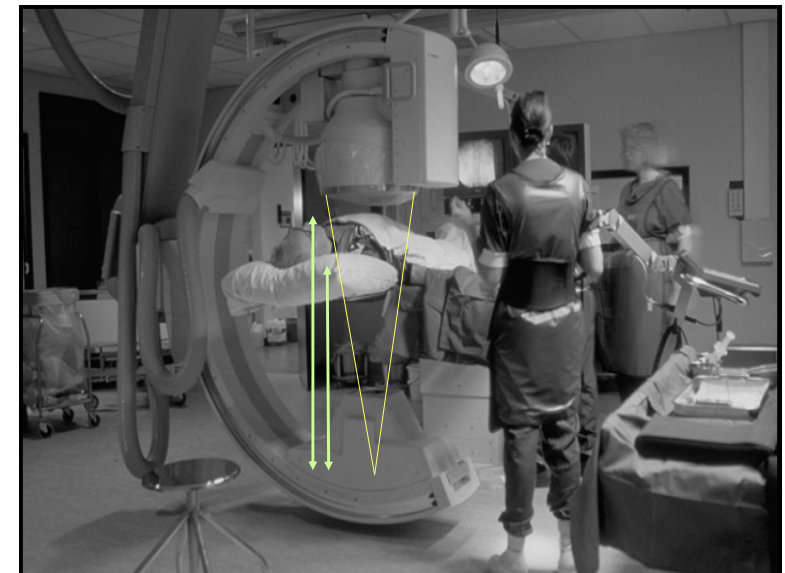
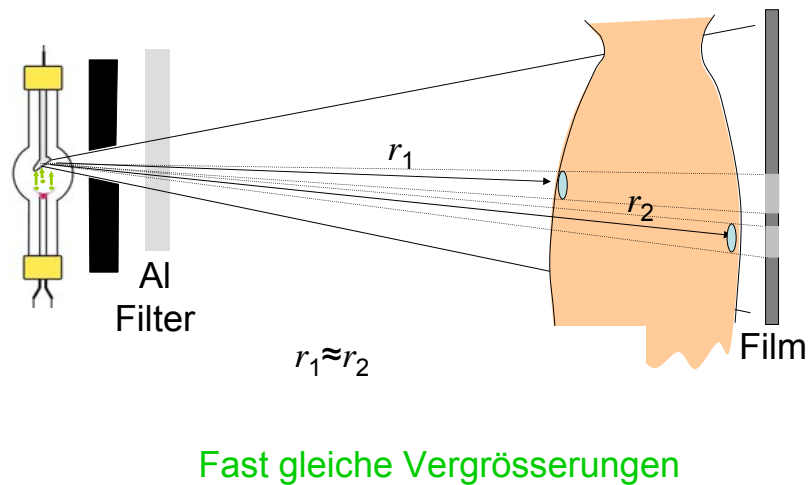
## Vergrößerung des Schattenbildes



## Abstand und Bildqualität

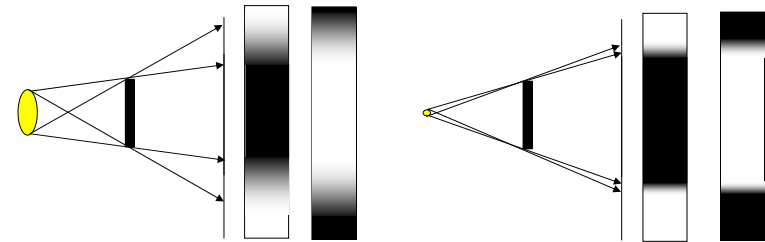


## Abstand und Bildqualität





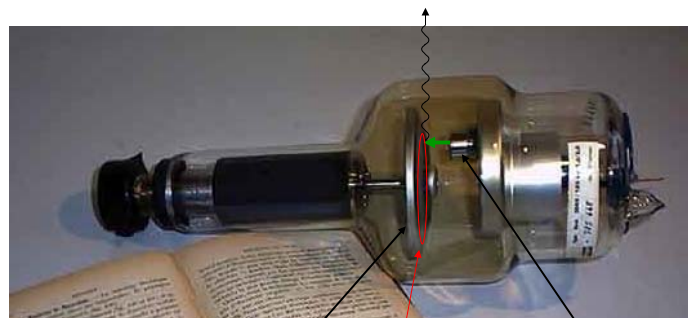
## Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus  $\Rightarrow$  konzentrierte Wärmebelastung der Anode  
 $\Rightarrow$  Kühlung, Drehanode

## Drehanode-Röntgenröhre



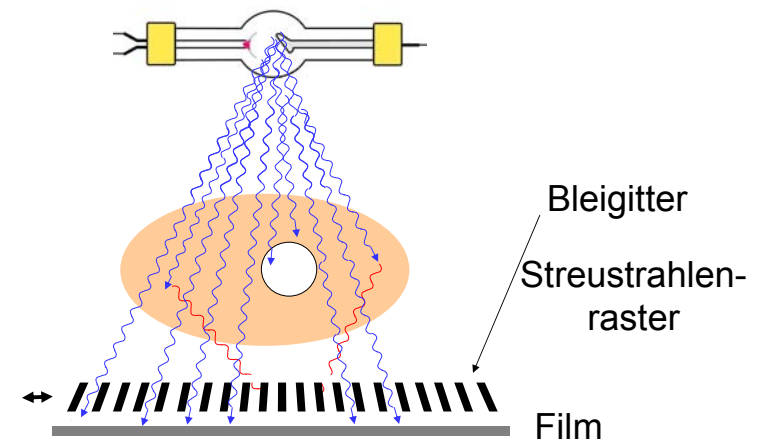
Drehanode

Kathode

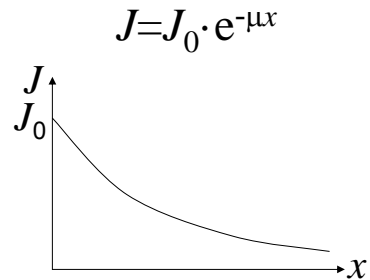
Wärme ist verteilt

Kühlung!

## Minimalisierung der Streustrahlung

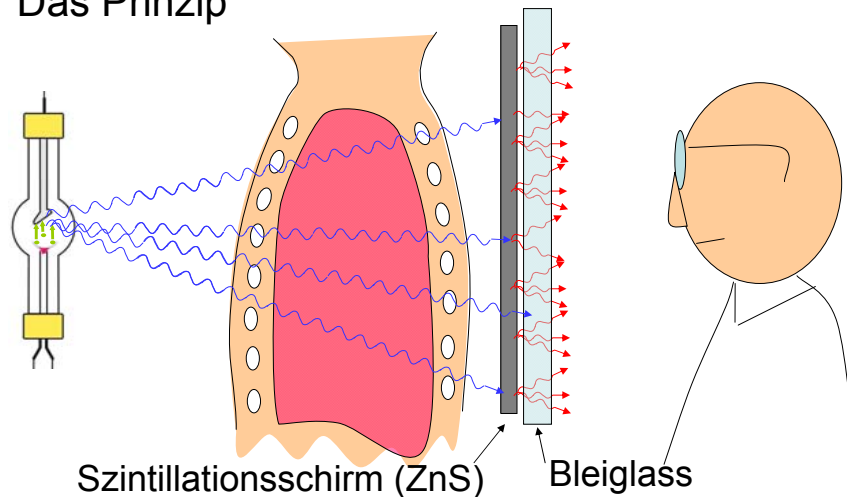


## Rolle der Schichtdicke



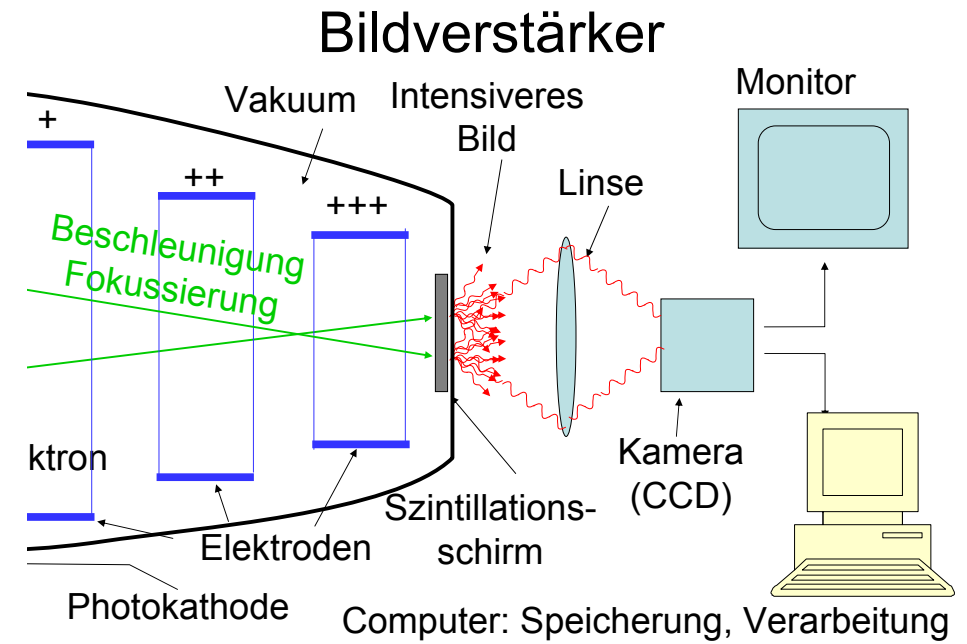
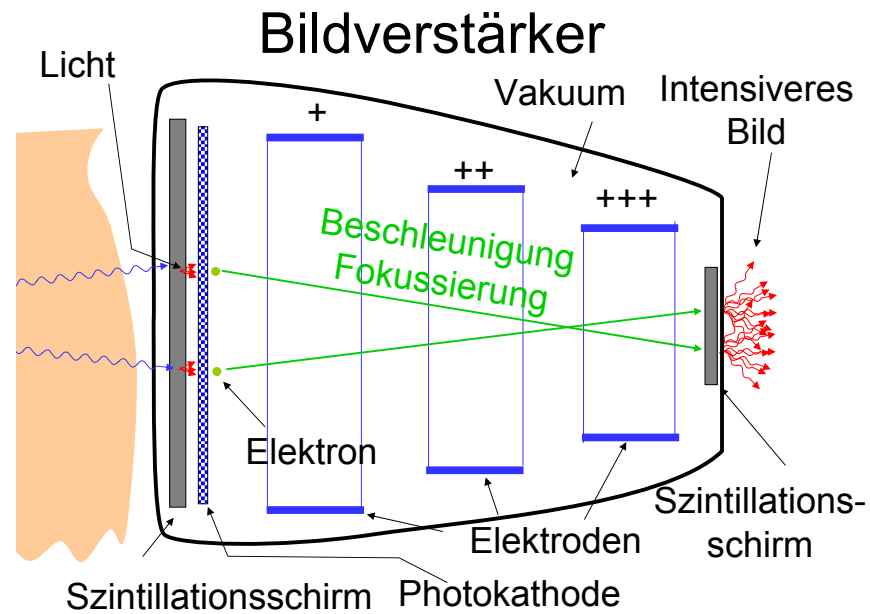
## Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



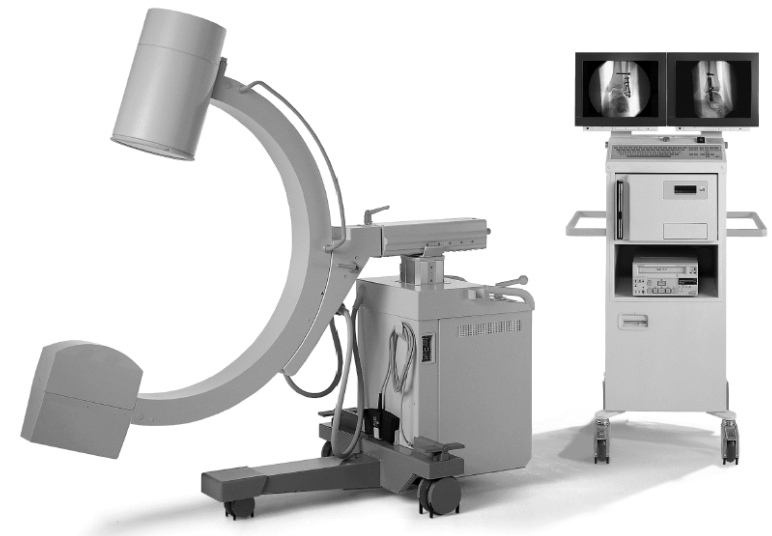
- Vorteile:
    - keine Entwicklungszeit
    - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
  - Nachteile:
    - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
    - schwaches Licht (dunkler Raum)
- ⇒ Bildverstärker





## 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



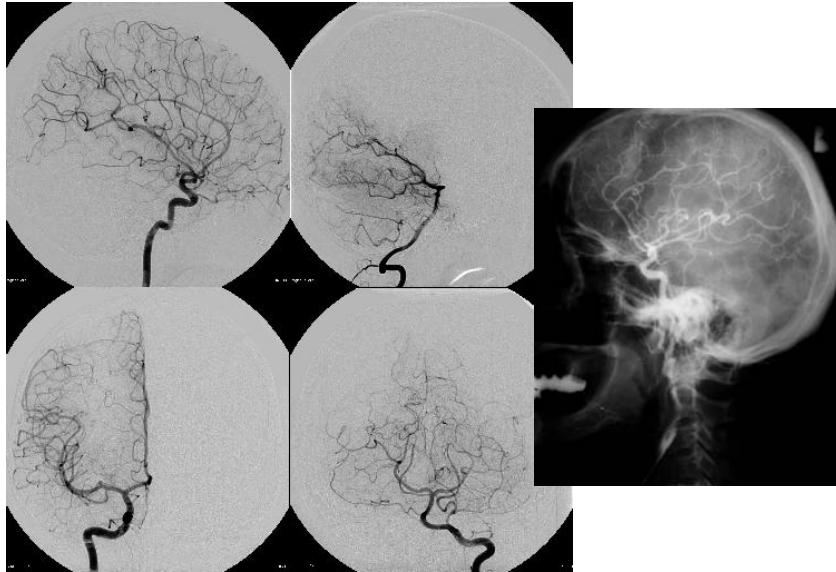
## Direkte digitale Röntgentechnik

- 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.





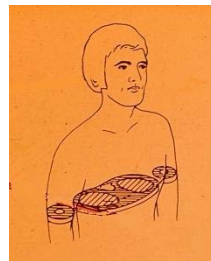
## CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende  
Schicht wird abgebildet.



## Klassifizierung der tomographischen Verfahren

Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
• MRI	• PET
• Optische (?)	• SPECT

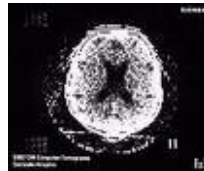


# Geschichte der Tomographie

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

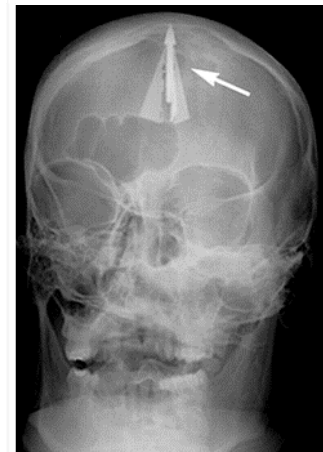
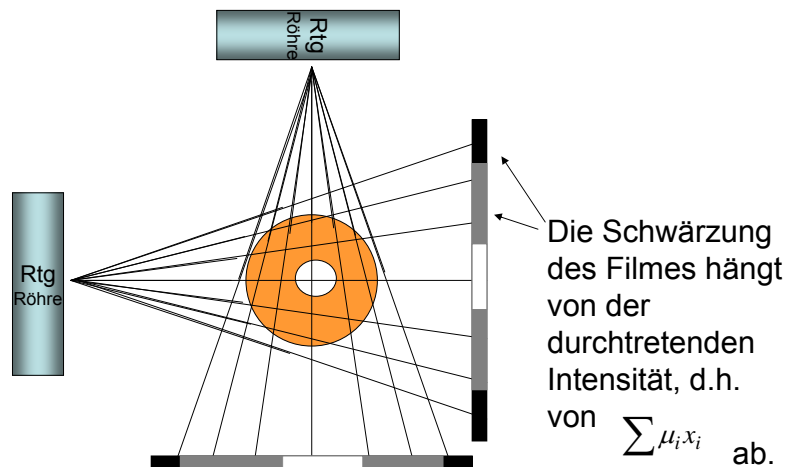
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

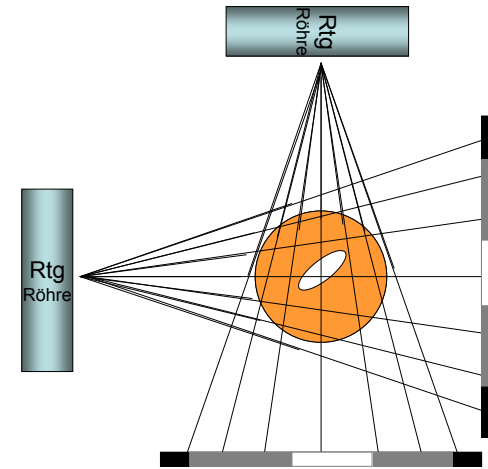
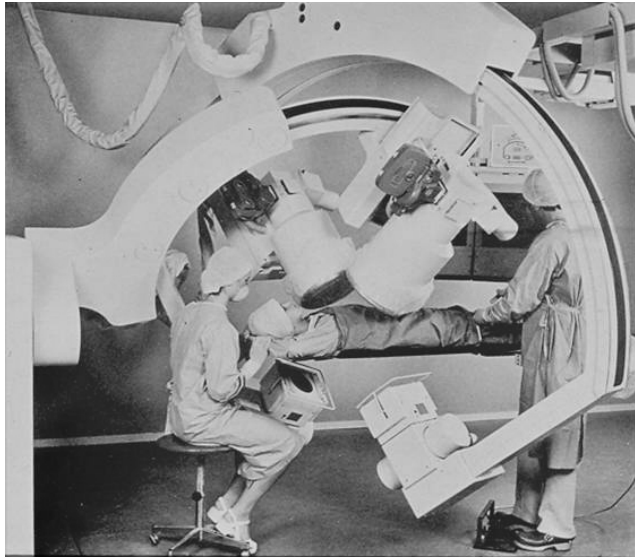


Summationsbild:  
= konventionelles  
Röntgenbild

Gibt information über die  
durchschnittlichen  
Schwächung

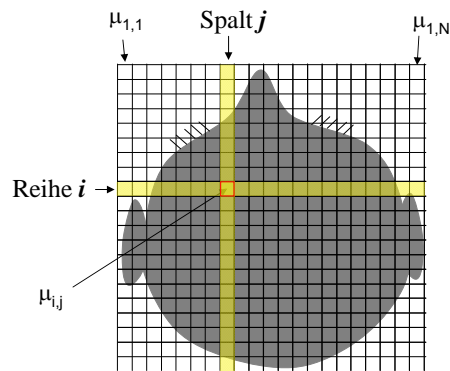
Keine Information über  
der Verteilung der  
absorbierenden Stoffe





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

## Grundprinzip der Computertomographie



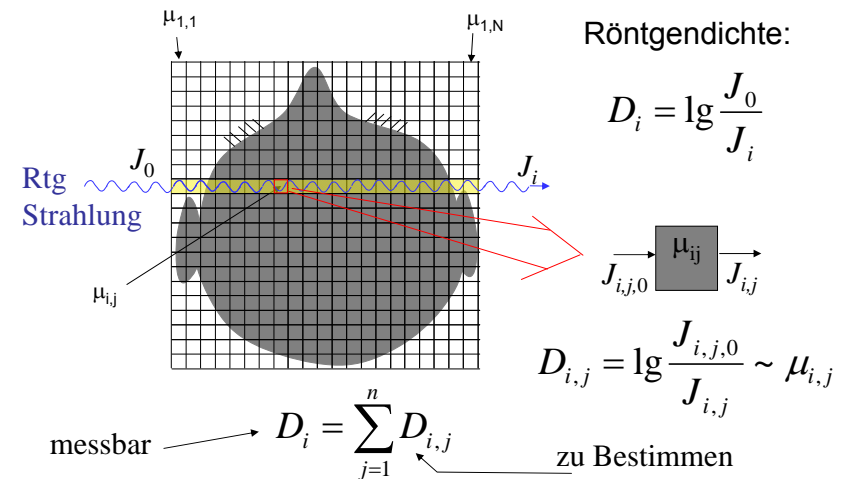
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

=> 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)

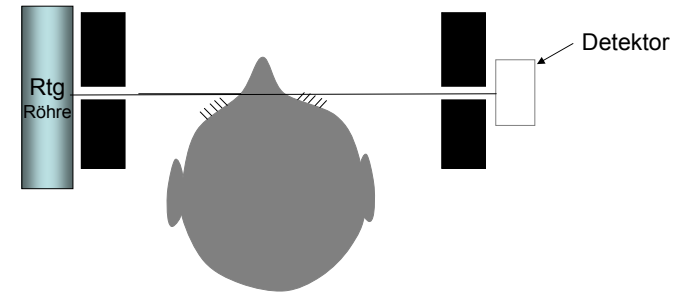
## Messung und Bildrekonstruktion



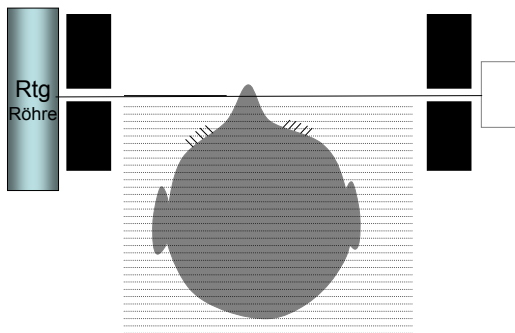
# Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$  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  
 $\Rightarrow$  Aufnahmen aus mehreren Richtungen

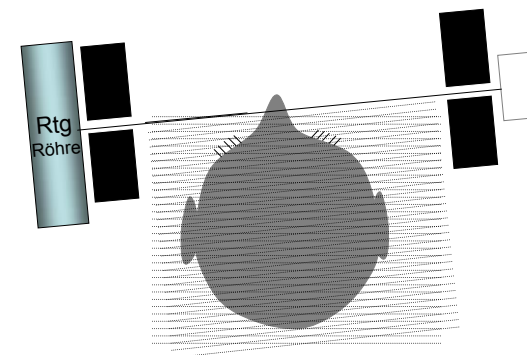
## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

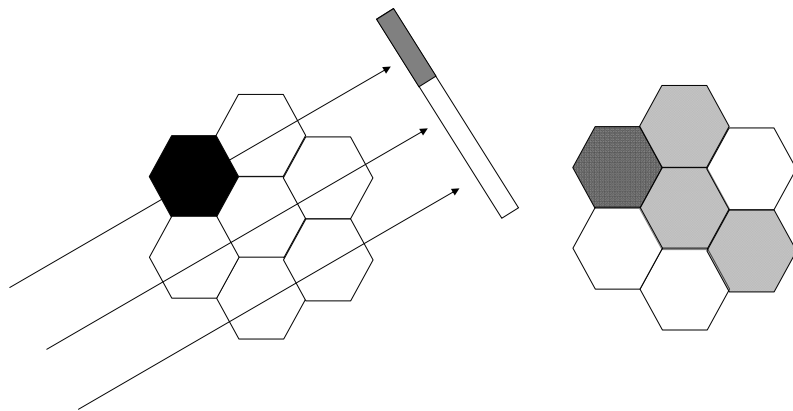
# Bildrekonstruktion

Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

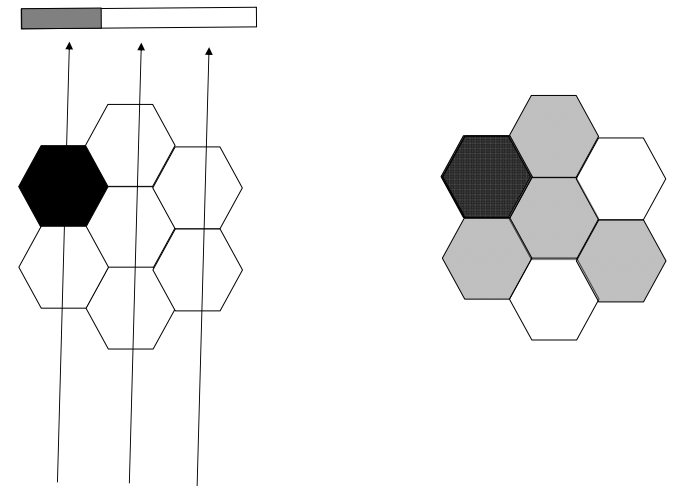
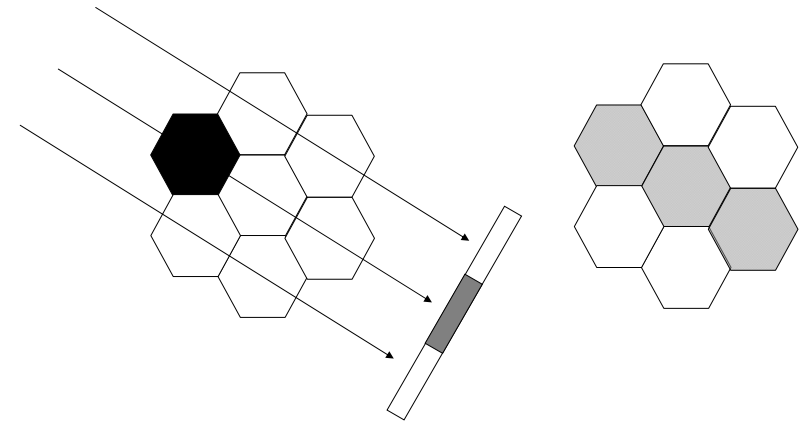
zB: 512x512 Bildpunkte:  $\approx 250\,000$  Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion



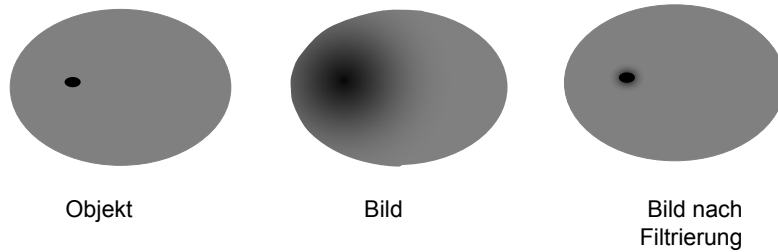
# Prinzip der Rückprojektion



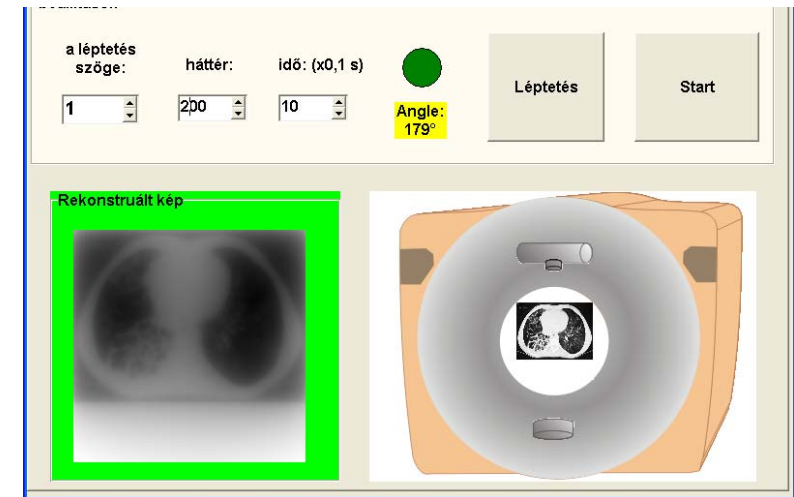
## Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

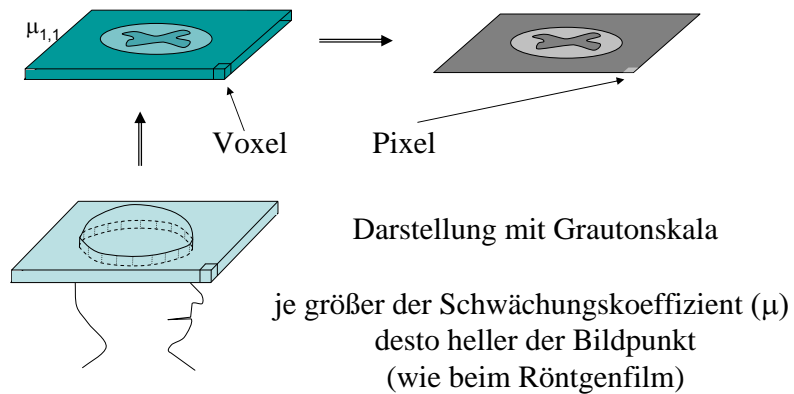
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



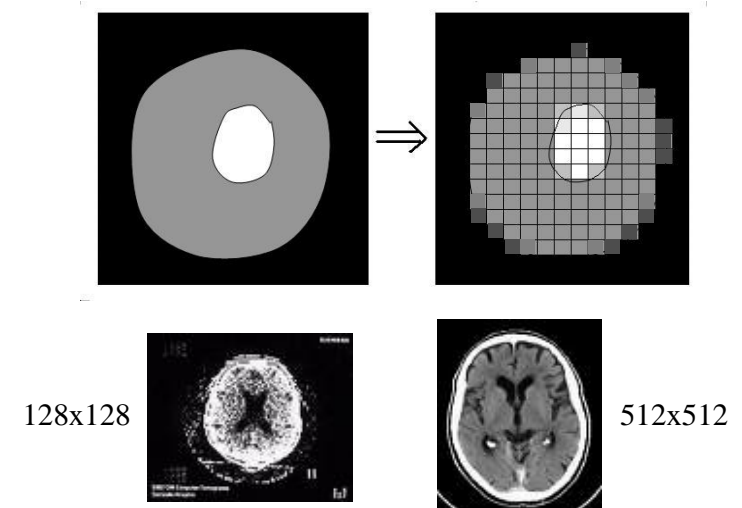
## CT Demonstrationsprogram



## Voxel-Pixel



## Auflösung





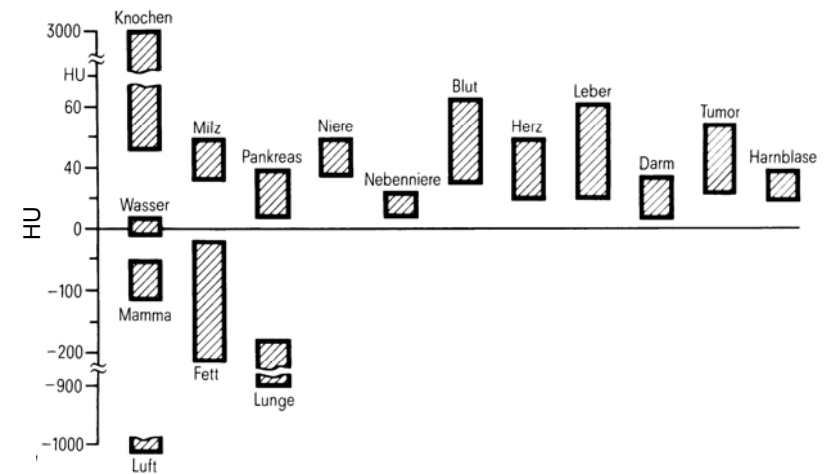
## Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala  
für  $\mu$

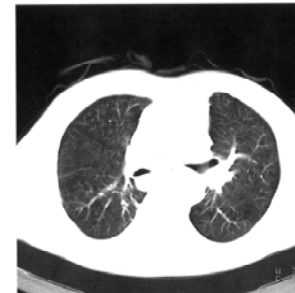
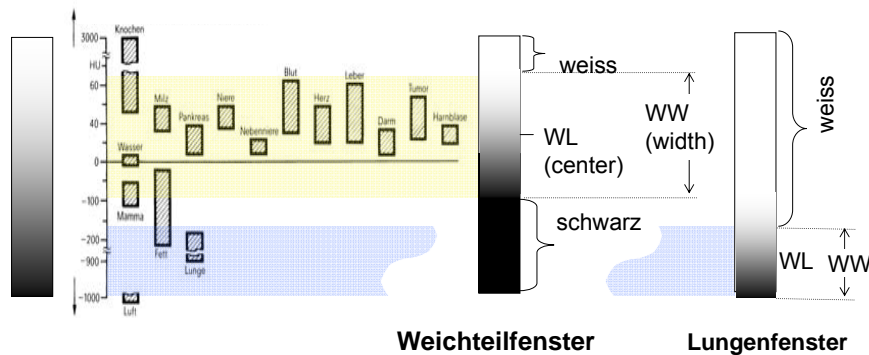
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	$\approx 0$
Lunge	<0

## CT Werte von einigen Gewebe



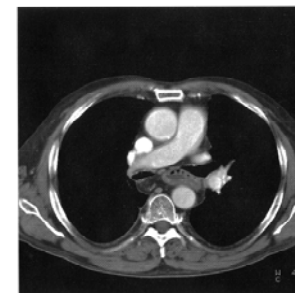
## Fensterung

### Grautonskala



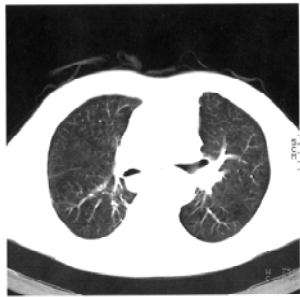
### Lungenfenster

Mitte = -720  
Breite = 750  
(-1095 ... -345)



### Weichteilfenster

Mitte = 35  
Breite = 400  
(-165 ... 235)

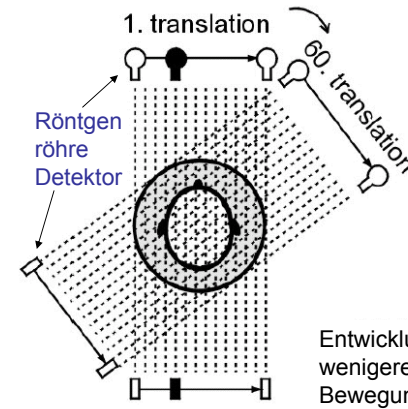


## Doppelfenster

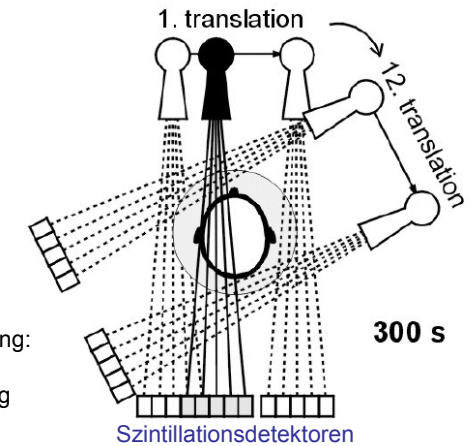


## Technische Realisierung, Generationen

### I. Generation

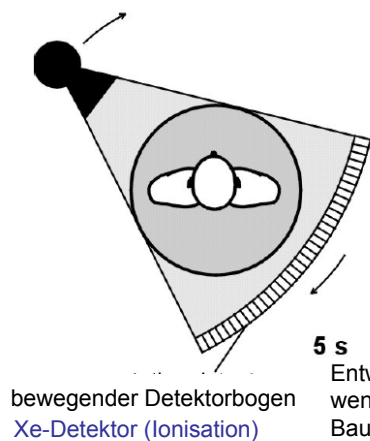


### II. Generation

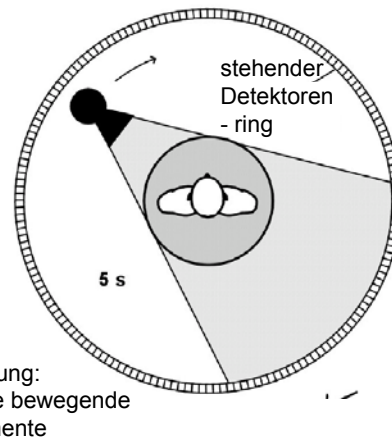


## Technische Realisierung, Generationen

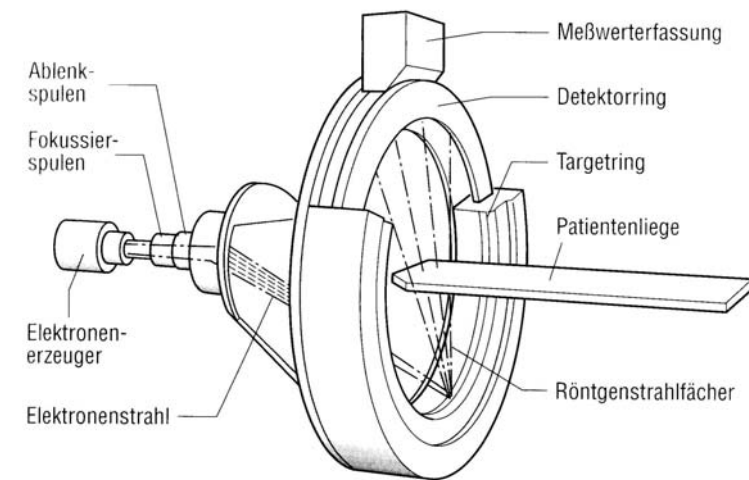
### III. Generation



### IV. Generation

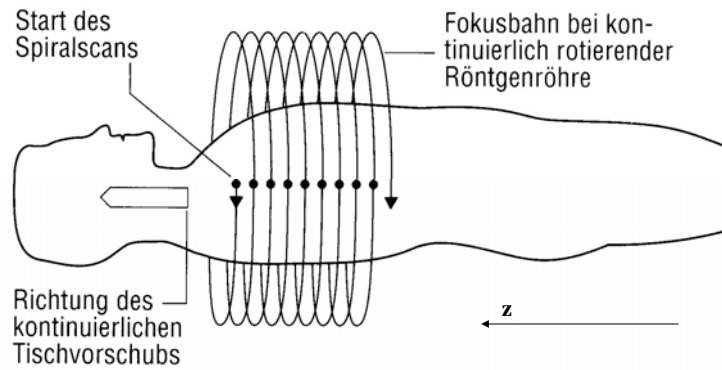


## Elektronenstrahltomograph: keine bewegende Bauelemente => sehr schnelle Aufnahme (100ms)



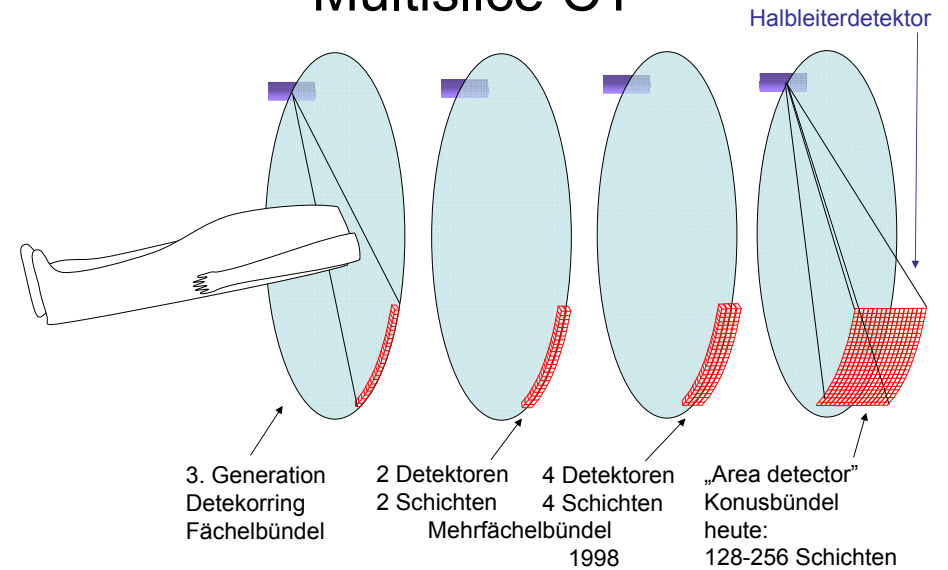
teuer, wurde nicht verbreitet

## Generationen: spiral CT



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

## Multislice CT



## Erste Generation CT



Science Museum London

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



## 16 Schichten-CT



## CT

Einstellung  
mit Laser-  
lichtstrahlen



21 Feb. 2011

256 Schichten CT  
für Kardiologische  
Untersuchungen

## Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)





## Entwicklung der CT-Aufnahmen

Jahr	Zeit (s)/ Aufnahme	Schicht- dicke (mm)	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

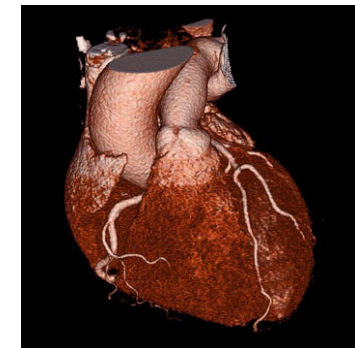
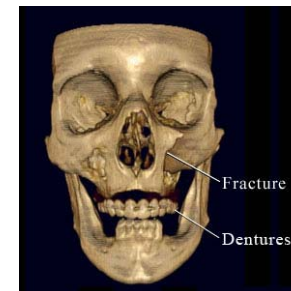
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

### Volume rendering

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

(!)

## Surface rendering



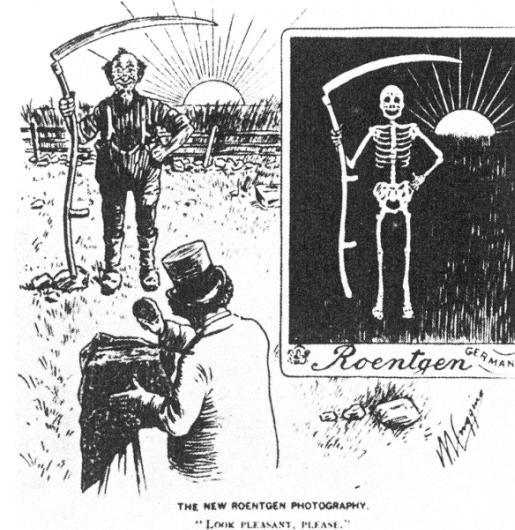


# Volume rendering



Eine drehende Version findet man hier:  
<http://www-graphics.stanford.edu/software/volpack/movies/colorhead.mpg>

# Strahlenbelastung der CT Untersuchung



„...survey in the UK, CT scans constituted 7% of all radiologic examinations, but contributed 47% of the total collective dose from medical X-ray examinations in 2000/2001 (Hart & Wall, European Journal of Radiology 2004;50:285-291).”

47% der Strahlenbelastung kam aus der CT Aufnahmen die nur 7% der radiologischen Aufnahmen gaben. 2000/2001

# Weitere Literatur

- Siemens: Bildgebende Systeme für medizinische Diagnostik (3. Ausgabe) Publicis MCD Verlag 1999
- G. N. Hounsfield: Computed Medical Imaging (Nobel Lecture 1979) [http://nobelprize.org/nobel\\_prizes/medicine/laureates/1979/hounsfield-lecture.pdf](http://nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/hounsfield-lecture.pdf)
- Földes Tamás CT vizsgálatok alapjai (előadásjegyzet) (Ungarisch) [http://www.sci.u-szeged.hu/foldtan/CT\\_SPCEKOLL/CT\\_alap.pdf](http://www.sci.u-szeged.hu/foldtan/CT_SPCEKOLL/CT_alap.pdf)
- C. J. Garvey, R. Hanlon: Computed tomography in clinical practice BMJ (2002) 324 1077-1080
- H. D. Nagel: Multislice Technology [http://www.multislice-ct.com/www/media/introduction/msct\\_technology\\_2004\\_06\\_01\\_v02.pdf](http://www.multislice-ct.com/www/media/introduction/msct_technology_2004_06_01_v02.pdf)
- Hart & Wall, European Journal of Radiology (2004) 50 285-291.
- E. K. Fishman: Multidetector-row computed tomography to detect coronary artery disease: the importance of heart rate. Eur. Heart J. Suppl. (2005) Suppl.G pages: G4-G12

Danke für Ihre Aufmerksamkeit!

