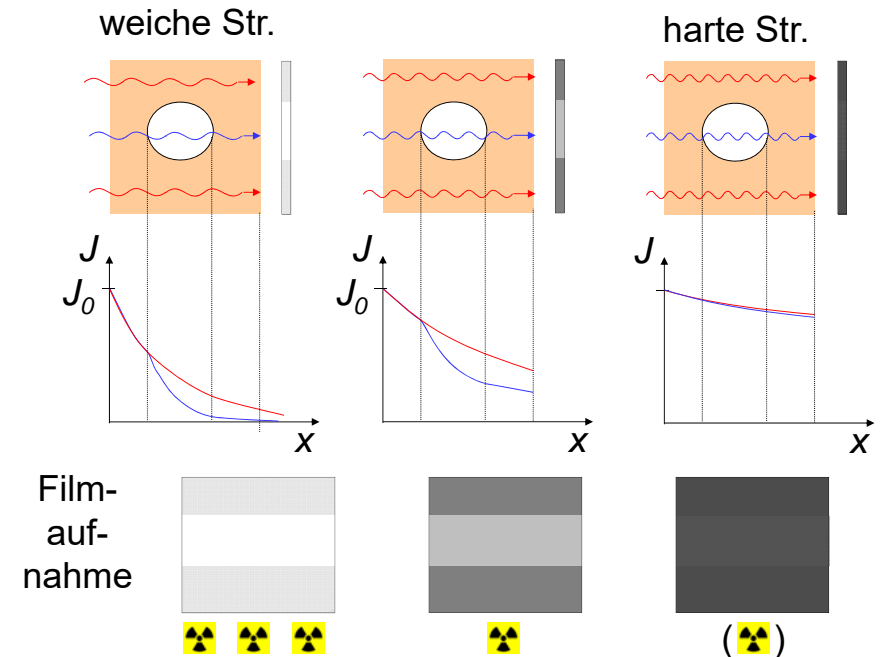
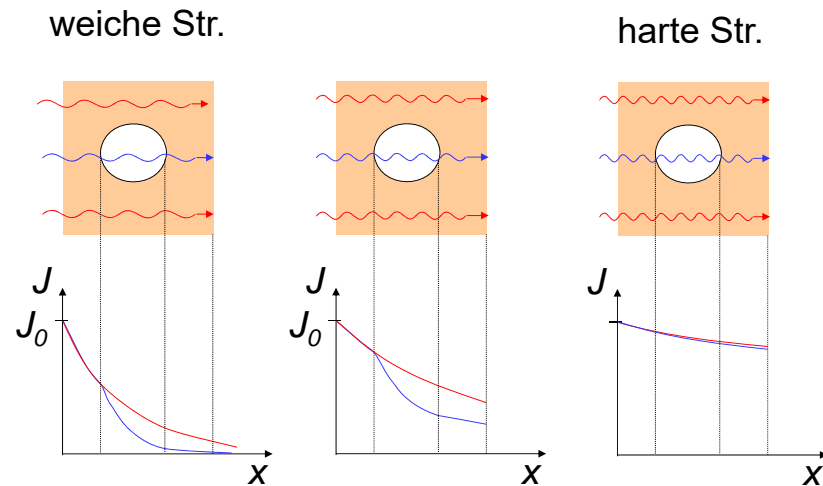
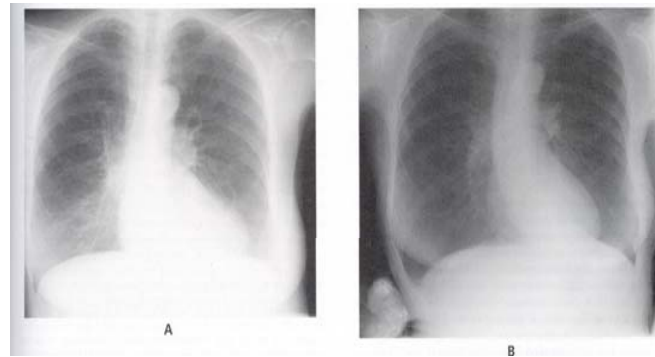


## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

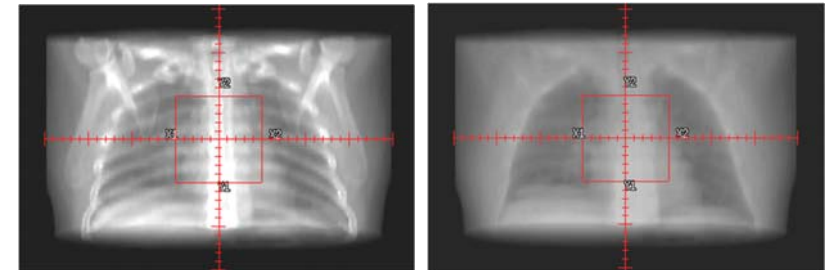


## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

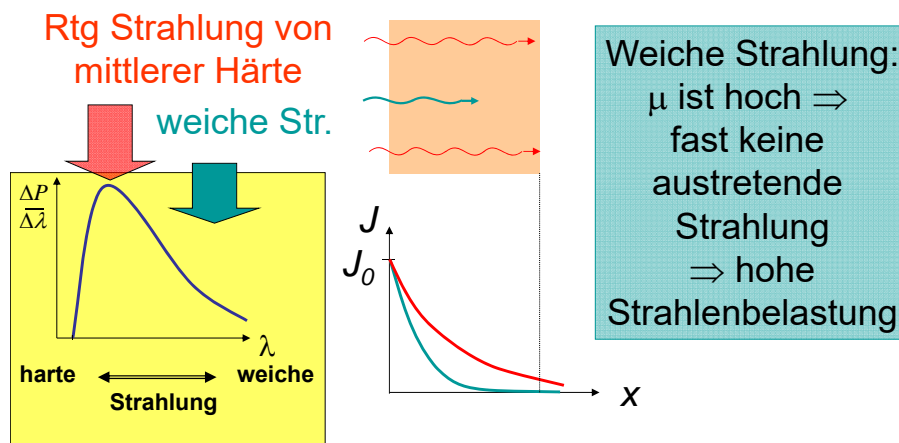
2 MeV

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

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

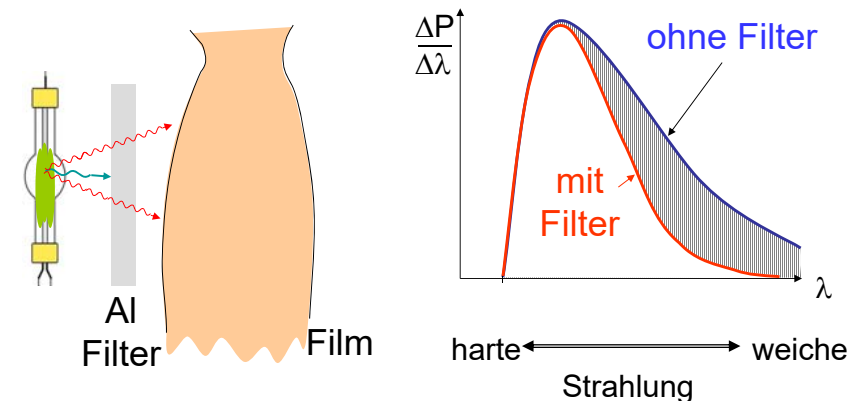
## Anwendung eines Filters:

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



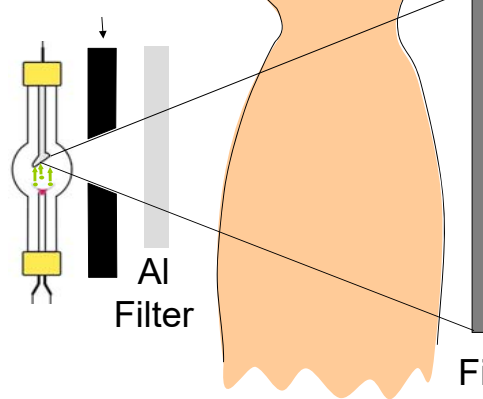
## Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



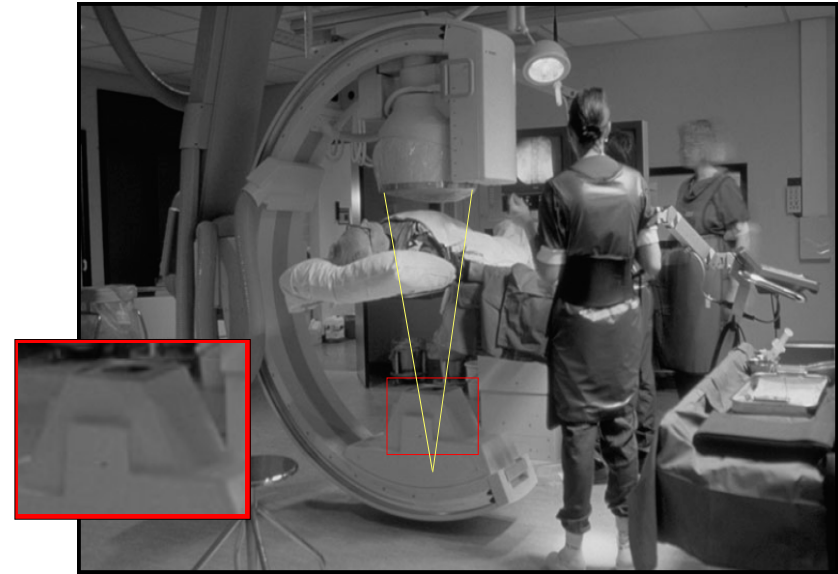
# Kollimator

Bleikollimator



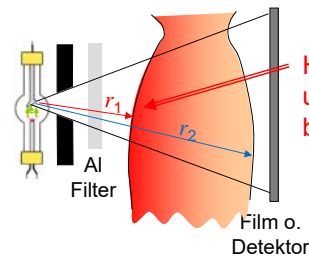
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:  
-Strahlenschutz  
-Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor

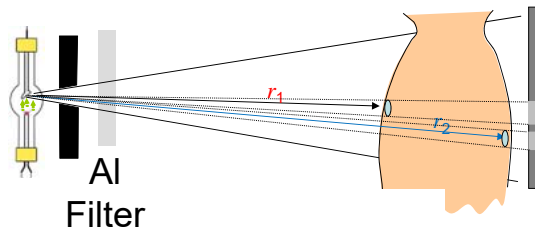


## Abstand und Strahlenbelastung

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



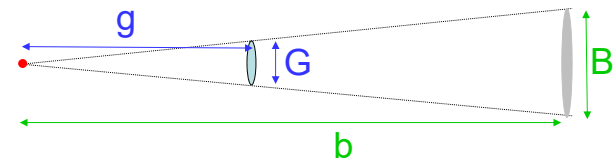
$r_1 \ll r_2$   
Hohe Intensität und Strahlenbelastung



$r_1 \approx r_2$   
Fast homogene Intensität- und Dosisverteilung

## Abstand und Bildqualität

Vergrößerung des Schattenbildes

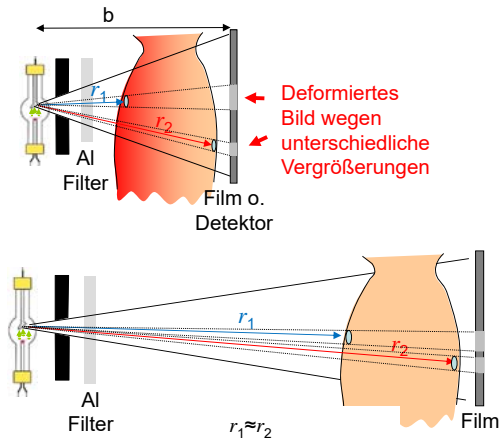


(Punktförmige) Gegenstand  
Quelle

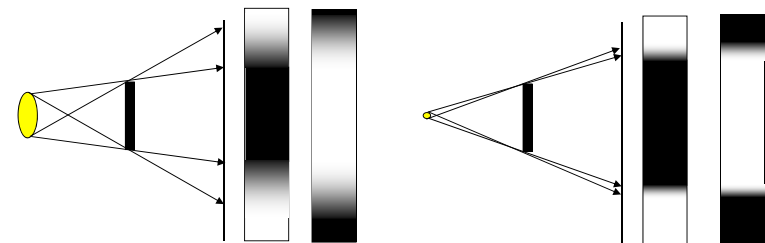
Schattenbild

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

# Abstand und Bildqualität



## Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



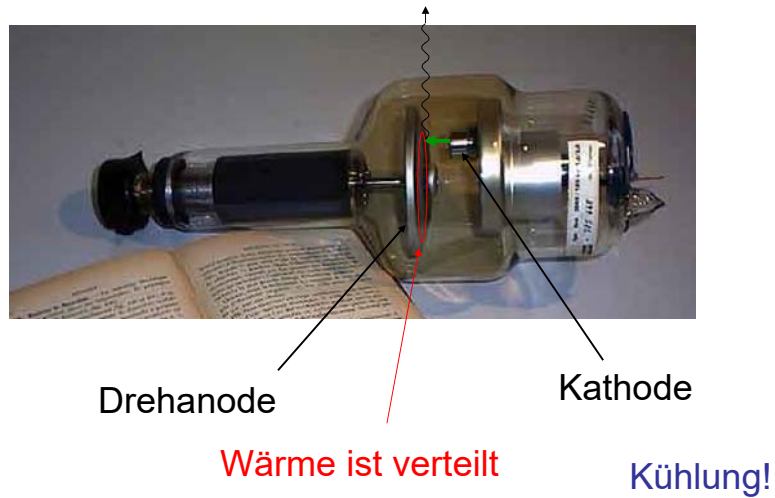
Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus  $\Rightarrow$  konzentrierte Wärmebelastung der Anode

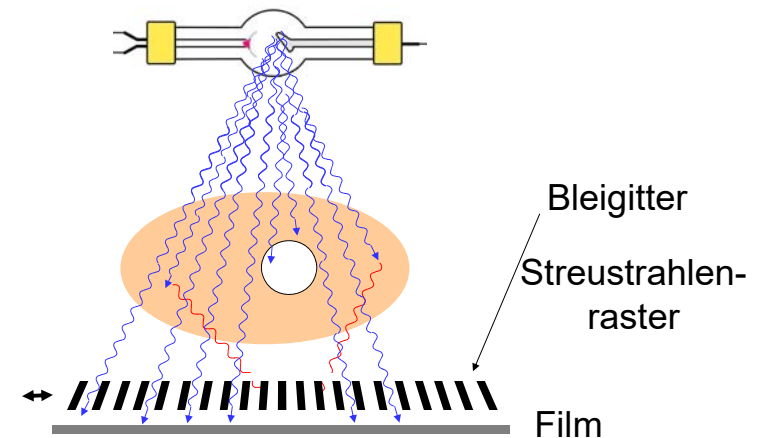
$\Rightarrow$  Kühlung, Drehanode



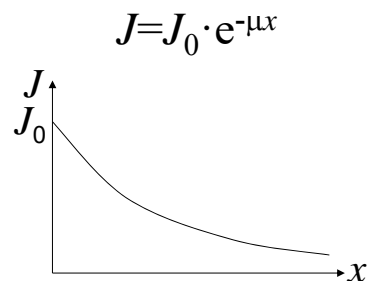
## Drehanode-Röntgenröhre



## Minimalisierung der Streustrahlung

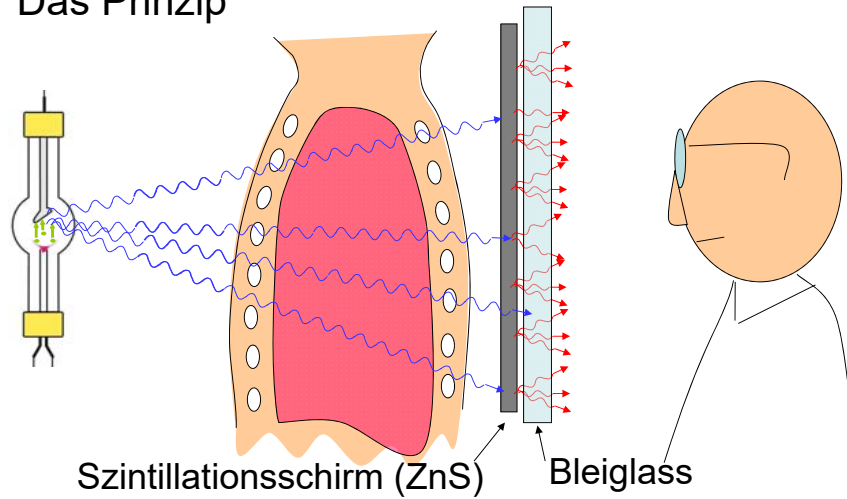


## Rolle der Schichtdicke

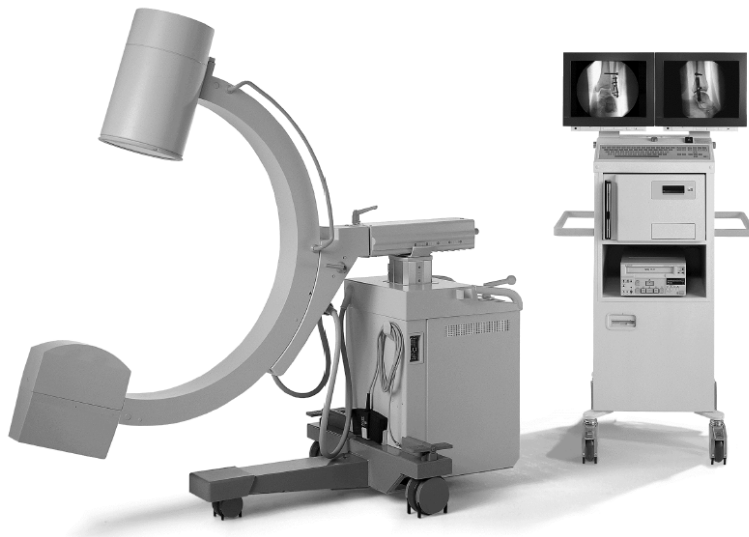


# Konventionelle Fluoroskopie

## Das Prinzip



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



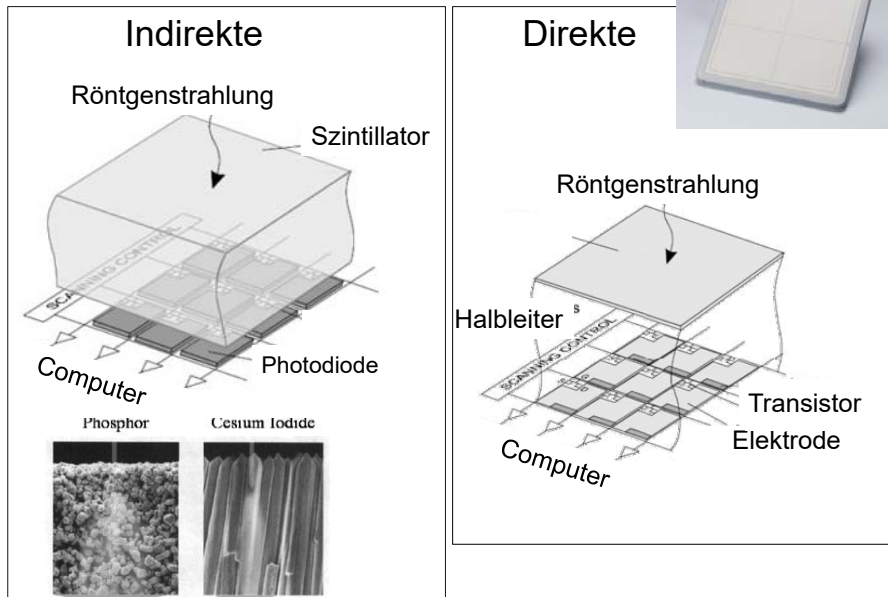
## Vorteile der Anwendung des Bildverstärkers

- 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

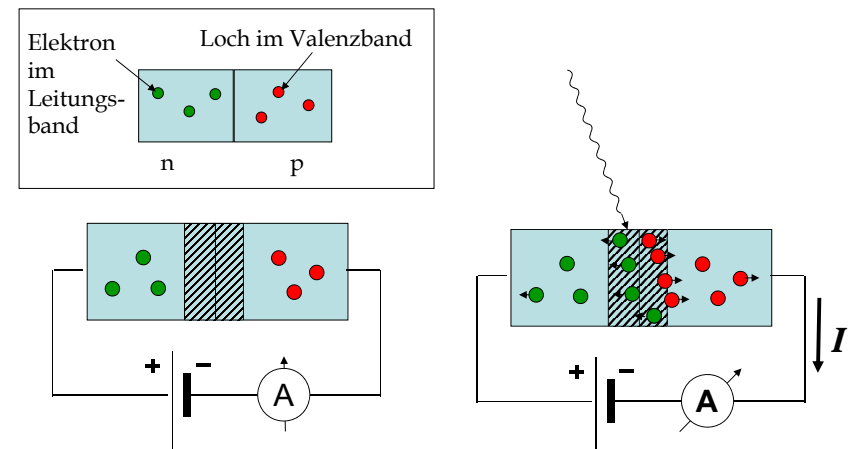


## Halbleiterdetektoren



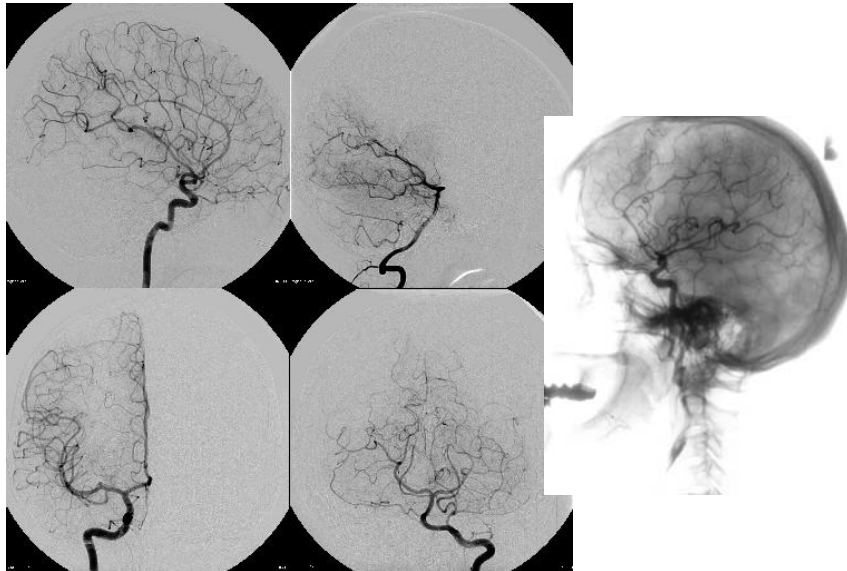
## Direkte Detektierung mit Halbleitern

Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:



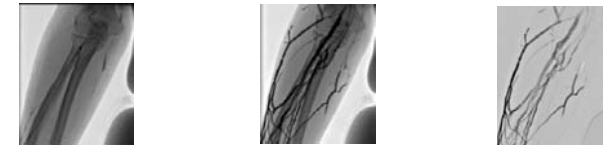
## Direkte digitale Röntgentechnik

- 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)

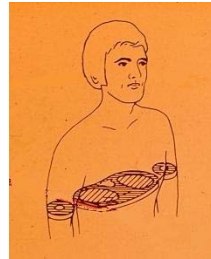
- Basisbild (⇒ digitalisiert gespeichert)
- Eingabe des Kontrastmittels (zB. durch einem Katheter in die Blutgefässen)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.





# CT

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



Τομος

=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende  
Schicht wird abgebildet.

## 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

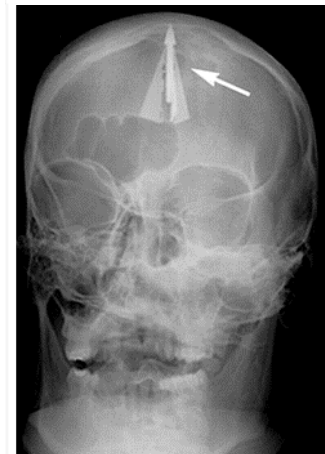
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

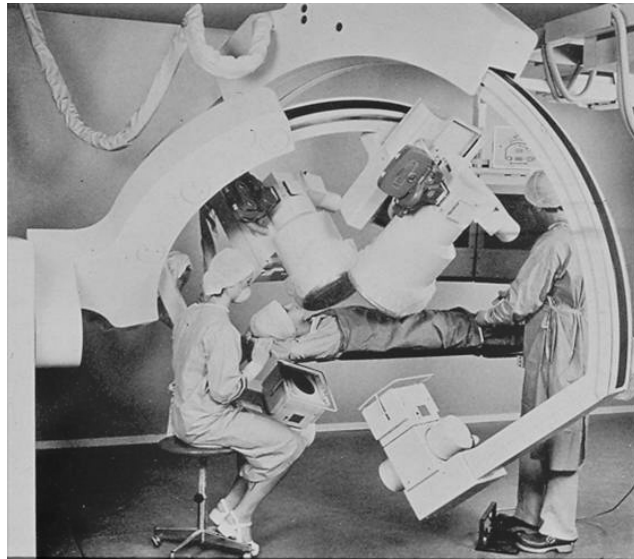


Summationsbild:  
= konventionelles  
Röntgenbild

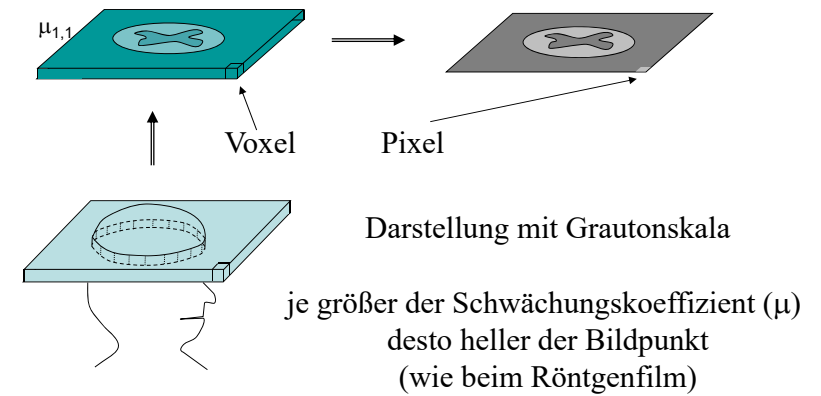
Gibt information über die  
durchschnittlichen  
Schwächung

Keine Information über  
der Verteilung der  
absorbierenden Stoffe

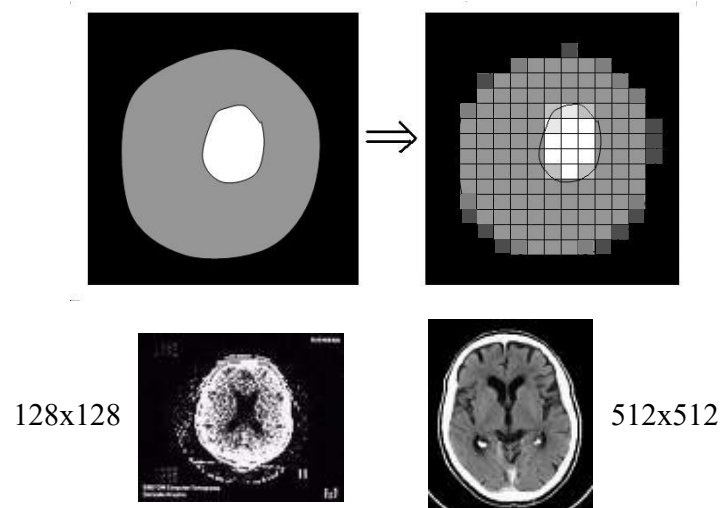




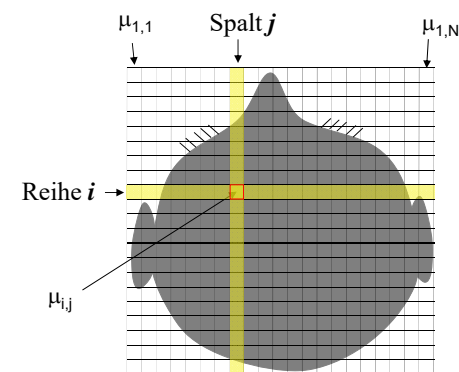
## Voxel-Pixel



## Auflösung



## Grundprinzip der Computertomographie



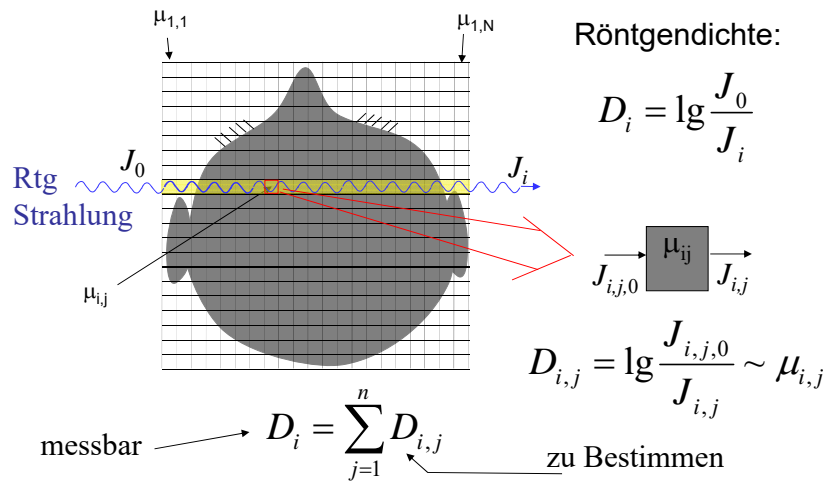
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

=> 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)

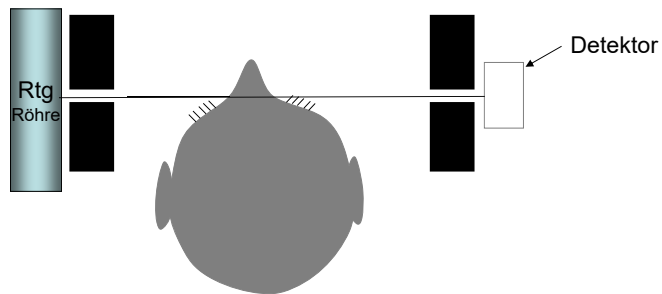
## Messung und Bildrekonstruktion



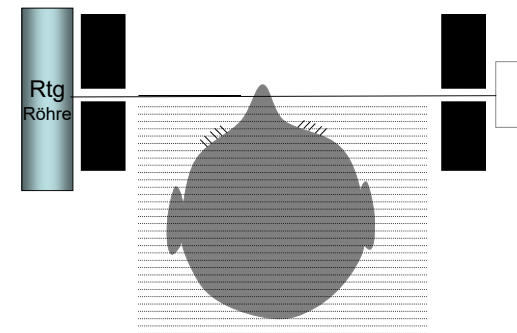
## Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$  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

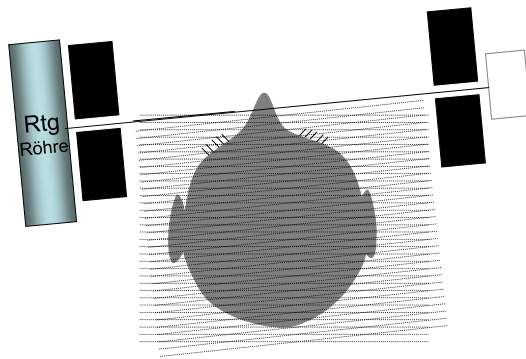
## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

## Bildrekonstruktion

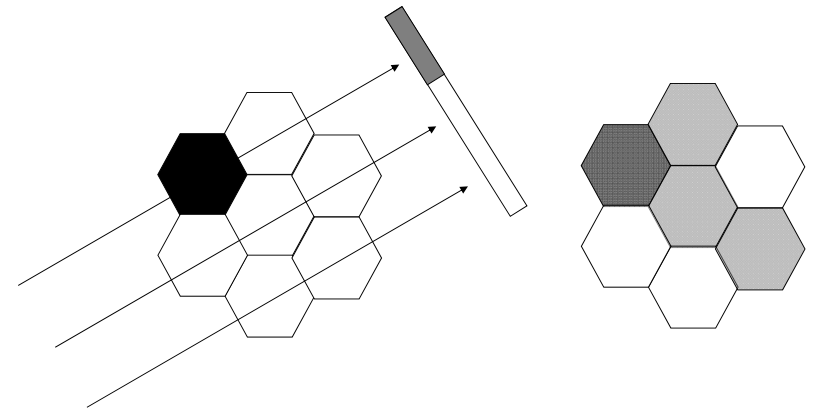
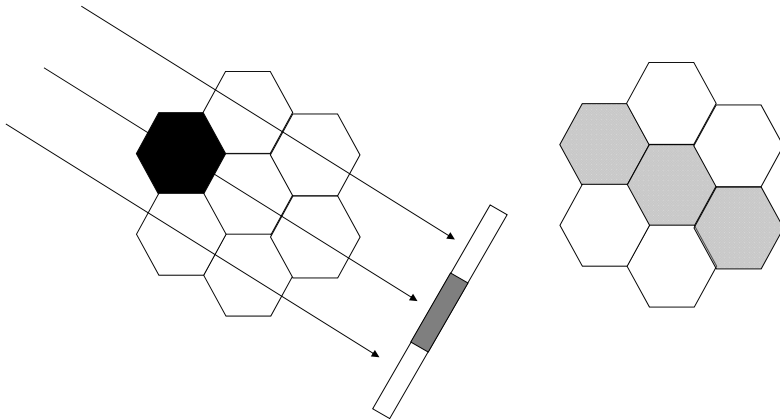
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

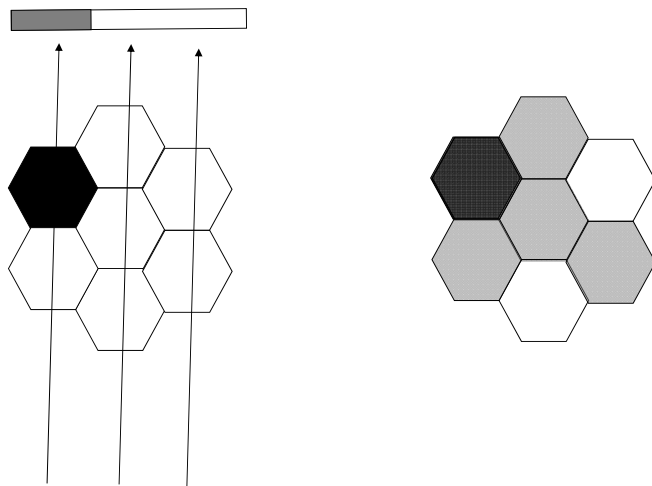
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

## Prinzip der Rückprojektion



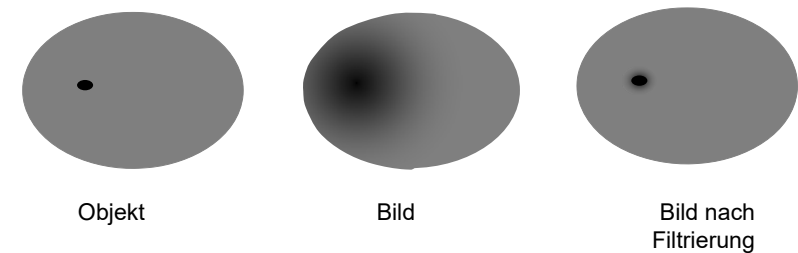




## Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



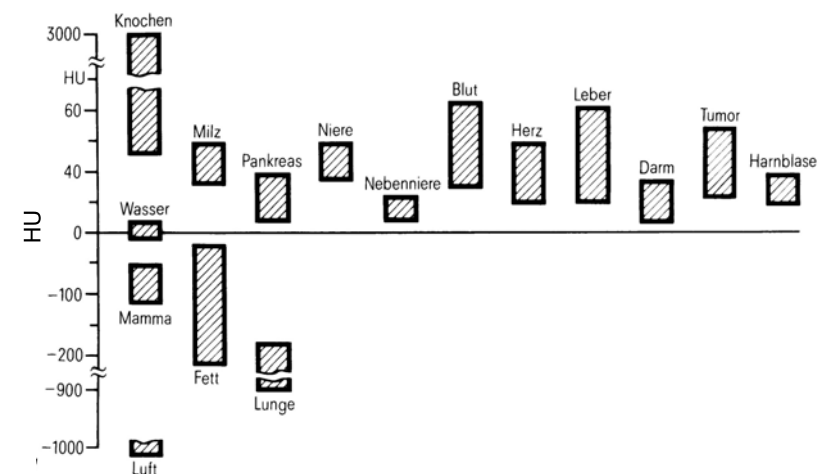
## Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala  
für  $\mu$

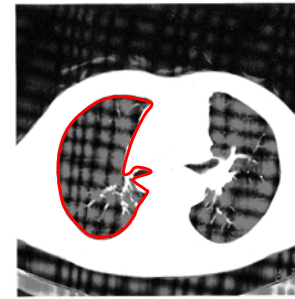
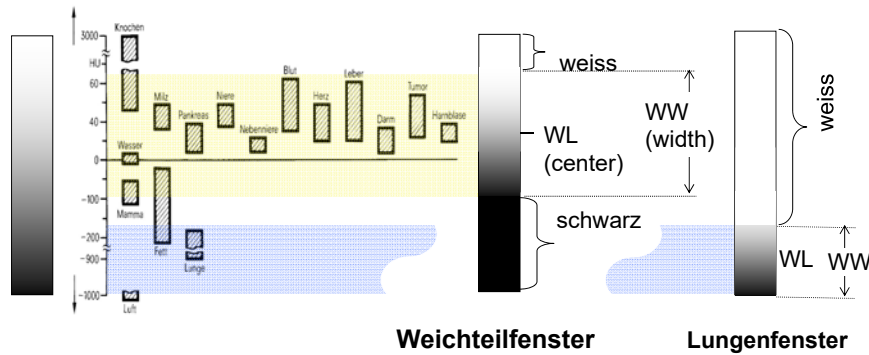
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	$\approx 0$
Lunge	<0

## CT Werte von einigen Gewebe



# Fensterung

## Grautonskala

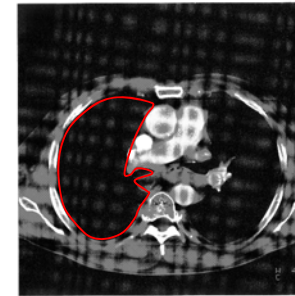


## Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

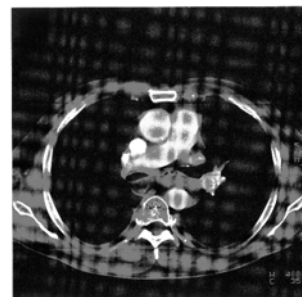


## Weichteilfenster

Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ... 235)

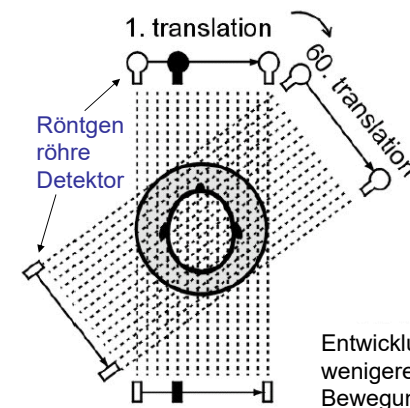


## Doppelfenster

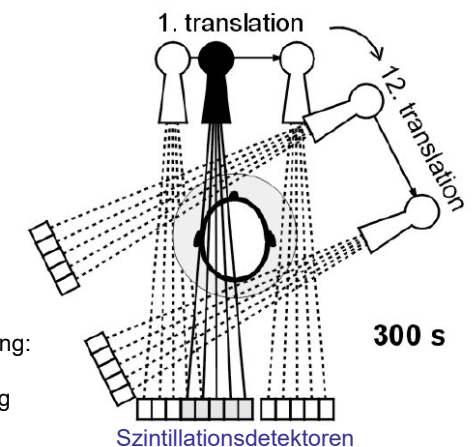


## Technische Realisierung, Generationen

### I. Generation



### II. Generation



## Erste Generation CT

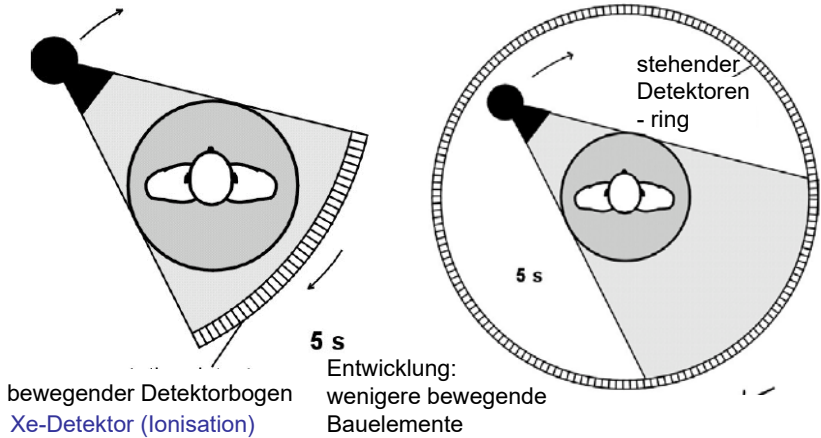


Science Museum London

## Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation

IV. Generation



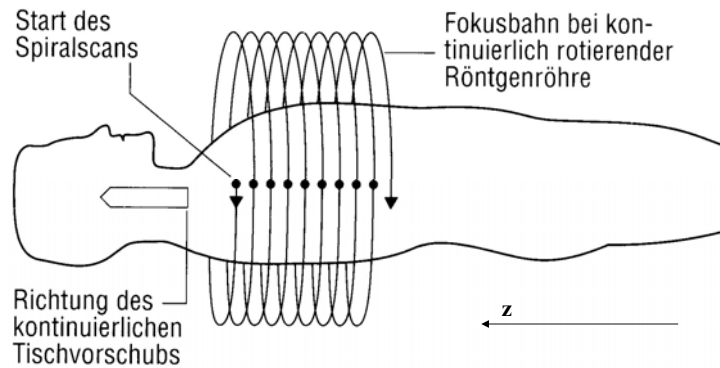
## Moderne CT (3. o. 4. Generation)



## Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)

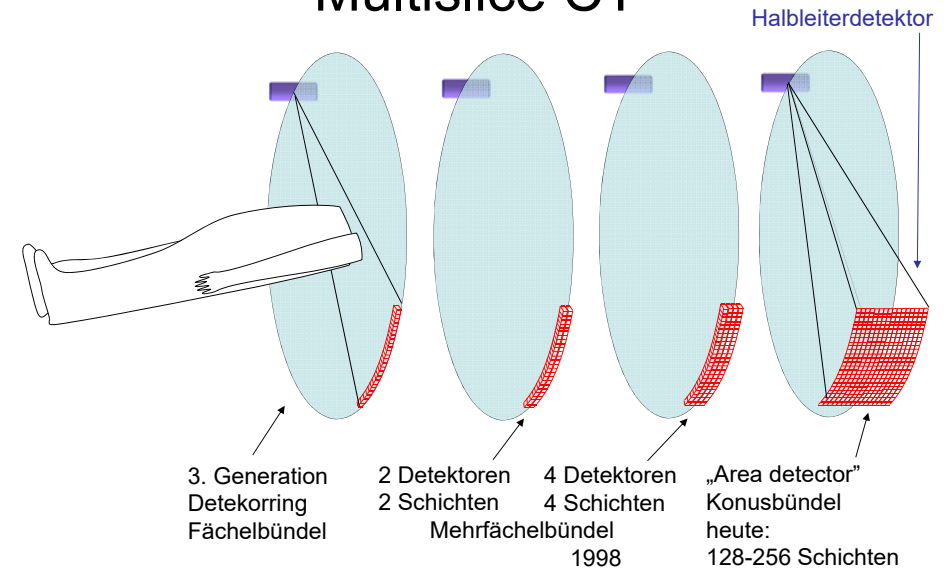


## Generationen: spiral CT



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

## Multislice CT



## 16 Schichten-CT



## 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

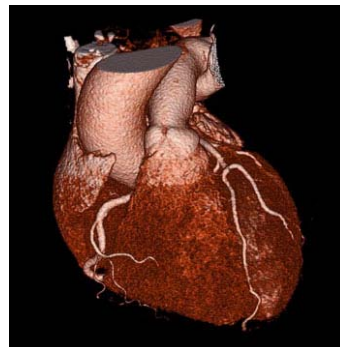
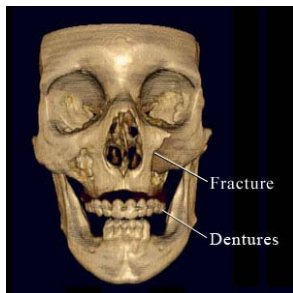
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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!

