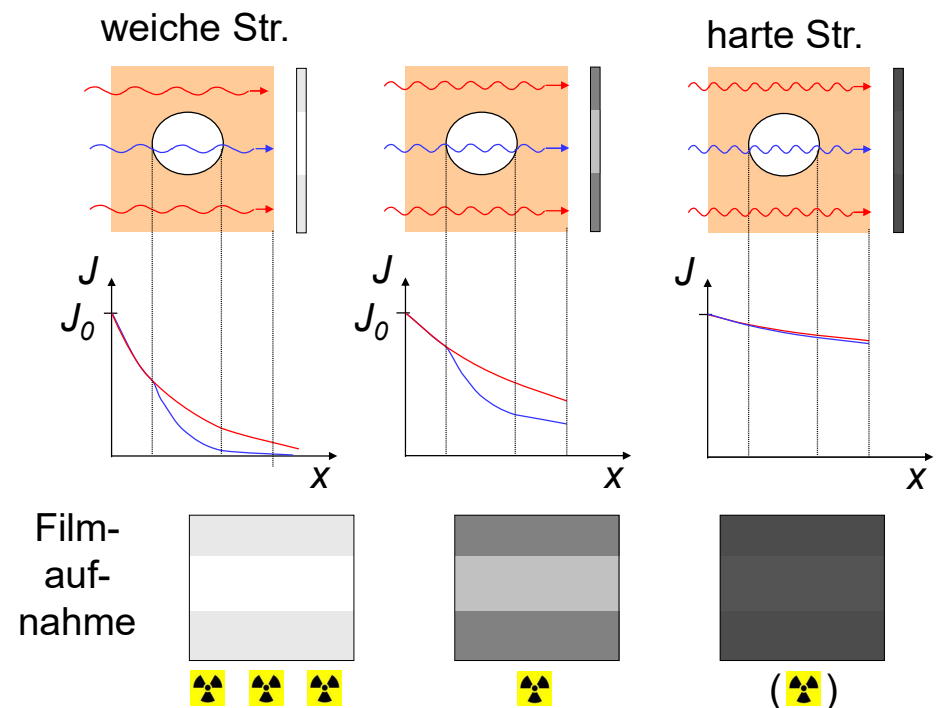
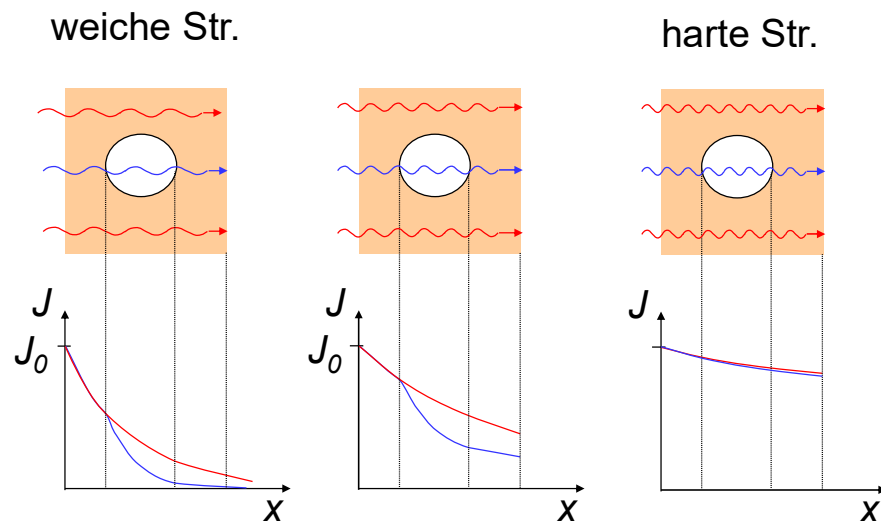
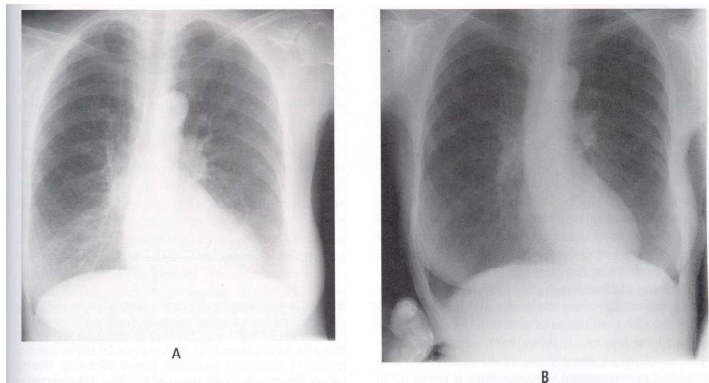


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

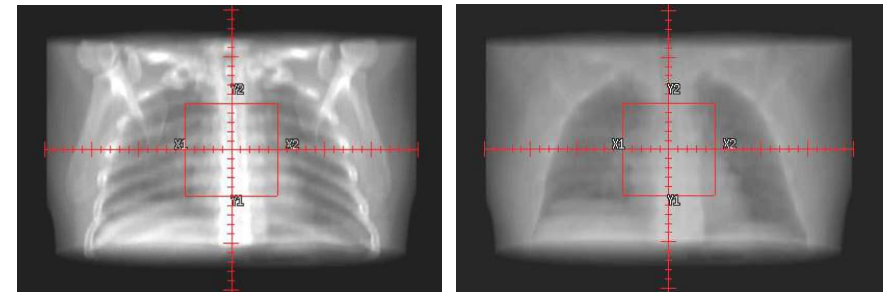


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

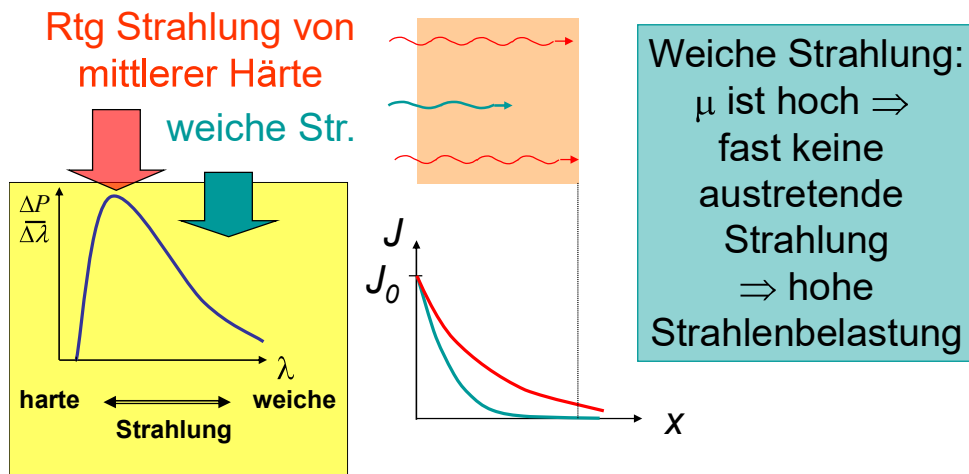
Photoeffekt: 36 %
Compton: 51 %
Paarbildung: 0 %

2 MeV

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

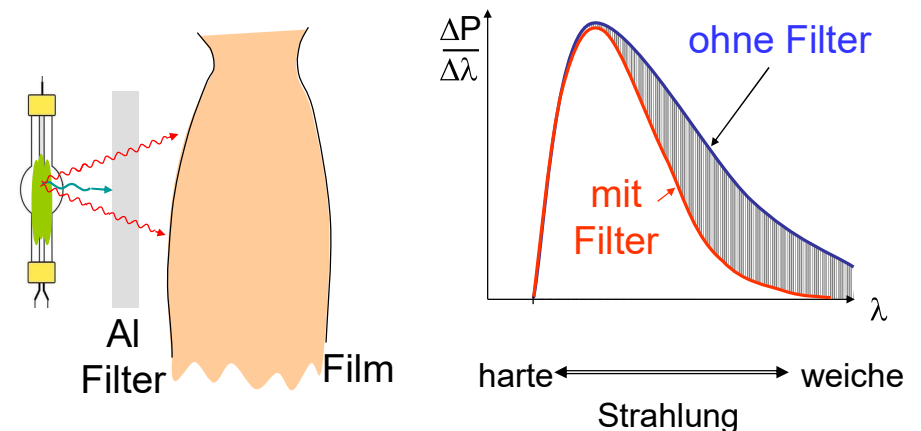
Anwendung eines Filters:

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



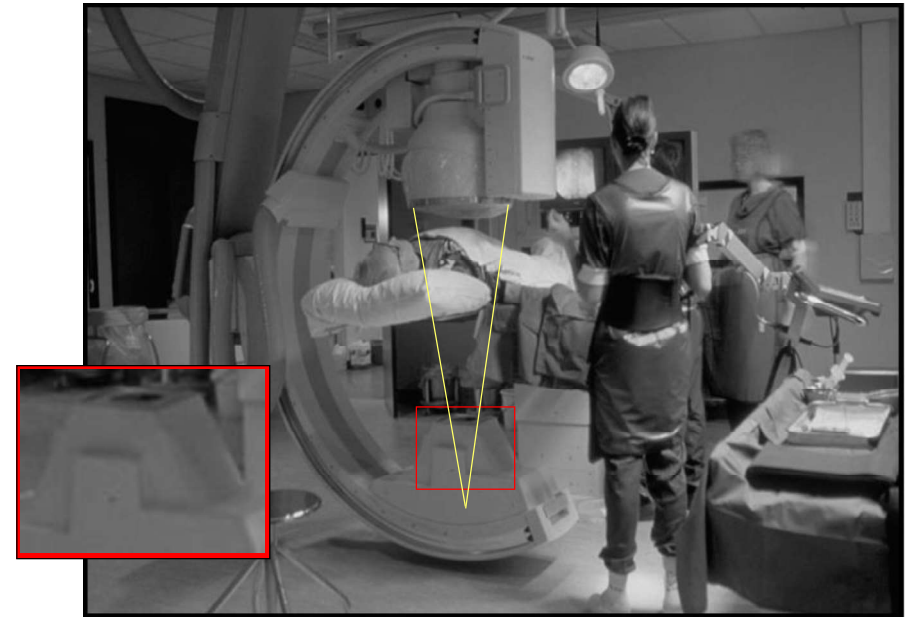
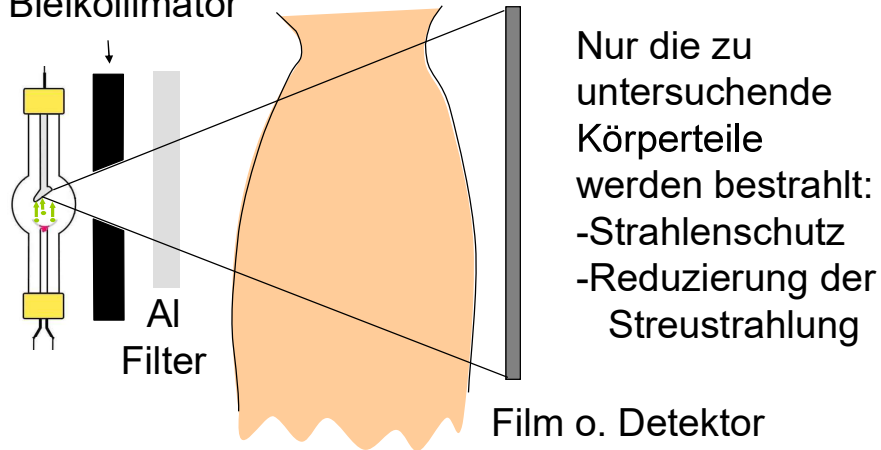
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



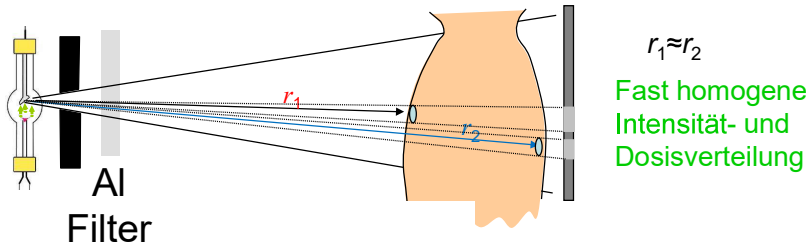
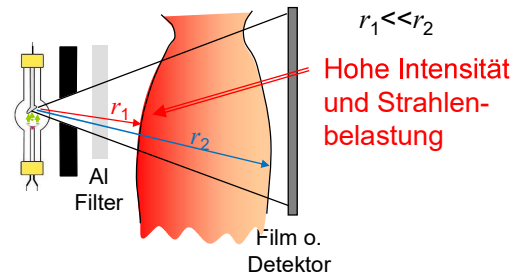
Kollimator

Bleikollimator



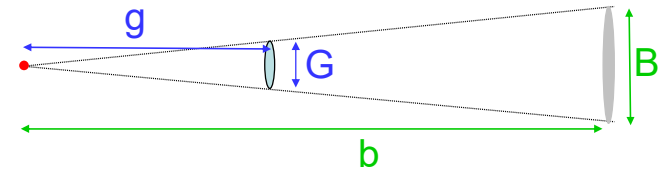
Abstand und Strahlenbelastung

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



Abstand und Bildqualität

Vergrößerung des Schattenbildes

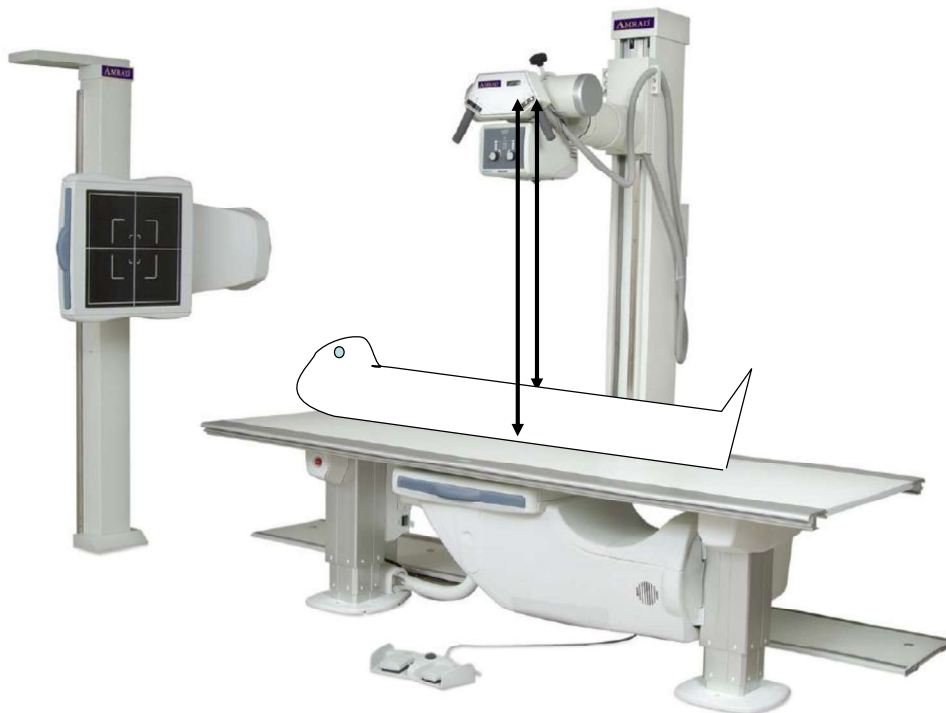
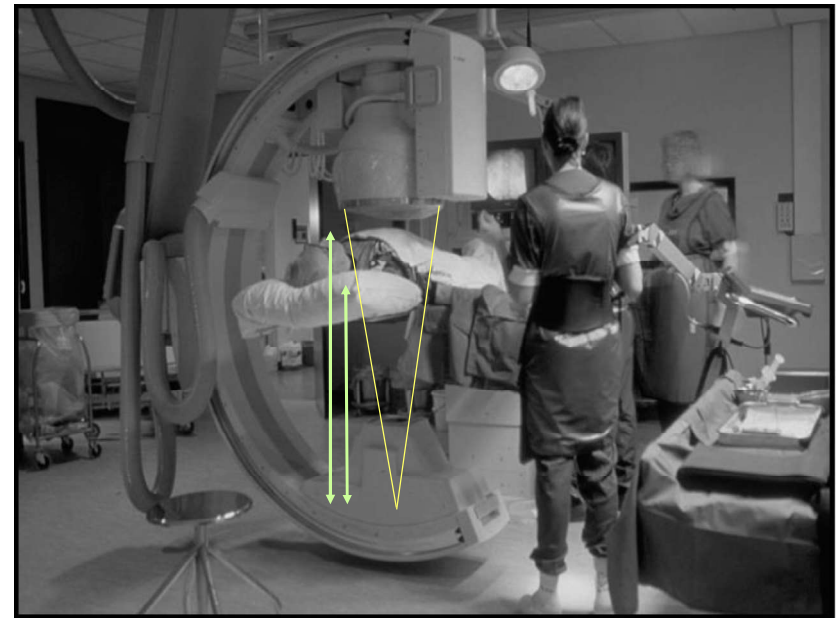
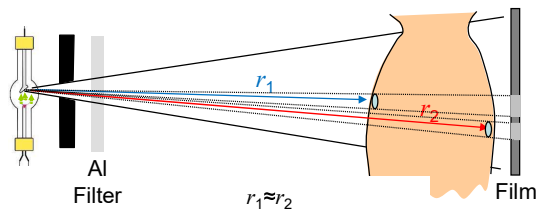
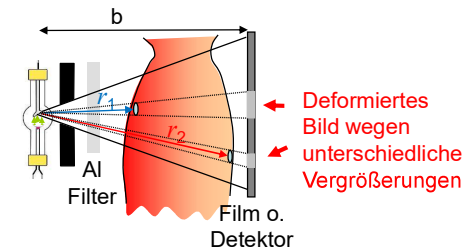


(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

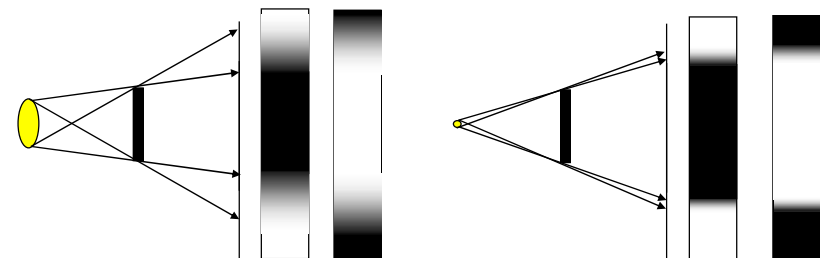
Schattenbild

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

Abstand und Bildqualität



Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

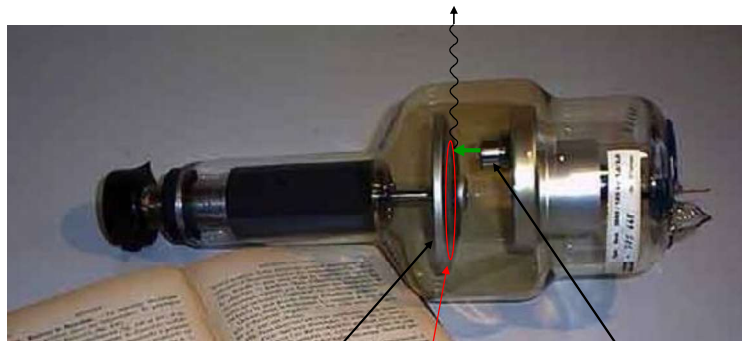


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



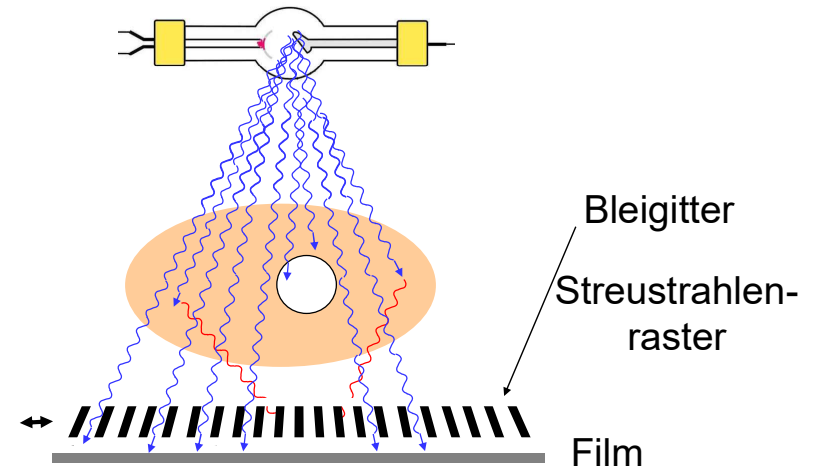
Drehanode

Kathode

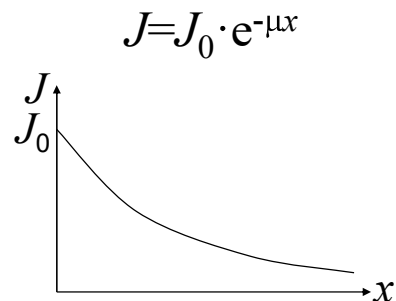
Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke



Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung
Erhöhung der Bildqualität

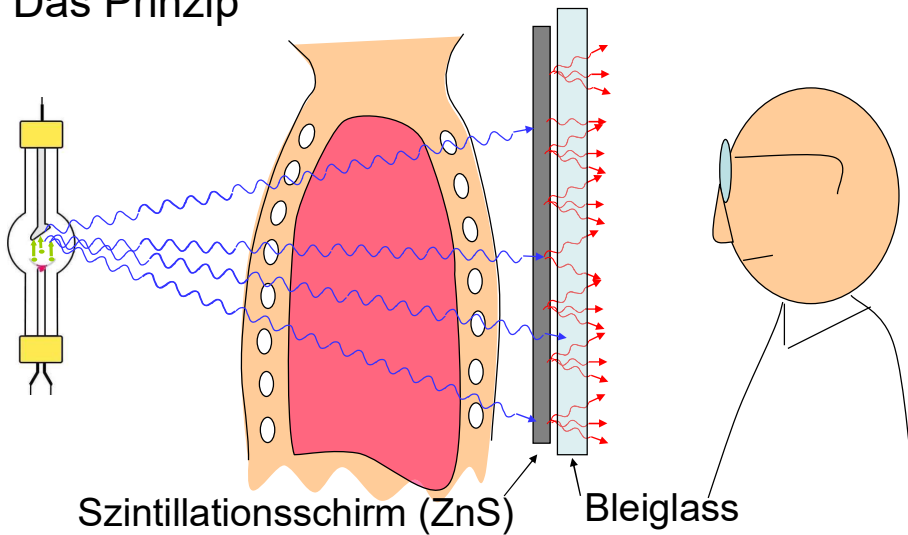
Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

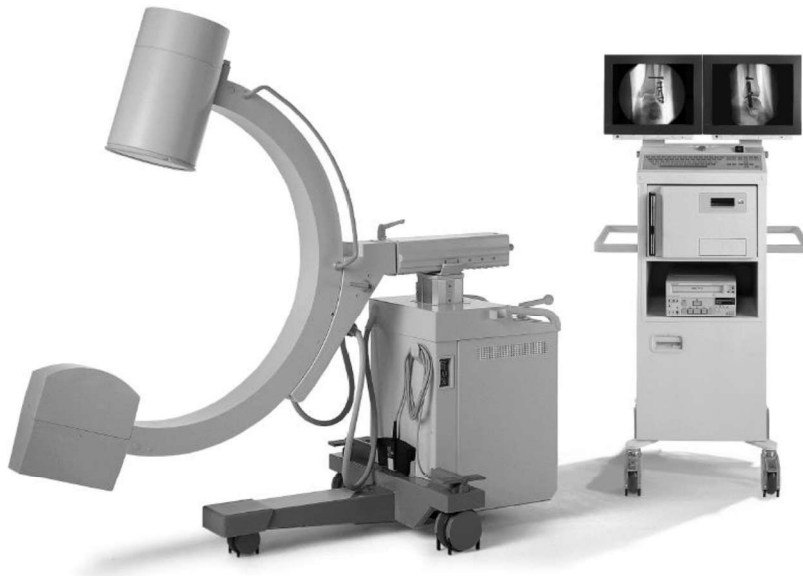


Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



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



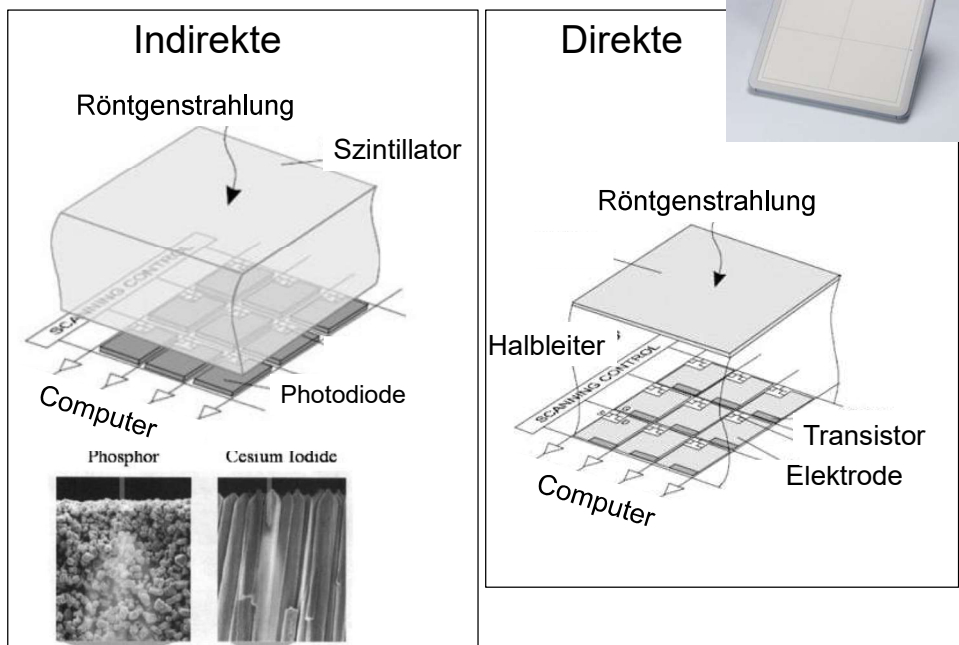
Vorteile der Anwendung des Bildverstärkers

- 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

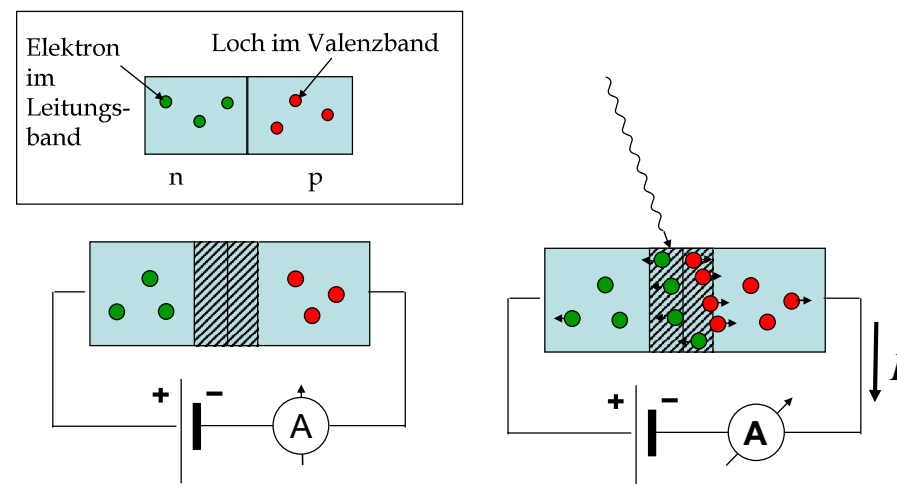


Halbleiterdetektoren



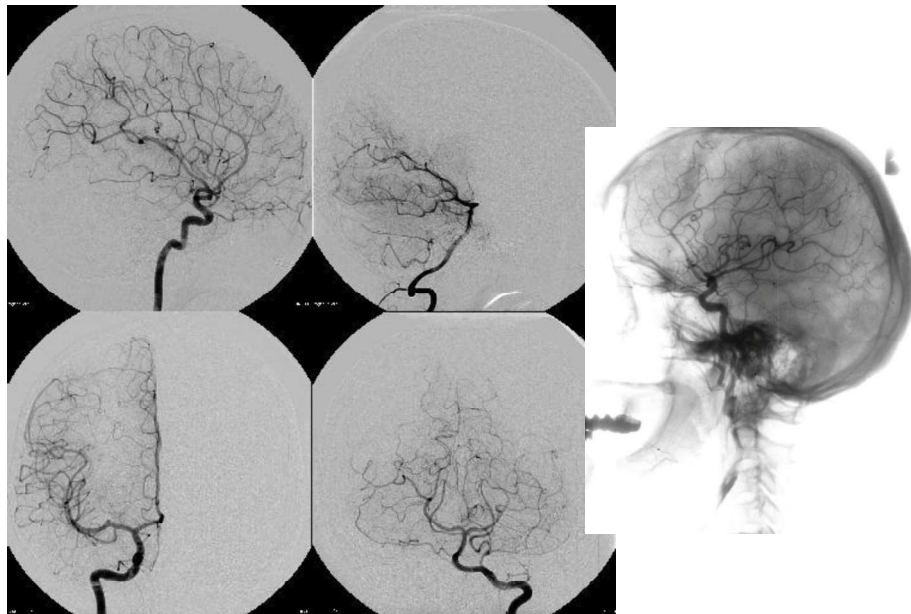
Direkte Detektierung mit Halbleitern

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



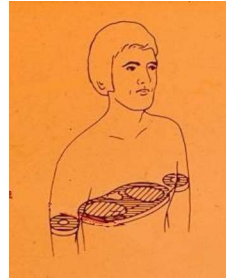
CT

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

Τομος

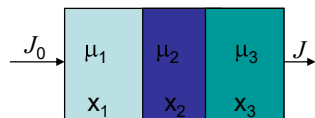
=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.



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

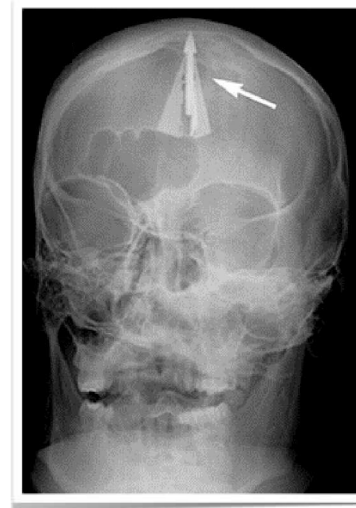
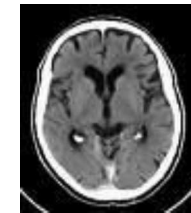
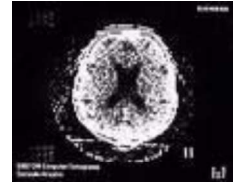
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe

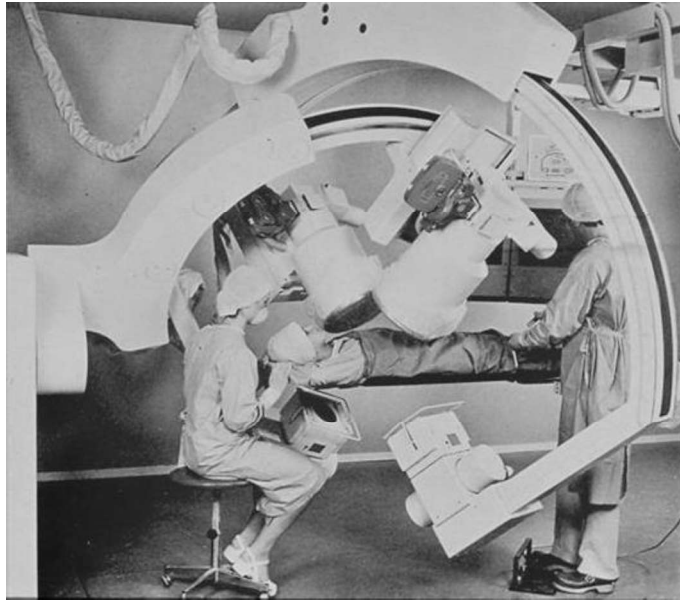
Geschichte der Tomographie

Godfrey N. **Hounsfield**
und Allan M. **Cormack**

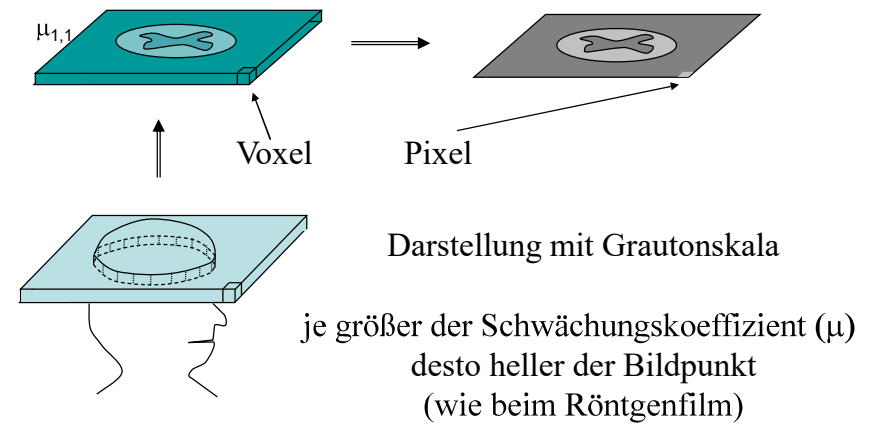


- **1972 Prototyp**
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- **1979 Nobel Preis**
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
– 2006: 64 Schichten

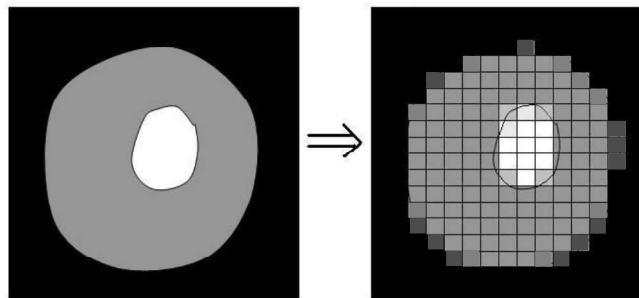




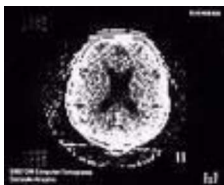
Voxel-Pixel



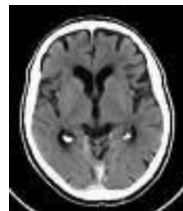
Auflösung



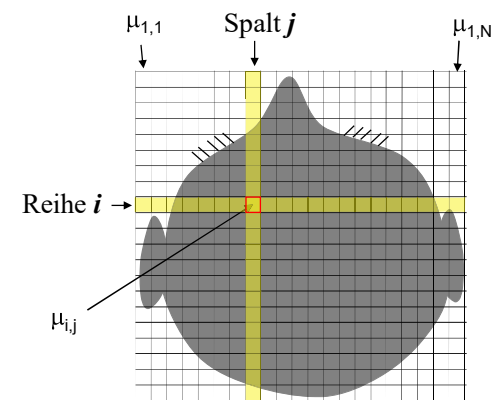
128x128



512x512



Grundprinzip der Computertomographie



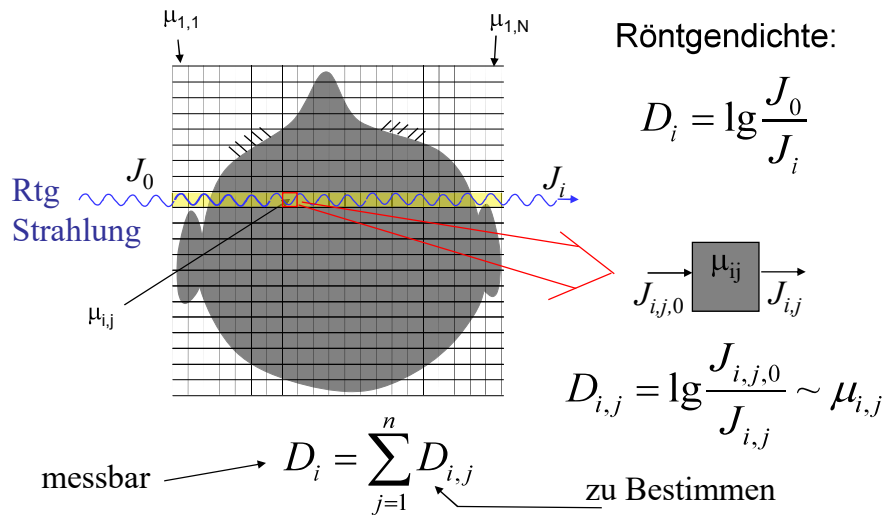
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

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

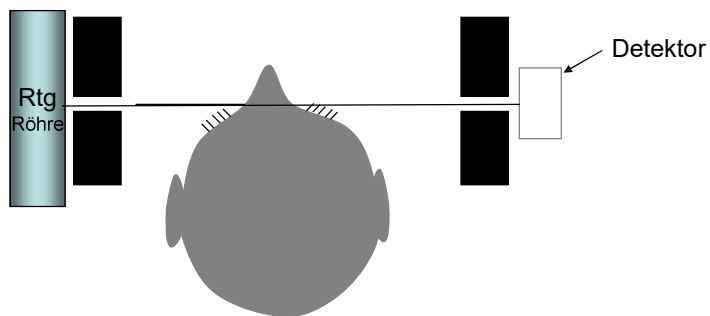
$\mu_{i,j}$ ist der Schwächungskoeffizient des j -ten Elementes in der Reihe i .

$N \times N$ Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion



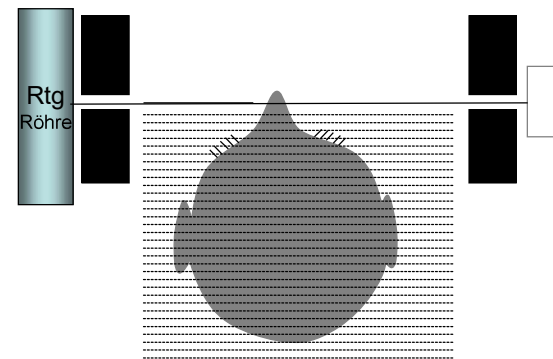
Prinzip der Abtastung



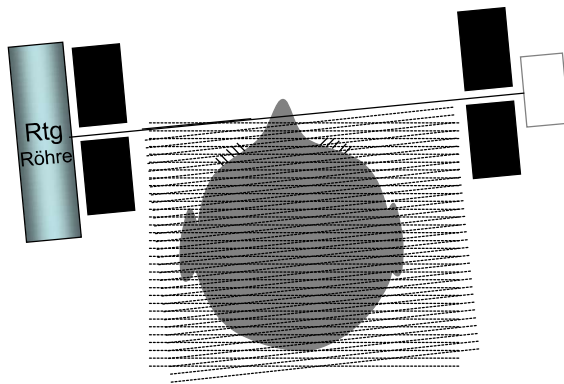
Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ 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



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

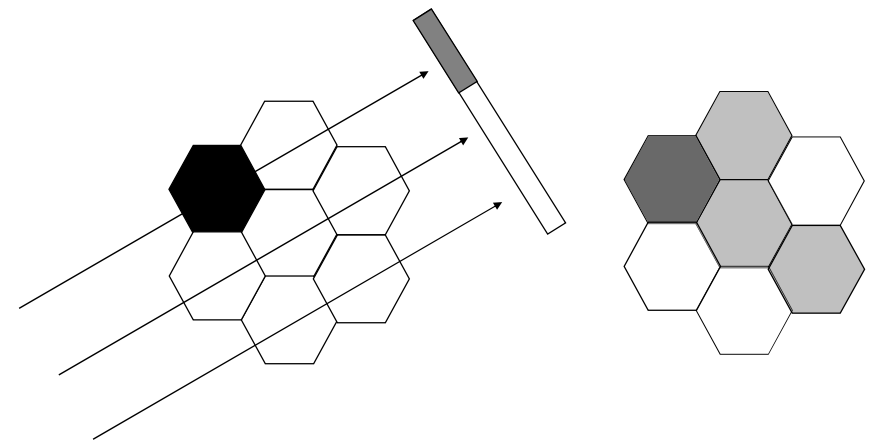
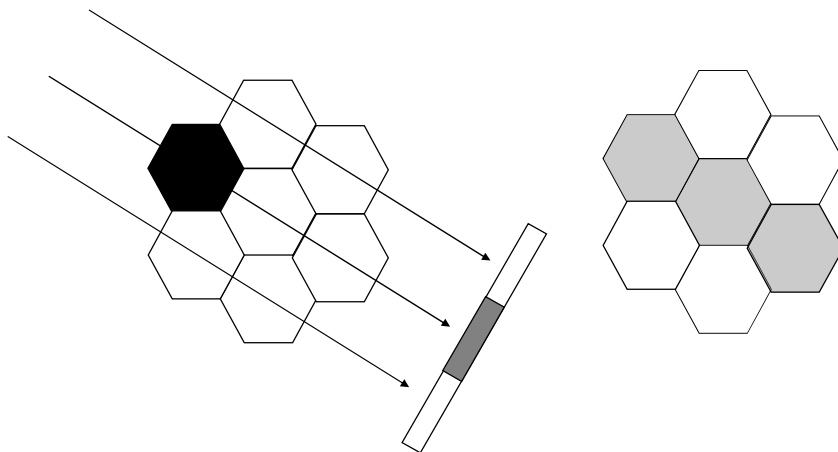
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

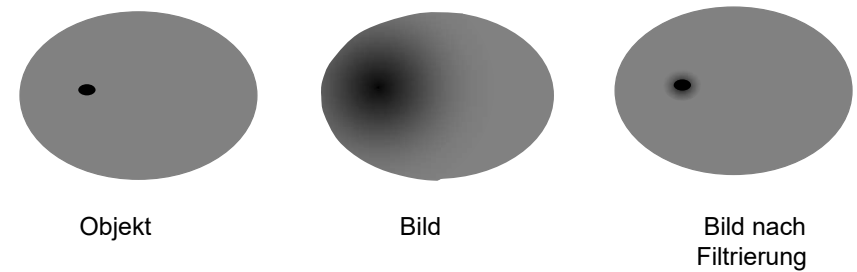
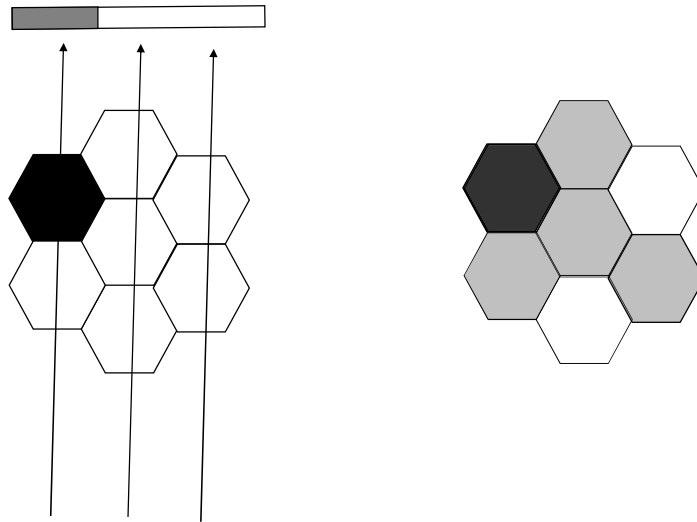
Prinzip der Rückprojektion



Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



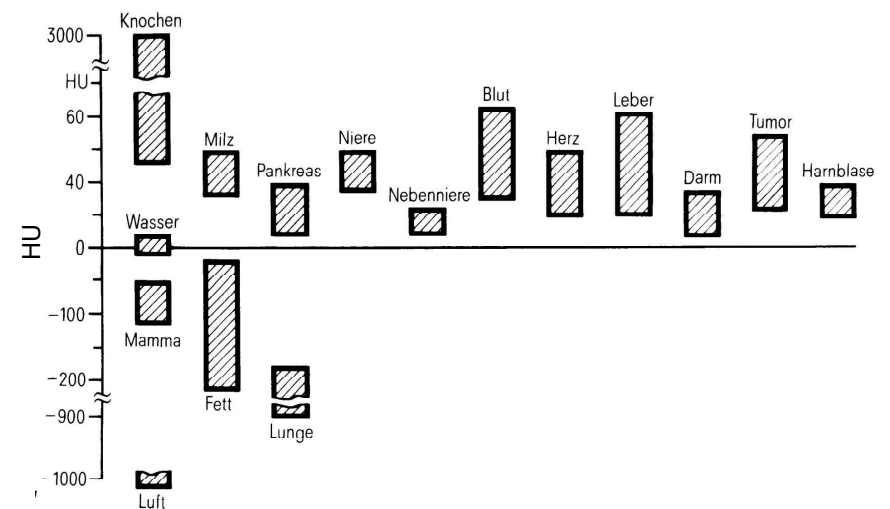
Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

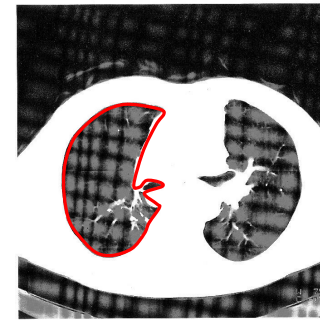
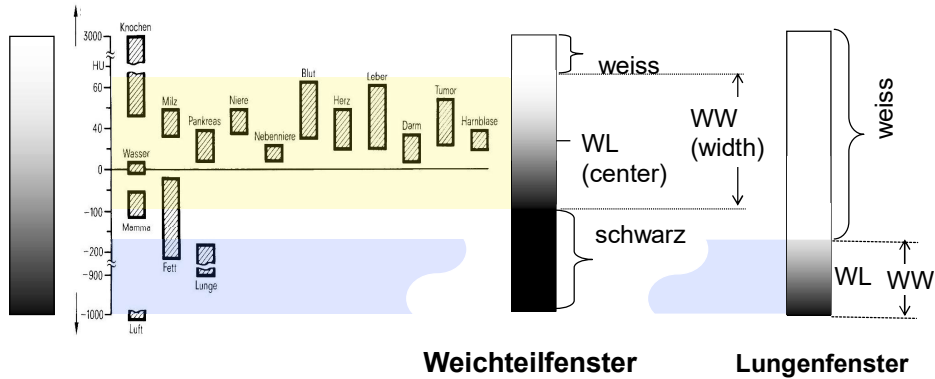
| | |
|-----------------|-------------|
| Wasser | = 0 |
| Luft | = -1000 |
| Knochen | 100-1000 |
| Weichteilgewebe | ≈ 0 |
| Lunge | <0 |

CT Werte von einigen Gewebe



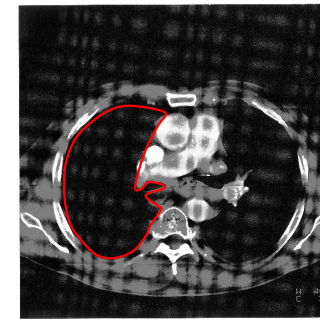
Fensterung

Grautonskala



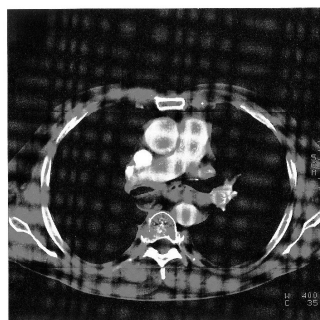
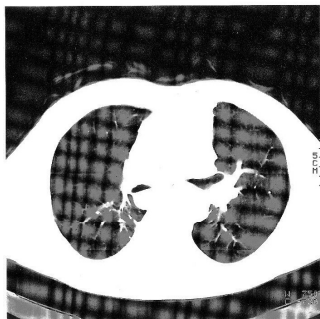
Lungenfenster

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

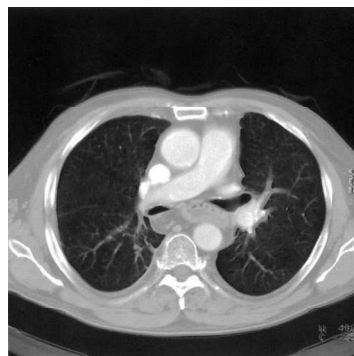


Weichteilfenster

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

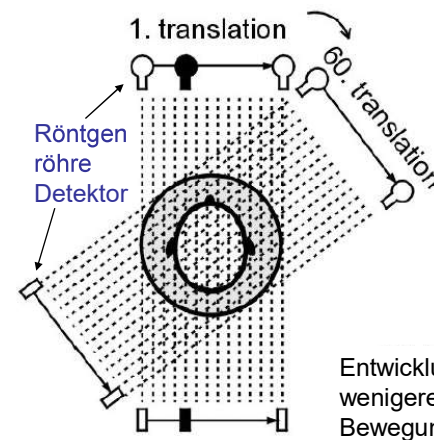


Doppelfenster

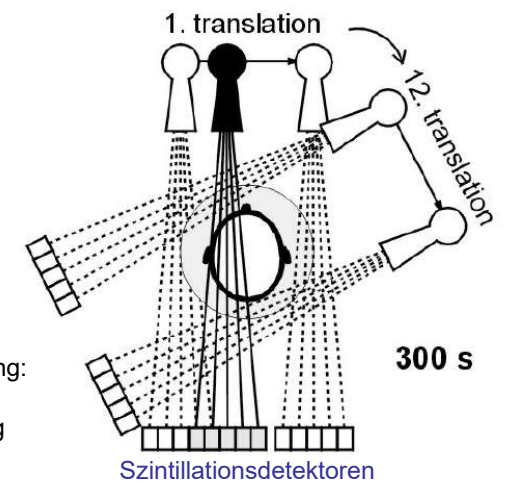


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



II. Generation



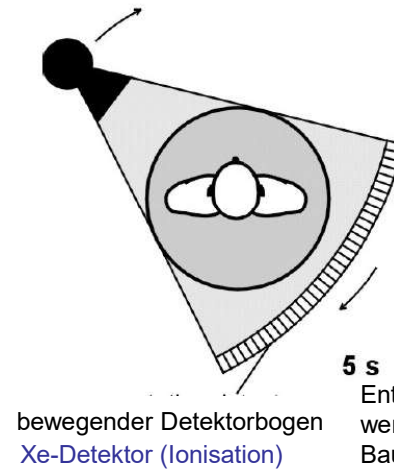
Erste Generation CT



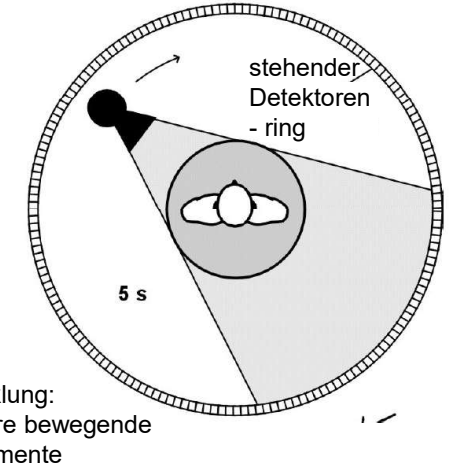
Science Museum London

Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation



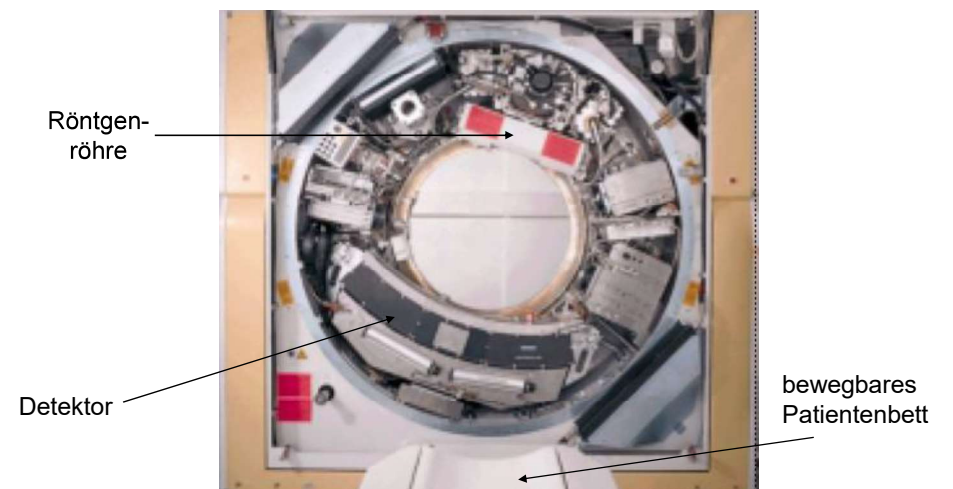
IV. Generation



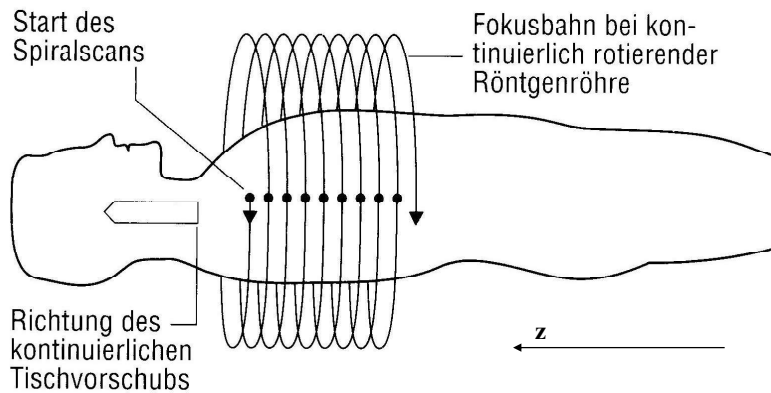
Moderne CT (3. o. 4. Generation)



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)

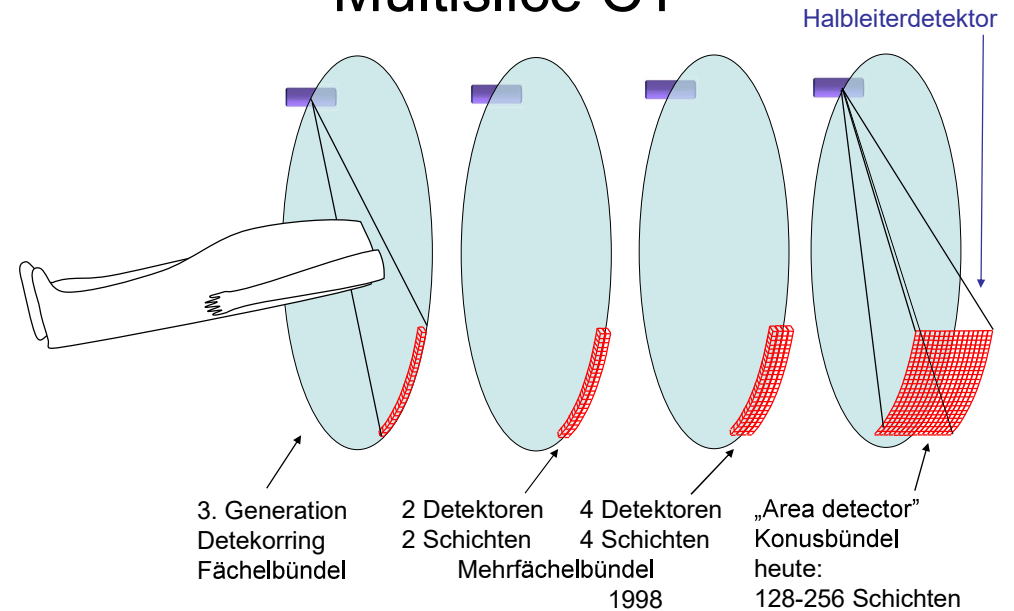


Generationen: spiral CT



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

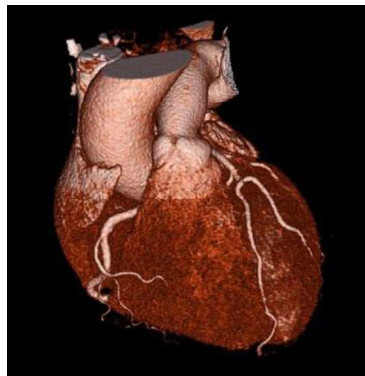
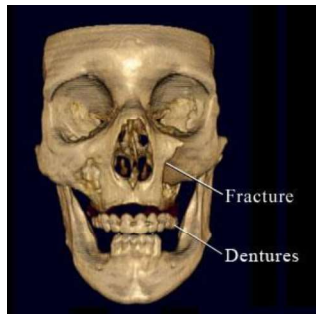
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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
- Földes Tamás CT vizsgálatok alapjai (előadásjegyzet) (Ungarisch) 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
- 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!

