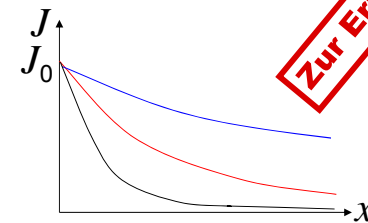


Röntgendiagnostik

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)

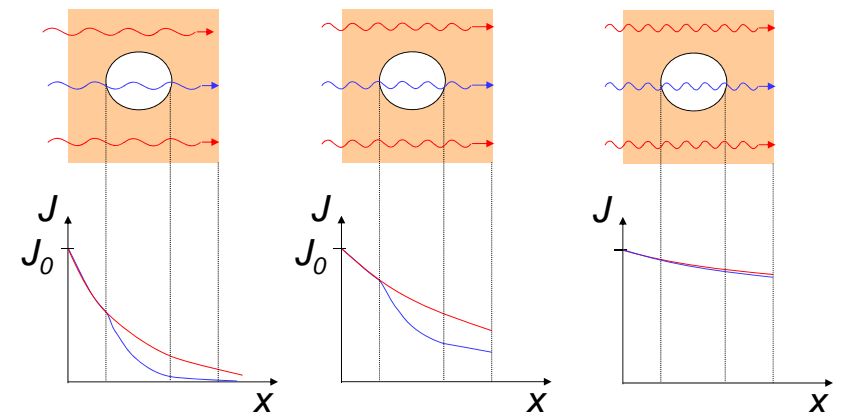
Fokus

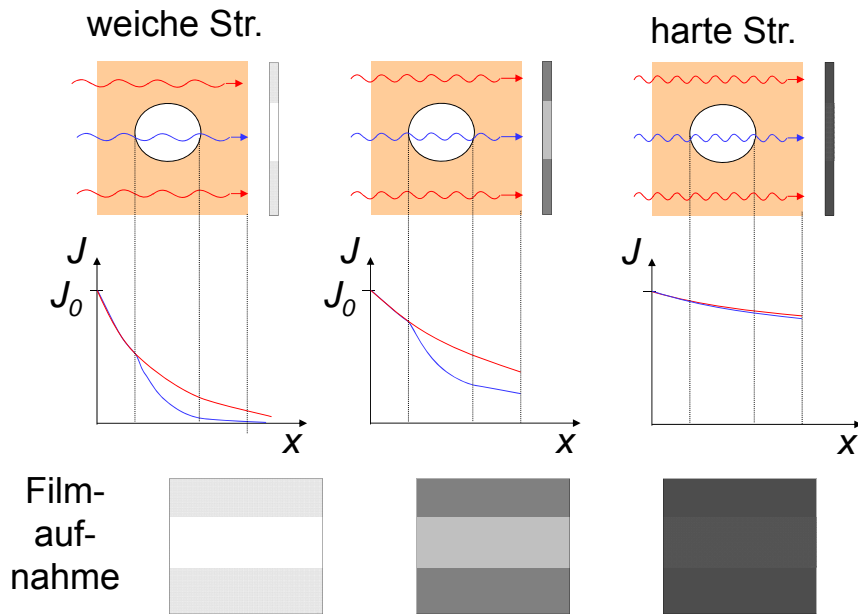
Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

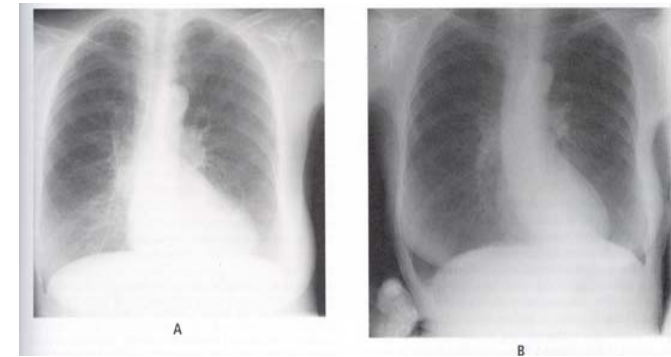
weiche Str.

harte Str.



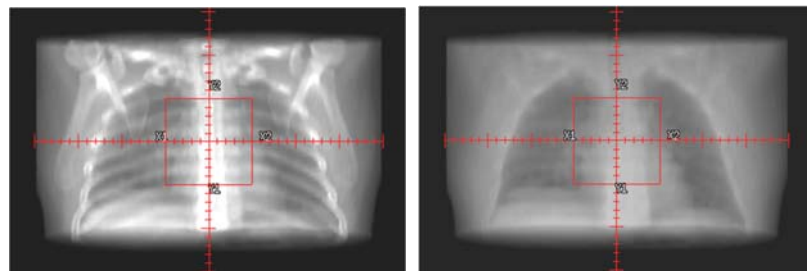


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

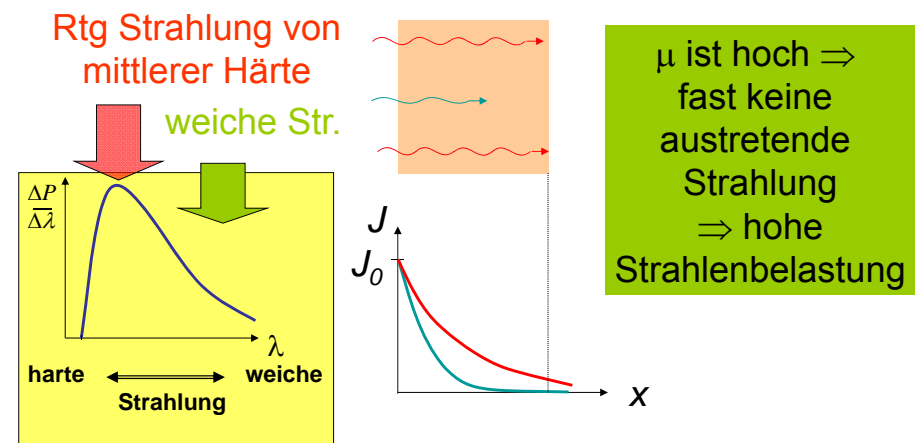
2 MeV

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

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

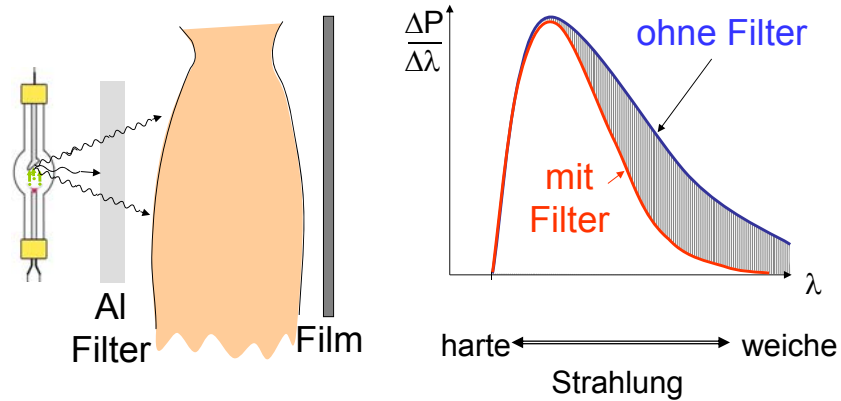
Absorption der weichen und harten Röntgenstrahlung

Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlichen E_{Photon} unterschiedlichen μ

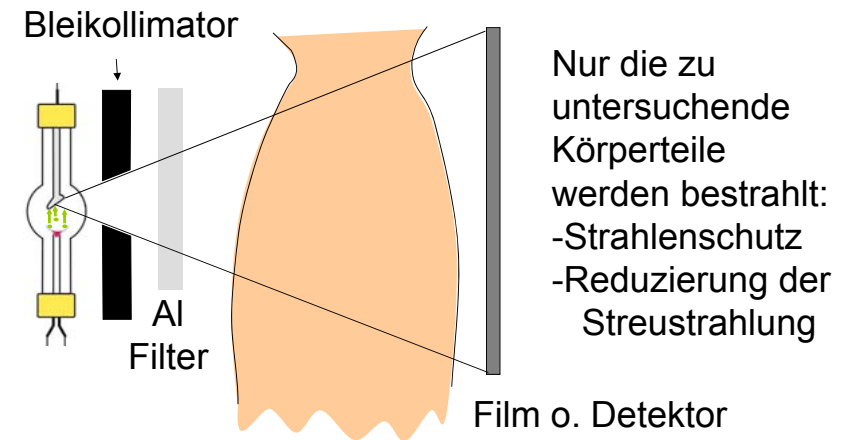


Anwendung von Filtern

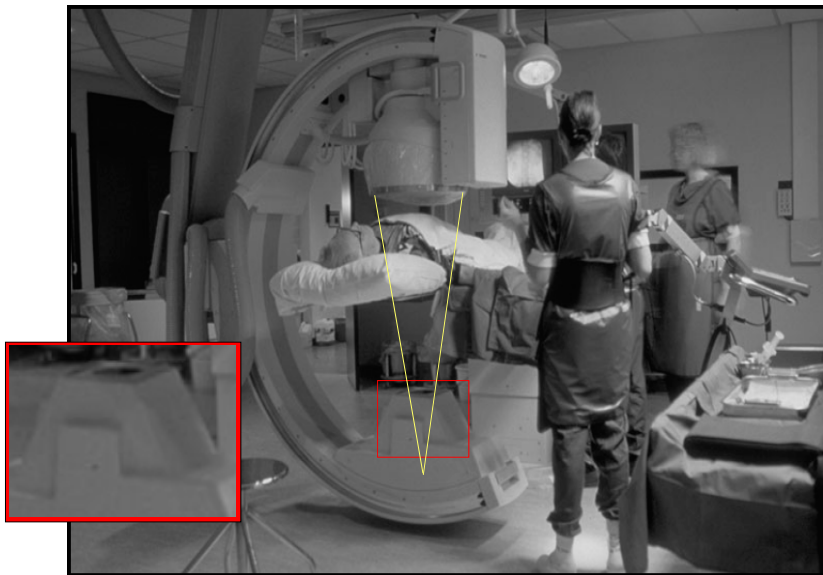
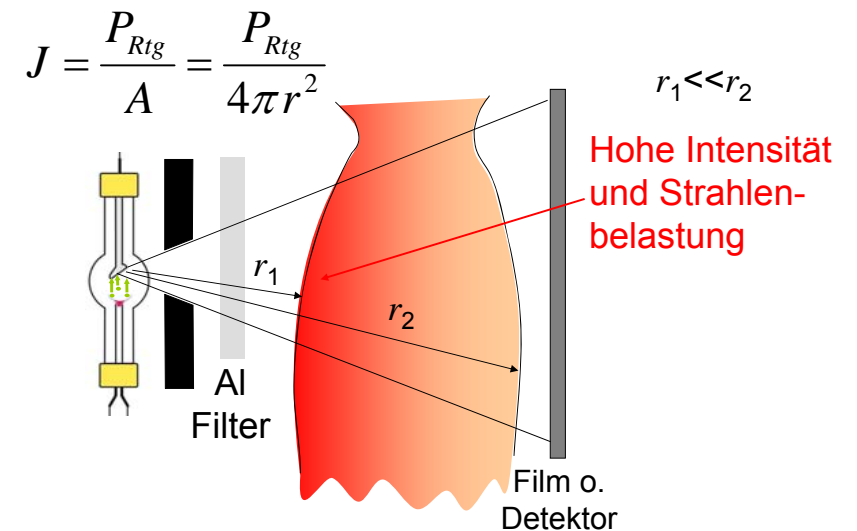
Die weiche Röntgenstrahlung muß vor dem Patient ausgefiltert werden!



Kollimator

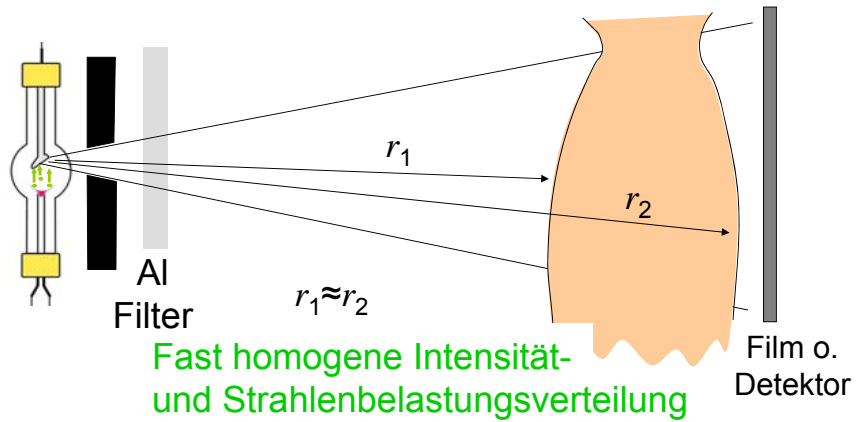


Abstand und Strahlenbelastung

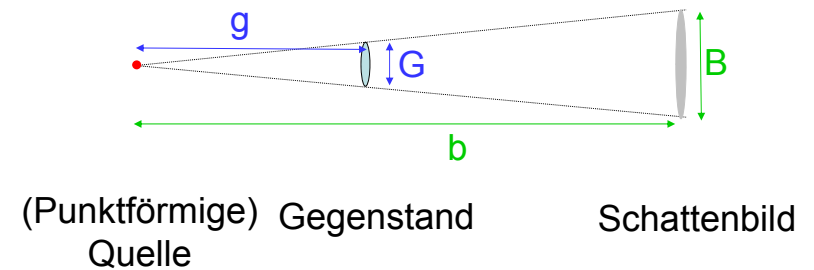


Abstand und Strahlenbelastung

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

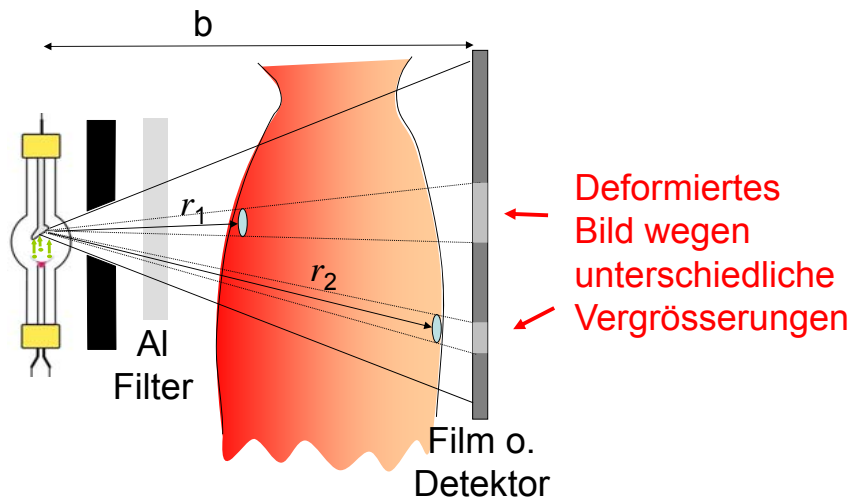


Vergrößerung des Schattenbildes

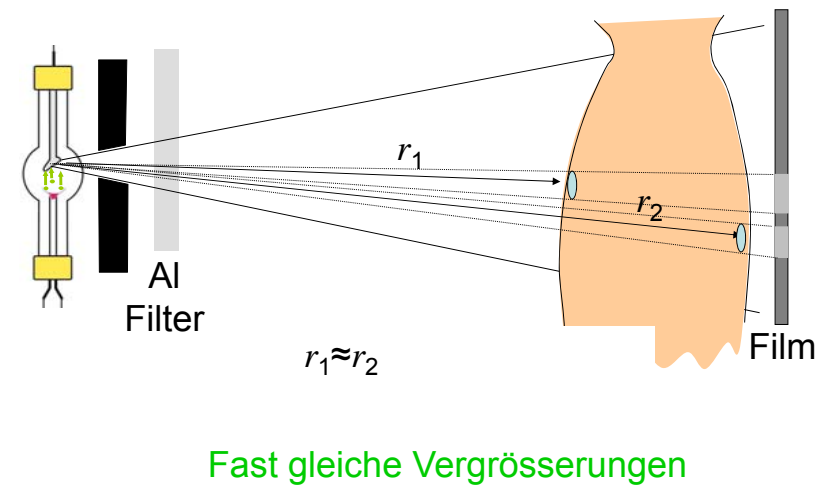


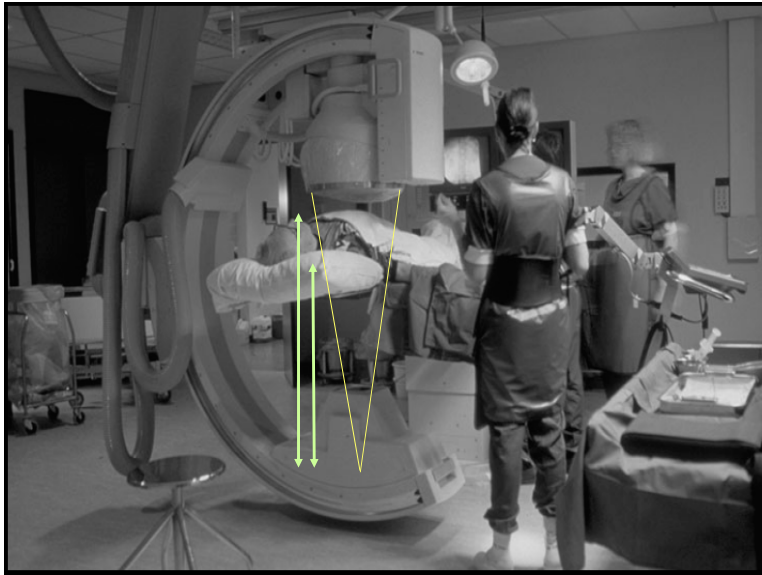
$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g}$$

Abstand und Bildqualität

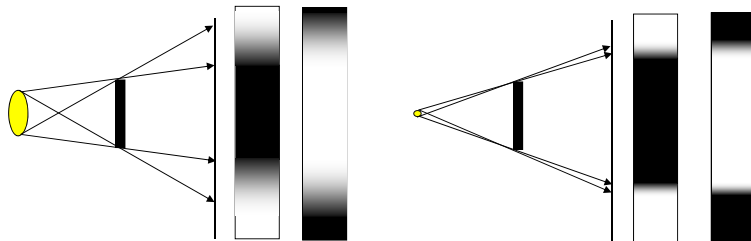


Abstand und Bildqualität





Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

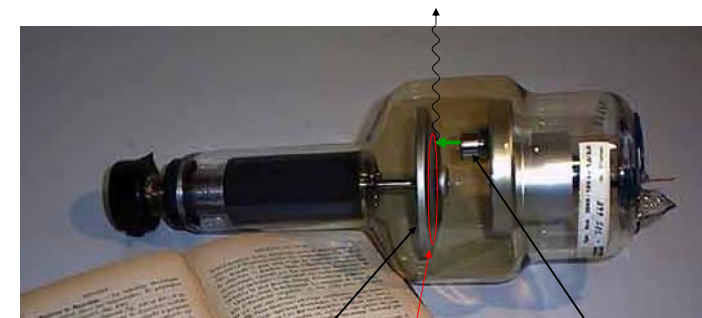


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



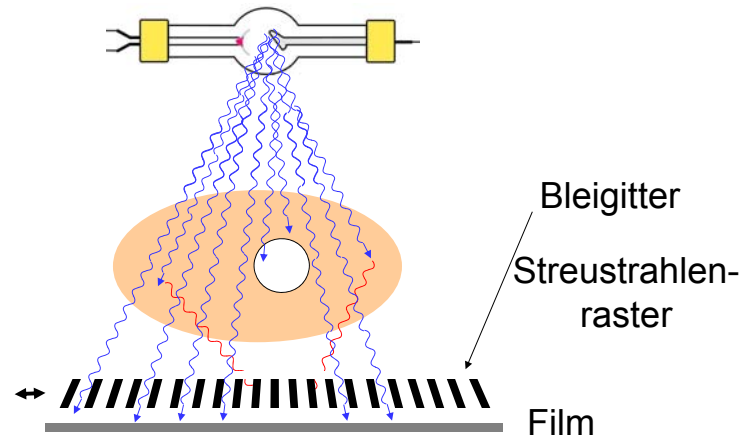
Drehanode

Kathode

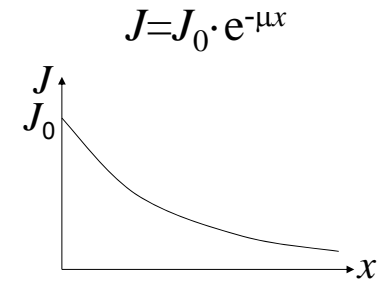
Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke



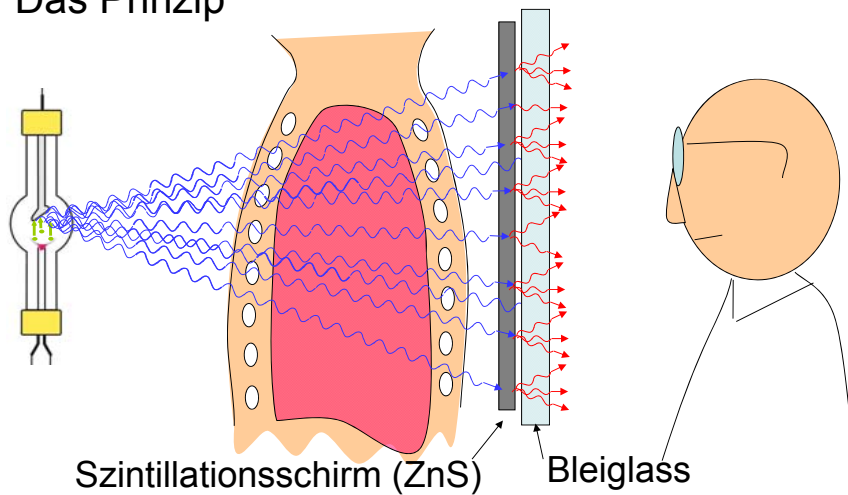
Spezielle Röntgenmethoden
und Röntgentomographie (CT)

Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

Konventionelle Fluoroskopie

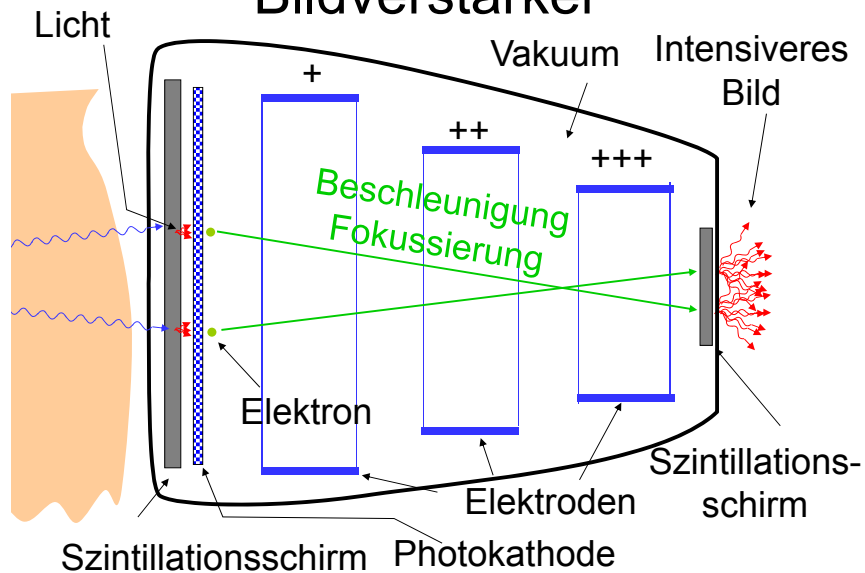
Das Prinzip



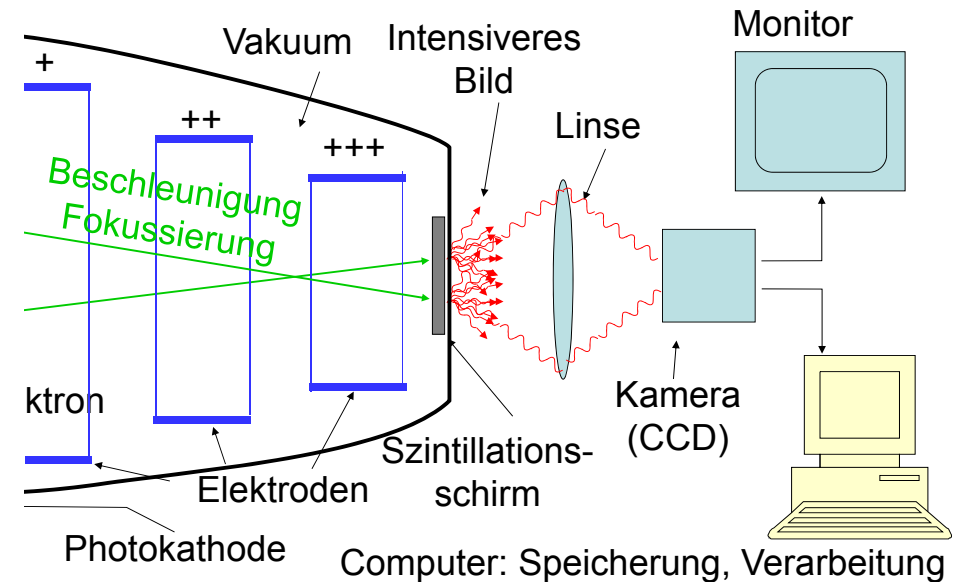
Vorteile - Nachteile

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

Bildverstärker

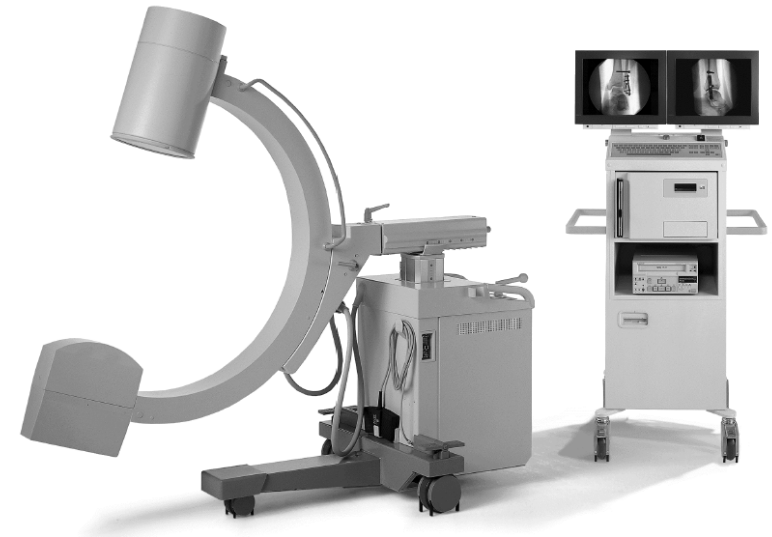


Bildverstärker



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



GE Flat Panel Detector Technology
Scintillator (CsI)
Contact Fingers
Contact Leads for Read-Out Electronics
Glass Substrate
Amorphous Silicon Array

Digitaler Detektor
“Flat Panel” Detektor

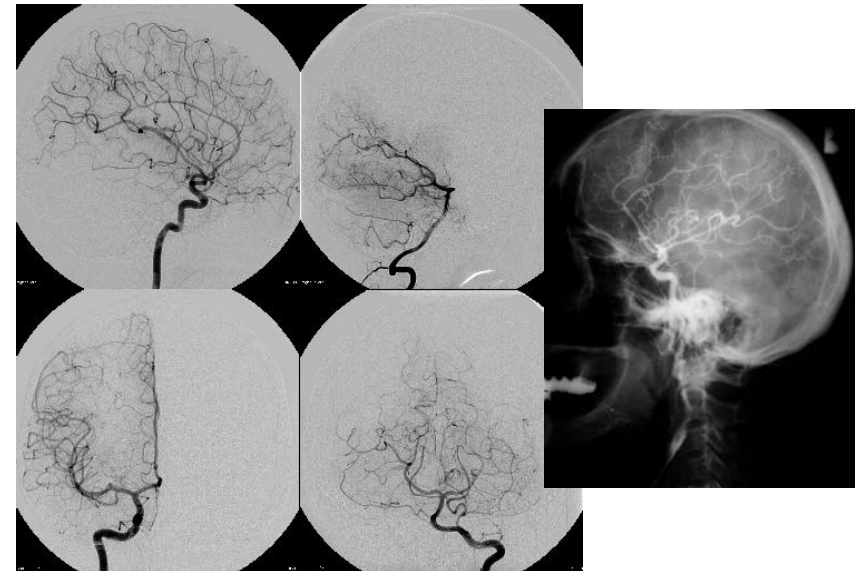
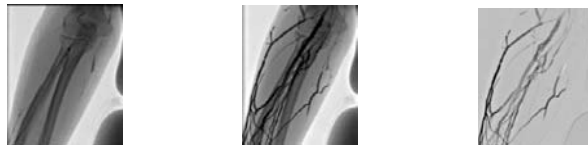


Direkte digitale Röntgentechnik

- 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 Subtraktionsangiographie (DSA)

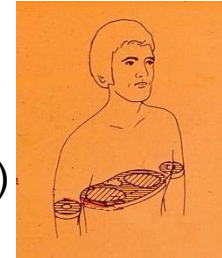
- Basisbild (\Rightarrow digitalisiert gespeichert)
- Eingabe des Kontrastmittels (zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.





CT

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



Τομος

=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

Klassifizierung der tomographischen Verfahren

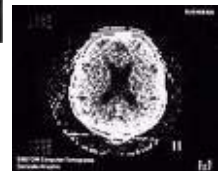
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
<ul style="list-style-type: none"> • MRI • Optische (?) 	<ul style="list-style-type: none"> • PET • SPECT

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

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



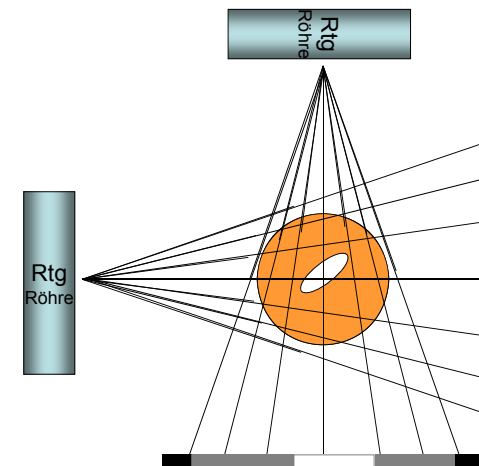
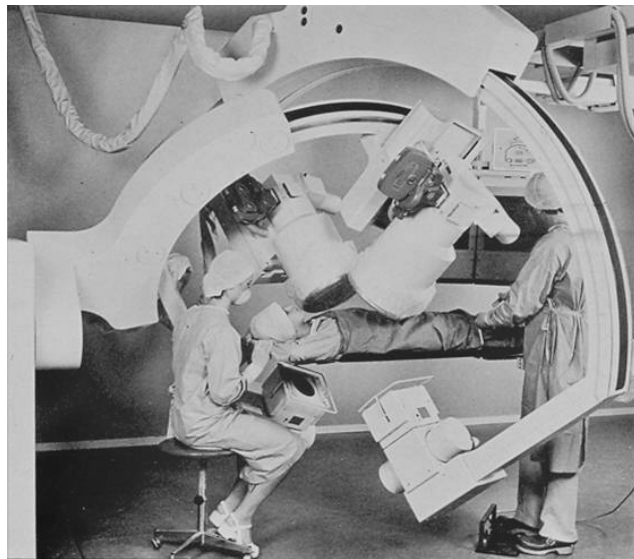
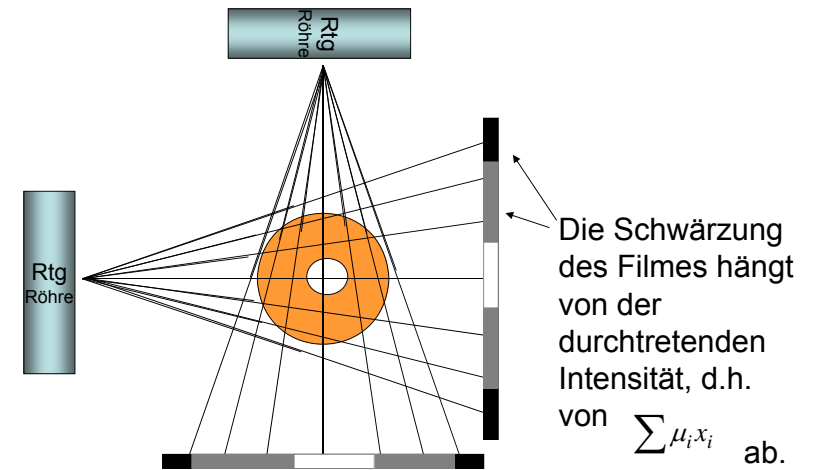
Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild



Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

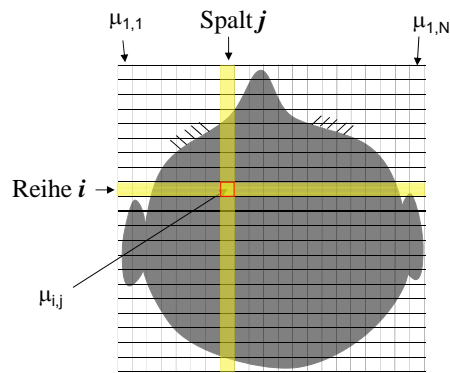


Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe



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

Grundprinzip der Computertomographie



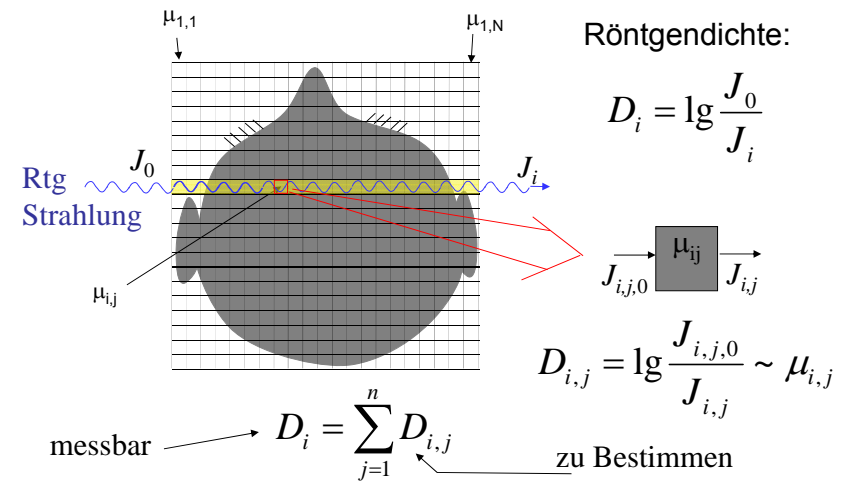
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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



Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)

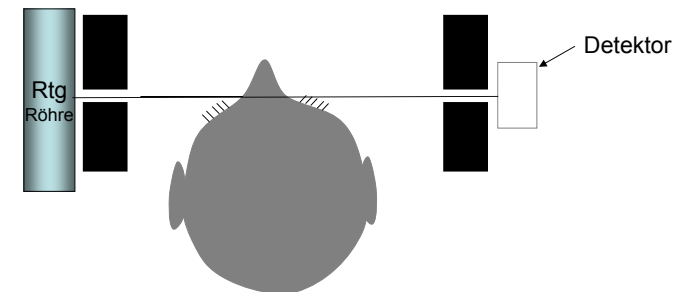
eine Aufnahme: N Messwerte

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

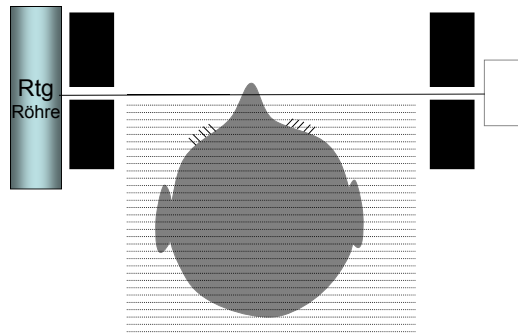
Messwerte sind notwendig

\Rightarrow Aufnahmen aus mehreren Richtungen

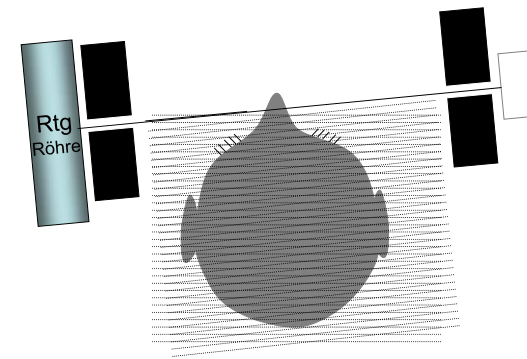
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

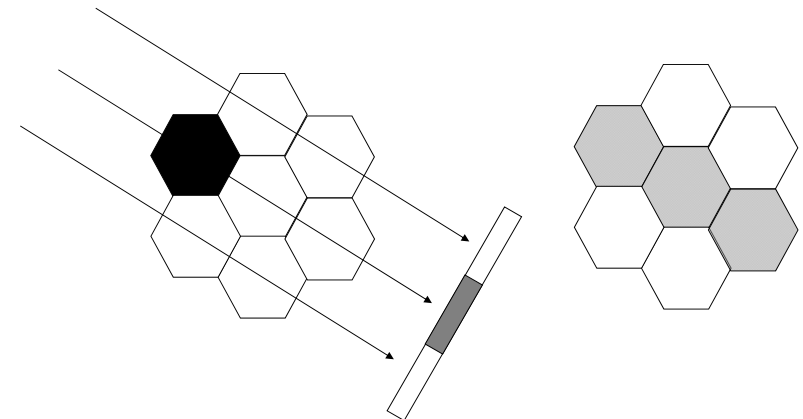
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

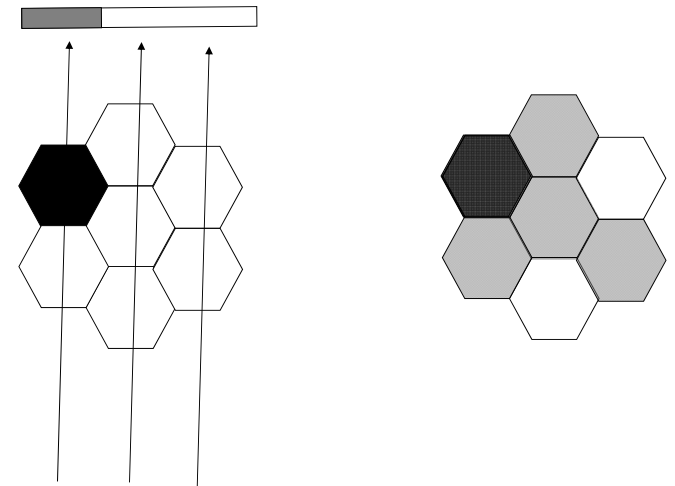
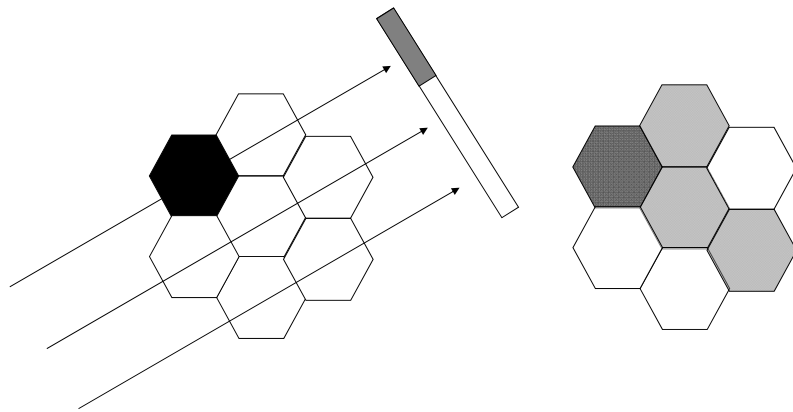
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion

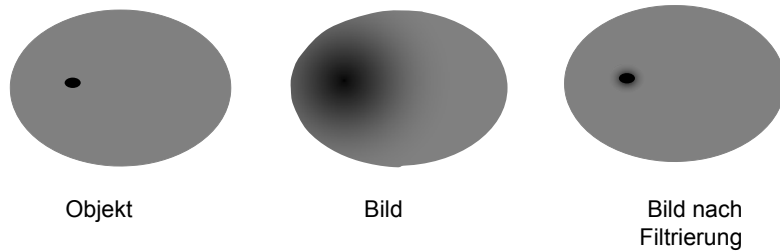




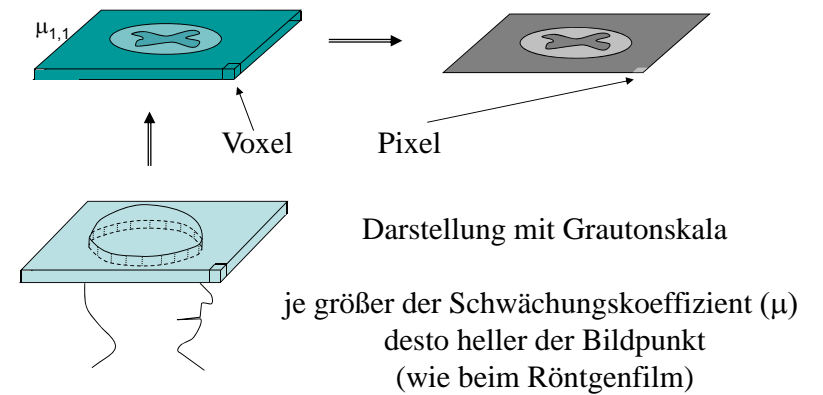
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

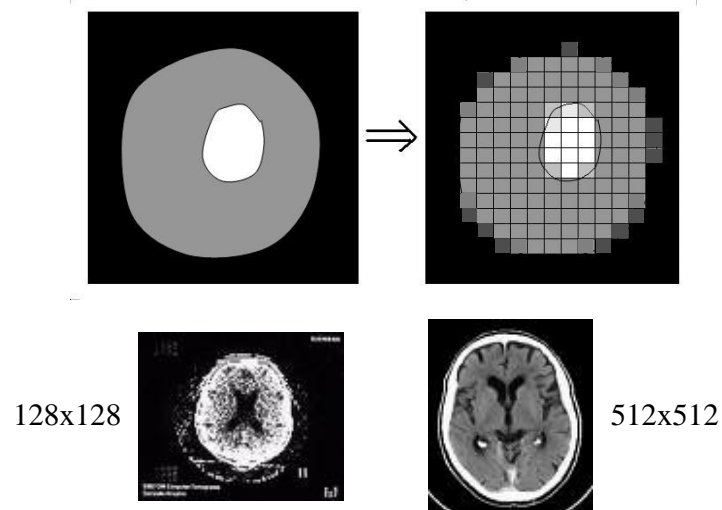
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Voxel-Pixel



Auflösung



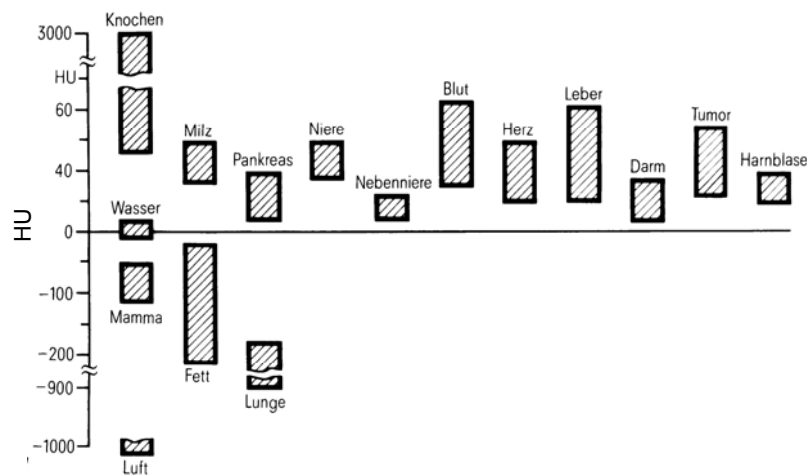
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

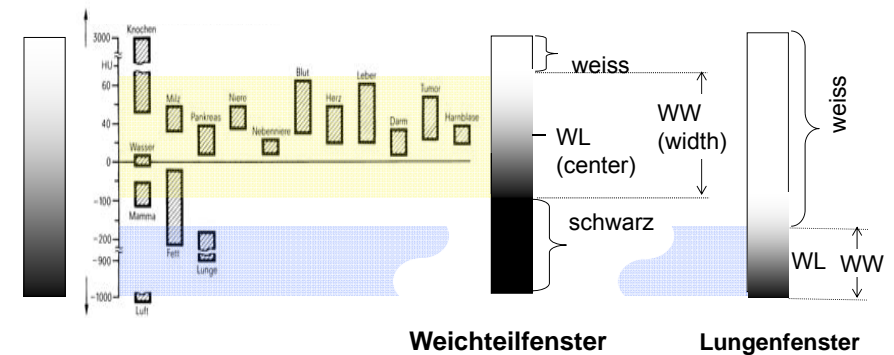
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

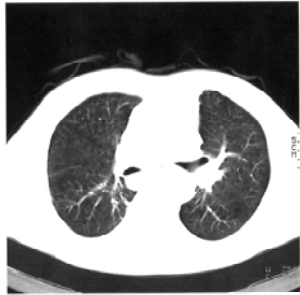
CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



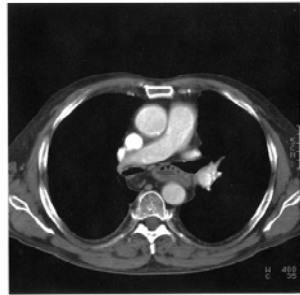


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

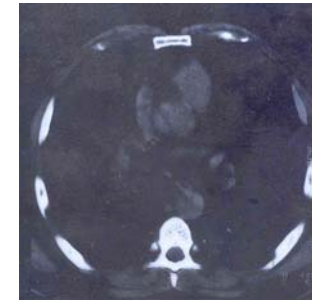


Weichteilfenster

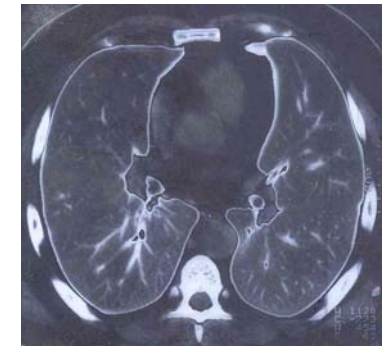
Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ... 235)

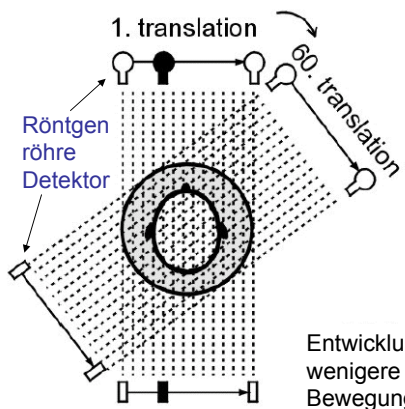


Doppelfenster

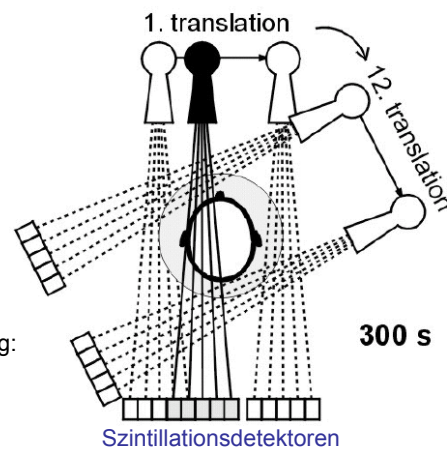


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation

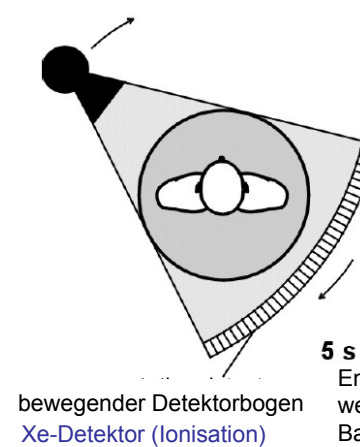


II. Generation

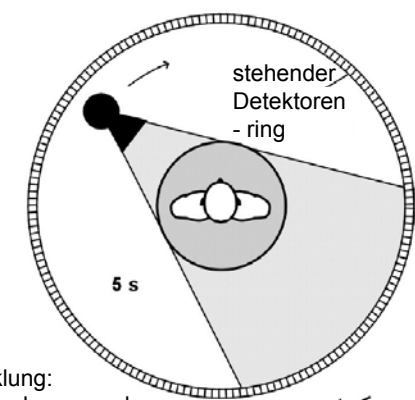


Technische Realisierung, Generationen

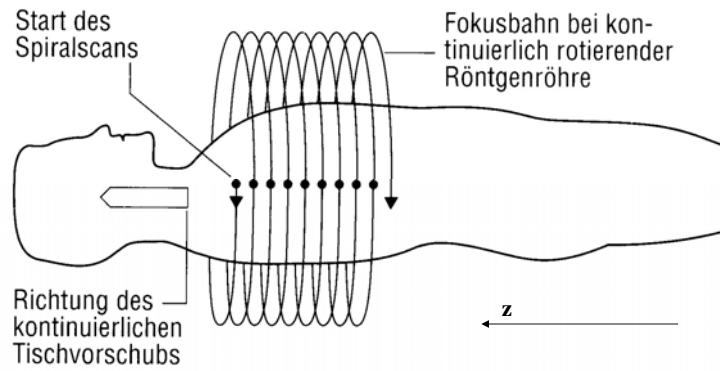
III. Generation



IV. Generation

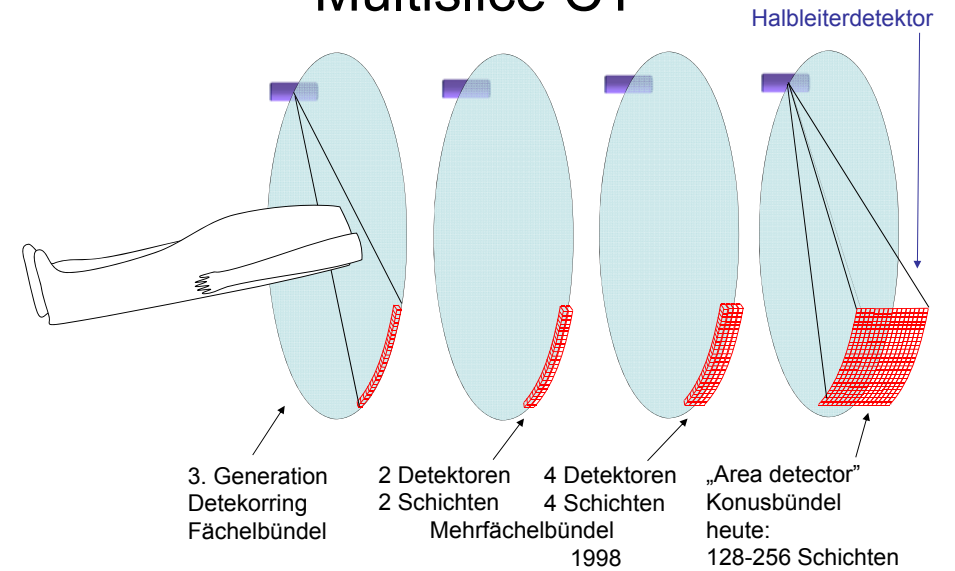


Generationen: spiral CT

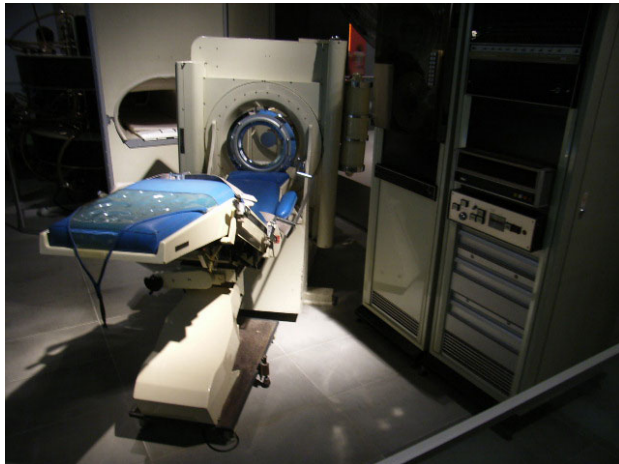


Das schichtbild kann man in einem beliebigen z Position gerechnet werden.

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

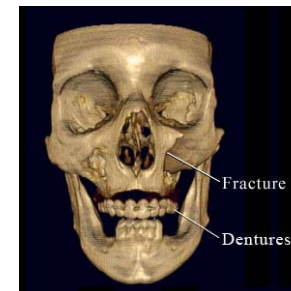
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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!

