



Röntgendiagnostische Verfahren

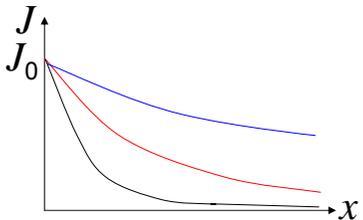
- Summationsbild
- Statische Aufnahme (Filmaufnahme)
 - Gleichzeitiges Bild (Fluoroskopie)

Tomographisches Bild CT

Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln, Digitalisierung, Substraktion

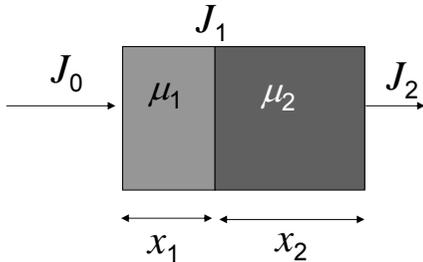
Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung: Unterschiedliche Strahlungsabsorption der verschiedenen Gewebe.



Luft
Weichteilgewebe
Knochen

Absorption von inhomogenen Körper

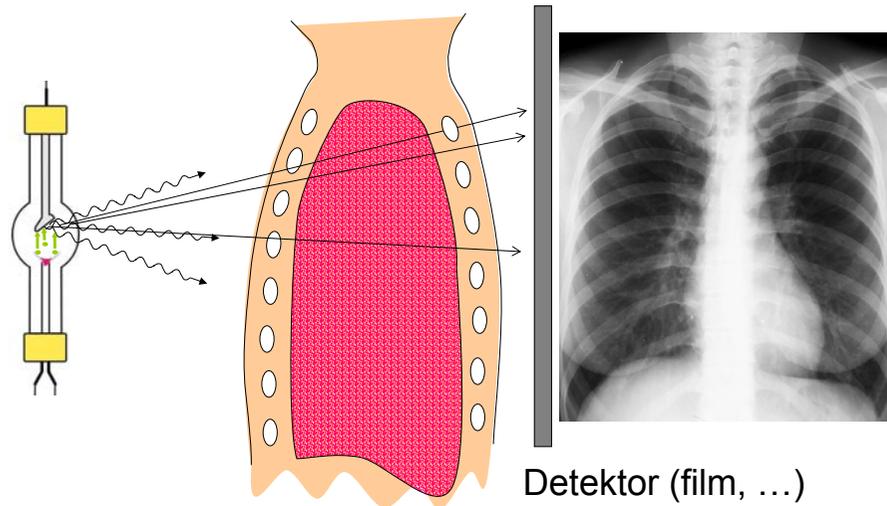


$\mu \cdot x$ Werte sind addiert (summiert) Summationsbild

$$J_1 = J_0 e^{-\mu_1 x_1}$$

$$J_2 = J_1 e^{-\mu_2 x_2} = J_0 e^{-\mu_1 x_1} e^{-\mu_2 x_2} = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)}$$

Grundprinzip der Summationsaufnahmen

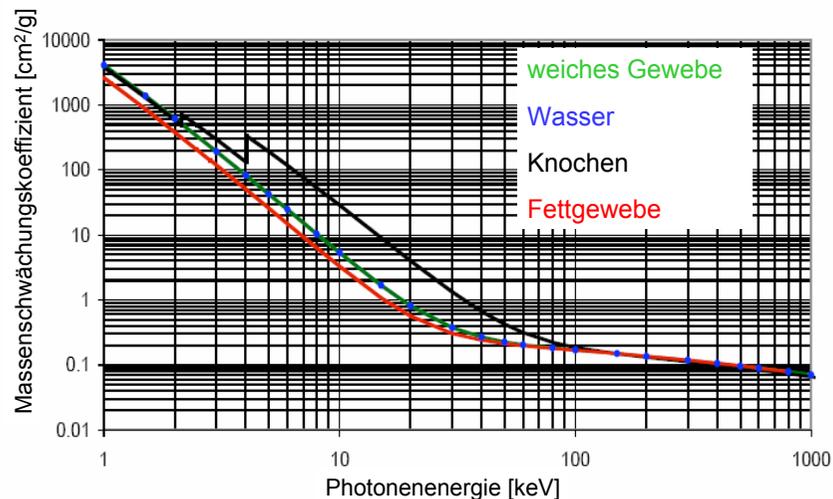


Zusammenfassung der Schwächungsmechanismen

Mechanismus	Abhängigkeit von E	Abhängigkeit von Z	Wichtiger Bereich im Gewebe
Photoeffekt	$\sim 1 / E^3$	$\sim Z^3$	10 - 100 keV
Compton-Effekt	Nimmt ab mit E	unabhängig $\sim Z/A$	0.1 - 5 MeV
Paarbildung	Nimmt zu mit E	$\sim Z^2$	> 5 MeV

Kontrast des Röntgenbildes:
Photoeffekt ($\sim Z^3$)

Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten



Effektive Ordnungszahl

Bei Verbindungen oder Mischungen:

$$Z_{eff} = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^3}$$

Z_i Ordnungszahl von i -ten Atomtyp

w_i Elektronenzahlverhältnis

zB: Wasser H₂O 10 Elektronen: 2 von H, 8 von O

$Z_H=1, Z_O=8, w_H=0,2 w_O=0,8$

$$Z_{eff} = \sqrt[3]{0,2 \cdot 1^3 + 0,8 \cdot 8^3} = 7,4$$

Effektive Ordnungszahl der Gewebe

Zusammensetzung der verschiedenen Gewebe:

Element	Z	% Masse		
		in Fett-gewebe	in weichem Gewebe	in Knochen
H	1	11,2	10,2	8,4
C	6	57,3	12,3	27,6
N	7	1,1	3,5	2,7
O	8	30,3	72,9	41
P	15		0.2	7
Ca	20		0.007	14,7

Effektive Ordnungszahl: ≈ 6 7,4 13,8

Kontrast bei der Röntgenaufnahme

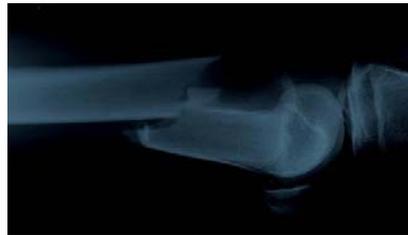
Schwächung durch Photoeffekt:

$$\frac{\tau_{m,Knochen}}{\tau_{m,weiches\ Gewebe}} = \frac{Z_{eff,Knochen}^3}{Z_{eff,weiches\ Gewebe}^3} = \frac{13,8^3}{7,4^3} = 6,5$$

Schwächung durch Compton Streuung:

$$\frac{\sigma_{m,weiches\ Gewebe}}{\sigma_{m,Knochen}} = 1 \quad \sigma_m \text{ ist } Z \text{ unabhängig!}$$

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m \quad \mu = \mu_m \rho \quad \rho_{wG} = 1.05 \quad \rho_{Knochen} = 1,7..1,8$$



Kontrastmittel

Positives Kontrastmittel:

mehr Absorption

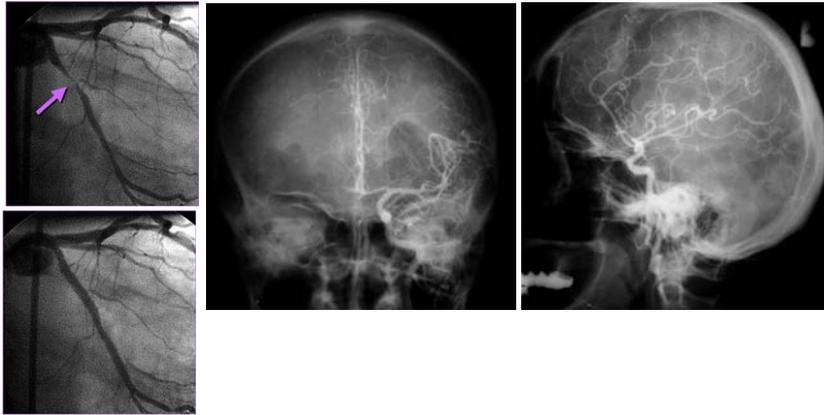
$$\mu \uparrow \quad \mu_m \uparrow \quad Z_{eff} \uparrow$$

$$\tau_m = \text{const} \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$$

Jod (Z= 53) Blutgefäß
(Angiographie)

Barium (Z=56) Magen, Darm
in Form von BaSO₄

Angiographie



Kontrastmittel

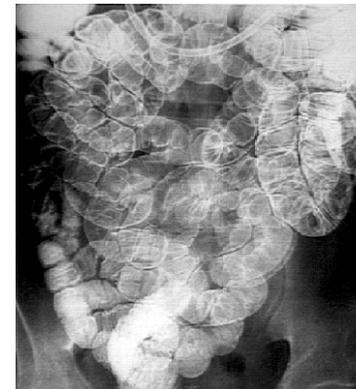
Negatives Kontrastmittel:

wenige Absorption $\mu \downarrow$ $\rho \downarrow$ $\mu_m - Z_{\text{eff}} -$
Luft, CO₂ (Gase) in Darm

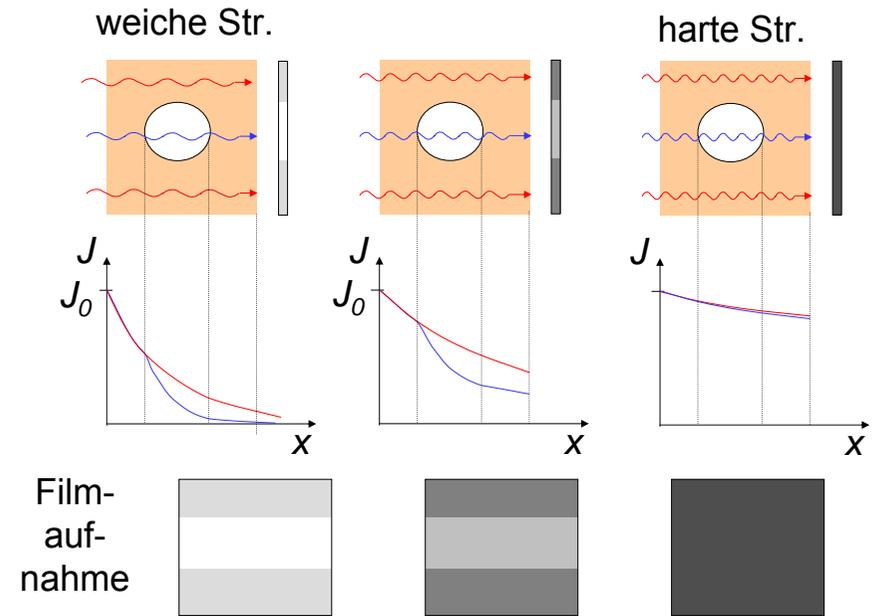
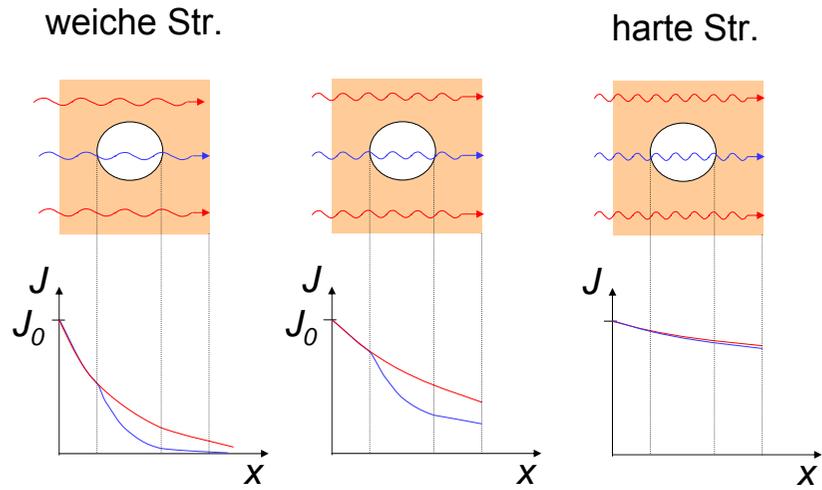
Doppelkontrast: gleichzeitige Anwendung
von einem positiven und einem negativen
Kontrastmittel.

BaSO₄ + Luft in Darm.

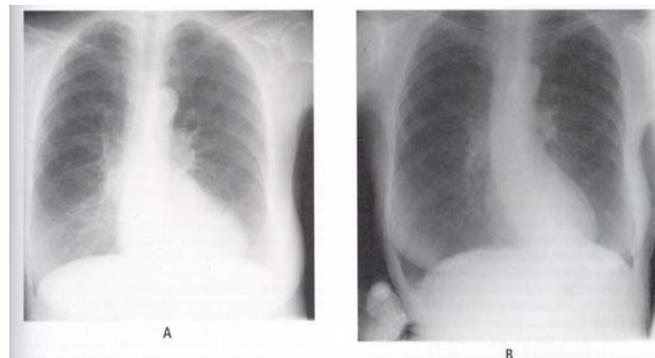
Doppelkontrastaufnahmen



Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

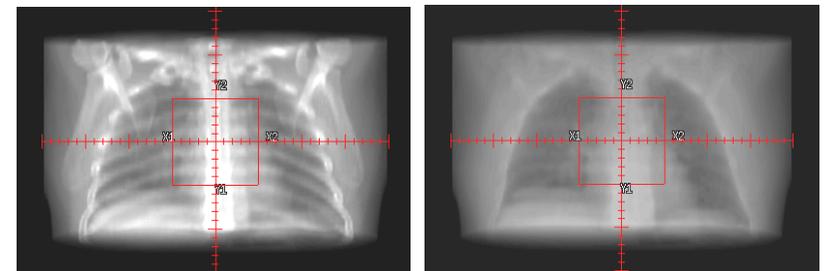


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

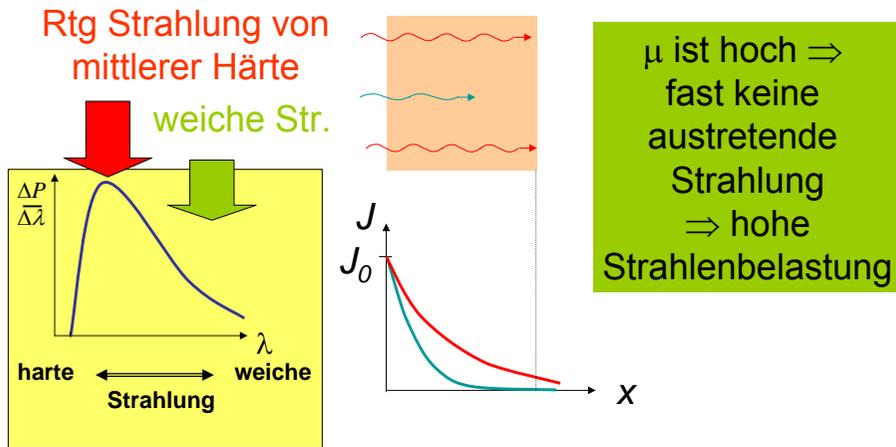
2 MeV

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

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

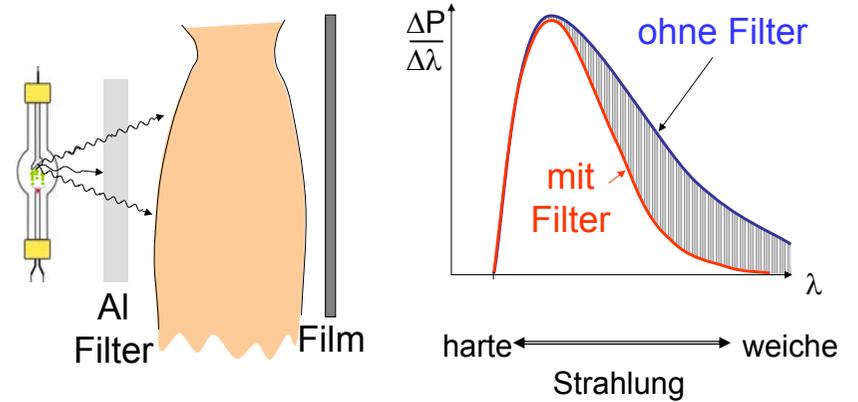
Absorption der weichen und harten Röntgenstrahlung

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

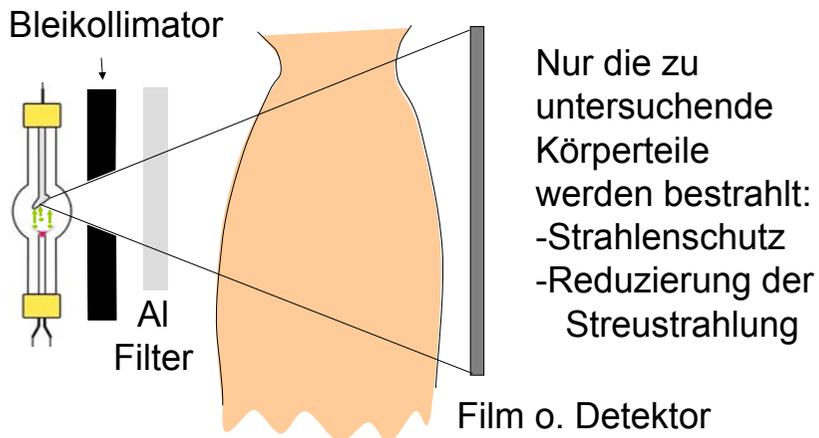


Anwendung von Filtern

Die weiche Röntgenstrahlung muß vor dem Patient ausgefiltert werden!

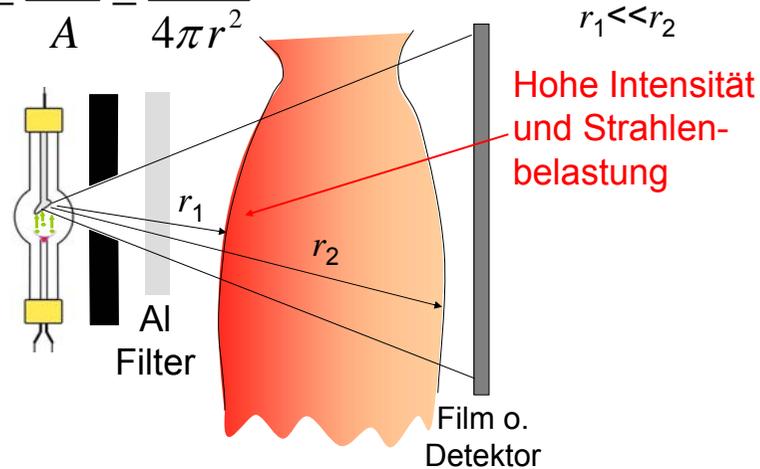


Kollimator



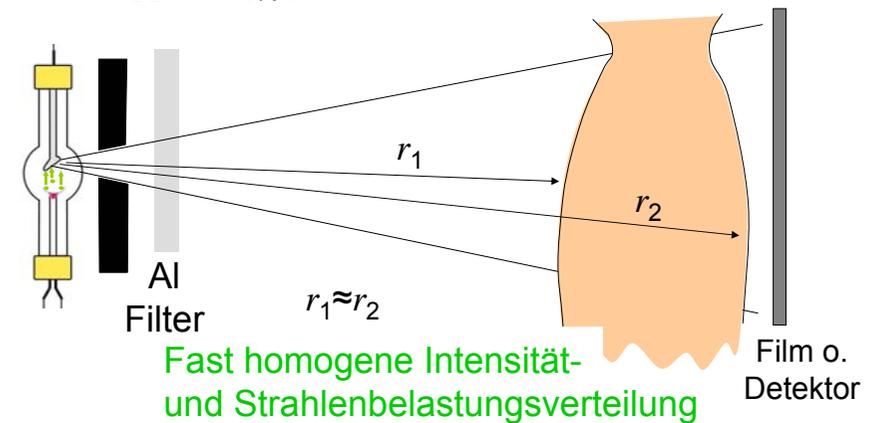
Abstand und Strahlenbelastung

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

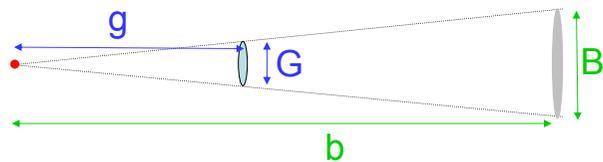


Abstand und Strahlenbelastung

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



Vergrößerung des Schattenbildes

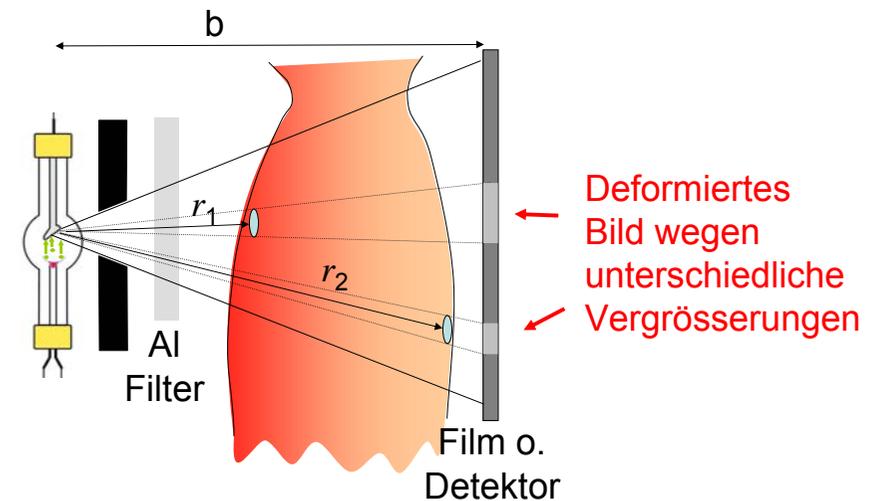


(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

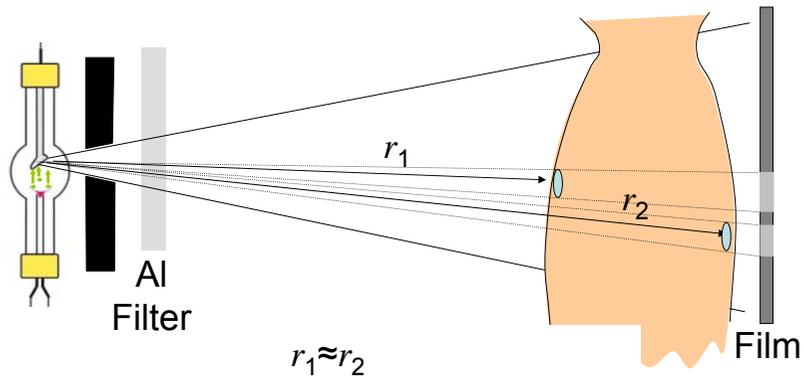
Schattenbild

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

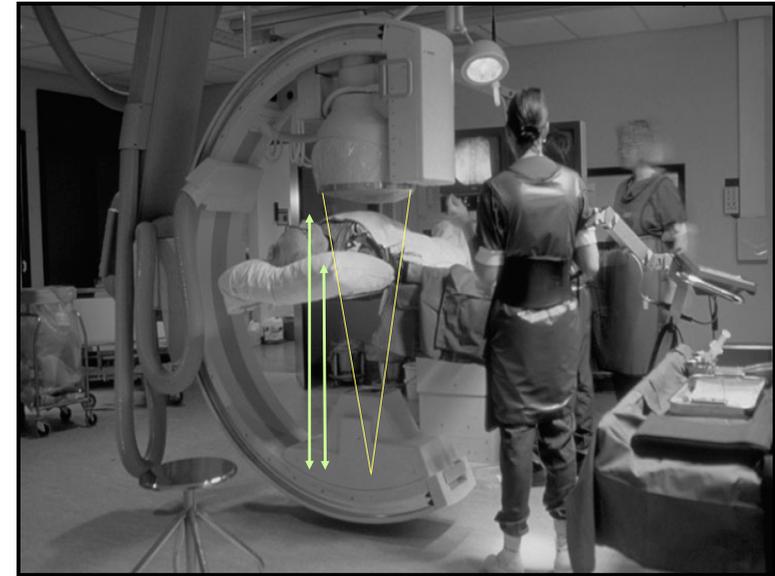
Abstand und Bildqualität



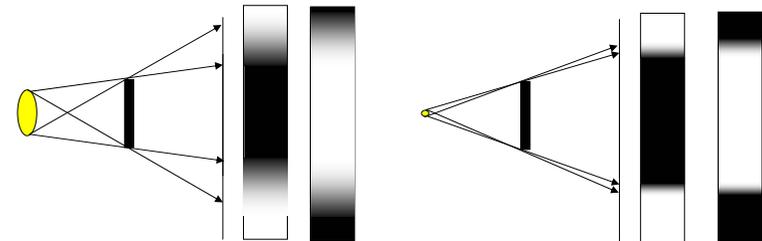
Abstand und Bildqualität



Fast gleiche Vergrößerungen



Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

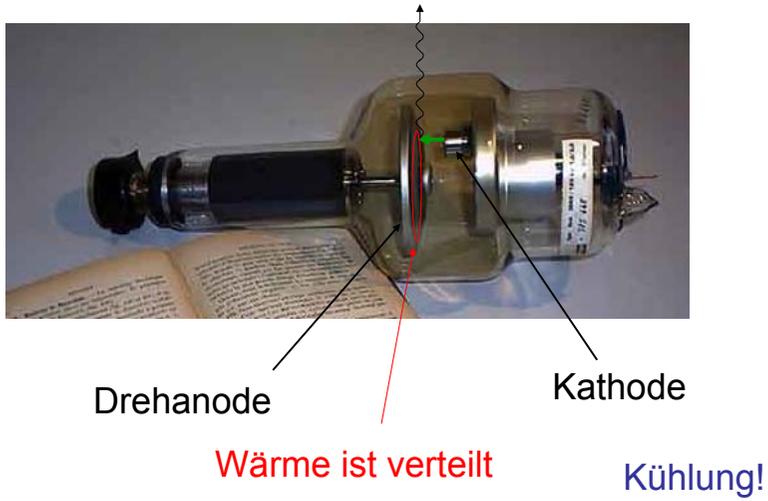


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

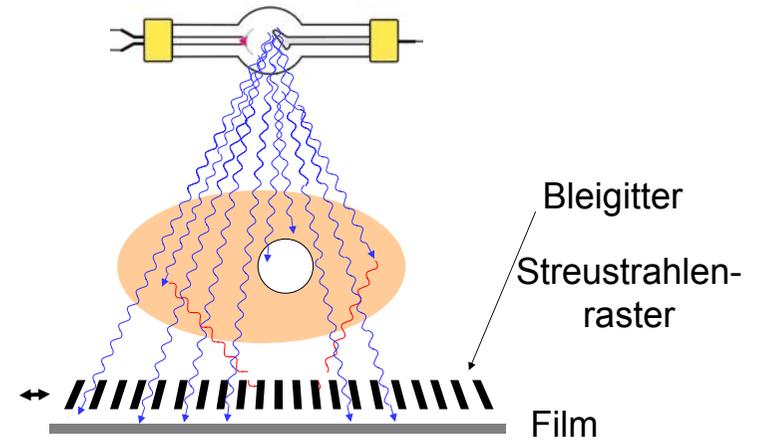
kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

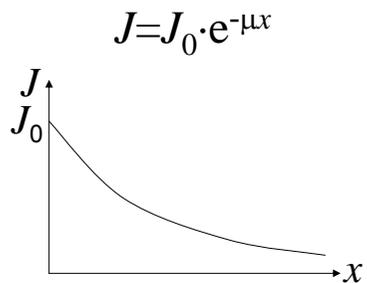
Drehanode-Röntgenröhre



Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke

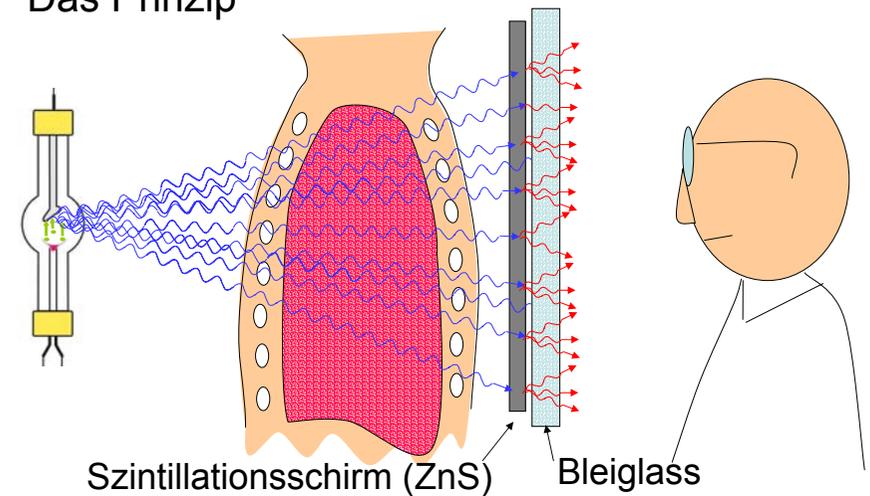


Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip

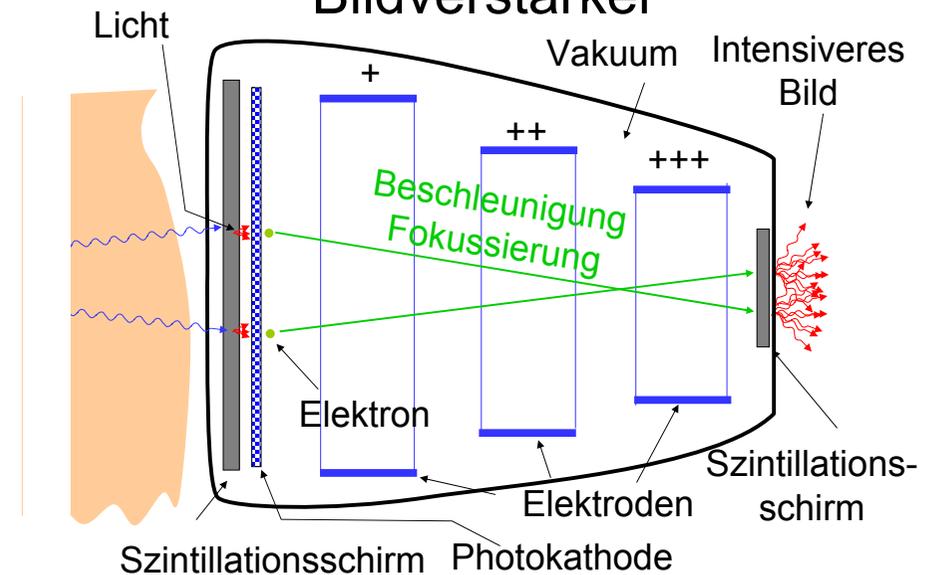


Vorteile - Nachteile

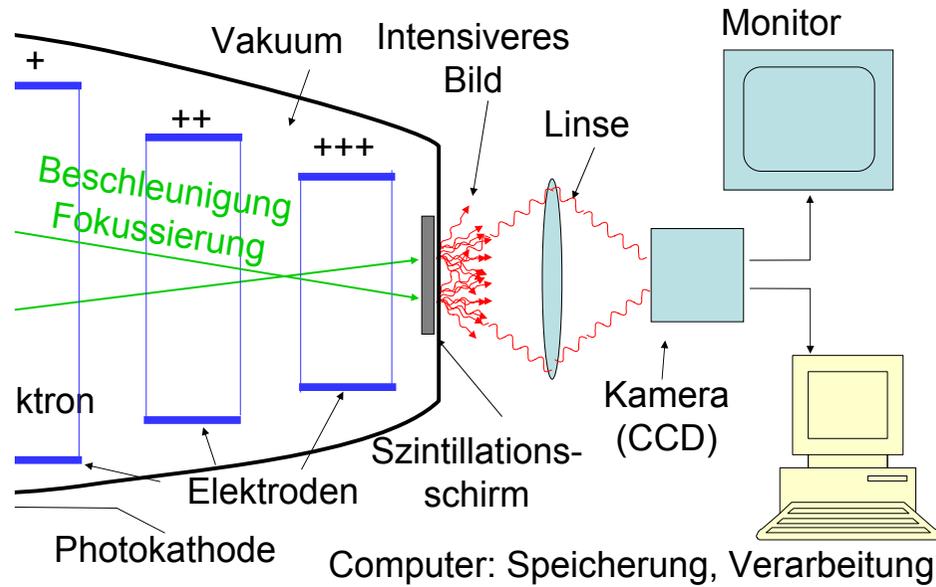
- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - lange Expositionszeit \Rightarrow hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)

\Rightarrow Bildverstärker

Bildverstärker

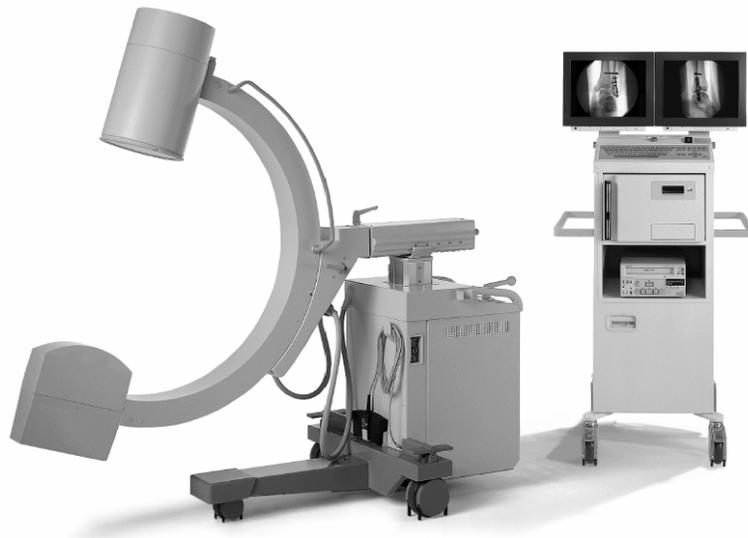


Bildverstärker



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



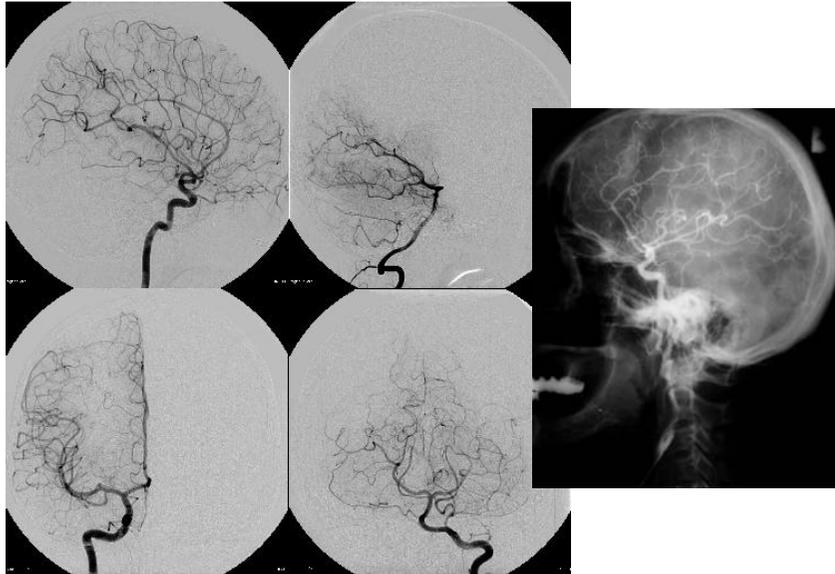
Direkte digitale Röntgentechnik

- 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.





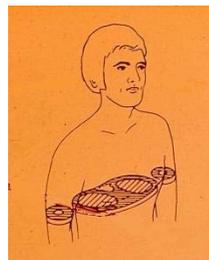
CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht wird abgebildet.



Klassifizierung der tomographischen Verfahren

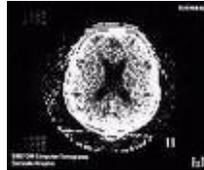
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
	<ul style="list-style-type: none"> • PET • SPECT
<ul style="list-style-type: none"> • MRI • Optische (?) 	

Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack

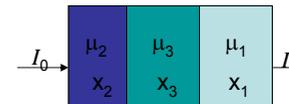


- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
– 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

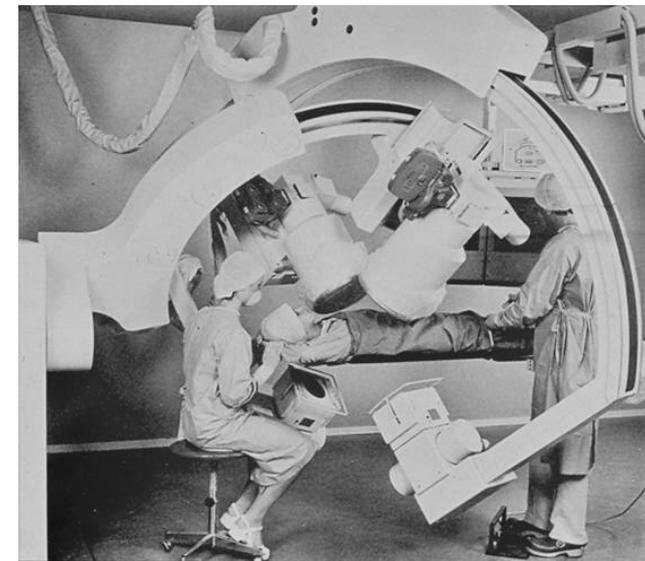
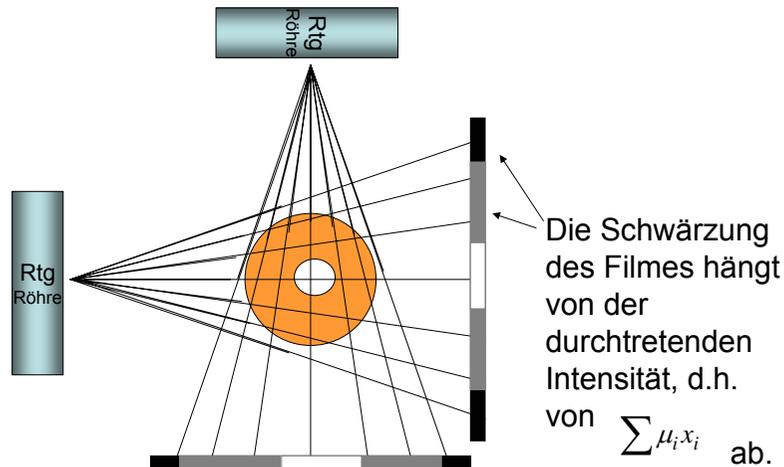
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$



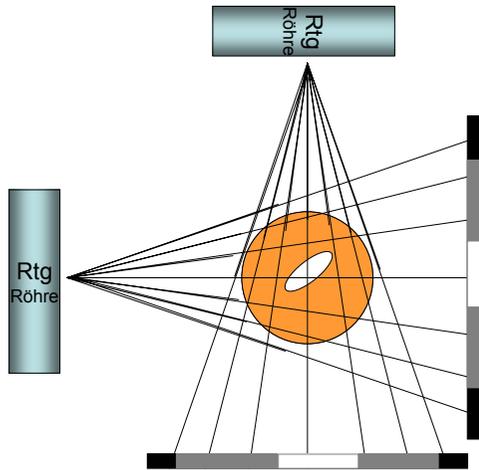
Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

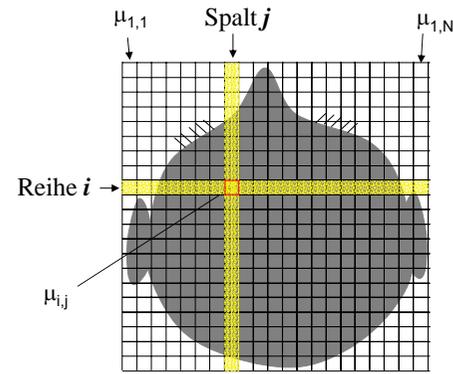
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe



Grundprinzip der Computertomographie



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



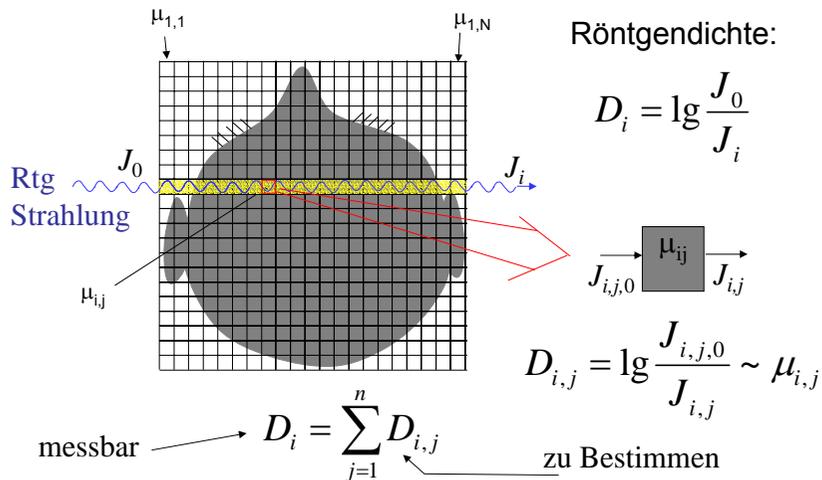
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

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

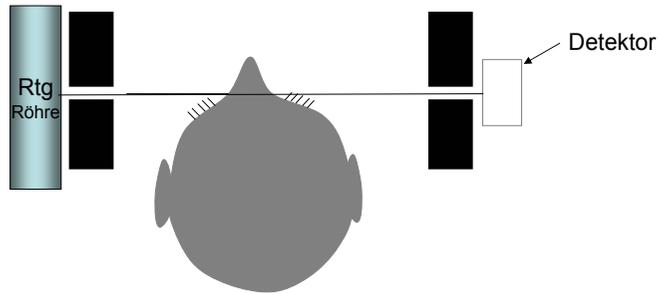
eine Aufnahme: N Messwerte

um $N \times N$ unbekanntes zu bestimmen $N \times N$

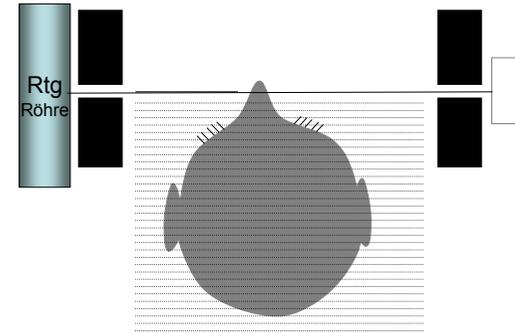
Messwerte sind notwendig

=> Aufnahmen aus mehreren Richtungen

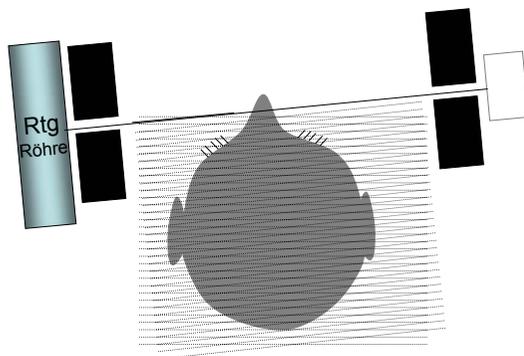
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

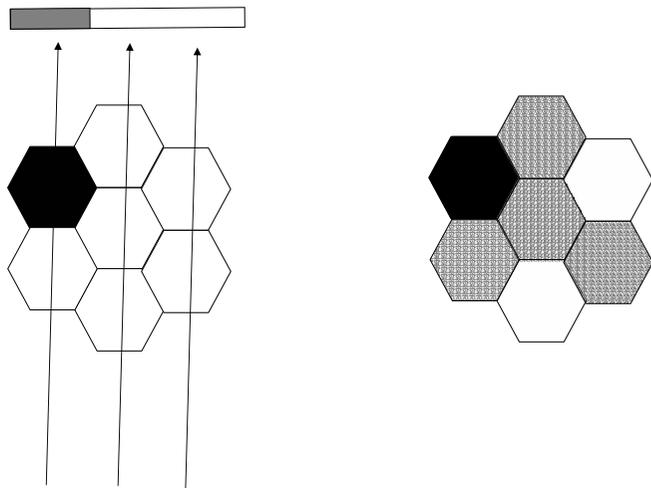
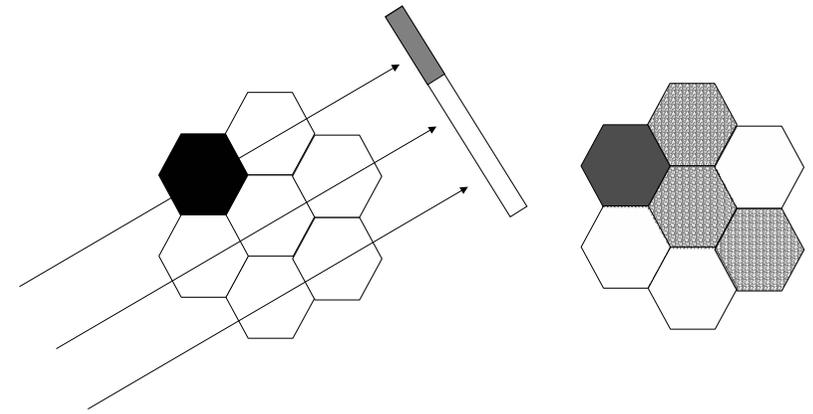
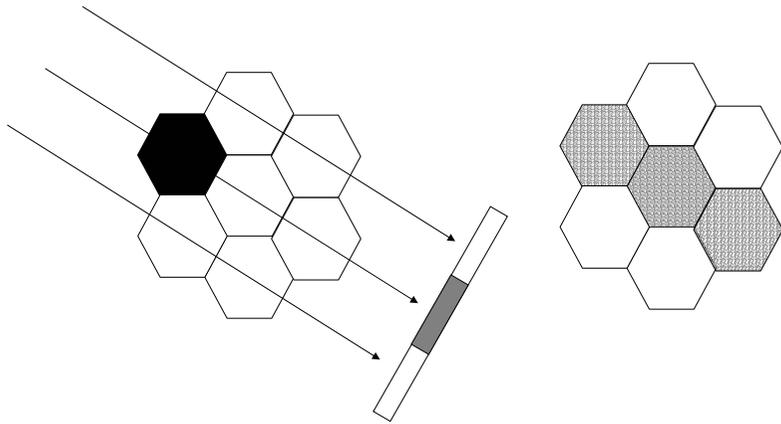
Bildrekonstruktion

Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

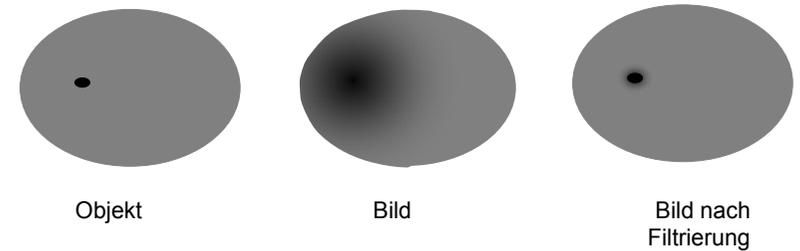
Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion

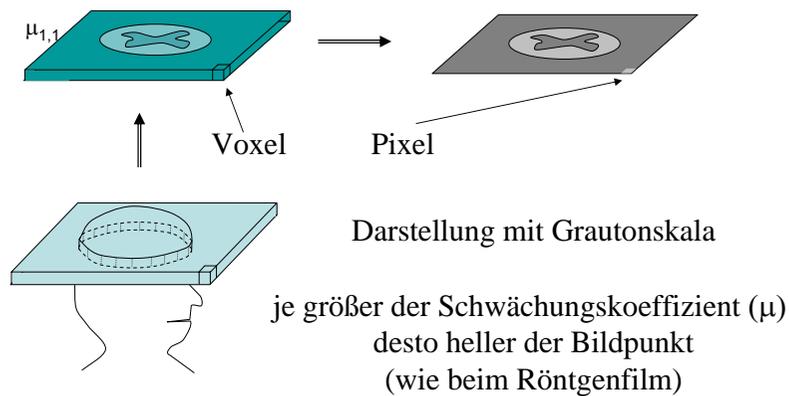


Bildrekonstruktion

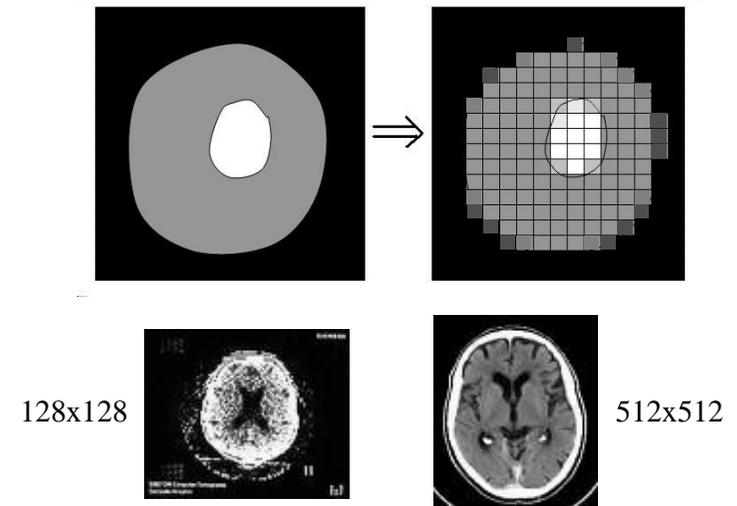
Das Bild wird verwischt.
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen
Prozess erhöht werden: Filterung



Voxel-Pixel



Auflösung



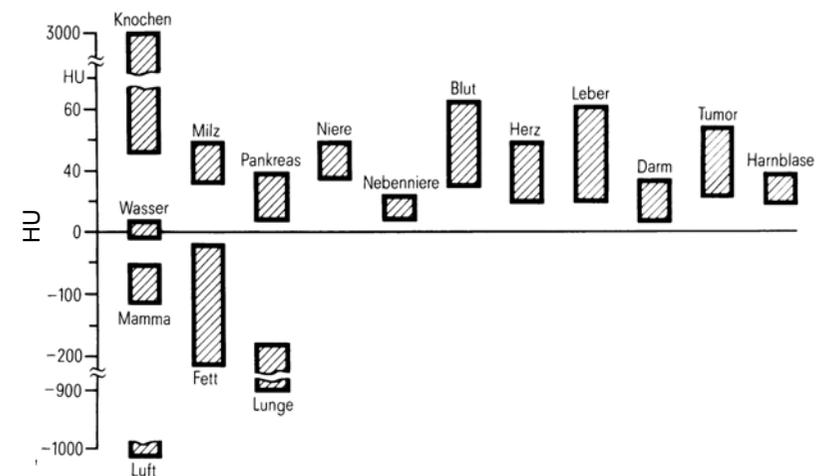
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

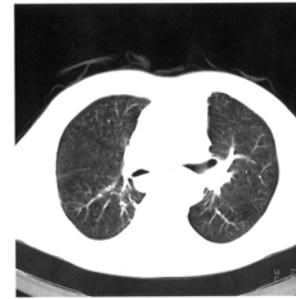
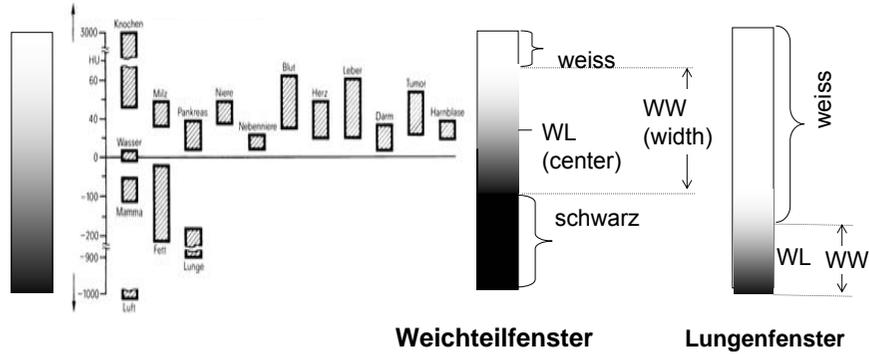
Wasser	=	0
Luft	=	-1000
Knochen		100-1000
Weichteilgewebe	≈	0
Lunge	<	0

CT Werte von einigen Gewebe



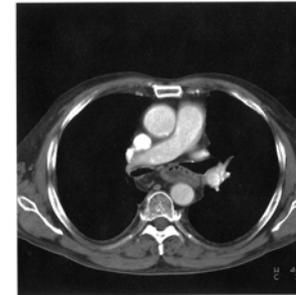
Fensterung

Grautonskala



Lungenfenster

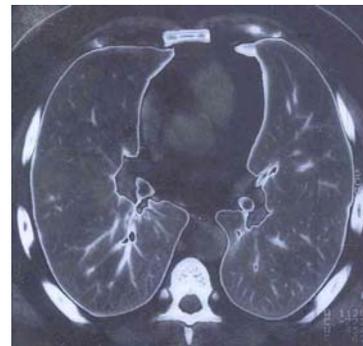
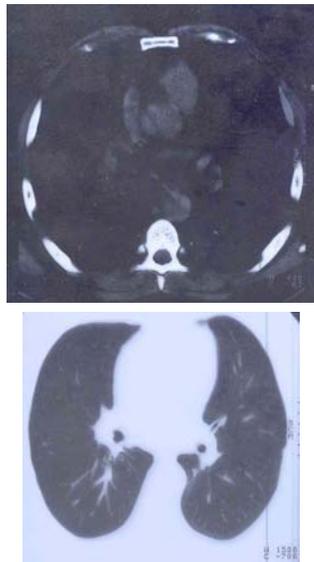
Mitte = -720
Breite = 750
(-1095 ... -345)



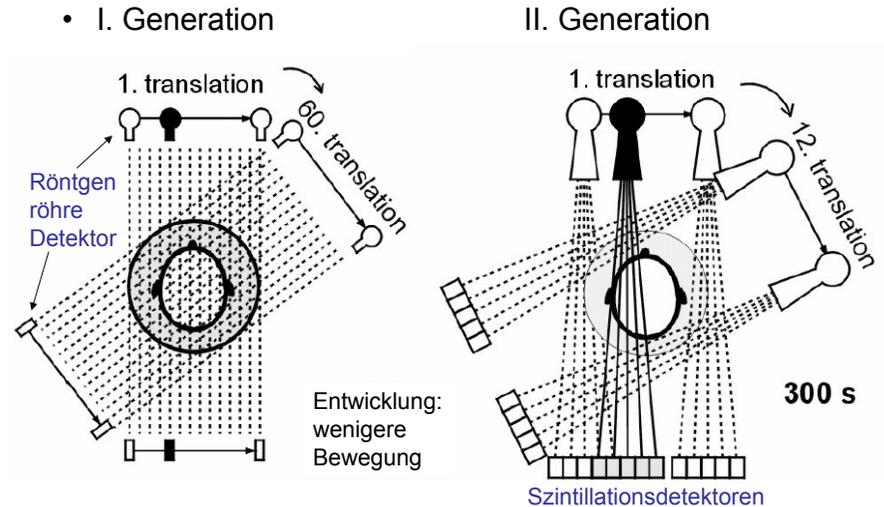
Weichteilfenster

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

Doppelfenster



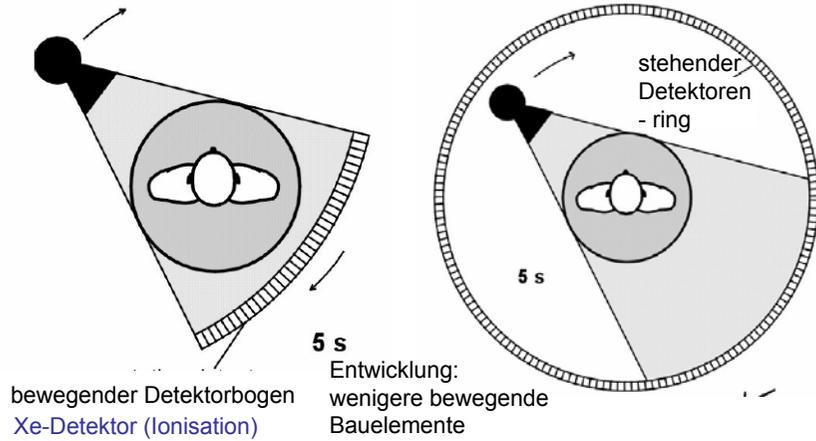
Technische Realisierung, Generationen



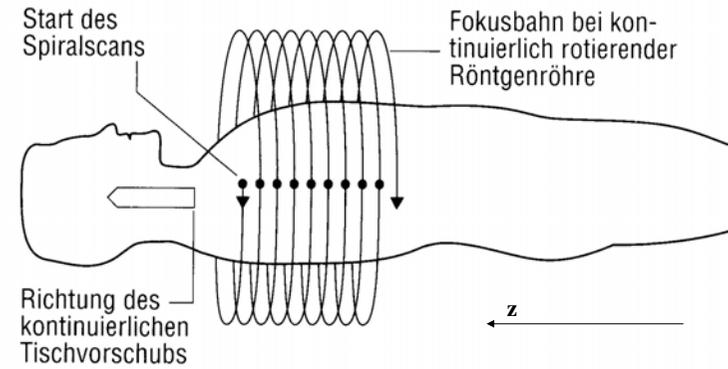
Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation

IV. Generation

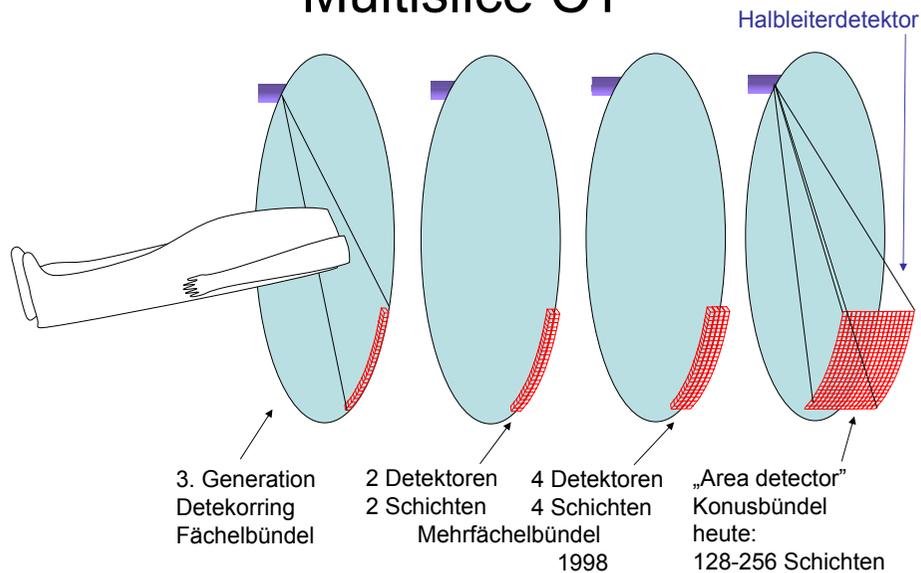


Generationen: spiral CT

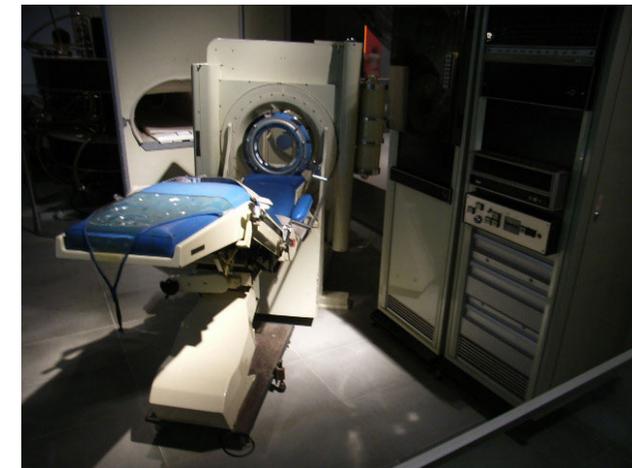


Das schichtbild kann man in einem beliebigen **z** Position gerechnet werden.

Multislice CT



Erste Generation CT



Moderne CT (3. o. 4. Generation)

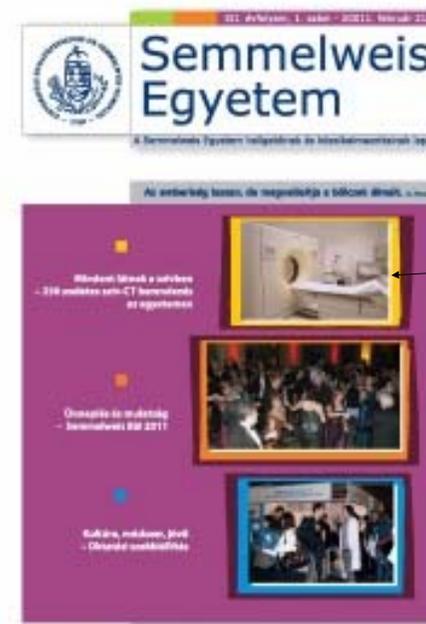


16 Schichten-CT



CT

Einstellung
mit Laser-
lichtstrahlen



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	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

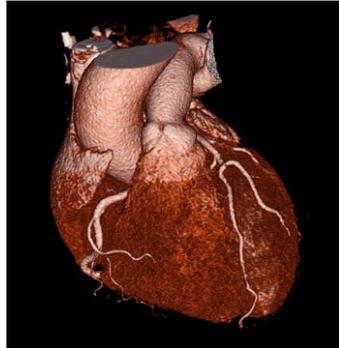
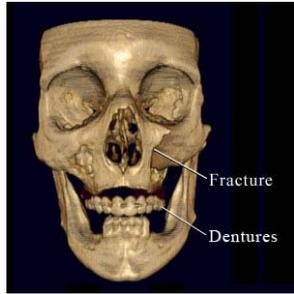
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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!

