

Röntgendiagnostik

Summationsbild, Kontrastmitteln,
Bildverstärker (Fluoroskopie)
direkte digitale Techiken, DSA, CT

Röntgendiagnostische Verfahren

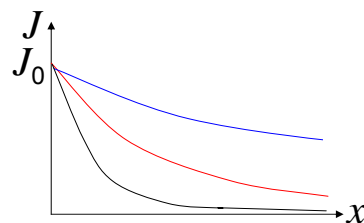
Summationsbild $\begin{cases} - \text{Statische Aufnahme} \\ \text{(Filmaufnahme)} \\ - \text{Gleichzeitiges Bild} \\ \text{(Fluoroskopie)} \end{cases}$

Tomographisches Bild CT

Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln,
Digitalisierung, Substraktion

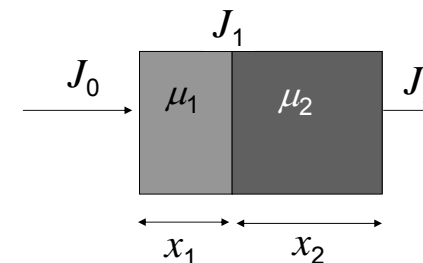
Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbild-
entstehung: Unterschiedliche
Strahlungsabsorption der
verschiedenen Gewebe.



Luft
Weichteilgewebe
Knochen

Absorption von inhomogenen Körper

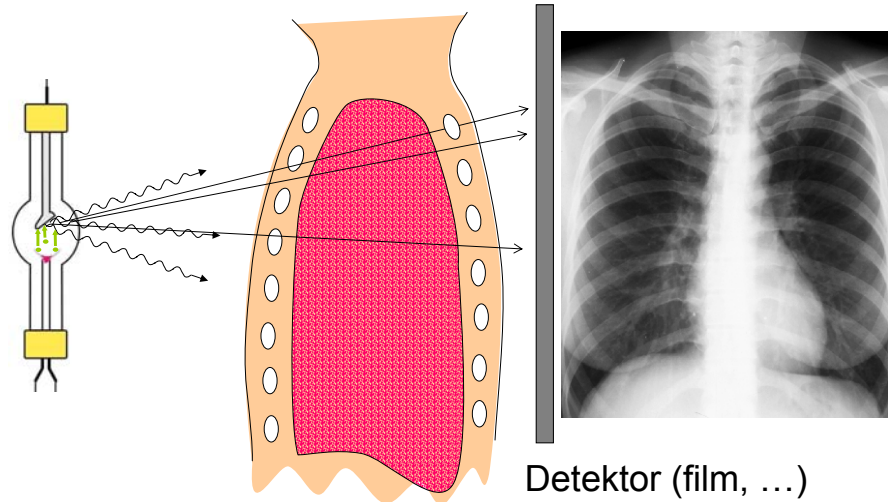


$\mu \cdot x$ Werte sind
addiert
(summiert)
Summationsbild

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

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

Grundprinzip der Summationsaufnahmen

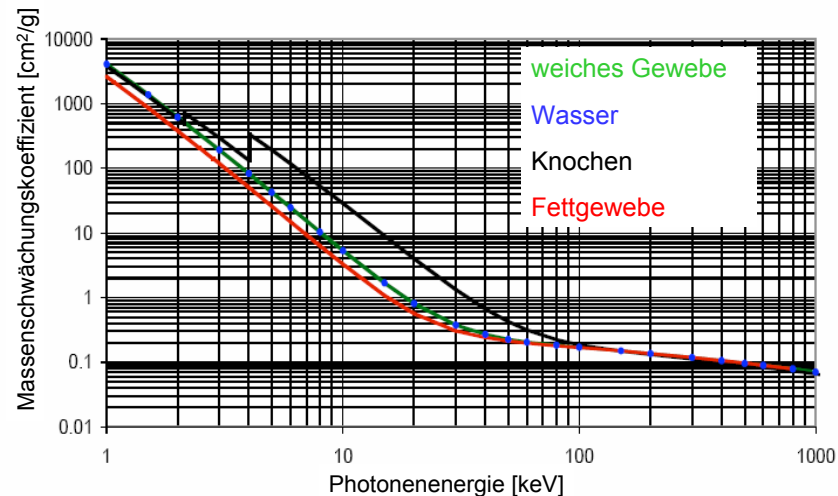


Zusammenfassung der Schwächungsmechanismen

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 H_2O 10 Elektronen: 2 von H, 8 von O

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

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

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

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

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

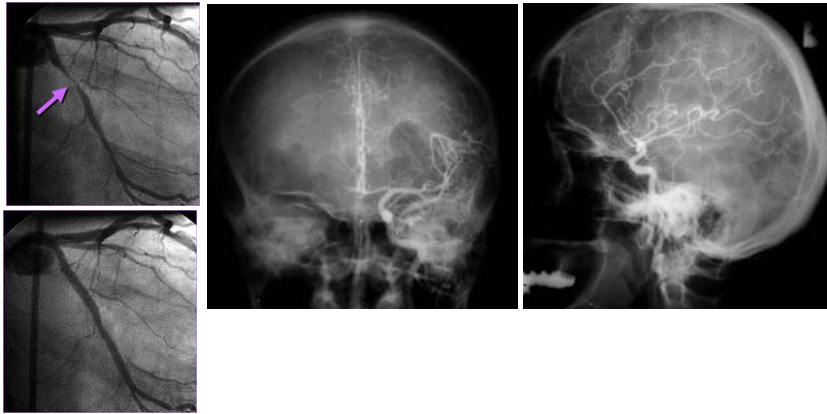
Jod (Z= 53)

Blutgefäß
(Angiographie)

Barium (Z=56)

Magen, Darm
in Form von BaSO_4

Angiographie



Kontrastmittel

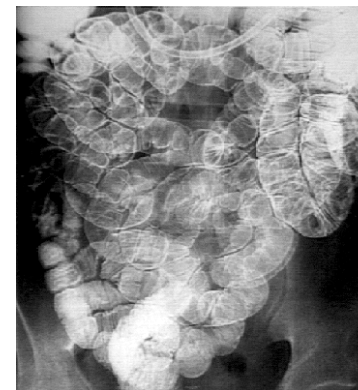
Negatives Kontrastmittel:

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

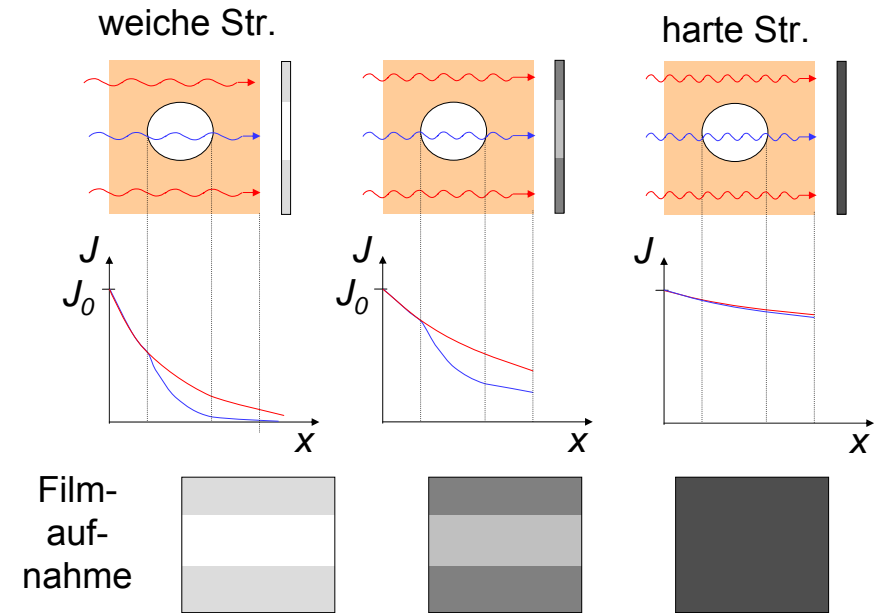
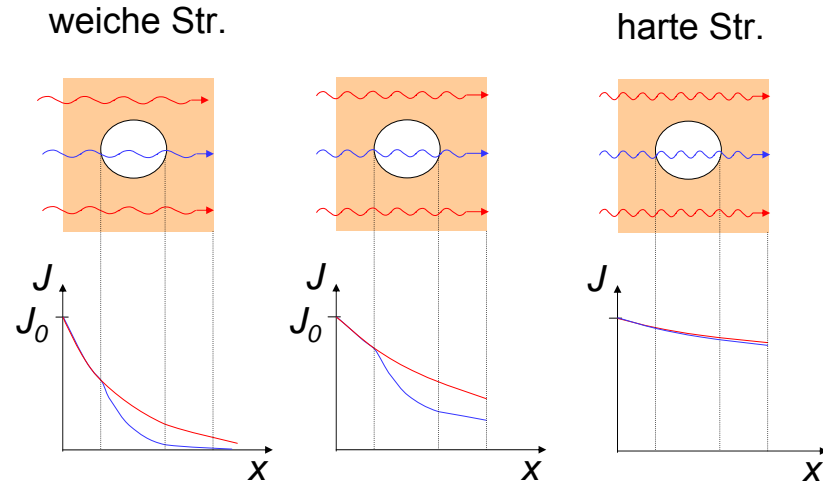
Doppelkontrast: gleichzeitige Anwendung
von einem positiven und einem negativen
Kontrastmittel.

BaSO₄ + Luft in Darm.

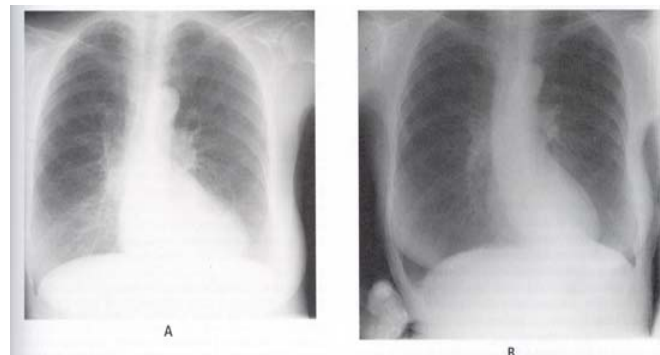
Doppelkontrastaufnahmen



Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

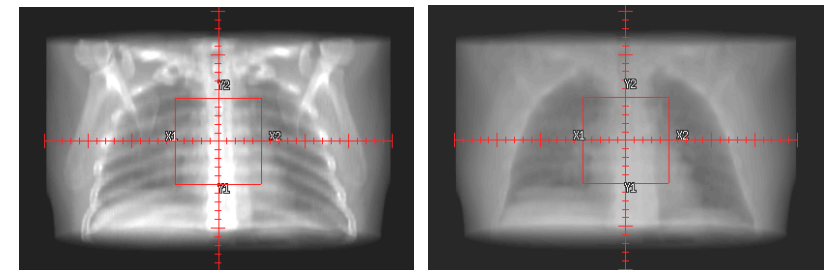


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

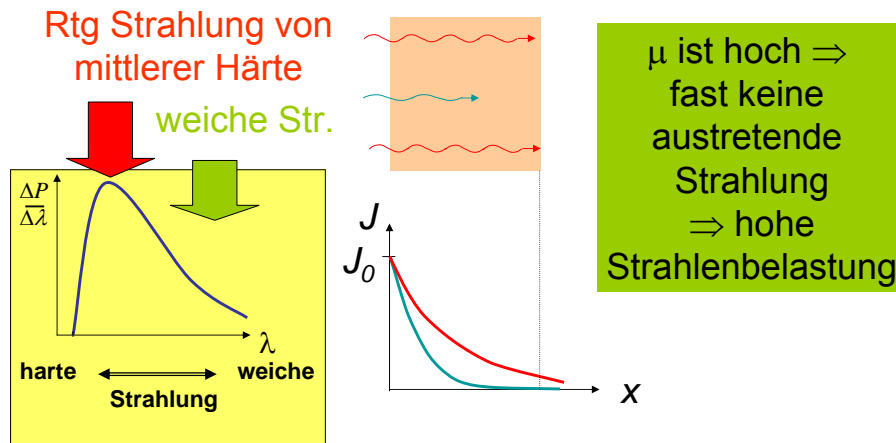
2 MeV

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

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

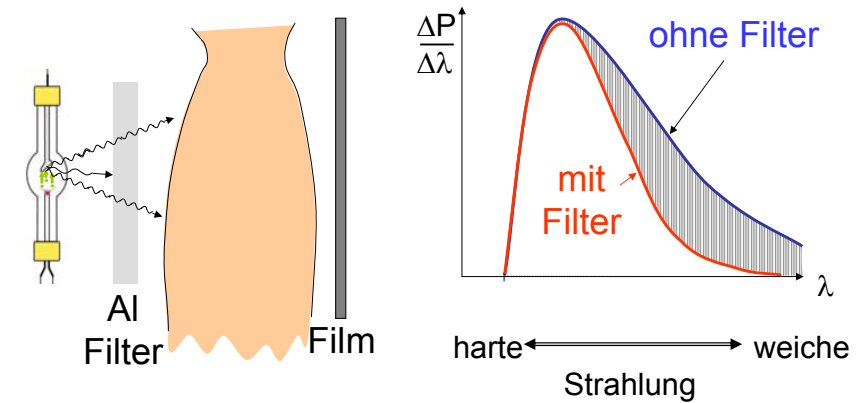
Absorption der weichen und harten Röntgenstrahlung

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

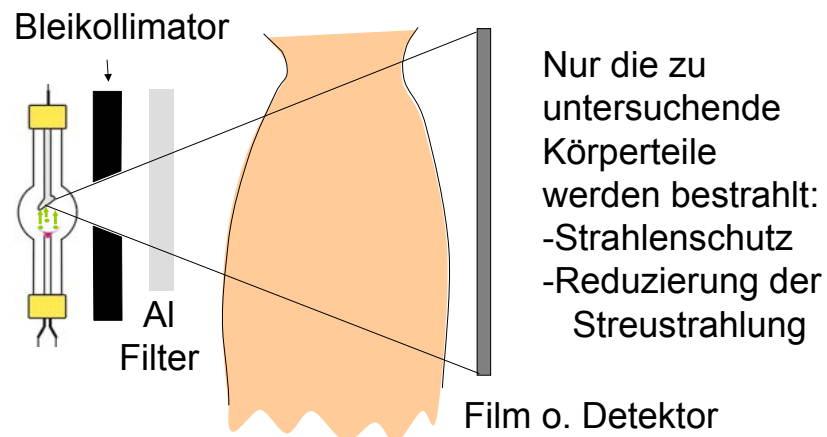


Anwendung von Filtern

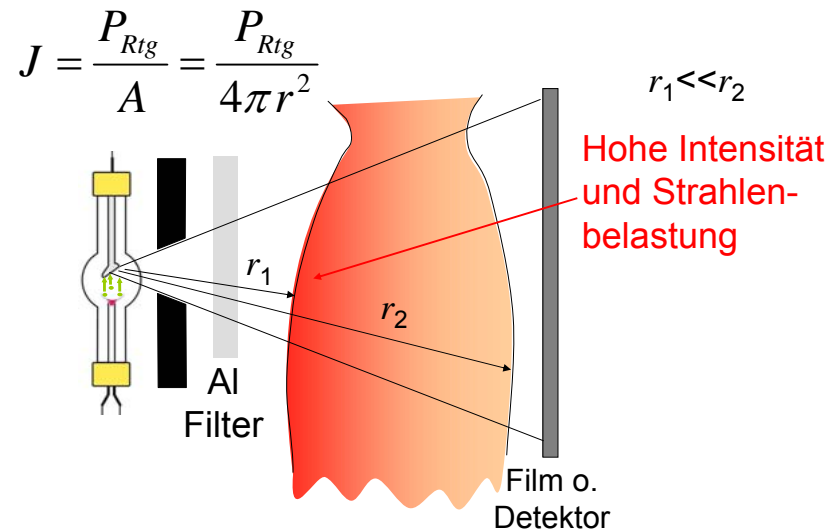
Die weiche Röntgenstrahlung muß vor dem Patient ausgefiltert werden!



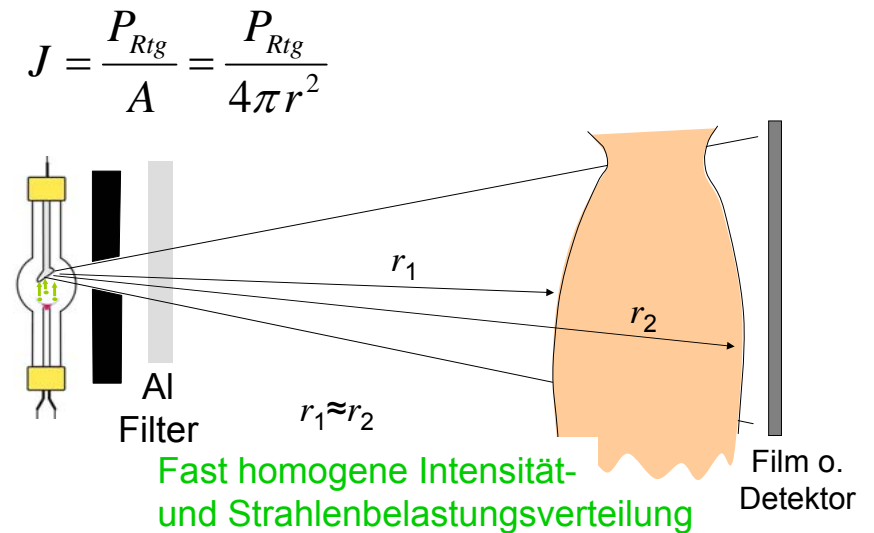
Kollimator



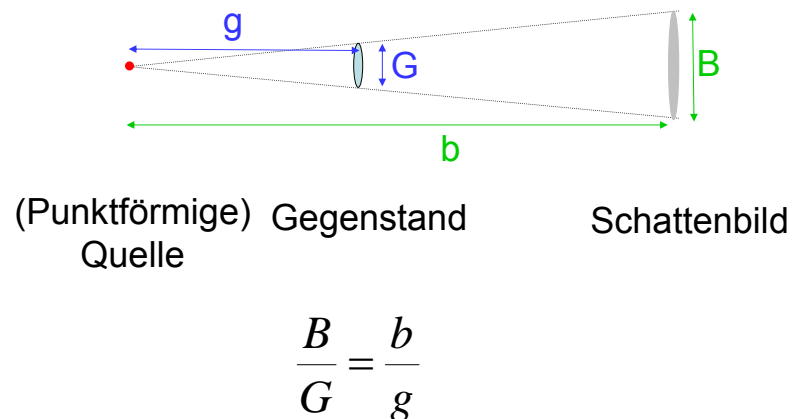
Abstand und Strahlenbelastung



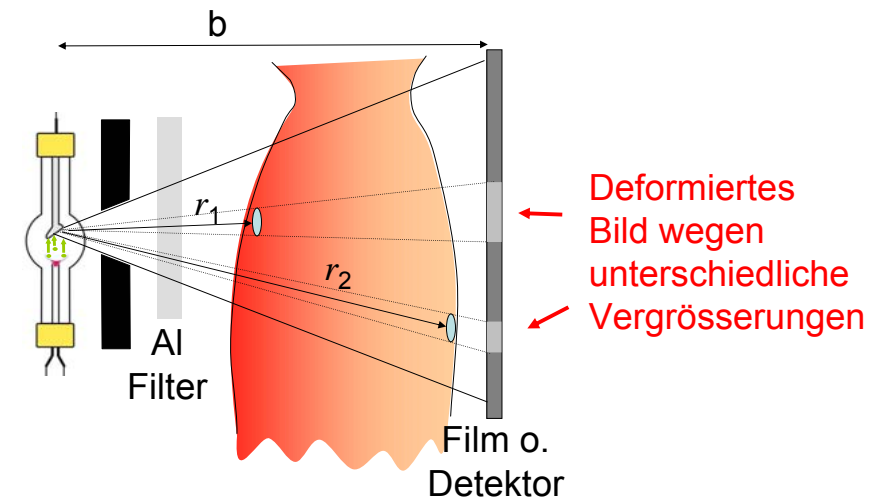
Abstand und Strahlenbelastung



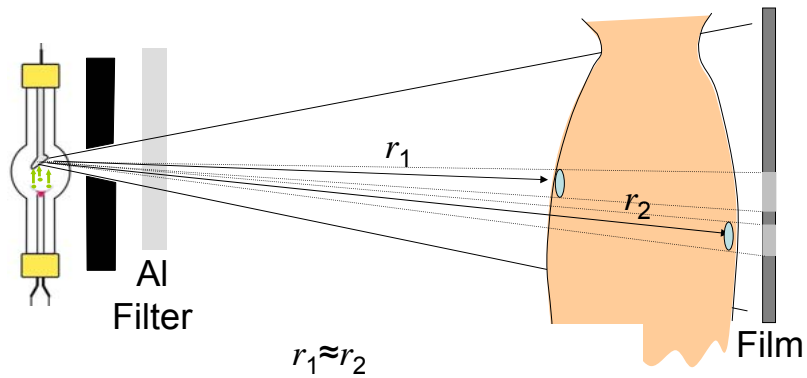
Vergrößerung des Schattenbildes



Abstand und Bildqualität



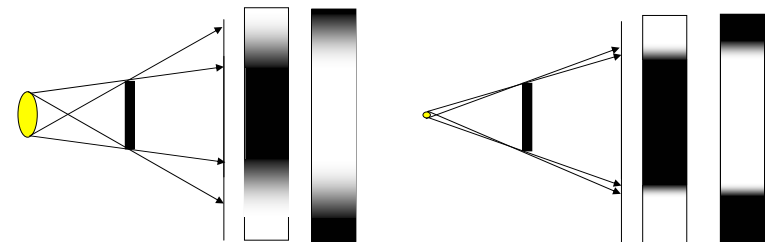
Abstand und Bildqualität



Fast gleiche Vergrößerungen



Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

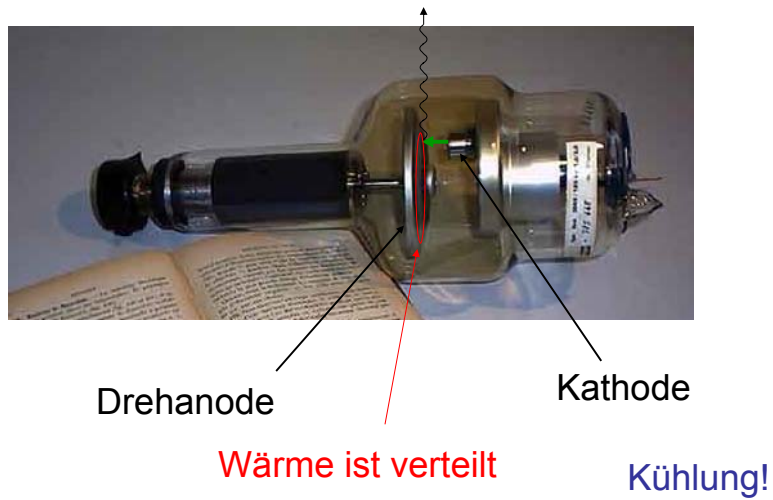


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

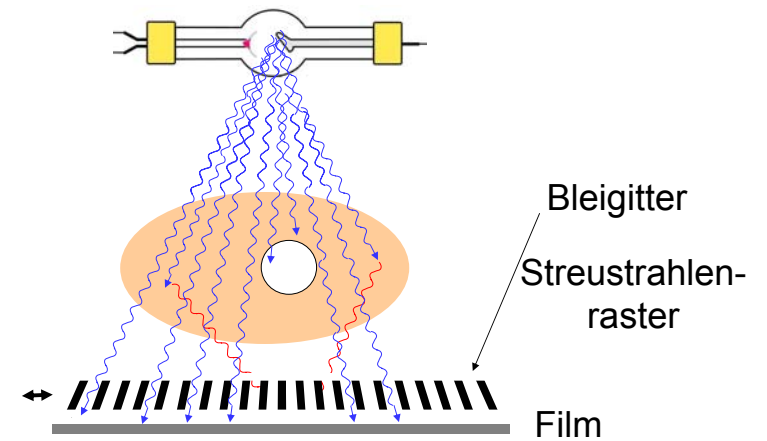
kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

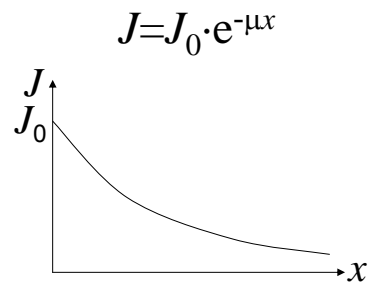
Drehanode-Röntgenröhre



Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke



Spezielle Röntgenmethoden
und Röntgentomographie (CT)

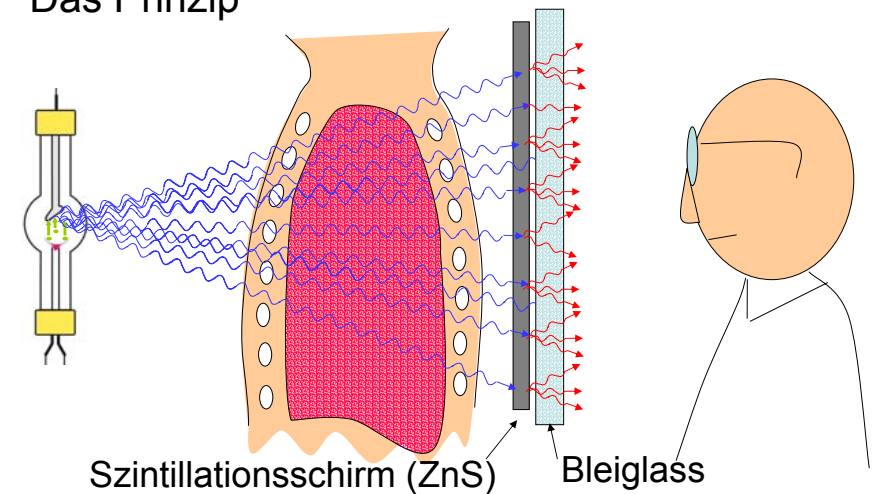


Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip

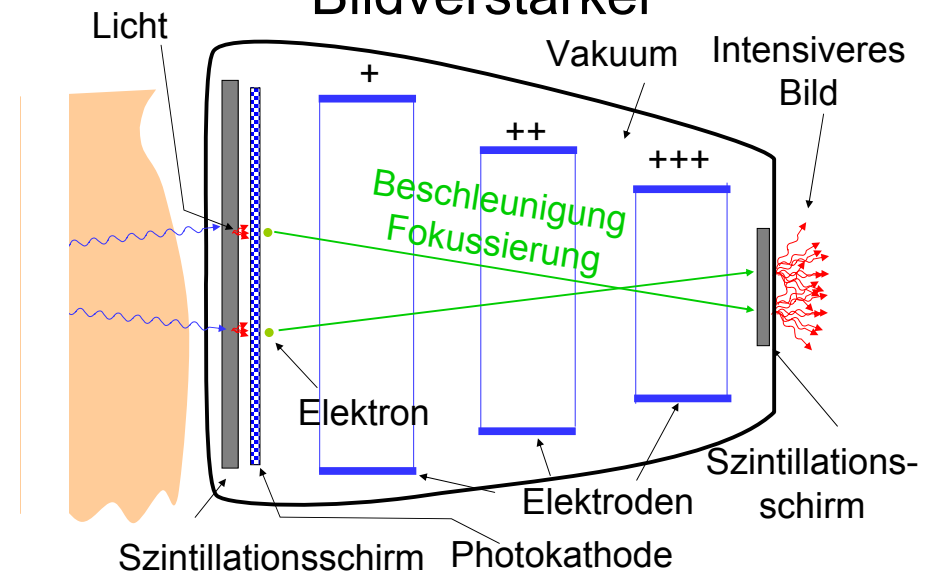


Vorteile - Nachteile

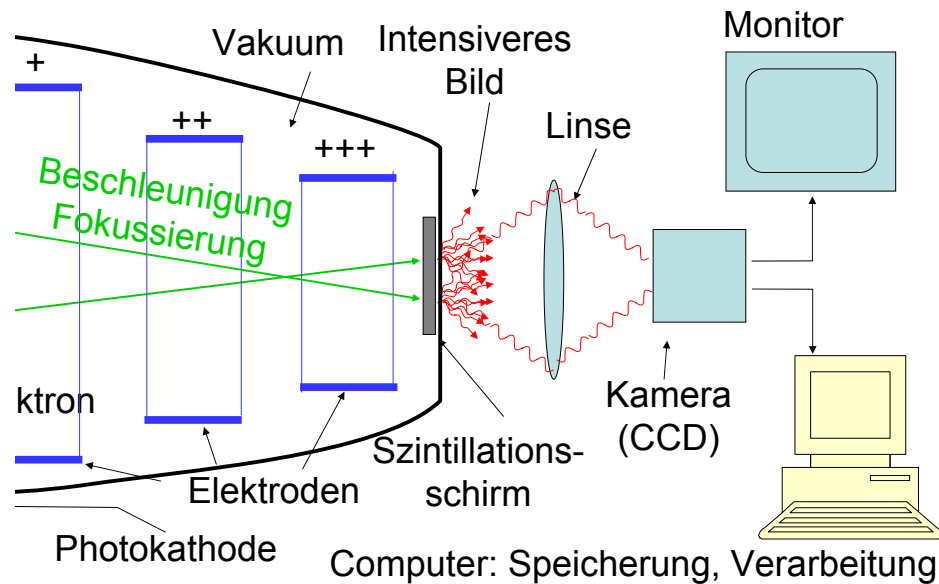
- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - lange Expositionszeit \Rightarrow hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)

\Rightarrow Bildverstärker

Bildverstärker

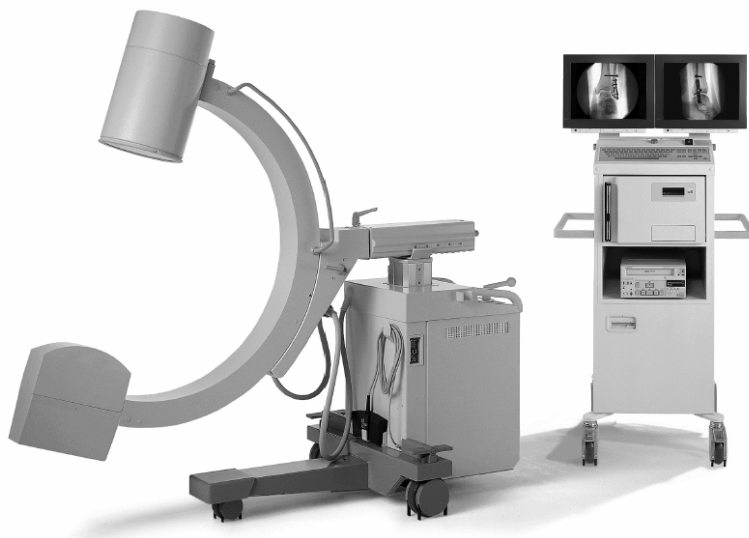


Bildverstärker



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



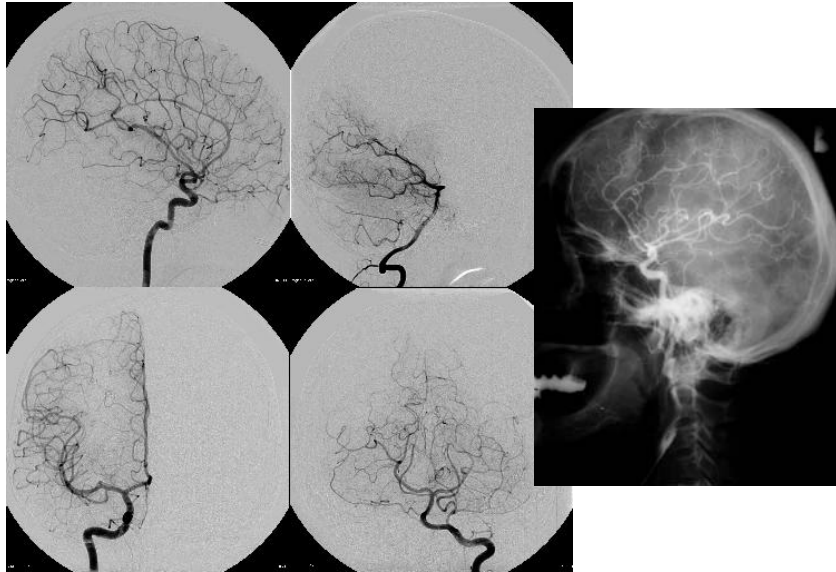
Direkte digitale Röntgentechnik

- 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 (z.B. durch einen Katheter in die Blutgefäße)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.





Röntgentomographie
CT (computed tomography)

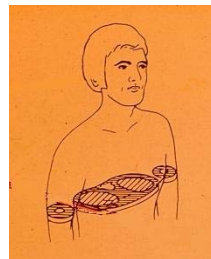
CT

- 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

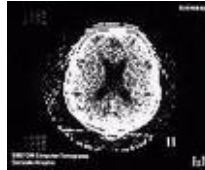
Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



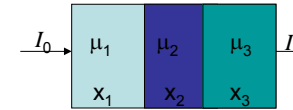
- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice

– 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

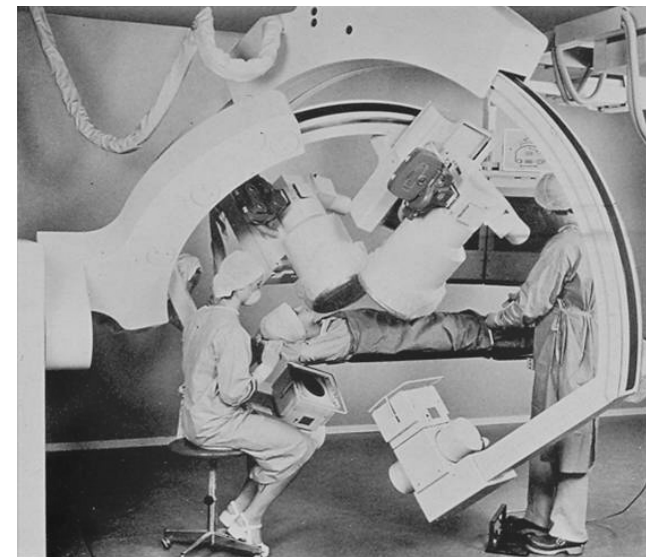
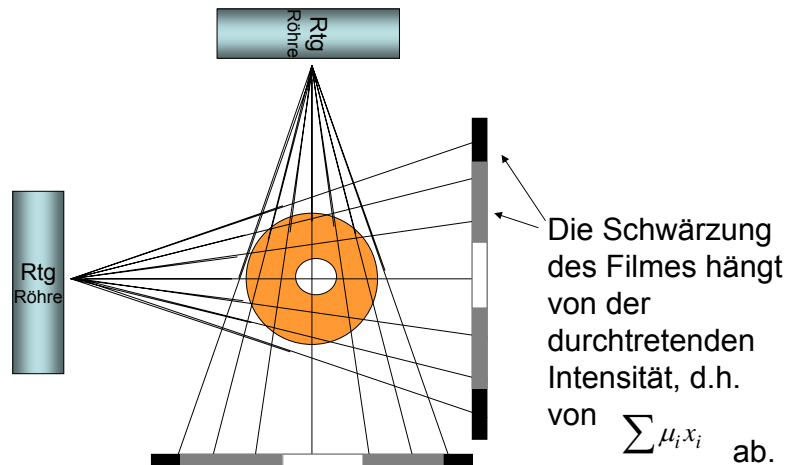
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

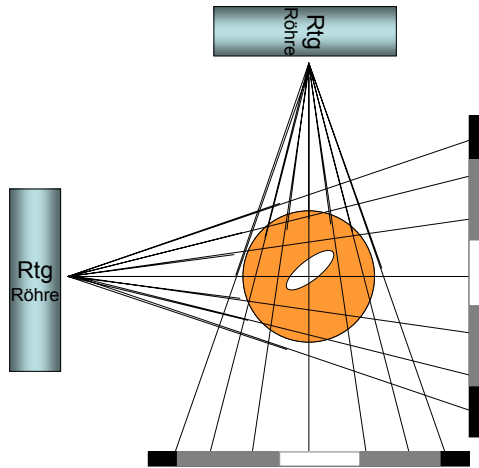


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

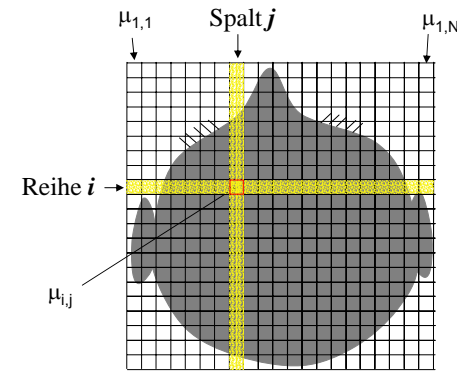
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe





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

Grundprinzip der Computertomographie



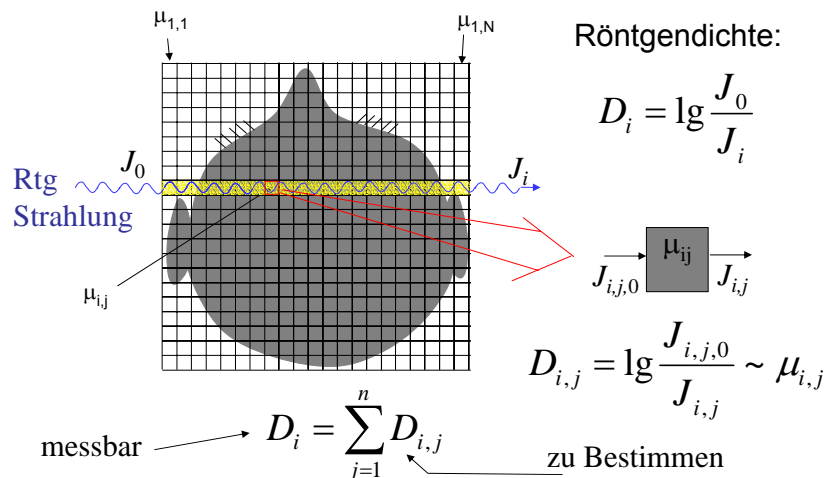
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

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

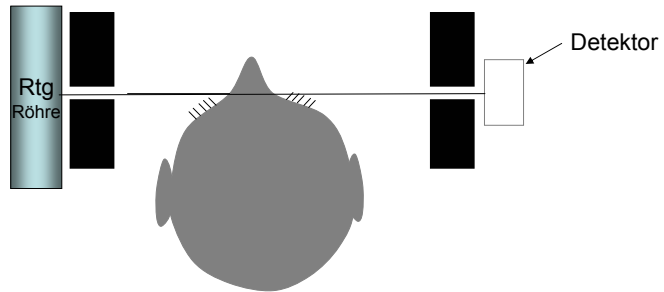
eine Aufnahme: N Messwerte

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

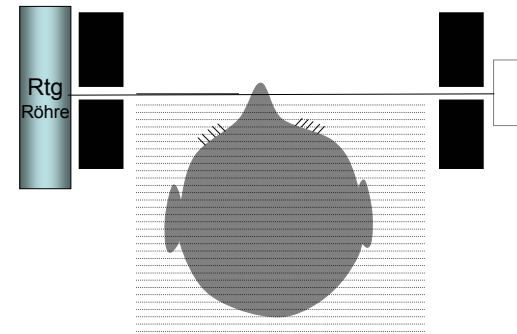
Messwerte sind notwendig

=> Aufnahmen aus mehreren Richtungen

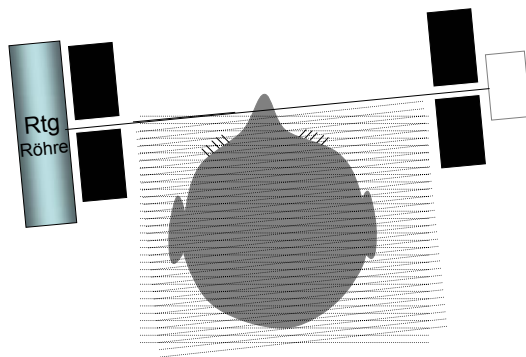
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

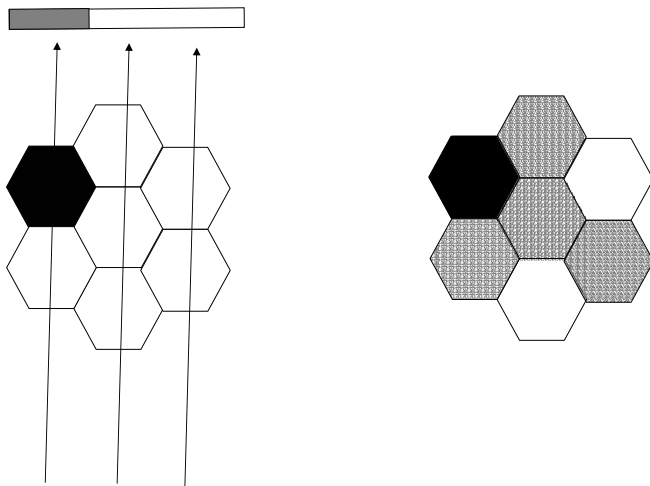
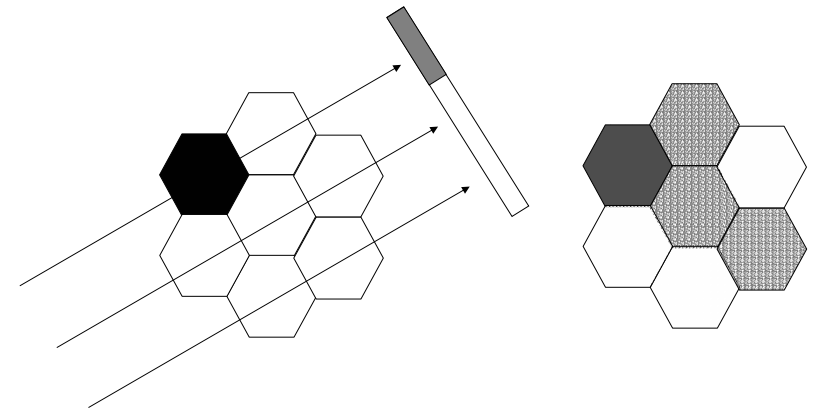
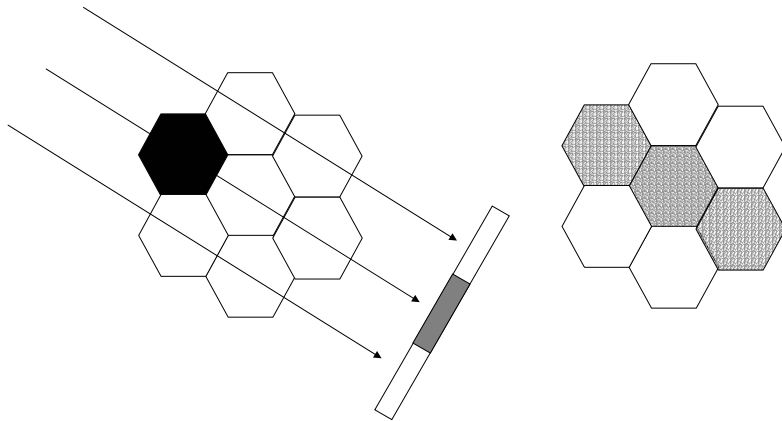
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

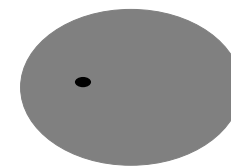
Prinzip der Rückprojektion



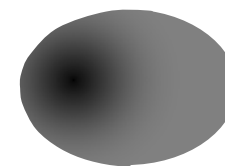
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Bild

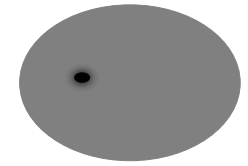
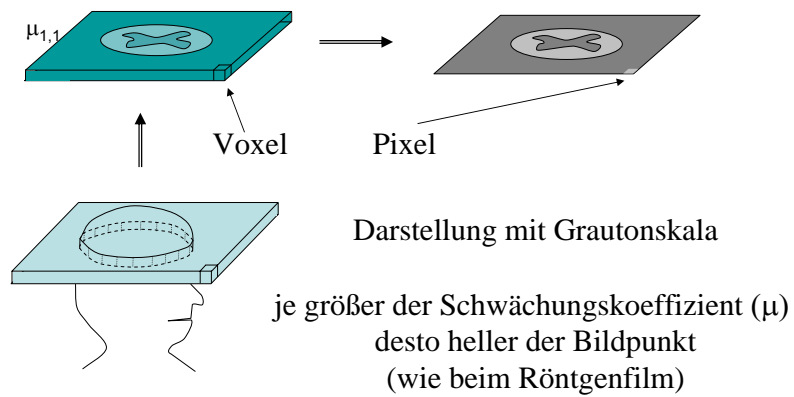
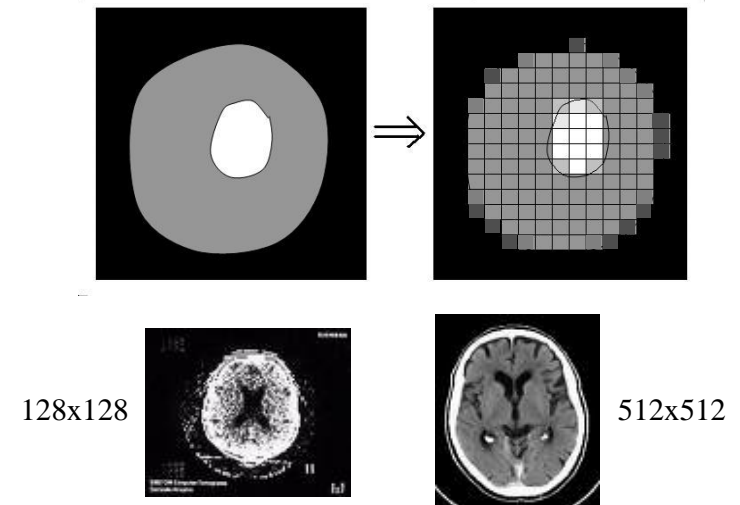


Bild nach
Filtrierung

Voxel-Pixel



Auflösung



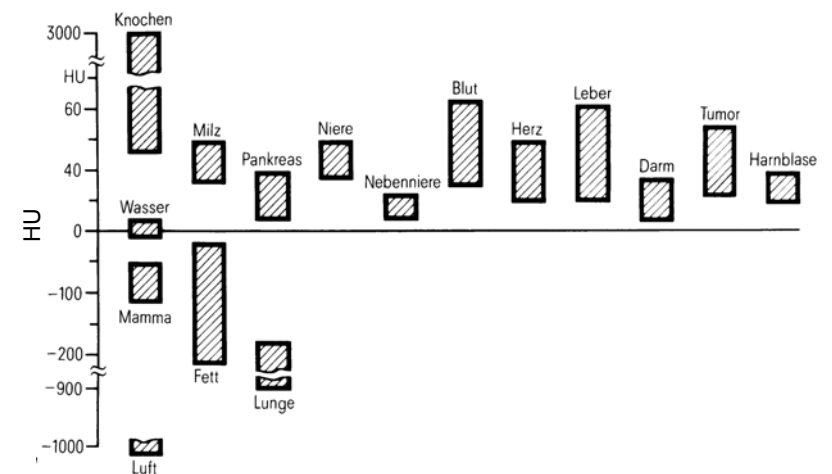
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

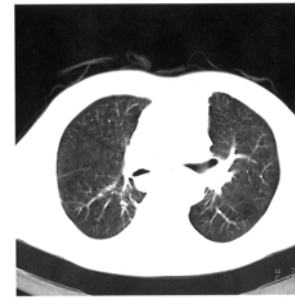
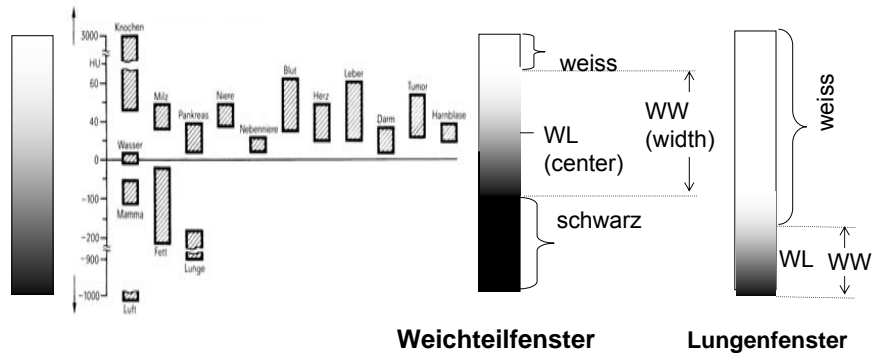
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala

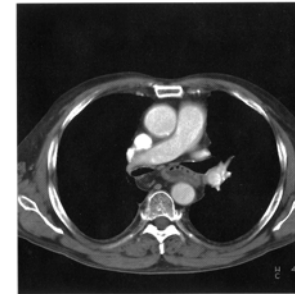


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)



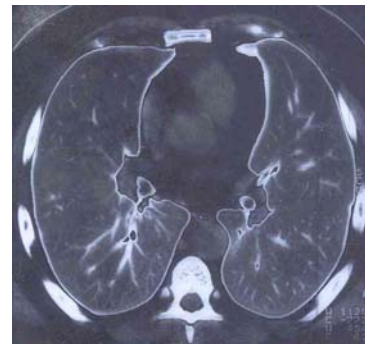
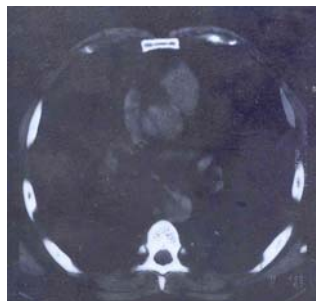
Weichteilfenster

Mitte = 35

Breite = 400

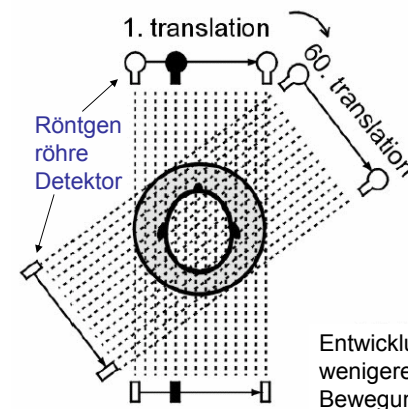
(-165 ... 235)

Doppelfenster

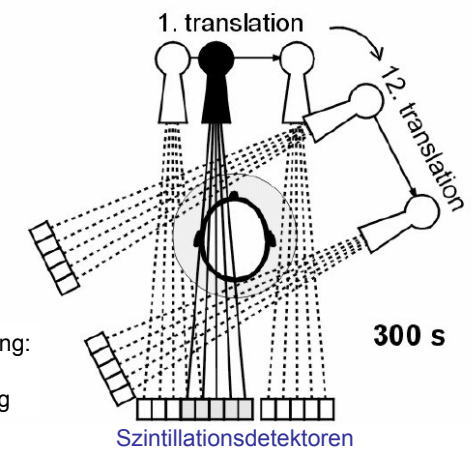


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation

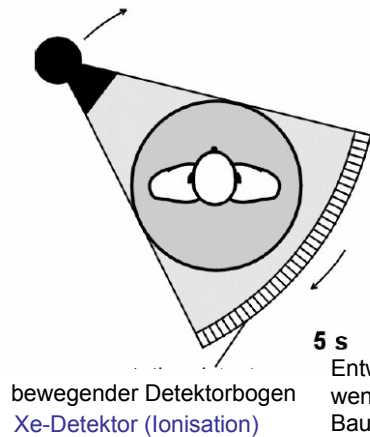


II. Generation

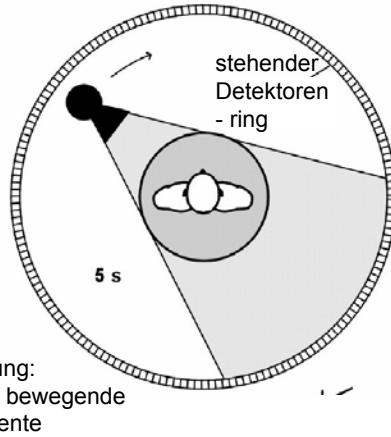


Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation

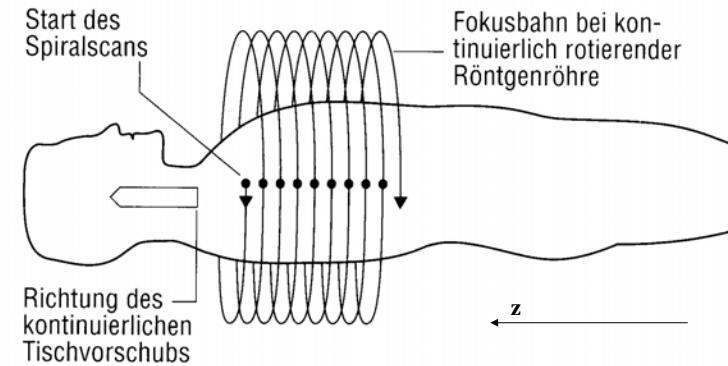


IV. Generation



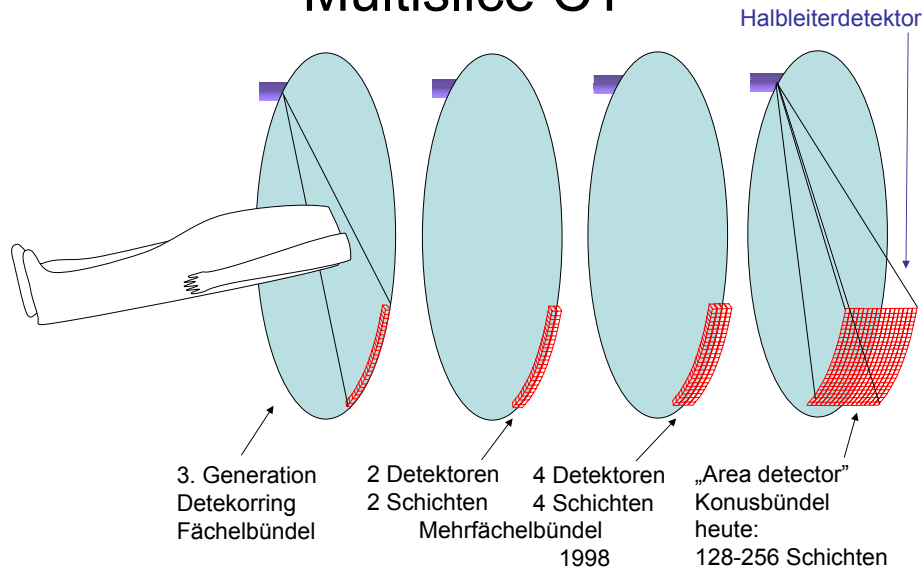
Entwicklung:
wenigere bewegende
Bauelemente

Generationen: spiral CT

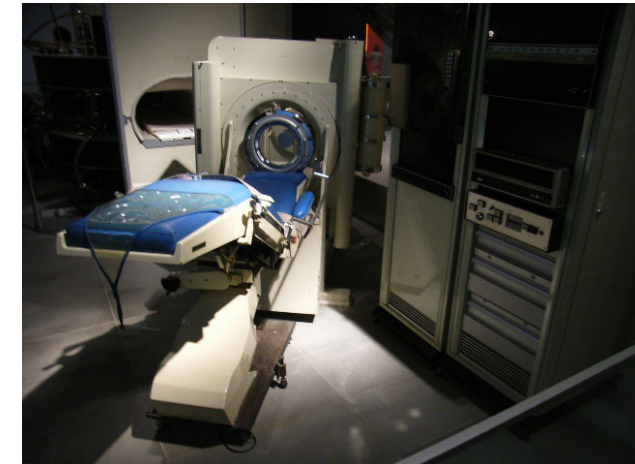


Das schichtbild kann man in einem beliebigen **z** Position gerechnet werden.

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

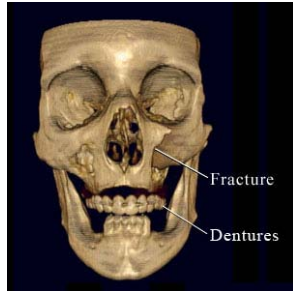
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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!

